

**EVALUACIÓN DEL EFECTO ALEANTE DEL BORO SOBRE LAS
PROPIEDADES ELECTROQUÍMICAS DE LA ALEACIÓN ASTM F 75 EN
SOLUCIÓN SALIVA ARTIFICIAL, MEDIANTE TÉCNICAS
ELECTROQUÍMICAS**

JESSICA ALEJANDRA CHAPARRO GARNICA

KEILA MELISSA PABÓN ROMÁN

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-QUÍMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES
BUCARAMANGA
2015**

**EVALUACIÓN DEL EFECTO ALEANTE DEL BORO SOBRE LAS
PROPIEDADES ELECTROQUÍMICAS DE LA ALEACIÓN ASTM F 75 EN
SOLUCIÓN SALIVA ARTIFICIAL, MEDIANTE TÉCNICAS
ELECTROQUÍMICAS**

JESSICA ALEJANDRA CHAPARRO GARNICA

KEILA MELISSA PABÓN ROMÁN

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar el título de
Ingeniera Metalúrgica.**

Director

DARÍO YESID PEÑA BALLESTEROS
Ingeniero Metalúrgico, Ph,D

Codirector

JHON HARRISON SIERRA URIBE
Ingeniero Metalúrgico

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-QUÍMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES
BUCARAMANGA
2015

DEDICATORIA

A Dios por ser esa suficiencia en mi vida, por respaldarme en todas las cosas que he emprendido, sé que los caminos que ha diseñado para mí son llenos de bendiciones. Con su inmenso amor siempre me exaltó en cada cosa que realicé durante mi carrera profesional y en medio de mis dudas solo Él me dio la fortaleza necesaria para continuar esforzándome hasta llegar al éxito que trazó en mi camino.

“Todo lo que tengo es gracias a Dios”

A mis padres que siempre han sido amorosos y pacientes conmigo, gracias Dios por darme tan buenos padres quienes me han dado todo lo necesario para apoyarme durante mi formación profesional.

A mis hermanos por su paciencia y amor durante todos estos años que hemos compartido.

A mi compañera de Tesis quien vivió conmigo esta experiencia y siempre me apoyó incondicionalmente.

Melissa Pabón

DEDICATORIA

A Dios por guiarme siempre, regalarme sabiduría, fortaleza, entendimiento, y la capacidad para llevar a cabo este trabajo.

A mis padres por ser mi apoyo incondicional en todo momento, por su comprensión y sobre todo por toda la confianza que siempre depositan en mí.

A mi segunda mamá porque sin ella nada hubiera sido igual, doy gracias a Dios por su vida.

A mis hermanos a los cuales adoro con el alma, por estar siempre dándome fuerzas para lograr esto, porque sin ellos la vida sería muy aburrida.

A mi compañera de tesis y amiga por el compromiso y empeño para sacar adelante este proyecto, por todos sus consejos y enseñanzas.

A la selección femenina de fútbol por ser como mi segunda familia, por todos los momentos únicos e inolvidables que viví allí.

Alejandra Chaparro

AGRADECIMIENTOS

Al Grupo de Investigaciones en Corrosión (GIC) por permitir desarrollar la presente investigación y darnos la oportunidad de crecer a nivel profesional.

A nuestro director Darío Yesid Peña Ballesteros por su disposición y colaboración durante la realización de este trabajo de investigación.

Al Ingeniero Metalúrgico Jhon Harrison Sierra Uribe por contribuir a nuestro trabajo con su orientación.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	18
1. OBJETIVOS	20
1.1 OBJETIVO GENERAL	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
2. ANTECEDENTES	21
3. METODOLOGÍA.....	27
3.1 CARACTERIZACIÓN SUPERFICIAL	27
3.2 CARACTERIZACIÓN ELECTROQUÍMICA	28
3.2.1 Resistencia a la polarización lineal.....	29
3.2.2 Curvas potenciodinámicas.....	29
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	30
4.1 CARACTERIZACIÓN DE LA ALEACIÓN USANDO MEDICIONES DE MICROSCOPIA ÓPTICA.....	30

4.1.1. Fotomicrografías tomadas con microscopia óptica para la aleación Co-Cr-Mo con 0%, 0.3%, 0.6%, 1% de Boro.	30
4.2 ANÁLISIS SUPERFICIAL DE LA ALEACIÓN ASTM F 75 MEDIANTE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO (SEM).	31
4.3 ESPECTROS (EDS) PARA LA ALEACIÓN CO-CR-MO CON 0%, 0.3%, 0.6%, 1% DE BORO, ANTES Y DESPUÉS DE LAS PRUEBAS ELECTROQUÍMICAS REALIZADAS A 7 DÍAS Y 15 DÍAS DE INMERSIÓN CON PH 6,7.....	38
4.4 EVALUACIÓN ELECTROQUÍMICA DE LA ALEACIÓN ASTM F-75.....	44
4.4.1 Evaluación del comportamiento electroquímico mediante el uso de la técnica resistencia a la polarización lineal (RPL).	44
4.4.2 Evaluación del comportamiento electroquímico mediante el uso de la técnica polarización potenciodinámica.....	49
5. CONCLUSIONES.....	57
6. RECOMENDACIONES	58
CITAS.....	59
BIBLIOGRAFÍA.....	63
ANEXOS.....	63

LISTA DE FIGURAS.

Pág

Figura 1. Diagrama de flujo experimental para el desarrollo del proyecto.....	27
Figura 2. Fotomicrografías tomadas con microscopia óptica para la aleación Co-Cr-Mo con 0%, 0.3%, 0.6%, 1% de Boro.....	31
Figura 3. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0% de Boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	32
Figura 4. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0,3% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	34
Figura 5. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0,6% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	35
Figura 6. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 1% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	37
Figura 7. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	39

Figura 8. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0,3% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	40
Figura 9. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0,6% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	42
Figura 10. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 1% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.	43
Figura 11. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.	45
Figura 12. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.	47
Figura 13. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8.	49
Figura 14. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7. ...	50
Figura 15. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.	51
Figura 16. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	52

Figura 17. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	53
Figura 18. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	54
Figura 19. Velocidad de corrosión de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8.....	56
Figura 20. Montaje experimental para pruebas electroquímicas.....	71
Figura 21. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.....	71
Figura 22. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.	72
Figura 23. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	73
Figura 24. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	73
Figura 25. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días.....	75

LISTA DE TABLAS

Pág

Tabla 1. Composición de la saliva artificial.....	28
Tabla 2. Valores de resistencia a la polarización (R_p) de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% con tiempos de 5 y 15 días de inmersión en saliva artificial a pH 6,7.....	46
Tabla 3. Valores de resistencia a la polarización (R_p) de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.....	48
Tabla 4. Composición química de la aleación Co-Cr-Mo - ASTM F-75 con los diferentes porcentajes de Boro, (B0 = 0% Boro), (B1 = 0.3% Boro), (B2 = 0.6% Boro) y (B3 = 1% Boro).....	70
Tabla 5. Parámetros electroquímicos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de Boro a pH 6,7.....	76
Tabla 6. Parámetros electroquímicos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de Boro a pH 8.....	77

LISTA DE ANEXOS

Pág

Anexo A. Composición química de la aleación Co-Cr-Mo - ASTM F-75.....	70
Anexo B. Microestructura de la aleación ASTM F 75 con 1% de Boro a 500X con sus respectivas fases.....	71
Anexo C. Montaje experimenta.....	71
Anexo D. Resistencia a la polarización lineal.....	72
Anexo E. Parámetros electroquímicos obtenidos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de boro.....	76

RESUMEN

TÍTULO: EVALUACIÓN DEL EFECTO ALEANTE DEL BORO SOBRE LAS PROPIEDADES ELECTROQUÍMICAS DE LA ALEACIÓN ASTM F 75 EN SOLUCIÓN SALIVA ARTIFICIAL, MEDIANTE TÉCNICAS ELECTROQUÍMICAS*

AUTORES: CHAPARRO GARNICA, Jessica Alejandra; PABÓN ROMÁN, Keila Melissa.**

PALABRAS CLAVES: Boro; Saliva Artificial; Aleación ASTM F75; Comportamiento Electroquímico; Velocidad de Corrosión.

DESCRIPCIÓN:

La velocidad de corrosión y el daño superficial de la aleación ASTM F75 fueron estudiados por métodos electroquímicos usando un medio de saliva artificial con pH 6,7 y 8. La investigación se centró en conocer el comportamiento electroquímico de la aleación Co-Cr-Mo con 0%, 0,3%, 0,6% y 1% de boro como elemento aleante por periodos de 7 y 15 días, y el efecto del boro sobre las propiedades características como la resistencia al desgaste y la resistencia a la corrosión de esta aleación. Para ello se hizo uso de métodos como resistencia a la polarización lineal (RPL) y curvas potenciodinámicas de polarización, encontrando que la aleación Co-Cr-Mo con 0,3% de boro tiene un comportamiento termodinámicamente estable con menor tendencia a degradarse comparado con los otros porcentajes de boro evaluados, donde la velocidad de corrosión y el daño superficial disminuyen a mayor pH.

La influencia del pH de la saliva artificial sobre la formación de la capa pasiva en la superficie de la aleación indica que es menos conductora a mayor pH. Lo mencionado anteriormente, se sustenta con los resultados obtenidos mediante la aplicación de la microscopia electrónica de barrido (SEM) en cada una de las muestras en estudio. Este comportamiento es atribuido a la influencia de la microestructura del material e indica que esta aleación se está protegiendo por medio de una capa de óxido pasiva (Cr_2O_3).

* Trabajo de grado .

** Facultad de Ingenierías Físico-Químicas. Escuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de Materiales. Director: Darío Yesid Peña Ballesteros. Codirector: Jhon Harrison Sierra Uribe

ABSTRACT

TITLE: EVALUATION OF THE ALLOYING EFFECT OF BORON ON ELECTROCHEMICAL PROPERTIES OF ALLOY ASTM F75 IN ARTIFICIAL SALIVA SOLUTION, USING ELECTROCHEMICAL TECHNIQUES*

AUTHORS: CHAPARRO GARNICA, Jessica Alejandra; PABÓN ROMÁN, Keila Melissa.**

KEY WORDS: Boron; Artificial Saliva; Alloy ASTM F 75; Electrochemical Behavior; Corrosion Rate.

DESCRIPTION:

The corrosion rate and the superficial damage of alloy ASTM F75 were studying by methods electrochemical using an artificial saliva method with pH 6,7 and 8. The investigation focused in know the electrochemical behavior of alloy Co-Cr-Mo with 0%, 0,3%,0,6% and 1% of boron like elements alloying for periods of 7 and 15 days, and the effect of boron over the characteristics properties like the wear resistance and the corrosion resistance of this alloy. For that it was used methods like linear polarization resistance (LPR) and potentiodynamic polarization curves, finding that the alloy Co-Cr-Mo with 0,3% of boron has a behavior thermodynamically stable with lower tendency to degrade compared with the others percentages of boron evaluated, where the corrosion rate and the superficial damage decrease to higher pH.

The pH influence of artificial saliva over the passive layer formation in the surface of the alloy indicates that is lower leader to higher pH. The aforementioned is based in the results obtained through the application of the scanning electron microscope (SEM) in each one of the samples in the study. This behavior is attributed to the influence of the material microstructure and indicates that this alloy is protecting for middle of I passive oxide layer (Cr_2O_3).

* Degree Work

** Faculty of Engineering Physical Chemistry. School of Chemical Engineering. Director: Darío Yesid Peña Ballesteros. Codirector: Jhon Harrison Sierra Uribe

INTRODUCCIÓN

Los implantes metálicos odontológicos están sujetos a la corrosión cuando están en contacto con fluidos corporales debido a que el entorno del cuerpo es muy agresivo por la presencia de cloruros. En la actualidad el desarrollo de nuevas tecnologías en los biomateriales ha avanzado constantemente, en donde son tenidos en cuenta factores de diseño tales como sus propiedades mecánicas, químicas y tribológicas, además de su biocompatibilidad.

Un aspecto de interés para el estudio de las aleaciones a base cobalto, es su velocidad de corrosión en el medio saliva artificial. El conocimiento de sus propiedades ha sido esencial para garantizar el buen funcionamiento de estos biomateriales, debido a que en estas aleaciones se producen variedad de reacciones químicas, provocando que algunos componentes de la aleación se oxiden.

Dado que la aleación $\text{Co}_{28}\text{Cr}_6\text{Mo}$ conocida también como ASTM F75 (base cobalto) se degrada liberando iones perjudiciales en el cuerpo humano, realizar estudios electroquímicos permiten predecir el tiempo con el cual la aleación empezará a generar problemas, y el daño superficial que se presenta en la aleación, lo cual ayudaría a estudiar la biocompatibilidad entre la aleación, el tejido y el medio biológico.

La aleación ASTM F75 se caracteriza por su elevada dureza y resistencia al desgaste; la resistencia a la corrosión de estas aleaciones parece ser debida a la gran concentración de cromo que por oxidación forma una capa de óxidos que protege la superficie de la aleación. Sin embargo, cuando es implantado en el cuerpo la aleación experimenta fenómenos combinados de corrosión-desgaste (tribocorrosión), una forma de la degradación del metal.

En la actualidad existe la preocupación de que la aleación ASTM F75 pueda conducir a la liberación de iones metálicos en el cuerpo, teniendo un efecto adverso en los tejidos del cuerpo. La adición del boro como elemento aleante puede mejorar algunas propiedades de esta aleación como la resistencia a los esfuerzos de ruptura y un aumento significativo en la templabilidad del material, sin embargo es importante realizar un estudio más detallado sobre los efectos que provee.

El objetivo de la presente investigación es el de contribuir al conocimiento de la resistencia a la corrosión y daño superficial de la aleación ASTM F75 al adicionar diferentes porcentajes de boro como elemento aleante y su comportamiento electroquímico en un medio de saliva artificial.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Estudiar el efecto aleante del boro sobre las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM F75 en solución saliva artificial, mediante técnicas electroquímicas.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Conocer el comportamiento electroquímico de la aleación ASTM F 75, mediante técnicas electroquímicas de resistencia a la polarización lineal (RPL) y curvas potenciodinámicas de polarización.
- Determinar el tipo de daño superficial de la aleación, después de estar en contacto con la solución saliva artificial durante 15 días.

2. ANTECEDENTES

Los biomateriales se diferencian de los demás tipos de materiales por ser biocompatibles desde un punto de vista químico, mecánico y médico, es decir sus productos de degradación no son tóxicos, y deben tener propiedades mecánicas que permitan su aplicación en el cuerpo humano. Estos materiales pueden ser de origen biológico o sintético, dependiendo de su aplicación y la función que van a cumplir en el cuerpo. [1]

Una gran variedad de materiales metálicos han sido utilizados como implantes dentales, entre los que se destacan las aleaciones de cobalto, debido a su resistencia a la corrosión, y su estabilidad mecánica en el ambiente oral. Un estudio realizado in vitro e in vivo ha confirmado su biocompatibilidad y su idoneidad como material para implantes quirúrgicos. [2]

Sin embargo debido al ambiente agresivo oral se produce la degradación mecánica / química de los implantes, lo que causa problemas clínicamente significativos tales como la formación de residuos de metal y aumento de la liberación de iones metálicos. Los iones metálicos de Co, Cr y Mo se liberan en el cuerpo por disolución y desgaste mecánicamente acelerados por procesos como la fatiga por corrosión y corrosión por fricción, que aumentan significativamente la pérdida de material.

La biocompatibilidad de la aleación de Co-Cr-Mo está estrechamente vinculada a la capacidad del material para no degradarse, que se atribuye a la formación espontánea de una película de óxido pasivo. La integridad de esta película de óxido ha sido fuertemente correlacionada con la estabilidad química y mecánica de la aleación una vez es implantada en el cuerpo. Sin embargo, las

aleaciones de Co-Cr-Mo todavía pueden tener un efecto adverso en el cuerpo cuando el implante presenta tribocorrosión [3].

Las partículas metálicas liberadas por el desgaste y la corrosión no son absorbidas directamente al organismo, sino que son fagocitadas por las células. Su digestión intracelular origina la disolución de las partículas metálicas y su distribución posterior por los fluidos corporales. [4]

La principal aplicación de aleaciones Co-Cr-Mo, está en odontología y en la fabricación de prótesis articulares como vástagos de prótesis que soportan grandes esfuerzos, tales como las de cadera y rodilla. El Molibdeno se añade como afinador de grano, lo que aumenta la resistencia mecánica de la aleación sin importar el método de fabricación de prótesis [1].

La aleación Co-Cr-Mo (ASTM F75) es utilizada para la manufactura de implantes mediante técnicas de cera perdida (investment casting), este proceso de fabricación permite alcanzar dimensiones cercanas a las finales, debido a que esta aleación es difícil de mecanizado [5].

El comportamiento a la corrosión de las aleaciones Co-Cr-Mo es dependiente de su microestructura; la película de óxido es menos uniforme y estable, debido a su estructura dendrítica, en comparación a una matriz homogénea. Además, puede presentarse un ataque localizado en una zona empobrecida de cromo, adyacente a los límites de grano y carburos, cuya formación se presenta durante la solidificación de la aleación, por el fenómeno conocido como sensibilización [6].

Giacchi J y col. [7] reportaron en la literatura un estudio detallado de la microestructura de estas aleaciones, la cual está compuesta por granos formados por dendritas de fase -fcc y carburos $M_{23}C_6$, presentando una gran variación en su composición.

Montero Ocampo y col. [6] encontraron que el principal mecanismo de endurecimiento de las aleaciones Co-Cr-Mo, para el estado “as-cast”, es la precipitación de carburos, que se forman en una reacción eutéctica y precipitan normalmente en regiones interdendríticas y bordes de grano. Debido a las bajas velocidades de enfriamiento asociadas al método de fabricación, dos morfologías de carburos pueden coexistir: la de “tipo bloque” y la de “tipo perlita”, producto de la reacción eutéctica; mezcla de finas láminas de carburo $M_{23}C_6$ intercaladas con fase α -CCC.

Quiñones J. y Santos J. [8] reportaron que debido a la naturaleza lenta de la transformación de fase cristalina de CCC a HC durante la solidificación, la microestructura de la aleación consiste principalmente de una matriz dendrítica de cobalto CCC (fase α) a temperatura ambiente, lo que indica que la aleación está en un estado meta estable.

La característica más especial del Boro es su baja temperatura eutéctica. La adición del Boro reduce notablemente la temperatura de solidificación de aleaciones a base de cobalto [9]. El Boro con Cromo forman boruros, por lo que pueden mejorar la dureza de las aleaciones. Cuando se encuentra en solución sólida el Boro, aumenta la templabilidad del material, proporciona resistencia a los esfuerzos de ruptura y le da propiedades de fluencia; sin embargo, también es muy conocido su alto grado de segregación hacia los límites de grano, lo que afecta las posibles transformaciones en estado sólido [6].

Como fases secundarias se manifiesta principalmente un precipitado eutéctico interdendrítico compuesto por carburos $M_{23}C_6$; un compuesto intermetálico σ y una fase laminar formada por placas interpuestas de $M_{23}C_6$ (M = metal) en los límites de grano. Varios estudios realizados en aleaciones Co-Cr-Mo modificadas, han encontrado que adiciones de boro pueden ayudar a mejorar algunas de sus características mecánicas y electroquímicas.

Correa R. [10] encontró que agregando pequeñas cantidades de boro sobre aleaciones susceptibles a la sensibilización mejora sus propiedades mecánicas, influye en la estructura del límite de grano y reduce la solubilidad del carbono en austenita, lo que a su vez incrementa la precipitación de tamaños más finos de carburos MC y $M_{23}C_6$. Si la adición de boro agregado es suficientemente alta, se formarán boruros, generalmente de M_3B_2 con una estructura tetragonal.

La caracterización electroquímica de aleaciones a base Cobalto por medio de técnicas electroquímicas, han mostrado que este tipo de aleaciones presentan bajas velocidades de corrosión y forman espontáneamente una capa pasiva que puede verse afectada con el contacto con los fluidos corporales simulados [8].

La corrosión puede ser estudiada por medio de técnicas electroquímicas, los cuales están basados en la perturbación controlada de una de las dos variables eléctricas fundamentales, voltaje o corriente, y la medición del cambio de la otra variable como consecuencia de la alteración introducida al sistema.

Haciendo uso de estos métodos es posible estimar la velocidad de corrosión y, además, extraer información adicional sobre las características del sistema,

que es difíciles de obtener mediante otras técnicas experimentales. Dentro de las técnicas electroquímicas más empleadas se encuentran: la resistencia a la polarización lineal, curvas de polarización potenciodinámicas y la espectroscopia de impedancia electroquímica. [11].

F. Riaño y J. Tarazona [9], encontraron que la aleación Co-Cr-Mo con 0,3% de boro presenta un mejor comportamiento electroquímico en comparación con los demás porcentajes evaluados en solución Ringer, también encontraron que la velocidad de corrosión aumenta para los porcentajes de boro mayores a 0.3%, lo cual indica que con la adición de boro, las precipitaciones de boruros aumentan de manera significativa modificando la microestructura de la aleación.

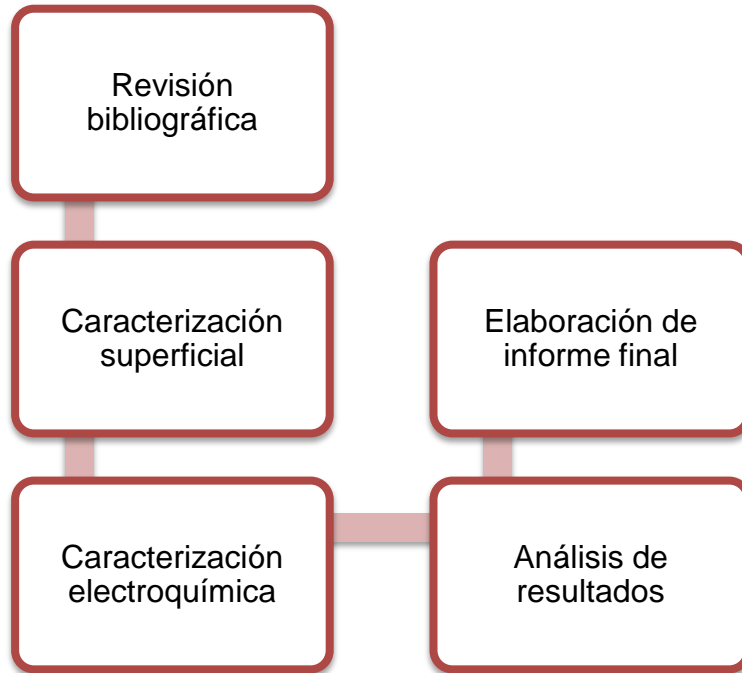
La investigación de Quiñones y Santos [8], sobre aleaciones Co-Cr-Mo con diferentes porcentajes de boro inmersas en solución PBS por medio de resistencia a la polarización, encontraron que la aleación de Co-Cr-Mo con un contenido de 0,062% en peso de boro y tratamiento térmico (1 hora a 1200°C) presentó una mayor resistencia a la polarización y por ende una menor densidad de corriente de corrosión, después de 21 días de inmersión en fluido corporal simulado, en comparación a la aleación sin boro.

El trabajo de Grau, Gregorutti y Elsner [4] sobre la aleación ASTM F75 en condiciones que simulan ambiente humano, en una solución acuosa 0,9 % de NaCl a 37°C y pH entre 7,1 y 7,4. Mostró que la aleación ASTM F75 presenta una buena resistencia mecánica, además por medio de polarización potenciodinámica se demostró que presenta un comportamiento satisfactorio ante la corrosión localizada, con una alta capacidad de repasivación.

Bunea D. y col. [12] por medio de la caracterización electroquímica de la aleación ASTM F75 mostraron que en ambientes que contienen cloruros, se forma una capa de cromita en su superficie (Cr_2O_3); es decir, el biomaterial es auto-pasivado, y resistente al ataque de los factores corrosivos del organismo humano, por lo que esta aleación es recomendable para el procesamiento de implantes y prótesis para largos periodos de permanencia en el cuerpo.

3. METODOLOGÍA

Figura 1. Diagrama de flujo experimental para el desarrollo del proyecto.



3.1 CARACTERIZACIÓN SUPERFICIAL

Se recibieron 16 muestras de la Universidad Autónoma de Nuevo León de México (U.A.N.L) de la aleación de cobalto ASTM F75 con 0%, 0,3%, 0,6% Y 1% de boro respectivamente en forma de disco con unas dimensiones de 12 mm de diámetro y 3 mm de espesor (Ver anexo A). Posteriormente se desbastó la superficie de cada uno de los cupones con papel de carburo de silicio No. 120 hasta 1200, luego por medio de un pulido en paños con alúmina de 3 μm y 0,05 μm se consiguió un excelente acabado superficial, según norma ASTM E3-01[13]. Se atacaron químicamente las probetas para develar su microestructura y así caracterizarlas metalográficamente, según norma ASTM E407-07[14].

3.2 CARACTERIZACIÓN ELECTROQUÍMICA

La solución saliva artificial usada para las pruebas electroquímicas se realizó siguiendo el procedimiento propuesto por Bocanu y col. [15], las cantidades de los compuestos químicos son indicadas en la tabla 1. Esta solución se preparó a pH de 6,7 y 8 [16].

Tabla 1. Composición de la saliva artificial

Componentes	Concentración másica (g/L)
NaCl	0,7
KCl	1,2
Na₂HPO₄H₂O	0,26
NaHCO₃	1,5
KSCN	0,33
Urea	1,35

Las mediciones electroquímicas se llevaron a cabo con la ayuda de un potenciostato GAMRY 600; los diferentes cupones fueron inmersos en la solución saliva artificial con pH 6.7 y 8, en un baño termostático a una temperatura de 37°C se expuso cada cupón por un periodo de 7 y 15 días.

Estas mediciones se realizaron en una celda plana de tres electrodos: usando un electrodo de referencia de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) y una barra de grafito como contraelectrodo. El área de caracterización del electrodo de trabajo fue 1 cm², densidad 8,3 g/cm³ y peso equivalente de 19,37 gramos.

Como electrolito se utilizó la solución saliva artificial, la cual se mantuvo a una temperatura de 37°C, con una oscilación de $\pm 1^\circ\text{C}$.

3.2.1 Resistencia a la polarización lineal. Para las curvas de resistencia a la polarización lineal (RPL) se siguió la norma ASTM G5-94 [17], Se realizó un barrido de potencial de $\pm 20\text{mV}$ desde el potencial de circuito abierto (PCA), a una velocidad de barrido de $0,2\text{ mV/s}$. Con los resultados obtenidos se calculó la resistencia a la polarización (R_p).

3.2.2 Curvas potenciodinámicas. Para los ensayos de polarización potenciodinámicas se siguió la norma ASTM G3-89 [18], se trabajó en el rango de potencial entre $-0,2\text{ V}$ y $1,2\text{ V}$ vs. Ag/AgCl a una velocidad de barrido de $0,5\text{ mV/s}$ respecto al potencial de circuito abierto (PCA), dejando estabilizar el sistema durante 1 hora.

En este ensayo se determinó la corriente de corrosión mediante extrapolación de las pendientes Tafel en base a las curvas obtenidas.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 CARACTERIZACIÓN DE LA ALEACIÓN USANDO MEDICIONES DE MICROSCOPIA ÓPTICA.

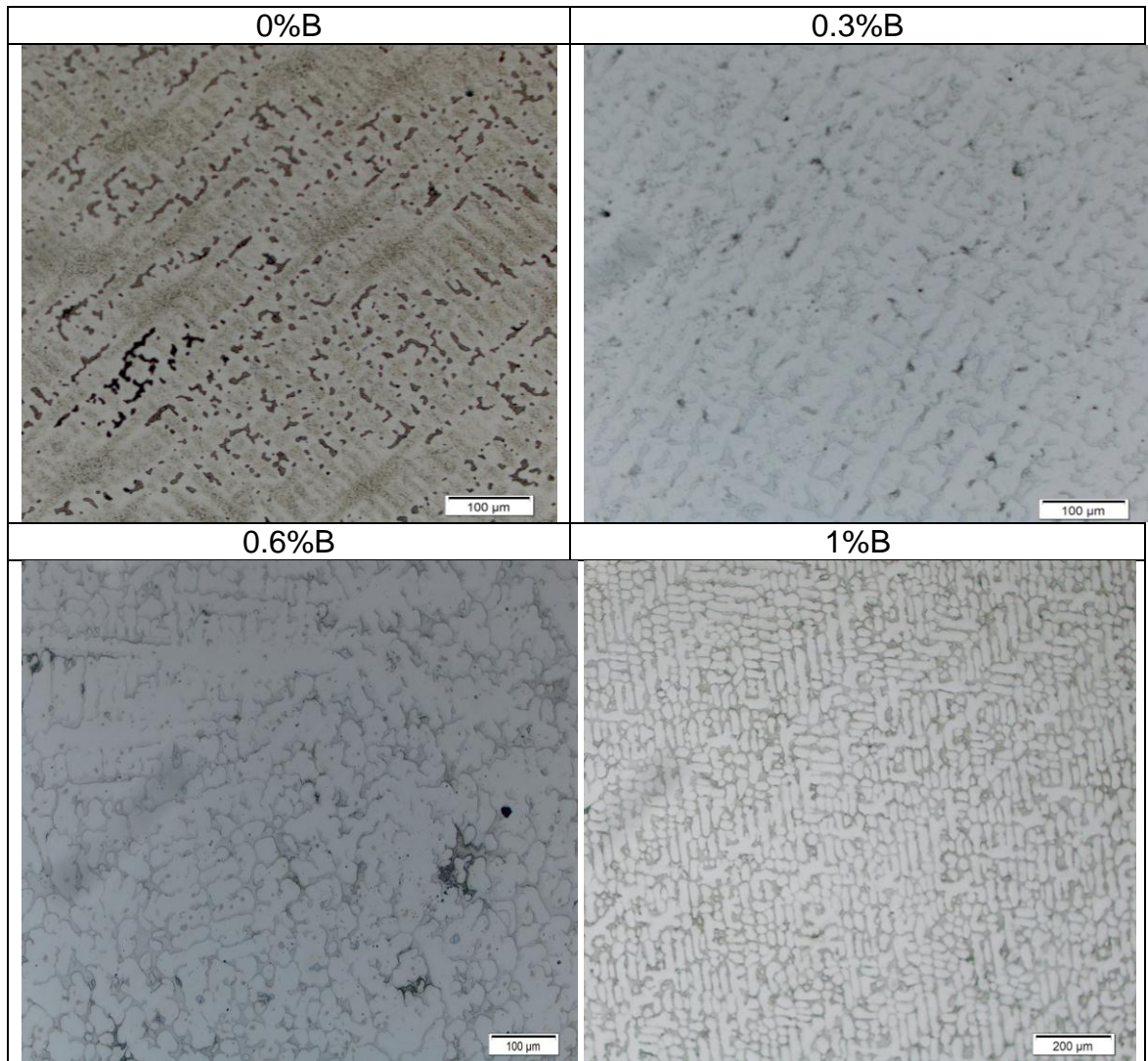
Con el fin de conocer las fases presentes y la microestructura de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro se implementó la técnica de microscopía óptica.

4.1.1. Fotomicrografías tomadas con microscopia óptica para la aleación Co-Cr-Mo con 0%, 0.3%, 0.6%, 1% de Boro. En la figura 2 se presentan las micrografías para la aleación ASTM F 75, con diferentes porcentajes de boro 0%, 0,3%, 0,6 y 1% de boro como elemento aleante.

Donde se observa la microestructura de la aleación de Co-Cr-Mo, esta se compone de una solución sólida, con una estructura dendrítica, un micro constituyente eutéctico y carburos del tipo $M_{23}C_6$ [8]. El producto eutéctico es una mezcla de la solución sólida, carburos, boruros y compuestos de silicio (Ver anexo B).

También se observa una relación entre el contenido de boro y el tamaño de grano, siendo este menor a medida que aumenta el porcentaje de boro en la aleación Co-Cr-Mo, además hay una mayor formación de dendritas.

Figura 2. Fotomicrográficas tomadas con microscopia óptica para la aleación Co-Cr-Mo con 0%, 0.3%, 0.6%, 1% de Boro a 200x.

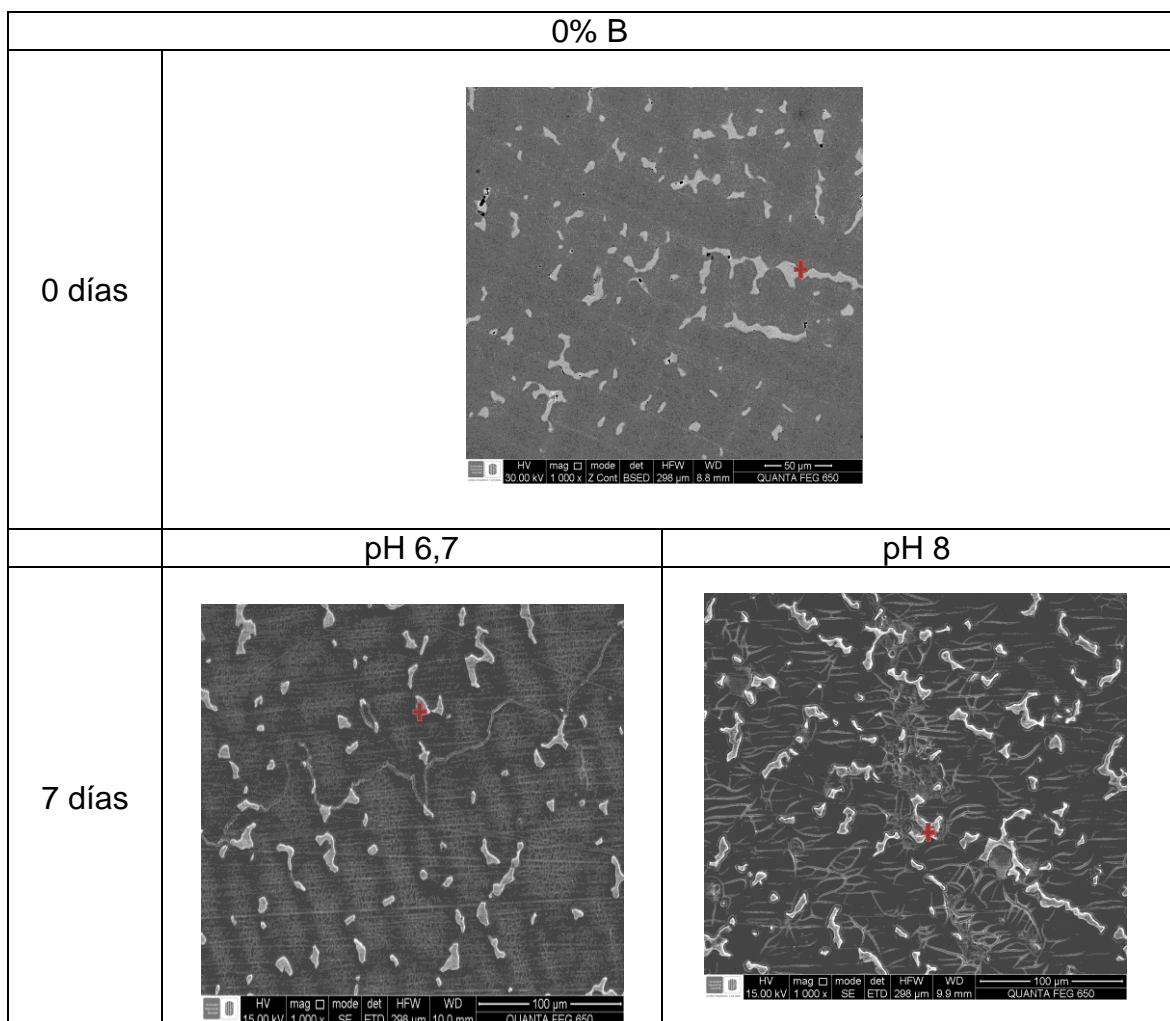


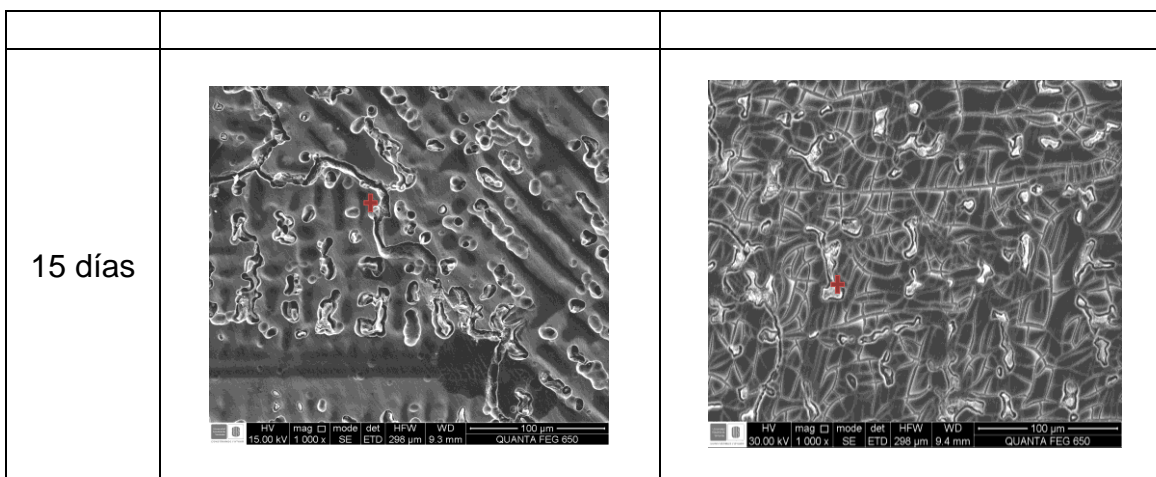
4.2 ANÁLISIS SUPERFICIAL DE LA ALEACIÓN ASTM F 75 MEDIANTE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO (SEM).

Con el fin de determinar el tipo de daño superficial de la aleación después de la inmersión en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días con diferentes porcentajes de boro se implementó microscopia electrónica de barrido.

En la figura 3 se presentan las fotomicrografías por microscopía electrónica de barrido (SEM) para la aleación ASTM F 75, inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se observa que a medida que transcurre el tiempo de 7 a 15 días la aleación presenta un mayor daño superficial lo que puede indicar corrosión localizada. También se observa la influencia del pH sobre la formación de la capa pasiva, para un pH de 6,7 se observan cavidades localizadas en la superficie de la aleación, y para un pH de 8 se observa la formación de una capa superficial de óxido pasivo.

Figura 3. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0% de Boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.

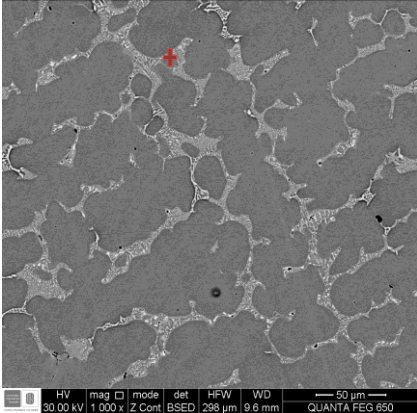
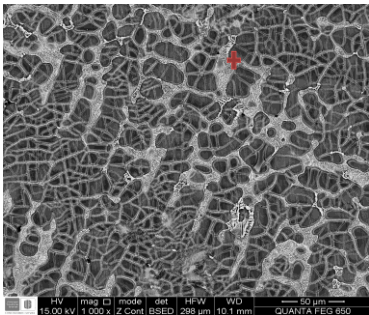
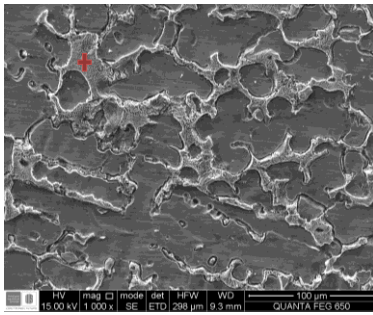
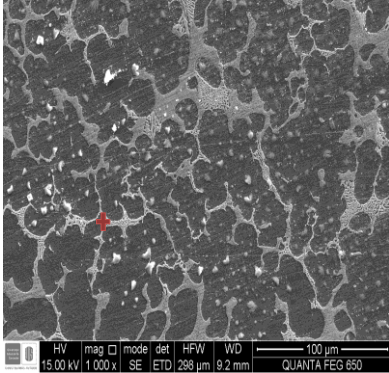
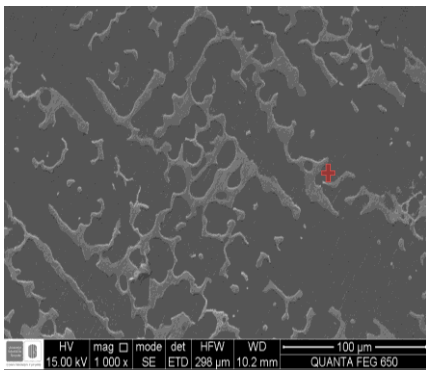




En la figura 4 se presentan las fotomicrografías por microscopía electrónica de barrido (SEM) para la aleación ASTM F 75, con una adición de 0,3% de boro como elemento aleante inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se observa un comportamiento similar al obtenido para la aleación sin adición de boro, también se observa la influencia del pH sobre la formación de una capa pasiva, siendo menor el daño para un pH de 8 [19].

De la misma figura 4 se puede observar una disminución del daño superficial en la aleación (Co-Cr-Mo) después de entre los 7 y 15 días de inmersión en saliva artificial, lo que podría ser debido a la formación de una capa protectora.

Figura 4. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0,3% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.

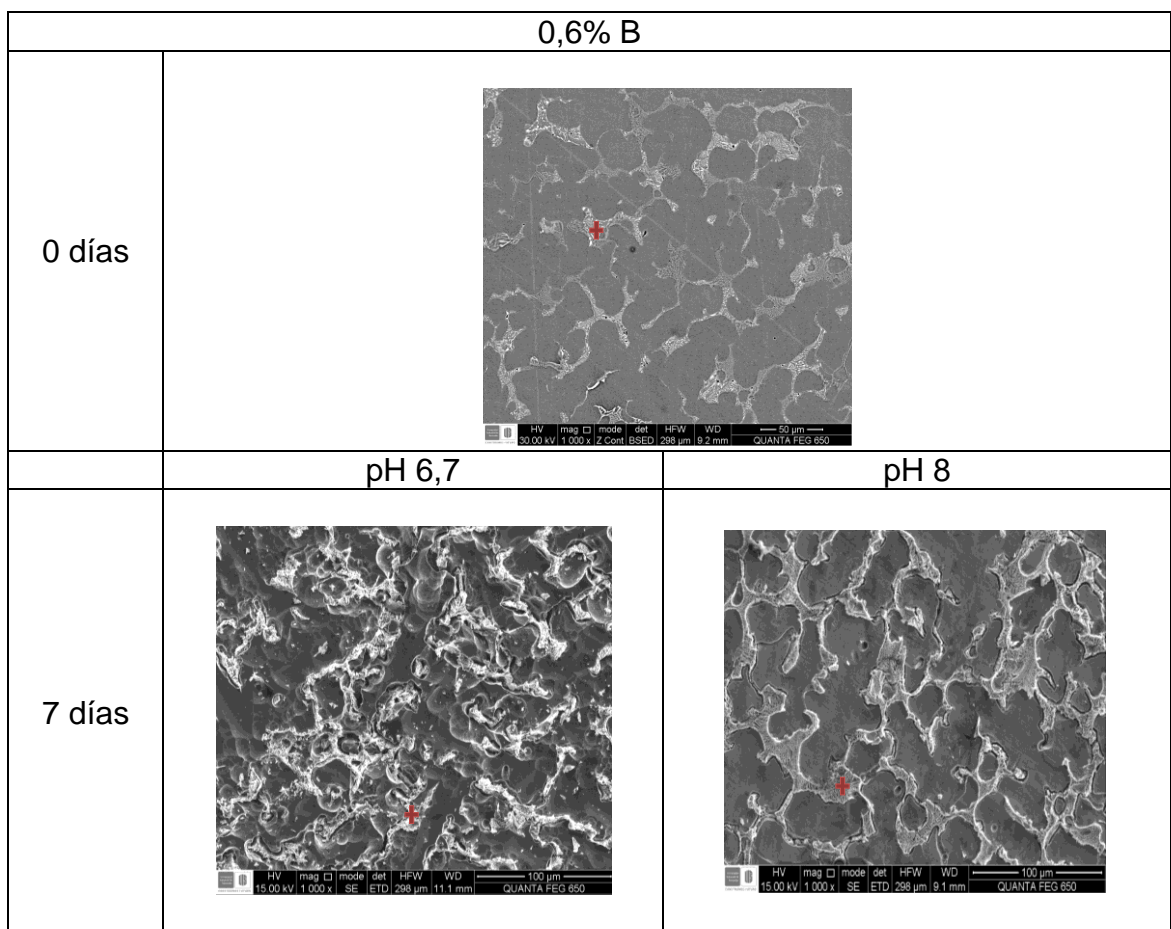
		0,3% B	
0 días			
	pH 6,7	pH 8	
7 días			
15 días			

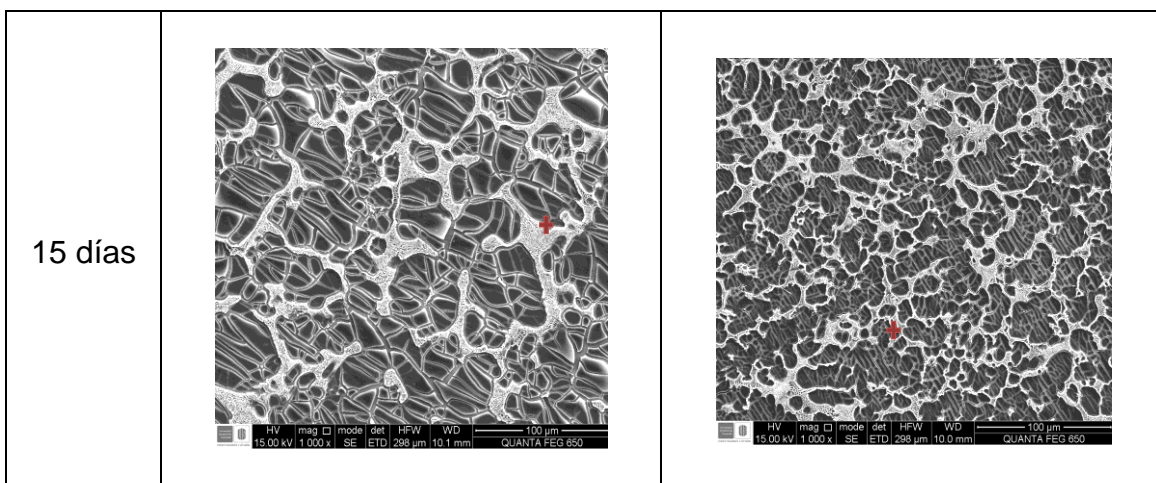
En la figura 5 se presentan las fotomicrografías de SEM para la aleación ASTM F 75, con una adición de 0,6% de boro como elemento aleante inmersa en

saliva artificial con pH 6,7 y 8, para periodos entre 0, 7 y 15 días. Donde se observa mayor daño superficial para los 7 días de inmersión, y la formación de una capa pasiva para los 15 días de inmersión tanto para el pH de 6,7 como para el pH de 8.

También se puede observar una diferencia entre el daño superficial de la aleación (Co, Cr y Mo), entre el pH 6,7 y el pH 8, lo que indica la influencia del pH sobre la formación de la capa pasiva, siendo más protectora para un pH de 8, debido a que se observa menor daño superficial sobre la aleación [19].

Figura 5. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 0,6% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.


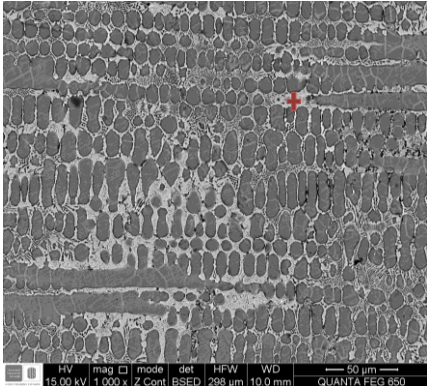
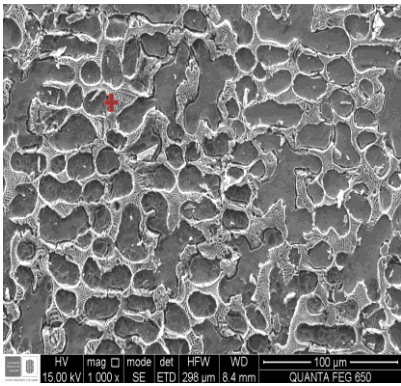
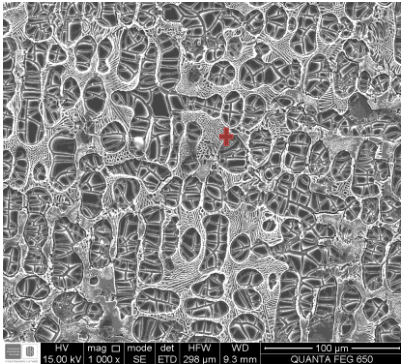




En la figura 6 se presentan las fotomicrografías de SEM para la aleación ASTM F 75, con una adición de 1% de boro como elemento aleante inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días y 15 días. Donde se observa la influencia del pH en la formación de la capa de óxido pasivo, siendo la muestra inmersa a un pH 8 más protectora, con menor daño superficial comparándola con la muestra inmersa en saliva artificial con pH 6,7 [19].

De la misma figura 6 se puede observar la influencia del porcentaje de boro sobre la microestructura de la aleación (Co-Cr-Mo). Además se evidencia el aumento de los límites de grano a mayor adición del boro como elemento aleante, generando más zonas activas que puede favorecer el daño superficial y la corrosión localizada.

Figura 6. Fotomicrografías tomadas por Microscopía electrónica de barrido (SEM) a 1000X – 100µm para la aleación ASTM F75, con 1% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.

		1% B	
0 días			
	pH 6,7	pH 8	
7 días			
15 días			

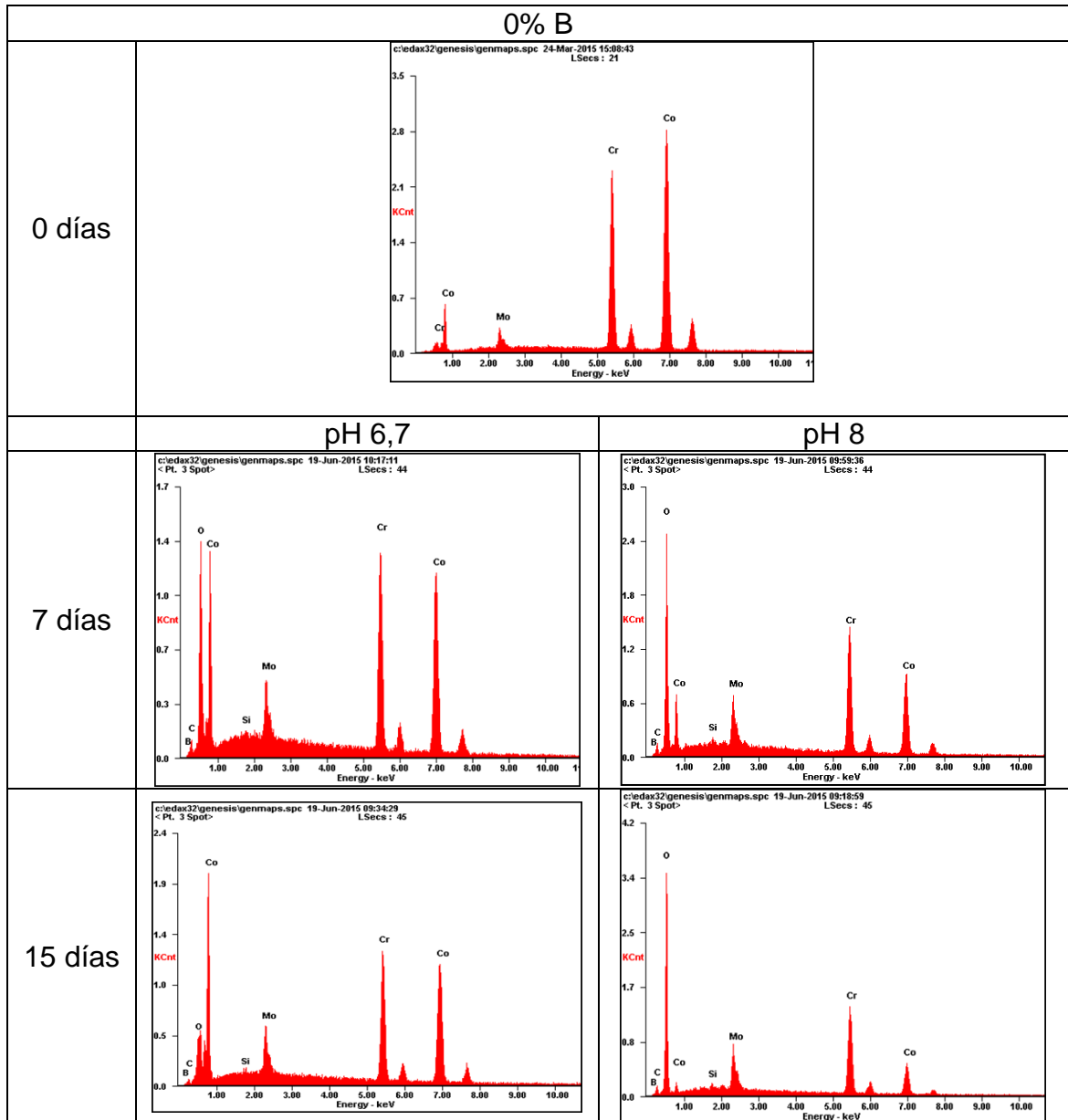
4.3 ESPECTROS (EDS) PARA LA ALEACIÓN CO-CR-MO CON 0%, 0.3%, 0.6%, 1% DE BORO, ANTES Y DESPUÉS DE LAS PRUEBAS ELECTROQUÍMICAS REALIZADAS A 7 DÍAS Y 15 DÍAS DE INMERSIÓN CON PH 6,7.

En la figura 7 se presentan los espectros EDS para la aleación ASTM F 75, inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se evidencia un aumento en la intensidad del pico correspondiente al oxígeno para los 7 y 15 días de inmersión, en comparación con la muestra sin inmersión en saliva artificial para los dos pH estudiados.

También se observa una disminución en la intensidad de los picos de los elementos característicos de la aleación (Co, Cr y Mo), después 7 y 15 días de inmersión en saliva artificial, comparándolo con la muestra antes de inmersión, lo que puede indicar la formación de una capa de óxido pasivo, que disminuye la velocidad de corrosión de la aleación.

Se puede observar de la misma figura 7 una diferencia entre las intensidades de los elementos característicos de la aleación (Co, Cr y Mo), entre el pH 6,7 y el pH 8, lo que indica la influencia del pH sobre la formación de la capa pasiva, siendo menor la velocidad de corrosión a mayor pH [19].

Figura 7. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.



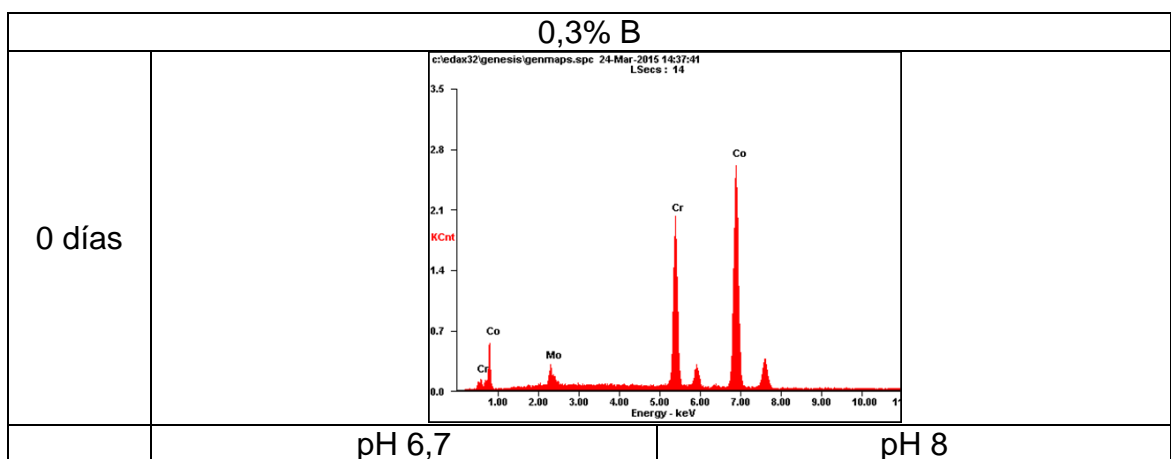
En la figura 8 se presentan los espectros EDS para la aleación ASTM F 75, con una adición de 0,3% de boro como elemento aleante inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se observa una disminución en la intensidad de los picos de los elementos característicos de la aleación, después 7 y 15 días de inmersión en saliva artificial, comparándolo

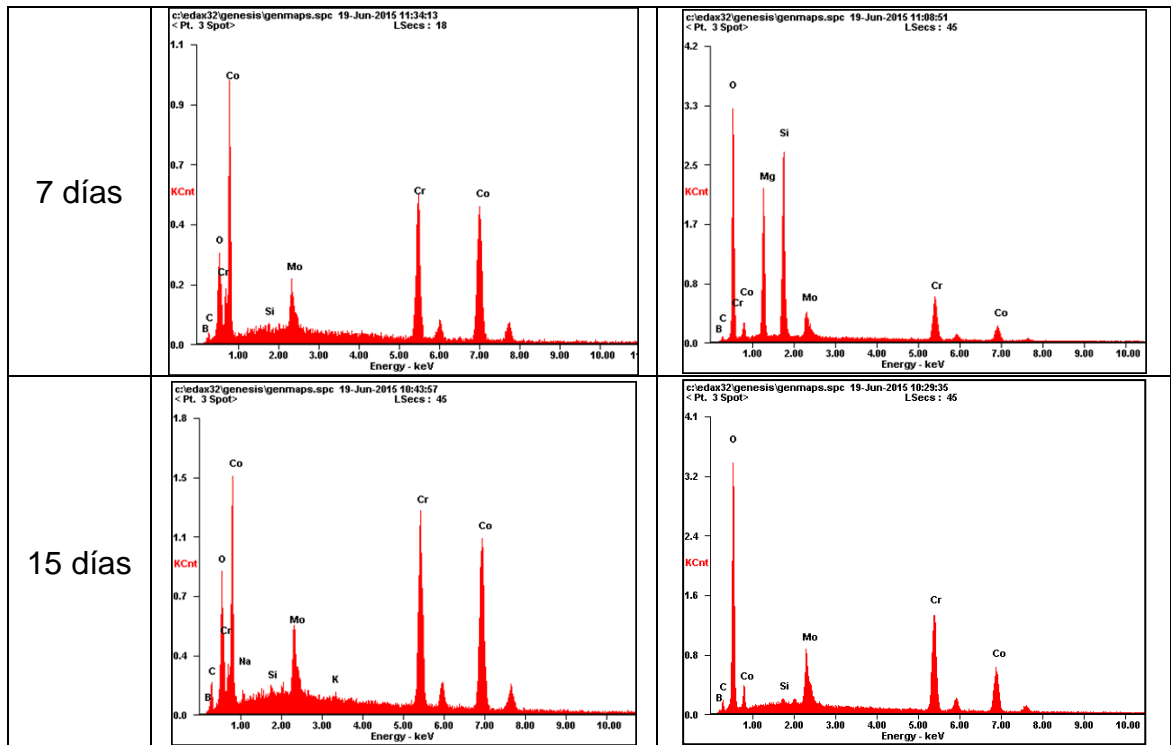
con la muestra antes de inmersión, lo que puede indicar la formación de una capa de óxido pasivo.

De la misma figura se puede observar una diferencia entre las intensidades de los elementos característicos de la aleación (Co, Cr y Mo), entre el pH 6,7 y el pH 8, lo que puede estar relacionado con la formación de una capa pasiva más protectora a mayor pH.

También evidencia un aumento en la intensidad del pico correspondiente al oxígeno para los 7 y 15 días de inmersión, en comparación con la muestra sin inmersión en saliva artificial para los dos pH estudiados, lo que podría deberse a la formación de óxidos sobre la superficie metálica.

Figura 8. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0,3% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.



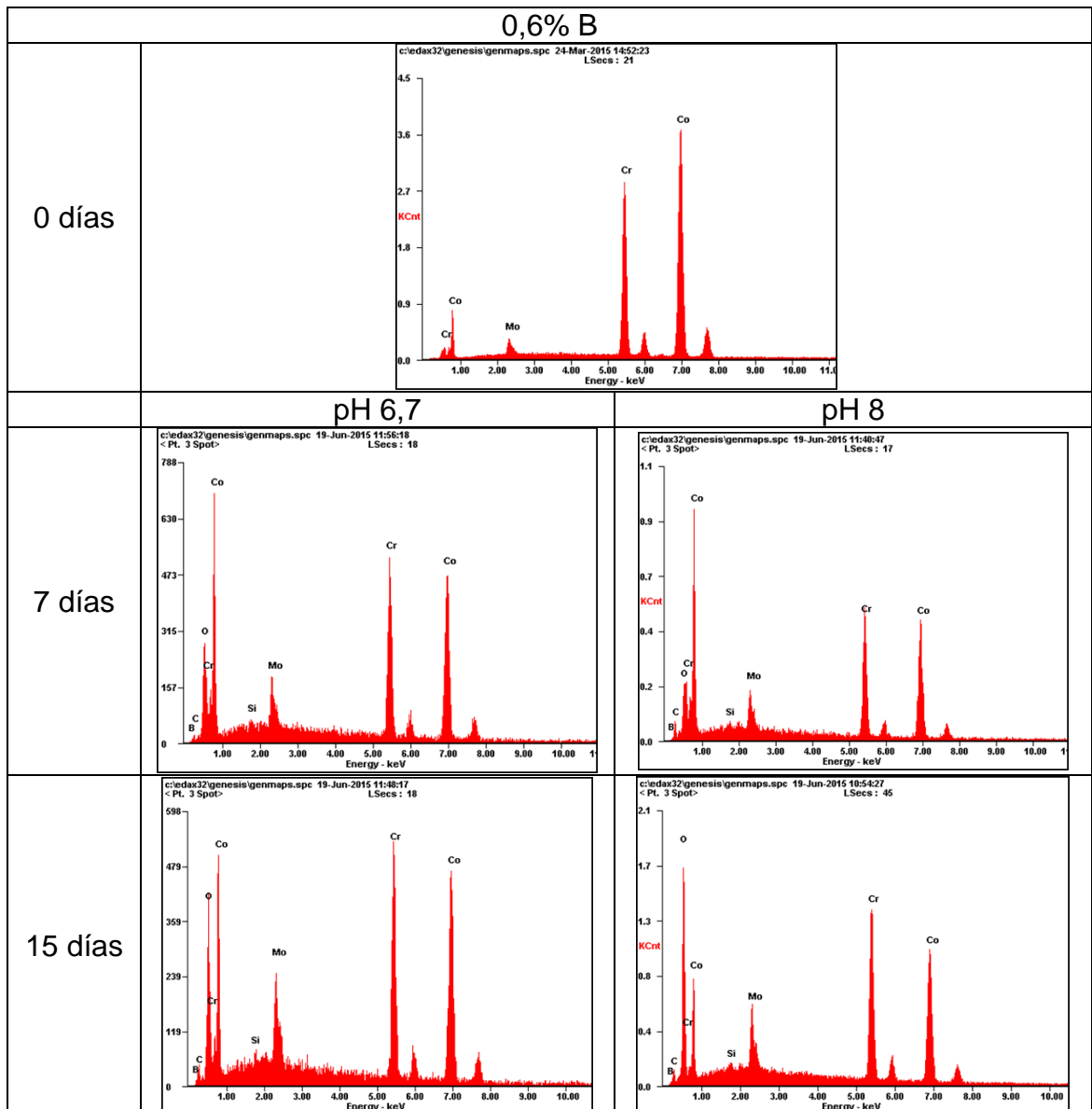


En la figura 9 se observan los EDS para la aleación ASTM F 75, con una adición de 0,6%, inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se evidencia un aumento en la intensidad del pico correspondiente al oxígeno para los 7 y 15 días de inmersión, en comparación con la muestra sin inmersión en saliva artificial para los dos pH estudiados.

También se puede observar una diferencia entre las intensidades de los elementos característicos de la aleación (Co, Cr y Mo), entre el pH 6,7 y el pH 8, lo que indica la influencia del pH sobre la formación de la capa pasiva, siendo menor su velocidad de corrosión a mayor pH.

Se observa en la figura 9 una disminución en la intensidad de los picos de los elementos característicos de la aleación (Co, Cr y Mo), después 7 y 15 días de inmersión en saliva artificial, comparándolo con la muestra antes de inmersión, lo que puede indicar la formación de una capa de óxido pasivo, que disminuye la corrosión en la aleación [19].

Figura 9. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 0,6% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.



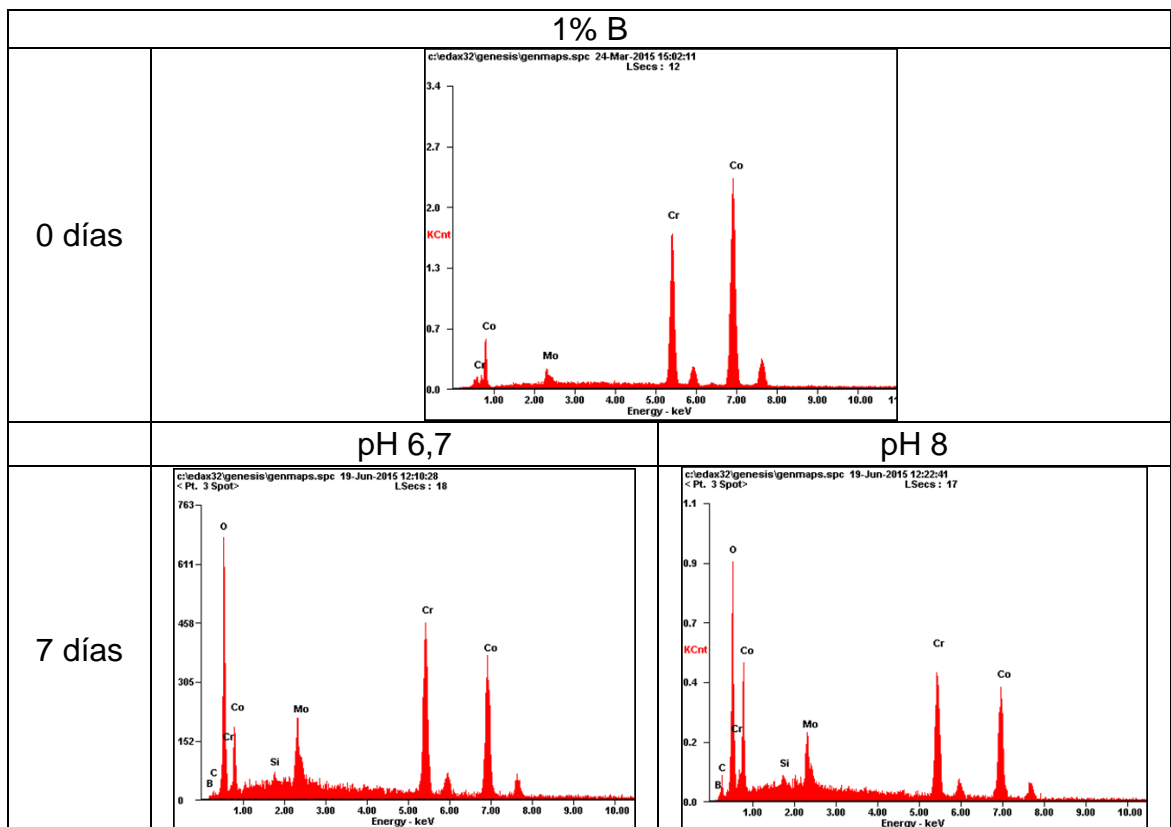
En la figura 10 se muestran los espectros EDS para la aleación ASTM F 75, con una adición de 1% de boro como elemento aleante inmersa en saliva artificial con pH 6,7 y 8, por periodos de 7 días, 15 días. Donde se observa una disminución en la intensidad de los picos de los elementos característicos de la aleación, después 7 y 15 días de inmersión en saliva artificial, comparándolo

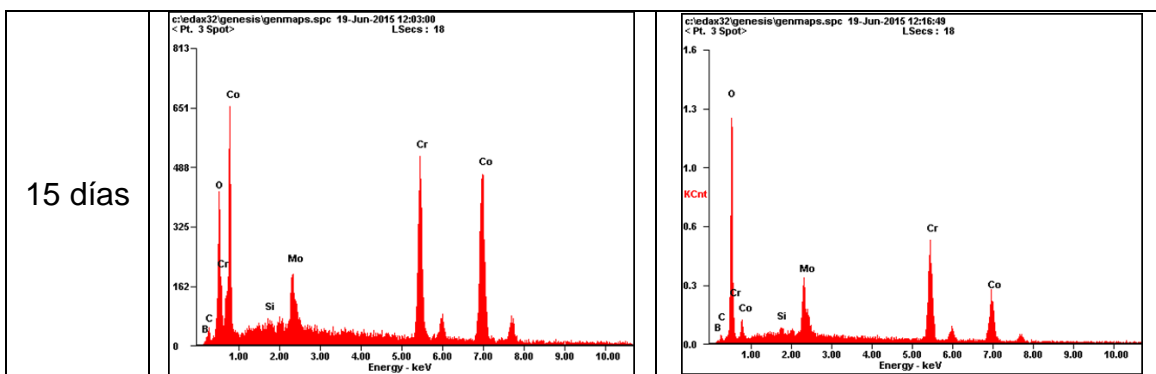
con la muestra antes de inmersión, lo que puede indicar la formación de una capa de óxido pasivo.

De la misma figura 10 se puede observar una diferencia entre las intensidades de los elementos característicos de la aleación, entre el pH 6,7 y el pH 8, indicando una influencia del pH en la formación de la capa superficial de óxido, siendo más resistente a la corrosión para un pH de 8 [19].

También evidencia un aumento en la intensidad del pico correspondiente al oxígeno para los 7 y 15 días de inmersión, en comparación con la muestra sin inmersión en saliva artificial para los dos pH estudiados.

Figura 10. Espectros EDS para la aleación ASTM F75, con 1% de boro, después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días, con pH de 6,7 y 8.





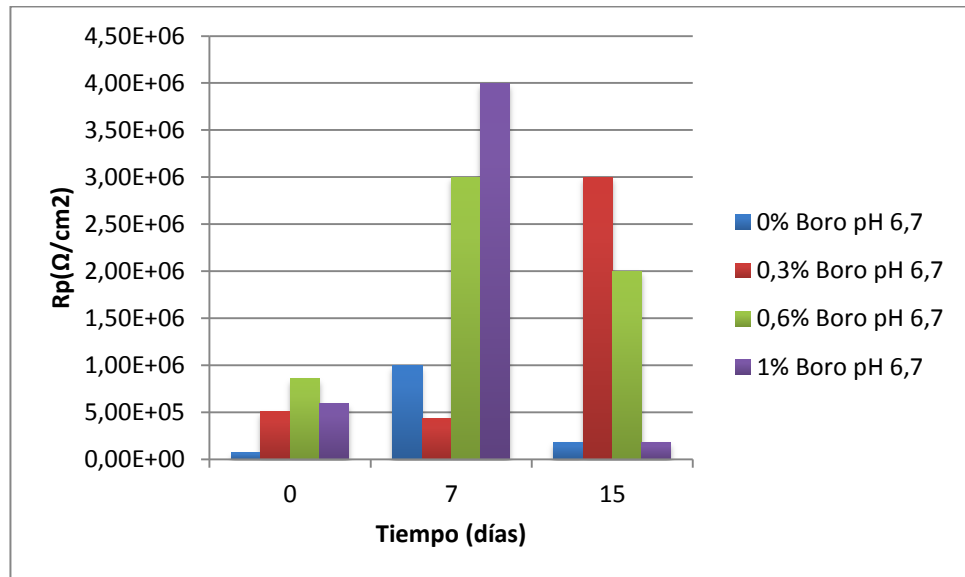
4.4 EVALUACIÓN ELECTROQUÍMICA DE LA ALEACIÓN ASTM F-75

Con el fin de conocer la influencia del boro como elemento aleante en las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM F75, se realizaron diferentes pruebas electroquímicas, para la aleación en condiciones iniciales y después de su inmersión en saliva artificial por periodos de 7 y 15 días.

4.4.1 Evaluación del comportamiento electroquímico mediante el uso de la técnica resistencia a la polarización lineal (RPL). En la figura 11 y 12 se presenta el comportamiento de la polarización lineal en función del tiempo de inmersión en saliva artificial con pH 6,7 y 8 respectivamente de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro, obteniéndose los valores de resistencia a la polarización lineal (R_p) de cada espécimen, son reportados en la tabla 4 y 5. Los valores de R_p se determinaron mediante el establecimiento de la pendiente en la sección recta de la curva RPL cuando la corriente es considerada nula.

En la figura 11 se observa que la aleación que presenta mejor comportamiento frente a la velocidad de corrosión es la aleación que contiene 0,3% de boro, esto se da por el aumento de la resistencia a la polarización en el tiempo, por el contrario en las demás aleaciones se presenta un aumento en la resistencia a la polarización a los 7 días pero disminuye significativamente a los 15 días.

Figura. 11 Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.



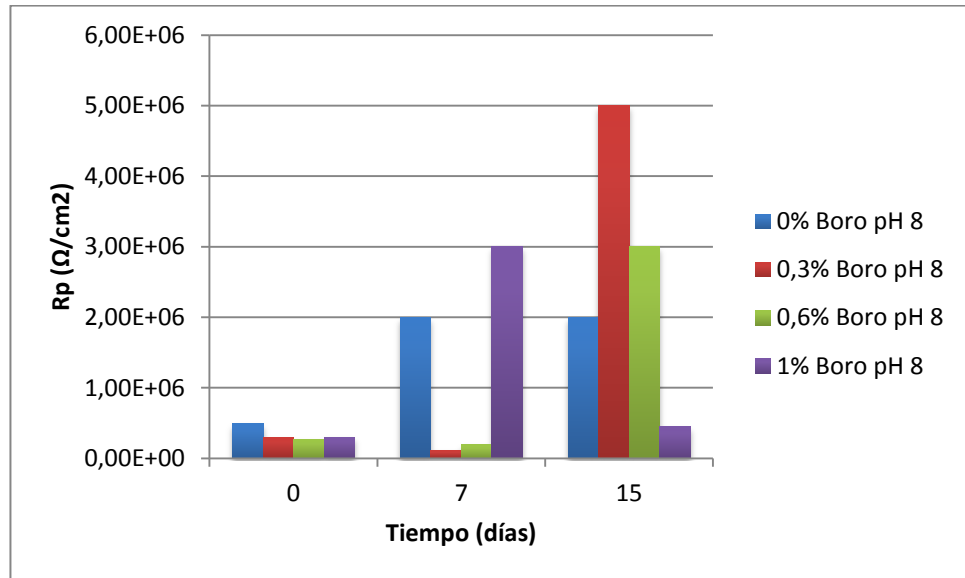
En la tabla 2 se presentan los valores obtenidos de la resistencia a la polarización (R_p) lineal para la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de boro estudiados inmersas en saliva artificial con pH 6,7. Se puede observar que hay un mayor desplazamiento hacia potenciales anódicos para la aleación Co-Cr-Mo con 0,3% de boro, lo que indica que está aleación se está protegiendo por medio de una capa de óxido pasiva (ver anexo C).

Tabla 2. Valores de resistencia a la polarización (Rp) de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.

Tiempo (días)	% boro	Rp (Ω/cm^2)
0	0	7,39E+04
	0,3	5,04E+05
	0,6	8,55E+05
	1	5,92E+05
7	0	1,00E+06
	0,3	4,32E+05
	0,6	3,00E+06
	1	4,00E+06
15	0	1,82E+05
	0,3	3,00E+06
	0,6	2,00E+06
	1	1,82E+05

En la figura 12 se observa que las aleaciones que contienen 0,3% y 0,6% de Boro presentan un aumento de la resistencia a la polarización con el tiempo, sin embargo al igual que con pH 6,7 la que presenta mejor comportamiento frente a la velocidad de corrosión es la aleación que contiene 0,3% de Boro, por el contrario en las demás aleaciones se presenta un aumento en la resistencia a la polarización a los 7 días pero disminuye significativamente a los 15 días.

Figura 12. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.



En la tabla 3 se presentan los valores obtenidos de la resistencia a la polarización lineal para cada una de las probetas estudiadas para la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de boro inmersas en saliva artificial con pH 8. Se puede observar un mayor desplazamiento hacia potenciales anódicos para la aleación con 0,3% de boro en comparación con las demás aleaciones, lo que indica que la aleación con 0,3% de boro tiene una mayor protección (ver anexo C).

Tabla 3. Valores de resistencia a la polarización (R_p) de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1% a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.

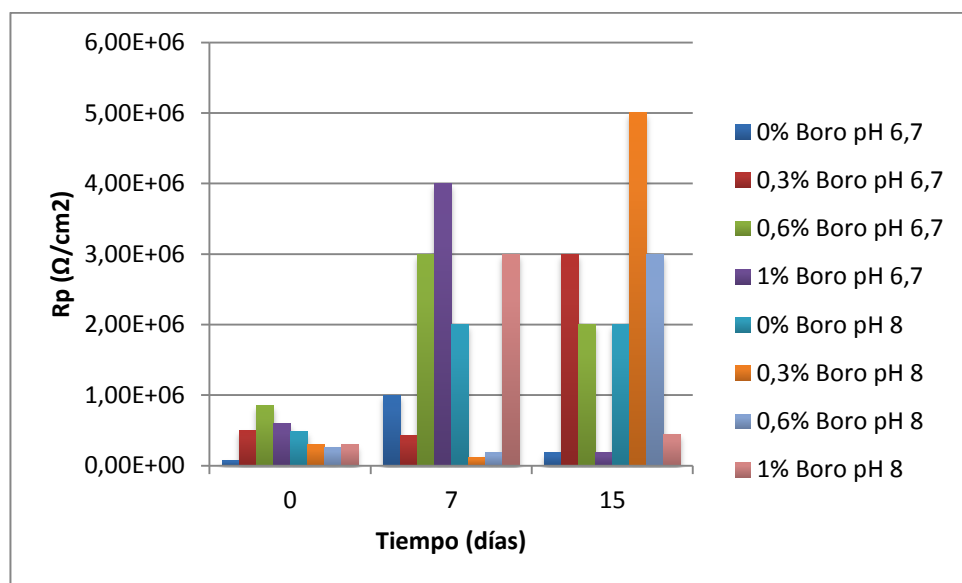
Tiempo (días)	% boro	R_p (Ω/cm^2)
0	0	4,90E+05
	0,3	2,97E+05
	0,6	2,61E+05
	1	3,02E+05
7	0	2,00E+06
	0,3	1,18E+05
	0,6	1,91E+05
	1	3,00E+06
15	0	2,00E+06
	0,3	5,00E+06
	0,6	3,00E+06
	1	4,48E+05

En la figura 13 se presenta la comparación del comportamiento de polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes % de boro en función del tiempo de inmersión en saliva artificial con pH 6,7 y 8. Se observa que la aleación que contienen 0,3% de boro con pH 6,7 y 8 presenta un aumento de la resistencia a la polarización con el tiempo, de igual manera lo hace la aleación que contiene 0,6% de boro con pH 8.

El mejor comportamiento frente a la velocidad de corrosión es la aleación que contiene 0,3% de boro ya que con los dos pH tiene buen comportamiento, mientras que la de 0,6% de boro solo presenta buen comportamiento con pH 8, por el contrario en las demás aleaciones se presenta un aumento en la resistencia a la polarización a los 7 días pero disminuye significativamente a los 15 días, posiblemente se debe a que la capa pasivada de óxido de cromo que se forma no es estable termodinámicamente.

Como ya se mencionó anteriormente la aleación que presenta mayor protección es la que contiene 0,3% de boro debido a su desplazamiento hacia potenciales anódicos.

Figura 13. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8.



4.4.2 Evaluación del comportamiento electroquímico mediante el uso de la técnica polarización potenciodinámica. En la figura 14 y 15 se presentan las curvas de polarización potenciodinámica en saliva artificial con pH 6,7 y 8 respectivamente de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro.

Se puede apreciar para ambas mediciones, en la rama anódica, una zona pasiva comprendida aproximadamente entre potenciales de -0,2 (V) hasta 0,5 (V), donde se forma una capa delgada de protección de Cr_2O_3 con algunas contribuciones de óxidos de cobalto y molibdeno [20]. Se observa además la transpasivación a los 0,68 (V); además teniendo en cuenta los tiempos de

inmersión se puede ver que a un porcentaje de 0,3% de boro la gráfica se traslada a un potencial más positivo con respecto a la gráfica del blanco en el cual a medida que ésta es expuesta en un tiempo prolongado en saliva artificial su velocidad de corrosión disminuye.

En las mismas figuras se aprecian comportamientos muy parecidos en las curvas potenciodinámicas pero en el caso de la gráfica para 0,3% de boro a pH 8 se puede ver que a 15 días de inmersión la gráfica se traslada notablemente hacia arriba presentando una capa pasivada que disminuye la velocidad de corrosión.

Figura 14. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.

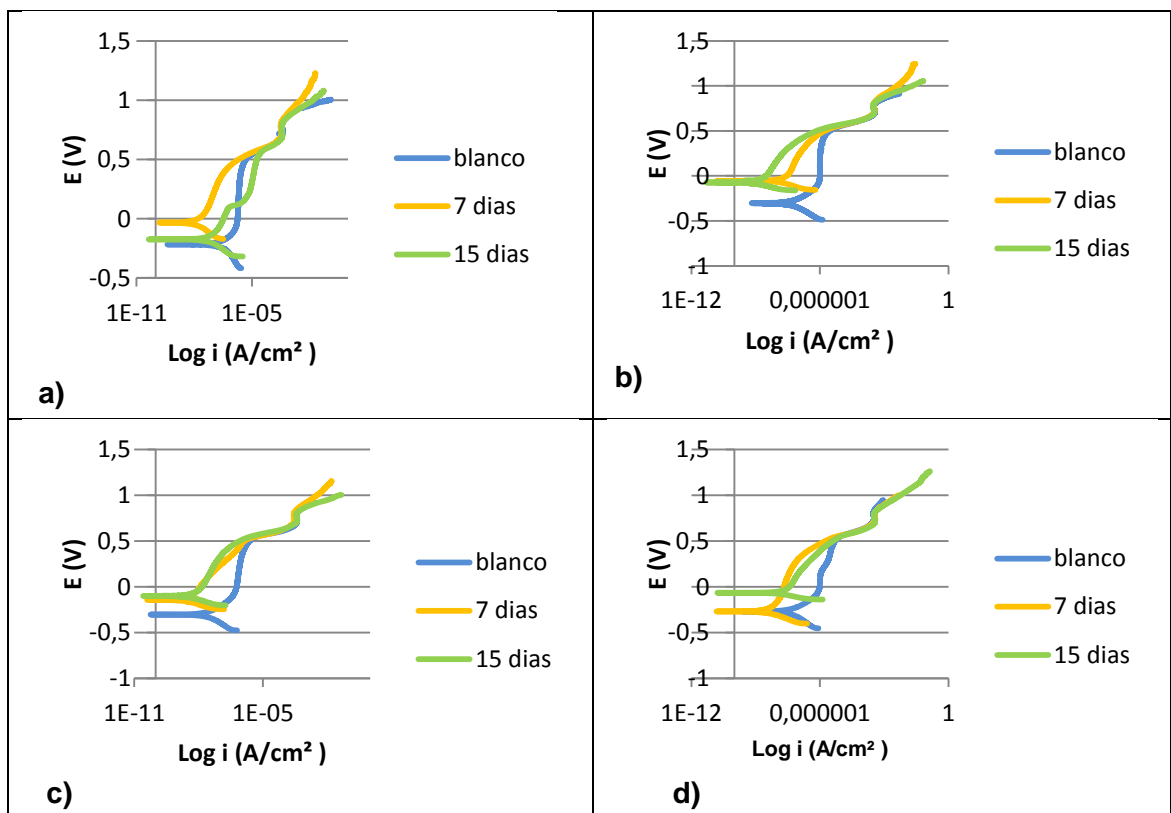
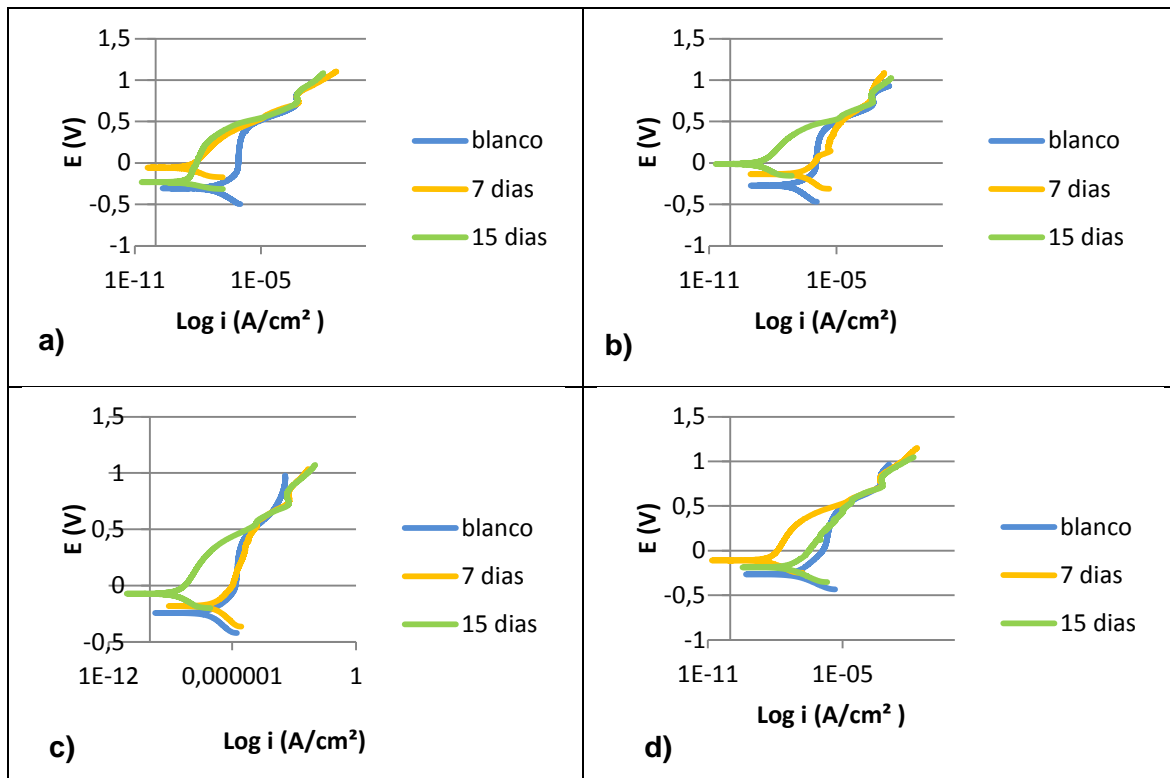


Figura 15. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.



En la figura 16 y 17 se presenta la comparación del comportamiento a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con los diferentes porcentajes de boro según el tiempo de inmersión.

En la figura 16 y 17 se puede apreciar para ambas mediciones, en la rama anódica, una zona pasiva comprendida aproximadamente entre potenciales de -0,2 (V) hasta 0,6 (V) en el caso de la gráfica para 0,3 % de boro, donde se podría decir que tal comportamiento se debe forma una capa delgada de protección de Cr_2O_3 con una región de transpasivación a los 0,68 (V) más prolongada y constante en los diferentes tiempos de inmersión comparada con los demás porcentajes de boro [20].

Figura 16. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 a) Blanco b) 7 días c) 15 días

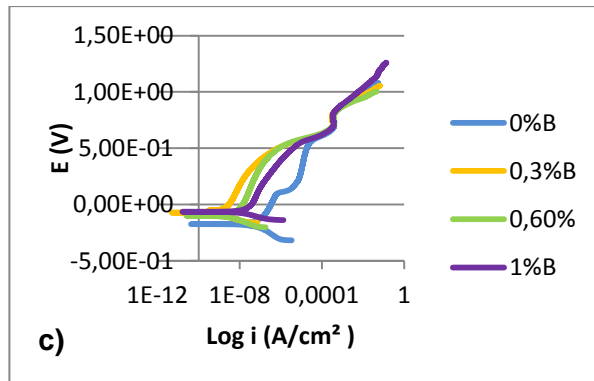
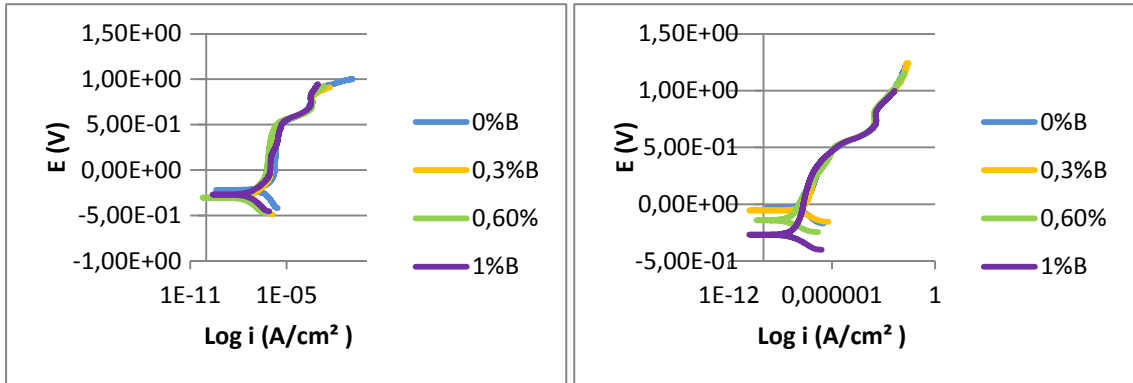
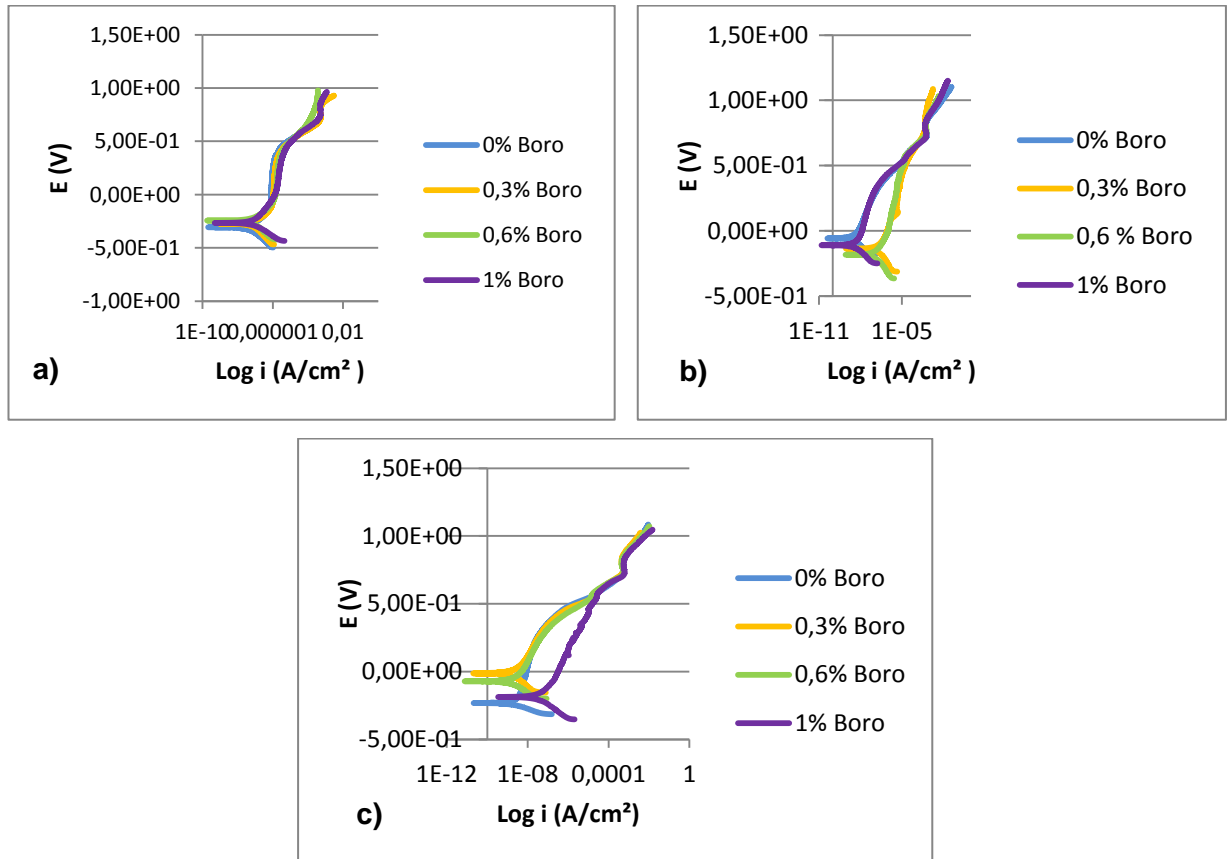


Figura 17. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de Boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días



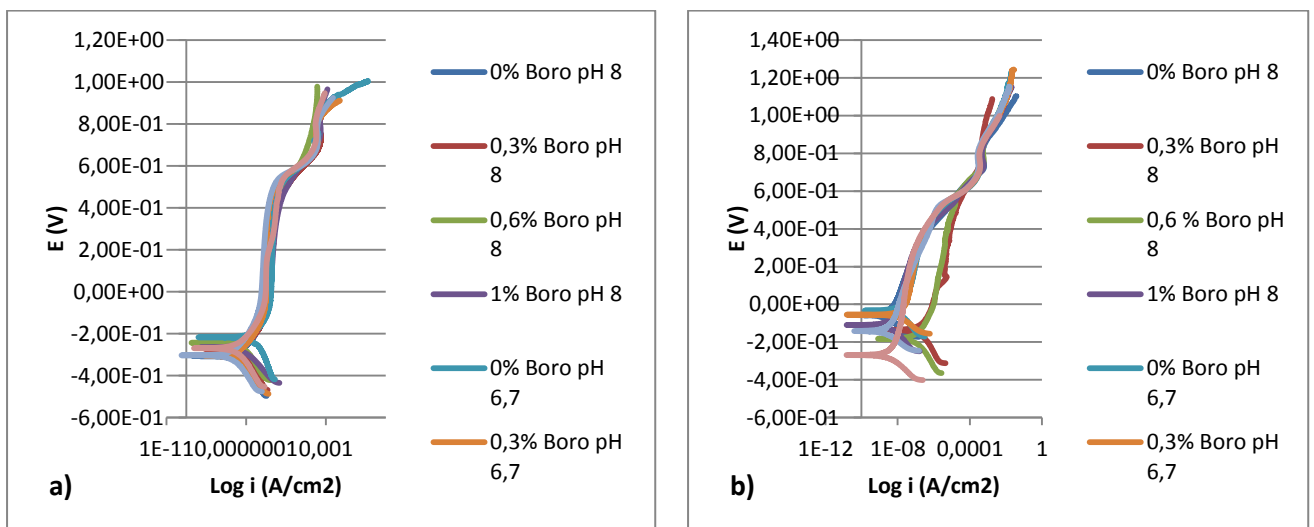
En la figura 18 se presenta la comparación del comportamiento a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con los diferentes porcentajes de boro según el tiempo de inmersión y los pH 6,7 y 8.

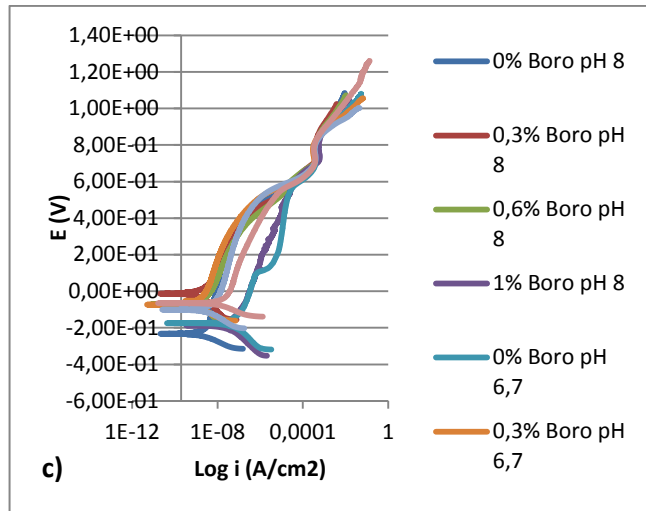
Como se observa en la figura 18 para la aleación Co-Cr-Mo con 0% y 0,3% de boro teniendo en cuenta el aumento en el tiempo de inmersión, el potencial de las gráficas se corre hacia arriba lo que indica una disminución en la velocidad de corrosión, debido a la capa delgada de pasivación que se forma en la superficie de la aleación. Si se tiene en cuenta el porcentaje de boro como lo es el 1% no tiene un buen comportamiento sobre la aleación Co-Cr-Mo, podría

decirse que a porcentajes grandes de este elemento aleante puede ser perjudicial sobre las propiedades electroquímicas de esta aleación.

Teniendo en cuenta los porcentajes de boro evaluados, la variación de la densidad de corriente para las muestras con 0,6% y 1% de boro aumentan respecto a la de 0% y 0,3% de boro después de los 7 días de inmersión. Los parámetros electroquímicos obtenidos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de boro se presentan en las tabla 5 y 6 (ver anexo D).

Figura 18. Comportamiento electroquímico a la polarización potenciodinámica de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días

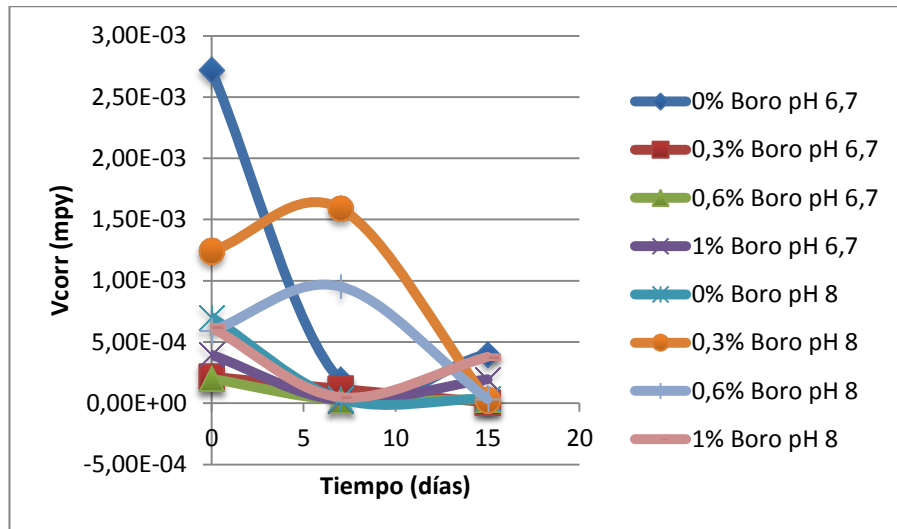




En la figura 19 se presenta la comparación del comportamiento de la velocidad de corrosión de la aleación ASTM F-75 con diferentes % de boro en función del tiempo de inmersión en saliva artificial con pH 6,7 y 8.

Se puede observar que la aleación Co-Cr-Mo que contiene 0,3% y 0,6% de boro tiene una tendencia de disminución en la velocidad de corrosión en los tiempos de inmersión en saliva artificial con pH 6,7 y 8. También tiene menor tendencia a degradarse comparado con los otros porcentajes evaluados. Este comportamiento se puede decir que se debe a la influencia de la microestructura del material [6], y a la formación de una capa pasiva estable de óxido de cromo (Cr_2O_3) sobre la superficie de la aleación.

Figura 19. Velocidad de corrosión de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8



5. CONCLUSIONES

- La aleación Co-Cr-Mo con 0,3% de boro presentó una mayor resistencia a la polarización y por ende una menor densidad de corriente de corrosión en el tiempo de inmersión de 7 y 15 días en comparación con los demás porcentajes evaluados. Este comportamiento es atribuido a la influencia de la microestructura del material y a la protección de la película pasiva formada sobre la superficie de la aleación.
- La velocidad de corrosión aumenta para los porcentajes de boro mayores a 0,3%. El aumento en los límites de grano del boro como elemento aleante generó más zonas activas de corrosión localizada afectando las propiedades electroquímicas de la aleación ASMT F75.
- El daño superficial presente en las muestras estudiadas se generó en menor proporción en la probeta con 0,3% de boro en comparación con las demás probetas en estudio después de 7 días de inmersión. El comportamiento mencionado ocurre debido a la formación de una capa protectora sobre la superficie de la aleación.
- La aleación ASTM F75 con 0,3% de boro evidenció un mejor comportamiento electroquímico en comparación con los demás muestras en estudio evaluadas en solución saliva artificial presentando velocidades de corrosión bajas, siendo apta para aplicaciones en la industria quirúrgica como implantes dentales y articulaciones de cadera.

6. RECOMENDACIONES

- Con el fin de profundizar más en el estudio del comportamiento electroquímico de la aleación ASTM F75, se recomienda realizar ensayos de tribocorrosión para evaluar el efecto de la adición de boro como elemento aleante bajo condiciones de desgaste en fluidos corporales simulados.

- Es importante realizar un estudio sobre la disolución de los elementos aleantes en el organismo, con el fin de garantizar la viabilidad del uso de la aleación ASTM F75 como implante dental, sin que esta genere riesgos y/o afectaciones en pacientes.

CITAS

[1] RODRIGUEZ GONZÁLEZ, Francisco. Técnicas electroquímicas de corriente directa para la medición de la velocidad de corrosión. México, 2010.

[2] CAMPOS SILVA, et al. Growth kinetics and mechanical properties of boride layers formed at the surface of the ASTM F-75 biomedical alloy Surface & Coatings Technology. México, 2013.

[3] BELLEFONTAINE, George. The Corrosion Of Co-Cr-Mo Alloys For Biomedical Applications. School of Metallurgy and Materials, University of Birmingham, 2010.

[4] GREGORUTTI, Jorge Enrique, et al. Aleaciones metálicas usadas en implantes quirúrgicos. Ciencia y tecnología de los materiales, Revista N°3, 2013.

[5] GARCÍA ABUJETA, J, et al. Reacciones alérgicas/inmunológicas a materiales empleados en Cirugía Ortopédica y Traumatología, Materiales internos. Benidorm (Alicante), (2004) 114-115.

[6] MONTERO OCAMPO; TALAVERA, M; LOPEZ, H. Effect of Alloy Preheating on the Mechanical Properties of As-Cast Co-Cr-Mo-C Alloys. Metallurgical and Materials Transactions (1999) 1-2.

[7] GIACCHI, Jessica, et al. Análisis microestructural de aleaciones Co-Cr-Mo para implantes. Argentina, Vol. 20, (2008) 1-3.

[8] QUIÑONES MORENO, Juan David y SANTOS MARTÍNEZ, Juan David. Evaluación del efecto aleante del boro y de tratamiento térmico sobre las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM f 75 en solución PBS, mediante técnicas electroquímicas. Bucaramanga, (2013) 21-27-45.

[9] RIAÑO MENDEZ, Fredy Wladimir y TARAZONA BARAJAS, Julián Andrés. Evaluación del efecto aleante del boro sobre las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM F75 en solución Ringer, mediante técnicas electroquímicas. Bucaramanga, (2012) 20-21-47.

[10] CORREA TERRAZAS, Ricardo. Solidificación direccional de aleaciones de Fe-Cr-C con adiciones de Boro y su evaluación bajo condiciones de desgaste. Trabajo de Doctorado. Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Instituto de Investigaciones Metalúrgicas, México, 2011.

[11] CHAVES, Luis. Medición de la velocidad de corrosión mediante la técnica de ruido electroquímico en aceros inoxidable 304 y 316l. Instituto Politécnico Nacional Cicata, 2007.

[12] BUNEA D., et al. Experimental Researches Concerning The Co-Cr-Mo Alloys. Used in Implantology. European Cells and Materials Vol. 5. Suppl. 1. (Politehnica University from Bucharest. Romania, (2003) 1-2.

[13] Norma ASTM E3-01. Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. ASTM International 2007.

[14] Norma ASTM E407-07. Standard Practice for Microetching Metals and Alloys. ASTM International 2007.

[15] BOCANU, C., et al. The electrochemical behaviour of various non-precious ni and co based alloys in artificial saliva. (2005) 2.

[16] ACOSTA, Carlos; MANZANO, Carlos; RENDON, Ana. Estudio comparativo del pH y la capacidad amortiguadora de la saliva en clases socio-económicas alta y baja. Revista CES Odontología, Vol. 5. 1992, p. 183.

[17] Norma ASTM G5–94. Standard Reference Test Method for Making Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements 2011.

[18] Norma ASTM G3–89. Standard Practice for Conventions Applicable to Electrochemical Measurements in Corrosion Testing 2010.

[19] CUSTODIO, Yolanda. Estudio in vitro de la corrosión superficial de los implantes dentales por el uso de productos con flúor. Universidad Complutense de Madrid. (2011) 12-13.

[20] WEN, Robert; CHUN-CHEN, Yang; CHING-AN, Huangc. Electrochemical corrosion studies on Co–Cr–Mo implant alloy in biological solutions. *Materials Chemistry and Physics*, 2005.

BIBLIOGRAFÍA

ACOSTA, Carlos; MANZANO, Carlos; RENDON, Ana. Estudio comparativo del pH y la capacidad amortiguadora de la saliva en clases socio-económicas alta y baja. Revista CES Odontología. [en línea] 1992. Vol 5, N° 2.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. Standard Practice for Microetching Metals and Alloys. ASTM - E407-07. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2007.

----- Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. ASTM E3-01. West Conshohocken, PA: ASTM International 2007.

----- Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants. ASTM F75-12. West Conshohocken. PA: ASTM International 2007.

----- Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals. ASTM G3. West Conshohocken. PA: ASTM International 2004.

----- Standard Practice for Preparing, Cleaning, and Evaluating Corrosion Test Specimens. ASTM G1-03. West Conshohocken. PA: ASTM International 2011.

----- Standard Reference Test Method for Making Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements. ASTM G5-94. West Conshohocken. PA: ASTM International 2011.

----- Standard Practice for Conventions Applicable to Electrochemical Measurements in Corrosion Testing. ASTM G3-89. West Conshohocken. PA: ASTM International 2010.

----- Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements. ASTM G 102-89. West Conshohocken. PA: ASTM International 2010.

BOCANU, C., et al. The electrochemical behaviour of various non-precious ni and co based alloys in artificial saliva, European Cells and Materials. [online] 2005. Vol 10, p. 1-7.

BELLEFONTAINE, George. The Corrosion Of Co-Cr-Mo Alloys For Biomedical Applications. Thesis Master. Edgbaston, Birmingham, Reino Unido: University of Birmingham. School of Metallurgy and Materials University of Birmingham, 2010.

BUNEA D., et al. Experimental Researches Concerning The Co-Cr-Mo Alloys. Used in Implantology. European Cells and Materials. [online] 2003. Vol 5. Suppl. 1, p. 53-54.

CAMPOS SILVA, et al. Growth kinetics and mechanical properties of boride layers formed at the surface of the ASTM F-75 biomedical alloy Surface & Coatings Technology, Elsevier. [online] 2013. Vol 10, N° 5.

CHAVES, Luis. Medición de la velocidad de corrosión mediante la técnica de ruido electroquímico en aceros inoxidable 304 y 316l. Tesis Maestría. Altamira: Instituto Politécnico Nacional Cicata, centro de investigación en ciencia aplicada y tecnología avanzada, unidad Altamira, 2007.

CORREA TERRAZAS, Ricardo. Solidificación direccional de aleaciones de Fe-Cr-C con adiciones de Boro y su evaluación bajo condiciones de desgaste. Tesis Doctoral. Morelia, Mich, México: Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo (UMICH), Instituto de Investigaciones Metalúrgicas, 2011.

CUSTODIO MENÉNDEZ, Yolanda. Estudio in vitro de la corrosión superficial de los implantes dentales por el uso de productos con flúor. Tesis Maestría. Madrid, España: Universidad Complutense de Madrid, 2011.

GIACOMELLI, Fernando. Behavior of a Co-Cr-Mo Biomaterial in Simulated Body Fluid Solutions Studied by Electrochemical and Surface Analysis Techniques, Journal of the Brazilian Chemical Society. [online] 2004. Vol 15, N° 4.

KELLER LÓPEZ, Rolando Guillermo. Estudio de la corrosión en aleaciones metálicas utilizadas en prótesis dentales por medio de técnicas electroquímicas. Tesis pregrado. Ciudad de México, México: Universidad Nacional Autónoma De México, 2011.

KHETHIER ABBASS, Muna; ABUALNOUN AJEEL, Sami and WADULLAH, Haitham M. Study of Corrosion Resistance of Co-Cr-Mo Surgical Implants Alloy in Artificial Saliva. *Engineering & Technology Journal*. [online] 2014. Vol 32, N° 10, Part (A).

LIN, Hsin-Yi; BUMGARDNER, Joel. In vitro biocorrosion of Co–Cr–Mo implant alloy by macrophage cells, *Journal of Orthopaedic Research*. [online] 2004. Vol 22, Issue 6, p 1231–1236.

MELLADO Valero, Ana. Corrosión galvánica entre implantes dentales y supraestructuras protésicas diseñadas con aleaciones de distinta naturaleza. Tesis Maestría. Valencia, España: Universidad de Valencia, 2011.

MENDOZA ROSALES, Marisol. Evaluación del comportamiento electroquímico de biomateriales metálicos comerciales. Tesis Maestría. Ciudad de México, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2011.

MONTERO OCAMPO; TALAVERA, M; LOPEZ, H. Effect of Alloy Preheating on the Mechanical Properties of As-Cast Co-Cr-Mo-C Alloys, *Metallurgical and Materials Transactions*. [online] 1999. Vol 30, Issue 3, p. 611-620.

QUIÑONES MORENO, Juan David y SANTOS MARTÍNEZ, Juan David. Evaluación del efecto aleante del boro y de tratamiento térmico sobre las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM f 75 en solución PBS, mediante técnicas electroquímicas. Santander, Colombia: Universidad Industrial de Santander, 2013.

RIAÑO MENDEZ, Fredy Wladimir y TARAZONA BARAJAS, Julián Andrés. Evaluación del efecto aleante del boro sobre las propiedades electroquímicas de la aleación ASTM F75 en solución Ringer, mediante técnicas electroquímicas. Santander, Colombia: Universidad Industrial de Santander, 2012.

R. Liu / S.Q. Xi / S. Kapoor. Effects of chemical composition on solidification, microstructure and hardness of co-cr-w-ni and co-cr-mo-ni alloy systems, Ijrras. [online] 2010, Vol 5, N° 2, p.121.

SINNETT-JONES, P.E., et al. Micro-abrasion-corrosion of a CoCrMo alloy in simulated artificial hip joint environments, Elsevier. [online] 2005. Vol 259, Issues 7-12, p. 898-909.

VALERO, Carlos. Efecto del tratamiento térmico y del potencial aplicado en el comportamiento electroquímico de la aleación biomédica Co-Cr-Mo en medios fisiológicos. Tesis de Master. Valencia, España: Universidad Politécnica, 2008.

WEN, Robert; CHUN-CHEN, Yang; CHING-AN, Huangc. Electrochemical corrosion studies on Co–Cr–Mo implant alloy in biological solutions, Materials Chemistry and Physics. [online] 2005. Vol 93, Issues 2-3.

Yan, Y., A. Neville, and D. Blowson, Biotribocorrosion of CoCrMo orthopaedic implant materials - Assessing the formation and effect of the biofilm, Tribology International. [online] 2007. Vol 40, Issues 10-12, p. 1492-1499.

ANEXOS

Anexo A. Composición química de la aleación Co-Cr-Mo - ASTM F-75

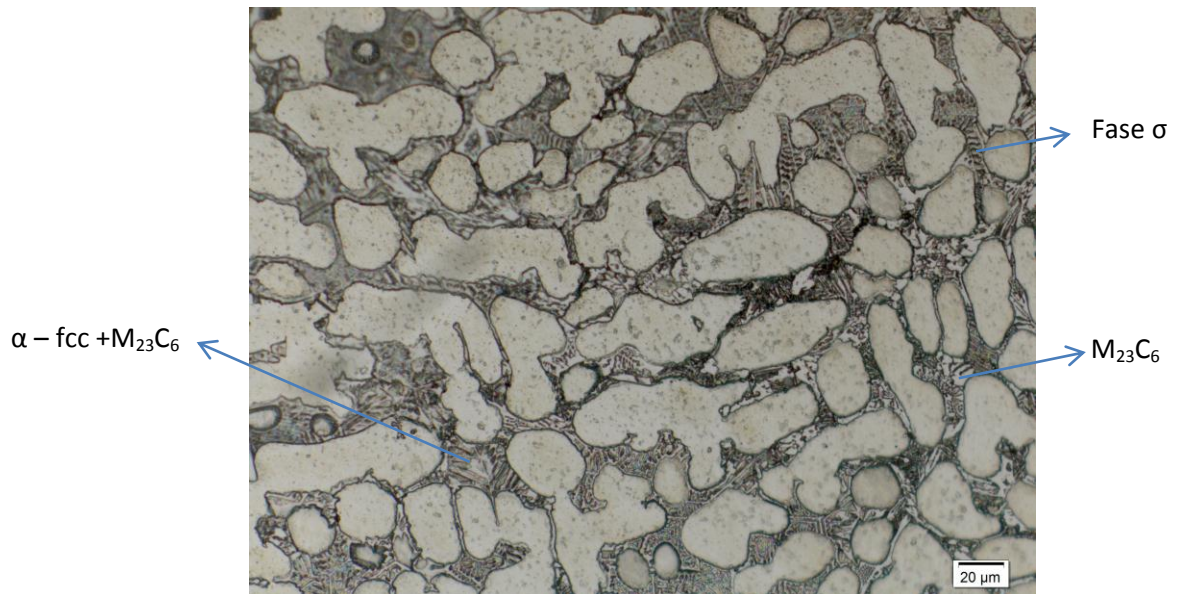
Tabla 4. Composición química de la aleación Co-Cr-Mo - ASTM F-75 con los diferentes porcentajes de Boro, (B0 = 0% Boro), (B1 = 0.3% Boro), (B2 = 0.6% Boro) y (B3 = 1% Boro).

Elemento	ASTM F-75 07 Requerido (% PESO)	Muestra B0 (% peso)	Muestra B1 (% peso)	Muestra B2 (% peso)	Muestra B3 (% peso)
Co	Balance	Balance	Balance	Balance	Balance
Cr	27-30	29.32	28.94	27.58	28.33
Mo	5-7	5.91	6.49	6.24	5.35
Ni	<0.5	0.192	0.225	0.184	0.238
Fe	<0.75	0.238	0.135	0.292	0.184
C	<0.35	0.23	0.21	0.24	0.26
Si	<1	0.28	0.58	0.43	0.63
Mn	<1	0.43	0.14	0.23	0.46
W	<0.2	0.15	0.09	0.11	0.13
P	<0.02	0.013	0.014	0.007	0.012
S	<0.01	0.008	0.005	0.004	0.006
N	<0.25	0.09	0.12	0.18	0.16
Al	<0.1	0.08	0.07	0.06	0.03
Ti	<0.1	0.01	0.06	0.02	0.03
B	<0.01	0.003	0.28	0.61	0.98

Fuente. Universidad Autónoma de Nuevo León de México (U.A.N.L)

Anexo B. Microestructura de la aleación ASTM F 75 con 1% de Boro a 500X con sus respectivas fases.

Figura 20. Fotomicrografía aleación ASTM f75 con 1% Boro a 500X.



Anexo C. Montaje experimental

Figura 21. Montaje experimental para las pruebas electroquímicas



Anexo D. Resistencia a la polarización lineal (RPL).

Figura 22. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 6,7.

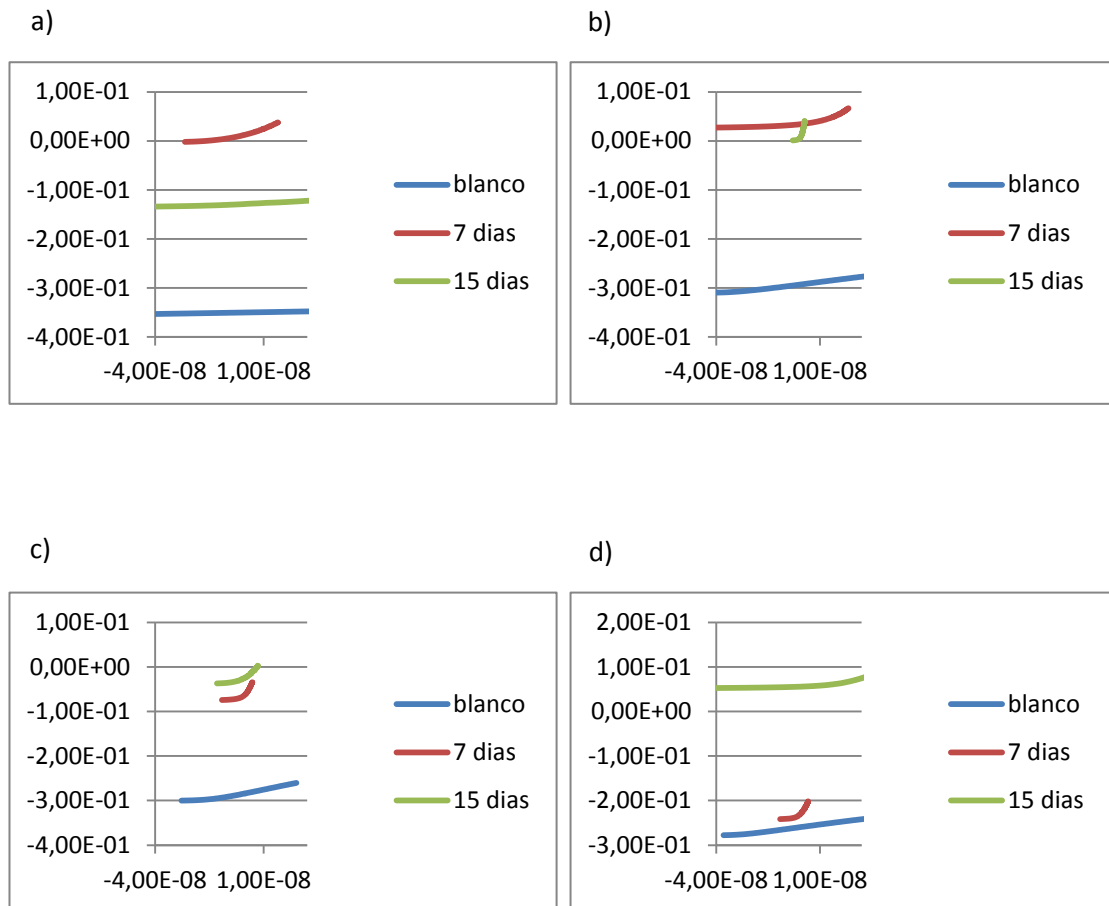


Figura 23. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro a) 0% b) 0,3% c) 0,6% d) 1%, a los diferentes tiempo de inmersión en saliva artificial pH 8.

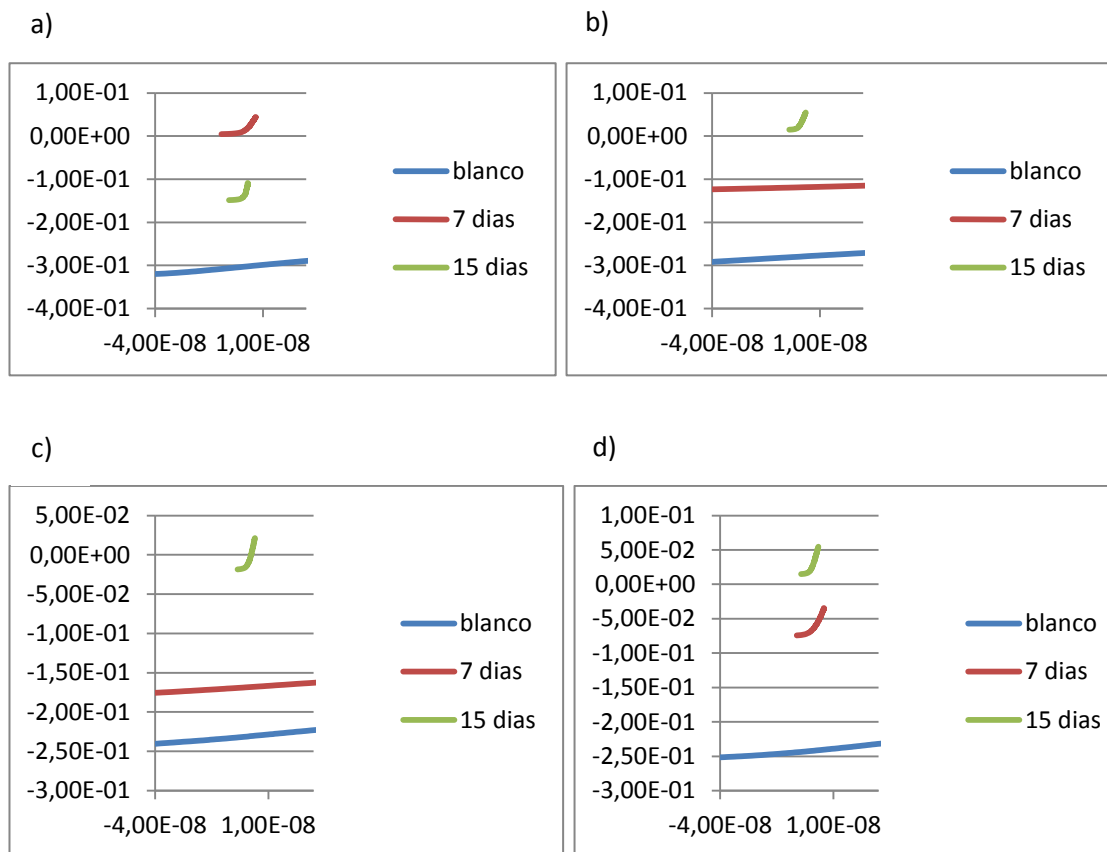
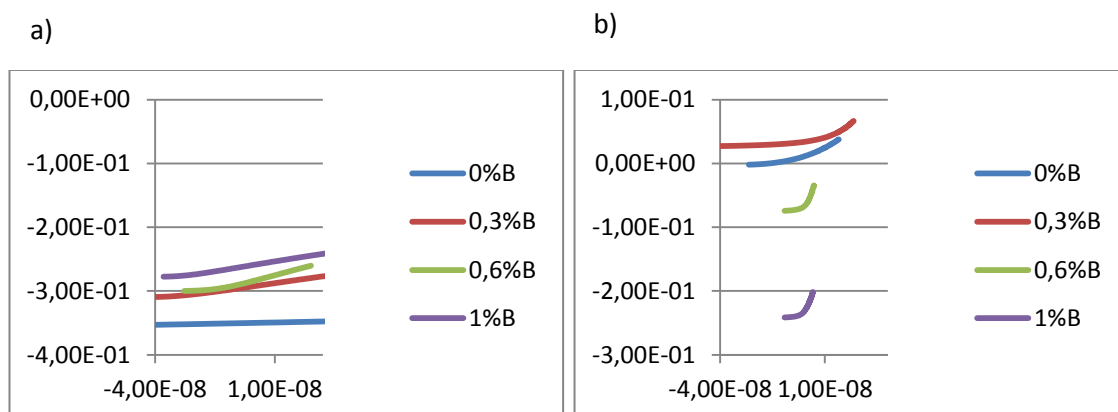


Figura 24. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 a) Blanco b) 7 días c) 15 días



c)

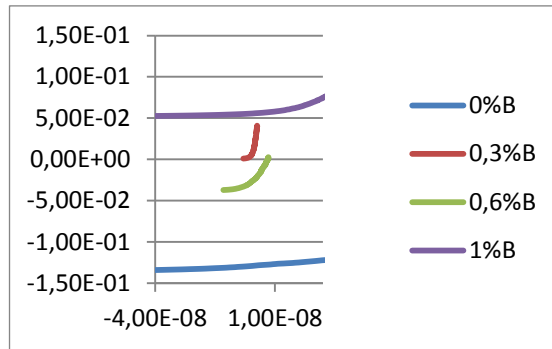
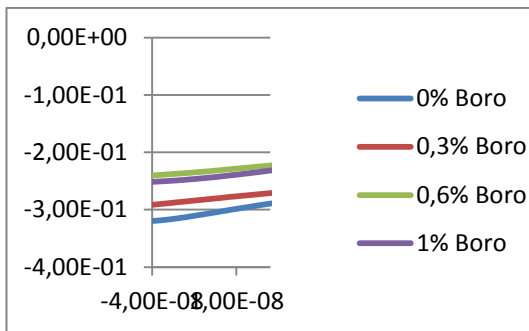
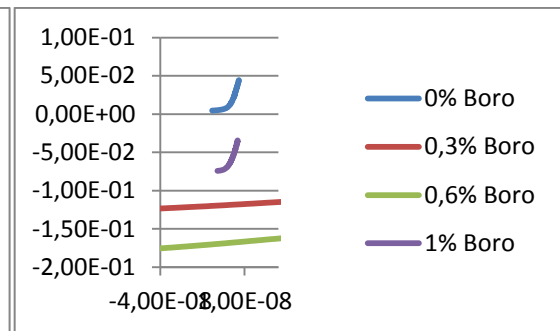


Figura 25. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días

a)



b)



c)

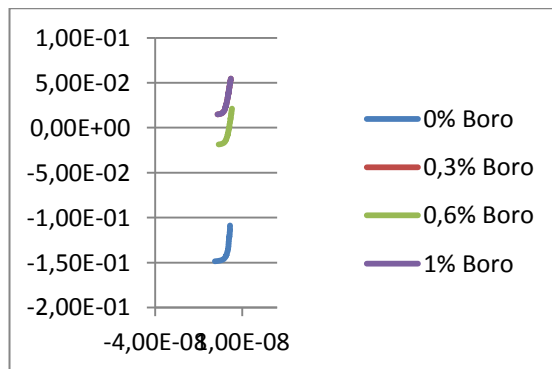
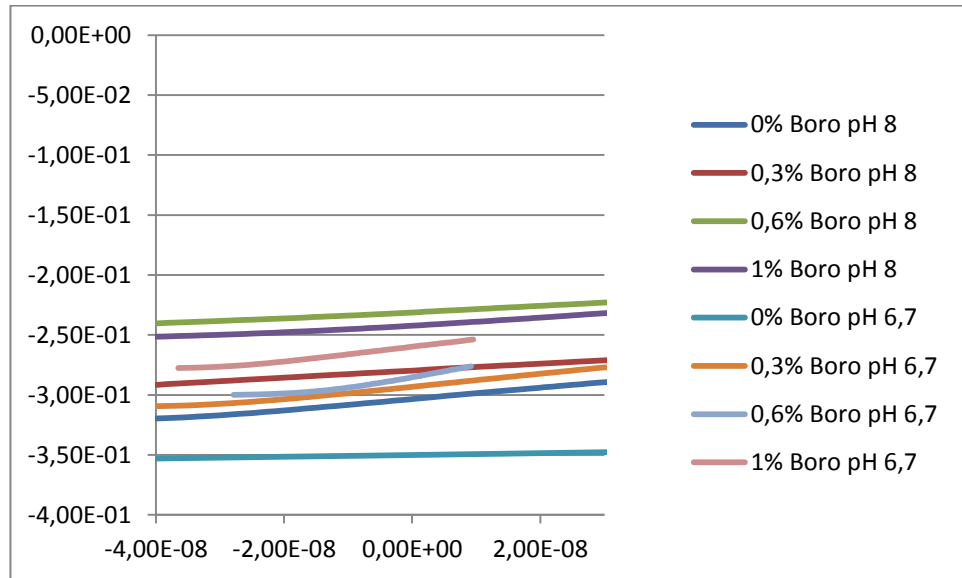
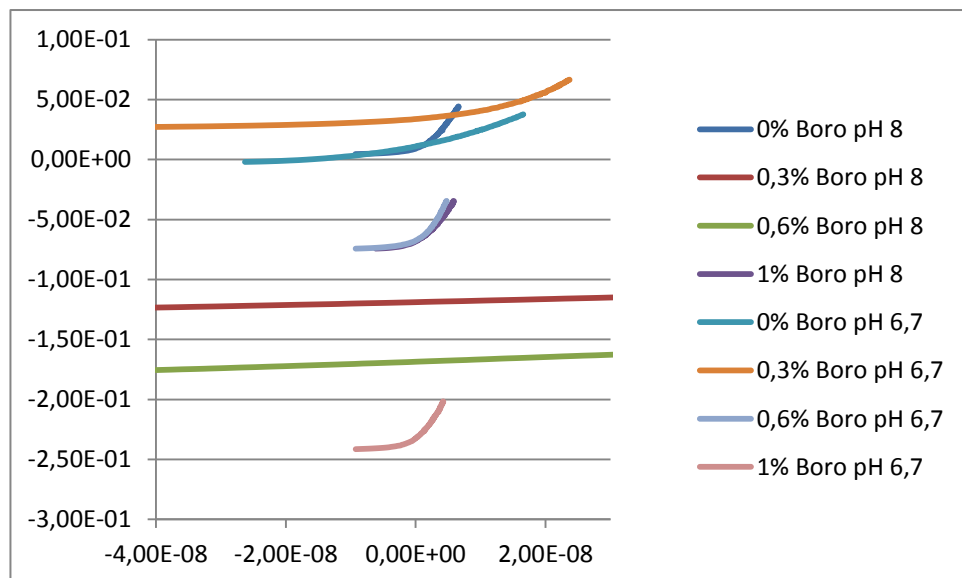


Figura 26. Resistencia a la polarización lineal de la aleación ASTM F-75 con diferentes porcentajes de boro, en los diferentes tiempos de inmersión en saliva artificial pH 6,7 y 8 a) Blanco b) 7 días c) 15 días

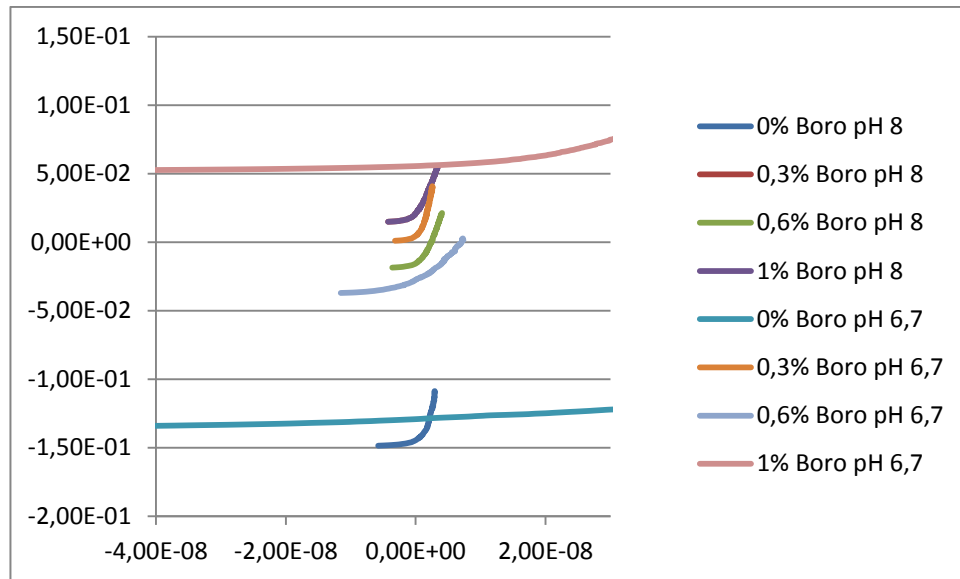
a)



b)



c)



Anexo E. Parámetros electroquímicos obtenidos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de boro

Tabla 5. Parámetros electroquímicos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de Boro a pH 6,7

Tiempo (días)	% boro	Ecorr (V)	β_a (V/década)	β_c (V/década)	Icorr (μA)	Rp (Ω/cm^2)	Vcorr (mpy)
0	0	-2,17E-01	8,10E-03	6,60E-03	8,96E-03	1,76E+05	2,72E-03
	0,3	-3,04E-01	3,50E-03	6,00E-03	7,12E-04	1,35E+06	2,16E-04
	0,6	-3,03E-01	5,90E-03	5,70E-03	6,59E-04	1,91E+06	2,00E-04
	1	-2,69E-01	6,10E-03	7,00E-03	1,30E-03	1,09E+06	3,95E-04
7	0	-3,45E-02	4,10E-03	1,12E-02	6,18E-04	2,11E+06	1,87E-04
	0,3	-5,47E-02	5,90E-03	5,00E-03	3,87E-04	3,04E+06	1,17E-04
	0,6	-1,42E-01	5,00E-03	7,10E-03	7,66E-05	1,66E+07	2,32E-05
	1	-2,69E-01	3,50E-03	6,90E-03	8,19E-05	1,23E+07	2,49E-05
15	0	-1,75E-01	5,70E-03	5,10E-03	1,32E-03	8,86E+05	4,00E-04
	0,3	-7,31E-02	4,10E-03	6,30E-03	2,42E-05	4,45E+07	7,36E-06
	0,6	-1,01E-01	3,70E-03	6,20E-03	1,12E-04	8,96E+06	3,41E-05
	1	-6,51E-02	5,50E-03	6,10E-03	6,46E-04	1,94E+06	1,96E-04

Tabla 6. Parámetros electroquímicos de la aleación ASTM F75 con los diferentes porcentajes de Boro a pH 8.

Tiempo (días)	% boro	Ecorr (V)	β_a (V/década)	β_c (V/década)	Icorr (μ A)	Rp (Ω/cm^2)	Vcorr (mpy)
0	0	-3,08E-01	5,70E-03	1,19E-02	2,31E-03	7,24E+05	7,01E-04
	0,3	-2,74E-01	6,10E-03	1,18E-02	4,07E-03	4,29E+05	1,24E-03
	0,6	-2,43E-01	5,30E-03	6,10E-03	1,95E-03	6,32E+05	5,92E-04
	1	-2,66E-01	4,90E-03	6,40E-03	2,04E-03	5,91E+05	6,19E-04
7	0	-5,71E-02	5,40E-03	7,90E-03	1,15E-04	1,21E+07	3,48E-05
	0,3	-1,36E-01	6,20E-03	6,80E-03	5,25E-03	2,68E+05	1,59E-03
	0,6	-1,82E-01	6,30E-03	6,40E-03	3,14E-03	4,39E+05	9,53E-04
	1	-1,11E-01	5,20E-03	9,70E-03	1,64E-04	8,96E+06	4,97E-05
15	0	-2,33E-01	6,00E-03	8,60E-03	1,27E-04	1,21E+07	3,84E-05
	0,3	-1,44E-02	4,70E-03	1,07E-02	8,38E-05	1,69E+07	2,54E-05
	0,6	-7,47E-02	1,80E-03	1,34E-02	1,11E-04	6,20E+06	3,37E-05
	1	-1,44E-02	6,00E-03	7,50E-03	1,25E-03	1,16E+06	3,79E-04