



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

ESTUDIO DEL PROCESO DE CORROSIÓN SOBRE EL ANODIZADO EN UNA
ALEACIÓN $Ti_{60}Al_{40}V$ UTILIZADAS EN TRAUMATOLOGÍA

ROSALIRIS DE JESÚS BETANCOURT DÍAZ

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

CUMANÁ, ENERO 2025



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

VEREDICTO

Nosotros, Yelitza Figueroa, Solange Paredes y José Guilarte, 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 PROCESO DE CORROSIÓN SOBRE EL ANODIZADO EN UNA ALEACIÓN Ti₆Al₄V UTILIZADAS EN TRAUMATOLOGÍA”**, presentado por la Br. Rosaliris De Jesús Betancourt Díaz, C.I: 24.535.197, por la modalidad Tesis de Grado, según lo establecido en el ACTA 685 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: Yelitza Figueroa
Profa. Yelitza Figueroa.

Jurados: Solange Paredes
Profa. Solange Paredes.

José Guilarte
Prof. José Guilarte.

DEDICATORIA

A mis padres Alirio Betancourt y Rosa Díaz de Betancourt quienes me impulsan a ser mejor cada día y me ayudan a levantarme en cada caída. Gracias por enseñarme a afrontar las dificultades sin perder nunca la cabeza ni morir en el intento.

Me han enseñado a ser la persona que soy hoy, mis principios, mis valores, mi perseverancia y mi empeño. Todo esto con una enorme dosis de amor y sin pedir nada a cambio.

A mi hermano Roger Betancourt por su constante apoyo durante mi formación académica.

AGRADECIMIENTO

En primera instancia quiero agradecer enormemente a Dios, por darme la fortaleza y sabiduría para culminar este proceso.

A mis padres Alirio y Rosa por su amor incondicional y su apoyo moral. Su fe en mí, incluso en los momentos más difíciles, ha sido el pilar de este logro.

Quisiera expresar mi más sincera gratitud a mi tutora de tesis, Yelitza Figueroa de Gil, cuyo conocimiento experto y consejo crítico han sido insustituibles. Su confianza en mi capacidad y su ayuda oportuna han sido los pilares de este trabajo. Su mentoría ha dejado una impresión duradera en mi carrera académica.

A todos los profesores e integrantes del Departamento de Química de la Universidad de Oriente (UDO) quienes me han guiado en mi formación académica.

A mi amiga Adriana que estuvo conmigo en los momentos de estrés y alegría durante este largo y retador camino. Su apoyo, confianza, soporte y cariño han sido invaluable.

Finalmente, quiero agradecer a aquellos que, con una palabra, una frase casual, me impulsaron a dar un paso y otro más para llegar a donde estoy hoy.

ÍNDICE

DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTO.....	iv
LISTA DE TABLAS.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	ix
RESUMEN	x
INTRODUCCIÓN	1
BIOMATERIALES	1
ALEACIÓN DE Ti ₆ Al ₄ V.....	2
MODIFICACIÓN SUPERFICIAL DEL TITANIO.....	4
PROCESO DE ANODIZADO	5
CORROSIÓN Y SUPERFICIE DE BIOMATERIALES METÁLICOS.....	8
TÉCNICAS ELECTROQUÍMICAS PARA ESTUDIOS DE CORROSIÓN.....	11
Potencial a circuito abierto (PCA).....	12
Resistencia a la polarización (Rp)	12
Extrapolación de Tafel.....	14
METODOLOGÍA.....	17
PREPARACIÓN DE LA SUPERFICIE DEL MATERIAL	17
PREPARACIÓN DE LOS ELECTRODOS DE TRABAJO	19
ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS	20
EVALUACIÓN MORFOLÓGICA DEL DAÑO GENERADO POR CORROSIÓN EN LAS MUESTRAS DE Ti ₆ Al ₄ V POR MICROSCOPIA ÓPTICA	22
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	24
POTENCIAL A CIRCUITO ABIERTO (PCA).....	24
RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN (Rp).....	25
EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL	29
EVALUACIÓN MORFOLÓGICA.....	35
CONCLUSIONES	38
BIBLIOGRAFÍA	39
HOJAS DE METADATOS.....	43

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Composición química de la aleación Ti_6Al_4V	3
Tabla 2. Composición química de la solución de Ringer Lactato.	20
Tabla 3. Técnicas electroquímicas y los correspondientes parámetros experimentales.	21
Tabla 4. Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto de muestras de Ti_6Al_4V con y sin recubrimiento comerciales de anodizados.....	25
Tabla 5. Parámetros electroquímicos de Resistencia a la polarización lineal de muestras de Ti_6Al_4V con y sin recubrimientos comerciales de anodizados	28
Tabla 6. Parámetros electroquímicos extrapolación de Tafel de muestras de Ti_6Al_4V con y sin recubrimiento comercial.....	33

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Microestructura típica de la aleación Ti_6Al_4V	3
Figura 2. Esquema de una celda electroquímica de dos electrodos empleada en los procesos de anodizado.	6
Figura 3. Espectro de colores del anodizado de titanio	7
Figura 4. : Reflexión de la luz en la capa anódica del titanio.	8
Figura 5. Gráfica de polarización lineal.....	14
Figura 6. Gráfica de polarización de Tafel.	15
Figura 7. Determinación de las pendientes de Tafel con la gráfica de Tafel.....	16
Figura 8. Cortadora abrasiva con disco de diamante marca LECO, modelo Vc-50.....	18
Figura 9. Proceso de corte manual de las muestras de Ti_6Al_4V	18
Figura 10. Esquema de preparación de las muestras Ti_6Al_4V	18
Figura 11. Electrodo de trabajo utilizados en los ensayos electroquímicos.	19
Figura 12. Celda electroquímica para ensayos de polarización.	20
Figura 13. Equipo GAMRY <i>Reference 600</i> empleado en las pruebas electroquímicas.	21
Figura 14. Pantalla inicial del software GAMRY FRAMEWORK.....	22
Figura 15. Microscopio óptico AXIOVERT 40 MAT , marca Carl ZEISS	23
Figura 16. Curvas de potencial a circuito abierto del Ti_6Al_4V sin y con recubrimiento de anodizados comerciales.	24
Figura 17. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V sin recubrimiento de anodizados comerciales.	26
Figura 18. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V con recubrimiento de anodizado comercial azul.....	26
Figura 19. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V con recubrimiento de anodizado comercial amarillo.....	27
Figura 20. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V con recubrimiento de anodizado comercial verde.	27
Figura 21. Comparación gráfica de la resistencia a la polarización lineal de muestras Ti_6Al_4V con y sin recubrimiento comerciales de anodizados.....	29
Figura 22. Curvas de extrapolación de Tafel del Ti_6Al_4V	30
Figura 23. Curvas de extrapolación de Tafel del Ti_6Al_4V sin y con recubrimiento de anodizados comerciales.	32

Figura 24. Comparación entre los tipos de recubrimiento y sus velocidades de corrosión	33
Figura 25. Relación entre las Velocidades de Corrosión (V_{corr}) y la Resistencia a Polarización (R_p) en las muestras de Ti_6Al_4V ensayadas.....	34
Figura 26. Micrografía del Ti_6Al_4V sin anodizado.....	36
Figura 27. Micrografía del Ti_6Al_4V anodizada posterior a ensayos electroquímicos.	36

LISTA DE ABREVIATURAS

ASTM	Asociación Americana para Ensayos y Materiales
M	Metal
O ₂	Oxígeno diatómico
H ₂ O	Agua
OH ⁻	Hidróxido
Cl ⁻	Ion cloruro
H	Hidrógeno
Fe	Hierro
TiO ₂	Dióxido de titanio
TiO	Óxido de titanio
Ti ₂ O ₃	Óxido de titanio (III)
M ⁿ⁺	Cationes metálicos
E _{eq}	Potencial de equilibrio
I _{corr}	Corriente de corrosión
E _{corr}	Potencial de corrosión
V _{corr}	Rapidez de corrosión
mmpy	Milímetros por año
PCA	Potencial a Circuito Abierto
R _p	Resistencia a la Polarización

RESUMEN

Se evaluó el comportamiento y rapidez de corrosión, de una aleación Ti_6Al_4V con recubrimiento y sin recubrimiento de anodizado comercial a través de la medición del potencial a circuito abierto (PCA), la resistencia a la polarización (R_p) y extrapolación de Tafel, obtenidas de muestras que fueron inmersas en una solución que simula los fluidos corporales (Ringer Lactato) a $37\text{ }^\circ\text{C}$. A fin de conocer el comportamiento electroquímico de las muestras con anodizado (amarillo, verde y azul) y sin anodizado comercial de las muestras expuestas durante 3600 s, se realizaron ensayos de PCA, la muestra sin recubrimiento arrojó un valor de $-502,5\text{ mV}$, y las muestras con recubrimiento azul y amarillo arrojaron valores de potencial muy cercanos a $-57,695$ y $-62,725\text{ mV}$, mientras que el recubrimiento verde tiende a un valor más positivos de $31,006\text{ mV}$. Esto es indicativo de que las muestras con recubrimiento comercial presentaron la formación de películas más estables observándose además que la muestra con anodizado verde presentó un potencial más positivo lo que indica que la película formada es más uniforme y de mayor protección. Una vez determinado el potencial de equilibrio, se obtuvieron las curvas de resistencia a la polarización de las muestras estudiadas en el medio fisiológico utilizado para simular los fluidos corporales, de acuerdo a los datos obtenidos para las muestras con recubrimiento amarillo, azul y verde esta resistencia fue de $767,40$, $621,5$ y $957,9\text{ K}\Omega$, evidenciándose que la muestra con recubrimiento verde resultó ser más resistente al proceso de corrosión ya que presenta mayor resistencia a la corrosión a diferencia de la muestra sin recubrimiento que presentó una resistencia a la polarización de $147,8\text{ K}\Omega$, lo cual la hace ser menos resistente. A partir de la extrapolación de Tafel, se obtuvieron los valores correspondientes al potencial de corrosión (E_{corr}), densidad de corriente de corrosión (I_{corr}) y la rapidez de corrosión (V_{corr}). La aleación de Ti_6Al_4V con anodizado verde presentó V_{corr} de $2,22 \times 10^{-3}$ mmpy, más bajo que el arrojado por las muestras de la aleación de Ti_6Al_4V con anodizados amarillo y azul y que la aleación de Ti_6Al_4V sin tratamiento superficial $4,29 \times 10^{-3}$, $11,21 \times 10^{-3}$ y $65,76 \times 10^{-3}$ mmpy respectivamente. Mediante microscopia óptica se caracterizó la morfología superficial de las muestras estudiadas las cuales coincidieron con los resultados obtenidos en los ensayos electroquímicos realizados. En este trabajo se logró determinar que las muestras de Ti_6Al_4V anodizadas mejoran la resistencia a la corrosión en comparación con el metal base, permitiendo así el uso de estas aleaciones en aplicaciones biomédicas.

INTRODUCCIÓN

BIOMATERIALES

En los últimos años, el número de personas que exigen reemplazar partes dañadas del cuerpo humano con instrumentos artificiales, como articulaciones de cadera e implantes dental ha aumentado debido al rápido crecimiento de la proporción de personas mayores en la población y a un aumento significativo de los traumatismos ortopédicos en personas jóvenes y de mediana edad, por lo tanto la demanda de biomateriales ha aumentado drásticamente ^[1,2].

Los biomateriales se describen como cualquier sustancia o combinación de sustancias, de origen natural o sintético, que pueden ser usados por algún período, como todo o como parte de un sistema que trata, aumenta, o reemplaza algún tejido, órgano o función del cuerpo ^[3]. El hecho concreto es que los biomateriales están preparados para ser utilizados en seres vivos y su estudio es un tema que tiene un auge indiscutible en la actualidad y que ha experimentado un espectacular avance en los últimos años, motivado fundamentalmente por el hecho de que la esperanza de vida de la población aumenta de forma considerable ^[4].

Es importante destacar que no todos los materiales que componen los dispositivos médicos son considerados biomateriales ^[5]. Para ello, debe tener una característica muy especial, ser biocompatible ^[4]. La biocompatibilidad es entendida como la capacidad del material para ser aceptado por el medio biológico que lo rodea o tolerado por el organismo. Así mismo, el material debe poseer buenas características biofuncionales, es decir, adecuadas propiedades mecánicas, especialmente la resistencia a la fatiga, que le capaciten para aportar las prestaciones necesarias que requiera la aplicación a la que vaya a ser destinado ^[6].

La naturaleza de los materiales utilizados para tales fines en la actualidad es de origen sintético y de origen natural. Los materiales de origen natural son básicamente derivados óseos y polímeros naturales, como el colágeno. Los materiales sintéticos consisten en

ciertos metales, polímeros biodegradables y fosfatos cálcicos que pretenden imitar a los de origen natural y otros ^[7].

Los materiales metálicos comúnmente empleados en el campo de las aplicaciones biomédicas y, en concreto, en cirugía ortopédica, son el acero inoxidable, las aleaciones de base cobalto y el titanio y sus aleaciones, consideradas estas últimas como aleaciones de mayor rendimiento en comparación a otras aleaciones, debido a su buena resistencia a la fatiga, relativamente bajo módulo elástico, baja densidad, excelente resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, siendo estas dos últimas propiedades asociadas a la presencia en la superficie de un óxido nativo (TiO_2) denso y protector que se forma de manera natural en aire o agua a temperatura ambiente ^[6,8,9].

Sin embargo, los implantes realizados con estos materiales tampoco son enteramente satisfactorios, ya que en muchos casos se producen fallos en su aplicación ^[5]. Los materiales metálicos se corroen en un ambiente hostil como el organismo humano y como consecuencia el material se deteriora y el implante se debilita, mientras que al mismo tiempo los productos de la corrosión que se liberan a los tejidos circundantes producen efectos no deseables ^[10].

Todos estos materiales antes de ser usados en implantes, deben ser evaluados mediante procesos donde son expuestos a un medio fisiológico simulado ^[11]. Por lo tanto, se espera que el implante ortopédico ideal tenga buenas propiedades mecánicas y buena biocompatibilidad, para inhibir la infección microbiana y promover la osteointegración ^[12].

ALEACIÓN DE $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$

La aleación $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ desarrollada originalmente para aplicaciones aeroespaciales es la primera aleación de Ti utilizada como biomaterial. Debido a su excelente resistencia a la corrosión y propiedades mecánicas, esta aleación se establece como una de las principales aleaciones utilizadas para la fabricación de implantes ortopédicos ^[13].

De acuerdo con la norma ASTM F136-13, la composición química de la aleación biomédica Ti₆Al₄V es la mostrada en la Tabla 1 ^[14].

Tabla 1. Composición química de la aleación Ti₆Al₄V

%Masa	Elementos							
	Ti	Al	V	N	C	H	Fe	O
Min.	—	5.5	3.5	—	—	—	—	—
Max.	Bal.	6.8	4.5	0.05	0.08	0.0125	0.25	0.13

Esta aleación, denominada también Ti grado 5, según la norma ASTM B 367, es de tipo α/β . Ampliamente usada como material estructural debido a sus excelentes propiedades mecánicas y de resistencia a la corrosión, combina una excelente resistencia mecánica con una gran capacidad de conformado, producto de su microestructura bifásica constituida por las fases α (rica en Al) y β (rica en V), donde la fase α ofrece poca plasticidad y tiende a exhibir propiedades mecánicas y físicas anisotrópicas, mientras que la fase β presenta buena conformabilidad debido a su alta ductilidad ^[15].

La microestructura de la aleación Ti₆Al₄V más utilizada para la sustitución de tejido óseo es de tipo recocido, que consiste en granos equiaxiales y placas de Widmanstatten alfa, en una matriz beta (figura 1). Esta microestructura es el resultado de calentar y deformar en la región alfa más beta, seguida de un enfriamiento lento que permite la transformación de beta a alfa. Este tipo de microestructura da lugar a una excelente combinación de resistencia mecánica, tenacidad, ductilidad y resistencia a la fatiga ^[16].

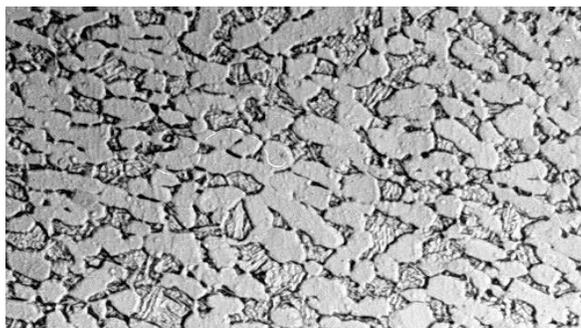


Figura 1. Microestructura típica de la aleación Ti₆Al₄V.

Aunque la aleación Ti_6Al_4V posee algunas características positivas, investigaciones exhaustivas han revelado que conducen a enfermedades duraderas como la osteomalacia, la enfermedad de Alzheimer y la neuropatía periférica debido a la liberación de iones de aluminio y vanadio. Además, ya sea en estado elemental u óxidos (V_2O_5), el contenido de iones de vanadio también es tóxico ^[17].

Actualmente se está propiciando el desarrollo de nuevas aleaciones que no contengan en su composición química ni aluminio ni vanadio, con la finalidad de obtener aleaciones que presenten mejor biocompatibilidad, para asegurar su buen comportamiento cuando son implantados como biomateriales durante tiempos prolongados, debido a que se han detectado efectos perjudiciales en el cuerpo humano por la presencia de estos elementos en la aleación ^[18].

MEDIOS EN EL QUE SE ENCUENTRAN LOS IMPLANTES

En condiciones normales, los fluidos extracelulares del cuerpo humano, que constituyen el medio agresivo, se pueden considerar como una disolución acuosa de oxígeno y diversas sales tales como NaCl, $MgCl_2$, KCl, glucosa, etc. Se trata, por tanto, de un medio electrolítico que contiene iones cloruro y conduce electrones, lo que facilita que puedan producirse fenómenos electroquímicos de corrosión. El pH normal de los líquidos corporales es casi neutro y está comprendido entre pH 7,2 y 7,4. ^[19].

Así, es necesario que los materiales elegidos para la fabricación de implantes presenten un riesgo de degradación tan reducido como sea posible ^[20].

MODIFICACIÓN SUPERFICIAL DEL TITANIO

Hoy en día la superficie del implante es un tema de alto interés ya que de ella depende la posible osteointegración entre un cuerpo extraño que es el implante y un organismo vivo que es hueso ^[21].

Es evidente que las propiedades superficiales y la biocompatibilidad juegan un papel importante en la respuesta del biomaterial. Por lo tanto, para mejorar el rendimiento de

un biomaterial en un sistema biológico, existe una necesidad crucial de que su superficie sea modificada. Sin cambiar el material en todo su espesor, las propiedades de la superficie del material se pueden alterar mediante modificación de la superficie. Normalmente, los átomos, compuestos o moléculas superficiales se modifican hasta cierto punto químicamente y también físicamente debido a la formación de un recubrimiento de un material diferente. La modificación de la superficie puede mejorar los sustratos; energía de adhesión, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y a la degradación y, lo que es más importante sus propiedades tribológicas ^[22].

En el proceso de osteointegración, la superficie del material de titanio es fundamental en la respuesta al entorno biológico en los dispositivos médicos artificiales. Si para determinadas aplicaciones biomédicas la superficie nativa de los materiales de titanio no es adecuada, se realizan modificaciones o preparaciones previas en dicha superficie: se trata, por ejemplo, de conseguir superficies más rugosas que mejoren el anclaje al hueso, o más bioactivas, que aceleren los procesos iniciales de osteointegración, o de mayor resistencia mecánica superficial, con el fin de conseguir mayor resistencia frente al desgaste ^[9].

Es precisamente en el campo de los recubrimientos, donde el método de anodización o anodizado presenta las mejores perspectivas de desarrollo ^[23].

PROCESO DE ANODIZADO

El proceso de anodización o anodizado es una de las técnicas electrolíticas de modificación superficial a través de la cual se pueden obtener, de manera artificial y/o controlada, películas de óxido de mayor espesor y con mejores características de protección que las capas naturales o formadas de manera natural ^[24].

Para realizar el proceso de anodizado generalmente se emplea una celda electroquímica de dos electrodos, en la que el ánodo es el material en el cual se desea crecer la capa de óxido y el cátodo es una placa o varilla de un material químicamente inerte en el baño de anodizado. Ambos electrodos se conectan a un circuito eléctrico externo para establecer

una diferencia de voltaje o corriente entre ellos, figura 2 ^[9].

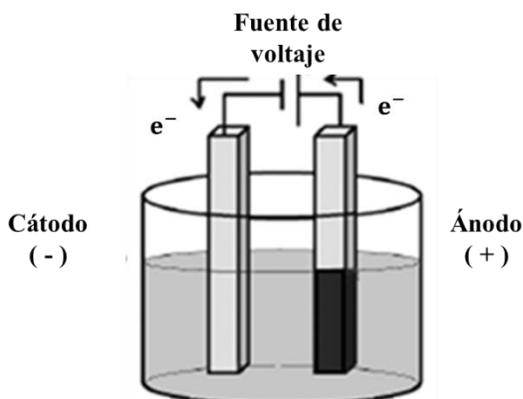
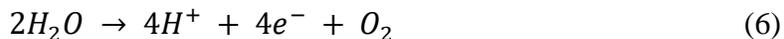


Figura 2. Esquema de una celda electroquímica de dos electrodos empleada en los procesos de anodizado.

Este tipo de anodizado se realiza en una variedad de electrolitos. Donde los ácidos sulfúricos y fosfóricos diluidos son utilizados ampliamente. El espesor de la capa anodizada depende del voltaje y no del tiempo de electrólisis o la densidad de corriente, por lo que el consumo de energía para llevar a cabo este proceso es bastante económico y por las características de la misma es de gran interés tecnológico ^[25].

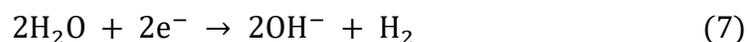
A continuación, se presentan las reacciones redox, generales, que ocurren en el proceso de oxidación anódica del titanio:



La ecuación 1, indica que en la superficie del titanio (Ti) se produce una reacción de oxidación dando lugar a la formación de iones Ti^{4+} . Estos iones reaccionan con los OH^{-} provenientes de la reducción del H_2O en el cátodo (ecuación 7) y con los O^{2-} de la

desprotonación del OH^- (ecuación 2); ambas reacciones son consecuencia del campo eléctrico impuesto. En consecuencia, sobre la superficie del ánodo se forma un óxido de titanio, (ecuación 3), un óxido hidratado de titanio, (ecuación 4), que puede convertirse en óxido de titanio (ecuación 5) y el desprendimiento del oxígeno debido a la oxidación del medio, (ecuación 6) ^[9].

Las reacciones de reducción ocurren en el cátodo, que debe ser; un material químicamente inerte, conectado al polo negativo de la fuente de corriente continua (DC). Las reacciones químicas son las siguientes ^[25]:



En el cátodo se produce hidrógeno, debido a las reacciones que representan las ecuaciones 7 y 8. La reacción global del proceso del anodizado, consecuencia de la suma de todas las reacciones anteriores, es la siguiente ^[25]:



El anodizado del titanio, es una clase especial de tratamiento superficial que consolida y densifica las capas finas existentes, dando por resultado un espectro de los colores superficiales que se extiende del color oro, pasando por toda la gama del arco iris, hasta llegar al negro mate ^[26]. Ver figura 3.

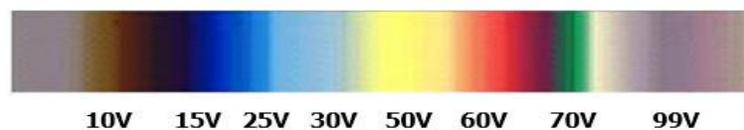


Figura 3. Espectro de colores del anodizado de titanio

La Figura 4 explica el fenómeno de coloración del titanio, posterior al tratamiento de oxidación anódica ^[25].

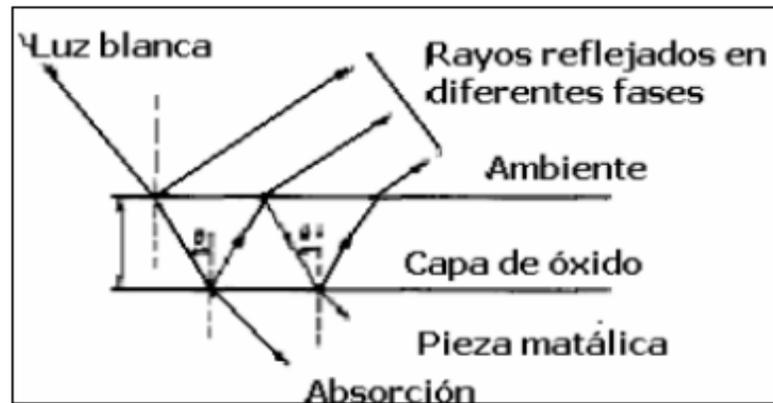


Figura 4. : Reflexión de la luz en la capa anódica del titanio.

La coloración que surge después del proceso de anodizado en el titanio, no es resultado de pigmentos o colorantes, sino; de un fenómeno que experimentan los rayos de luz en el recubrimiento conocido como, interferencia de colores. Los colores se generan en la capa anódica formada después del anodizado, y que es de color transparente. La interferencia de colores, se produce en una capa delgada transparente, ubicada sobre una superficie reflejante ^[25].

La capa de óxido tiene la habilidad para reflejar, refractar y absorber la luz. Cuando la luz cae sobre la capa de óxido de titanio, ésta es reflejada y en parte transmitida al metal. La parte que es transmitida al metal, en el momento que alcanza la superficie del sustrato; una pequeña parte es absorbida y la parte restante (la mayor) es nuevamente reflejada hacia la capa de óxido. Un desplazamiento de fase ocurre entre los rayos de luz debido a la múltiple reflexión. El grado de absorción de la luz y la proporción de reflexión de la misma, depende del espesor de la capa. El color de la capa, resulta de las interferencias ópticas de todas las ondas de luz reflejadas. El espectro de colores formados en el titanio, dependen principalmente del voltaje de trabajo y del electrolito usado ^[25].

CORROSIÓN Y SUPERFICIE DE BIOMATERIALES METÁLICOS

Investigaciones realizadas indican que la corrosión es una de las causas principales de falla de los implantes metálicos ^[27]. La corrosión suele ser definida como la reacción

química irreversible del material con el ambiente, el cual usualmente genera una degradación del material y sus propiedades ^[28].

La corrosión como proceso electroquímico ocurre mediante la oxidación de átomos metálicos para formar especies iónicas con mayor estado de oxidación y la liberación de electrones ^[27]. Este tipo de corrosión se produce cuando los metales se encuentran en contacto con un medio conductor como el agua, disoluciones salinas o humedad atmosférica ^[29].

Para completar el circuito se requiere de dos electrodos, un ánodo y un cátodo, los cuales deben estar conectados. Los electrodos pueden ser de diferentes clases de metales o distintas áreas sobre la misma pieza del metal. Para que fluya la electricidad debe haber un diferencial de potencial entre los electrodos ^[30].

En todo proceso corrosivo existen, necesariamente, dos tipos de reacciones electrolíticas, unas anódicas y otras catódicas. Dichas reacciones se dan simultáneamente en áreas diferentes de la superficie del metal. Normalmente las reacciones no son reversibles, pues no corresponden a procesos en equilibrio e involucran especies reactivas diferentes. En las áreas anódicas suceden reacciones de disolución u oxidación metálica, generalmente del tipo ^[31]:



Este es el verdadero proceso de corrosión, que remueve el átomo metálico de la superficie convirtiéndolo en un ión. La teoría del potencial mixto propone que todos los electrones generados por las reacciones anódicas son consumidos por las correspondientes reacciones de reducción, o catódicas ^[32].

En las áreas catódicas, se pueden presentar diferentes reacciones de reducción dependiendo de la naturaleza y concentración de las especies presentes en el medio, y pueden ser: Reducción de protones (desprotonación, soluciones ácidas), (ecuación 11); reducción de oxígeno (sol. ác.), (ecuación 12); reducción de oxígeno (sol. neutra o bás.),

(ecuación 13) ^[32,33].



Quizás el ejemplo más conocido de corrosión sea la formación de óxido en el hierro. El hierro se oxida cuando se expone al oxígeno y al agua. La formación de óxido implica la creación de una celda galvánica en una superficie de hierro.

En concreto, las semireacciones que se producen son la oxidación del hierro en las zonas anódicas



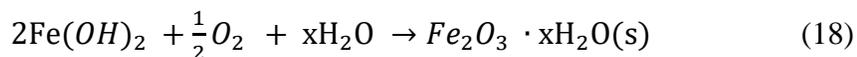
Y la reducción del oxígeno y/o del agua en las zonas catódicas



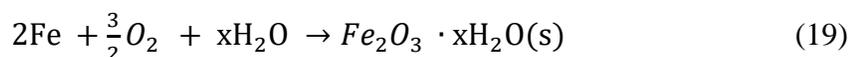
En medio neutro (pH = 7) y en presencia del oxígeno atmosférico, la reducción de oxígeno suele ser la más importante. Por tanto, la reacción global es, fundamentalmente,



Seguidamente, el Fe^{2+} se oxida con el oxígeno disuelto en el agua, dando lugar a óxido férrico hidratado, de color pardo rojizo.



Resumiendo, la reacción global es



La estequiometría del hidrato varía, como indica el uso de x en la fórmula del compuesto [34].

Debido a que la corrosión es el resultado de una reacción química, existen diversas condiciones que afectan la cantidad de corrosión que adquiere un elemento, entre estas condiciones se encuentra: la temperatura, el tipo de ambiente, los esfuerzos a los que están sometido el elemento y la erosión [35].

Existen varios tipos de corrosión, como son: la corrosión galvánica que es uno de los tipos más comunes presentes en implantes metálicos y ocurre cuando los materiales disímiles están en contacto e inmersos en un medio electrolítico, corrosivo y altamente conductor, como los fluidos sanguíneos. La corrosión por hendidura se ha reportado como otra causa frecuente de falla. Las grietas y los vacíos entre las partes de un implante multicomponente son sitios potenciales para que ocurra este tipo de corrosión; allí ocurre un empobrecimiento de oxígeno que acelera el proceso de corrosión al causar rotura de la película superficial protectora pasiva [36].

Sin embargo, el proceso de corrosión por picaduras se presenta como el más frecuente. Es una forma de corrosión localizada que a menudo es motivo de preocupación en las características relativas de los metales y aleaciones [37]. Las perforaciones por el picado son generalmente pequeñas, aunque pueden llegar a ser grandes. Es una de las formas de corrosión más destructivas y difíciles de atacar [30].

TÉCNICAS ELECTROQUÍMICAS PARA ESTUDIOS DE CORROSIÓN

Las medidas electroquímicas de corrosión permiten analizar el flujo de electrones que se genera entre las áreas anódicas y catódicas, cuya velocidad se corresponde con las velocidades de las reacciones de oxidación y de reducción que se producen en las superficies anódicas y catódicas respectivamente. Ello permite conocer la cinética de los procesos corrosivos, además de la tendencia termodinámica de las reacciones que ocurren espontáneamente [38].

Tanto la técnica electroquímica de Resistencia a la Polarización como el método de Tafel son el resultado de la aproximación de bajo campo a la ecuación de Butler-Volmer [39].

$$i = i_0 \left[e^{\left(\frac{\alpha z F \eta}{RT}\right)} - e^{\left(\frac{(1-\alpha) z F \eta}{RT}\right)} \right] = i_0 \left[e^{\left(\frac{\alpha z F (E - E_{rev})}{RT}\right)} - e^{\left(\frac{(1-\alpha) z F (E - E_{rev})}{RT}\right)} \right] \quad (20)$$

La ecuación de Butler-Volmer, puede ser usada para producir una gráfica de corriente en función del voltaje. Donde i_0 es la tasa de oxidación o reducción por unidad de área, considerada como densidad de corriente en un electrodo en equilibrio; α es el coeficiente de simetría para las reacciones anódica y catódica (valor cercano a 0,5); η es el número de oxidación del ion metálico; F la constante de Faraday (96500 C); R es la constante molar de los gases (8,314 J/mol K) y T la temperatura absoluta en K [40].

Potencial a circuito abierto (PCA)

La medición del potencial de corrosión es un concepto relativamente simple y el principio fundamental es muy usado en la industria para monitorear la corrosión y el reforzamiento del acero en concreto y estructuras como tuberías de línea enterradas bajo protección catódica. Cambios en el potencial de corrosión pueden también dar una indicación del comportamiento activo/pasivo en los biomateriales. Además, cuando se observa desde el punto de vista de diagramas de Pourbaix, el potencial de corrosión puede dar una idea fundamental de los riesgos de la termodinámica de la corrosión. El potencial de corrosión es medido con respecto a un electrodo de referencia, el cual es caracterizado por un potencial de media-celda estable. Las mediciones de potencial de corrosión son usualmente clasificadas como un método indirecto e intrusivo [30].

Resistencia a la polarización (Rp)

Las medidas de resistencia a la polarización, son una forma rápida para medir la rapidez de corrosión uniforme. La técnica de polarización lineal usa los más pequeños intervalos de potencial (con respecto al potencial de corrosión) aplicados a una muestra de metal. Las medidas de polarización lineal inician en aproximadamente -20 mV con respecto al

E_{corr} y terminan en +20 mV con respecto al E_{corr} , por esta razón la prueba de polarización lineal es no destructiva. La pendiente de una línea, es el cambio en sus valores en Y (eje vertical) dividido por el cambio en sus valores en X (eje horizontal). Por lo tanto, la pendiente para una curva de polarización lineal, es el cambio en el potencial dividido por el correspondiente cambio en la densidad de corriente. Esta relación es escrita matemáticamente como:

$$\text{Pendiente} = \frac{\Delta E}{\Delta i} \quad (21)$$

La pendiente de esta ecuación tiene unidades de resistencia en ohms·cm² y es llamada resistencia a la polarización denotada por el símbolo R_p , entonces:

$$R_p = \frac{\Delta E}{\Delta i} \quad (22)$$

La densidad de corriente está dada por i , y la densidad de corriente de corrosión, i_{corr} , está relacionada con la resistencia a la polarización por medio de la expresión matemática descrita por Stern-Geary:

$$i_{corr} = \frac{\beta_a \beta_c}{2.303 R_p (\beta_a + \beta_c)} \quad (23)$$

Donde i_{corr} es la densidad de corriente de corrosión en A/cm²; R_p es la resistencia a la polarización en ohm cm²; β_a y β_c son las pendientes de Tafel en V/década o mV/década de densidad de corriente. La figura 5 es una gráfica de polarización E_{corr} – E contra la densidad de corriente i , de la cual la resistencia a la polarización R_p tiene que ser determinada como la pendiente de la curva en el potencial de corrosión E_{corr} ^[40].

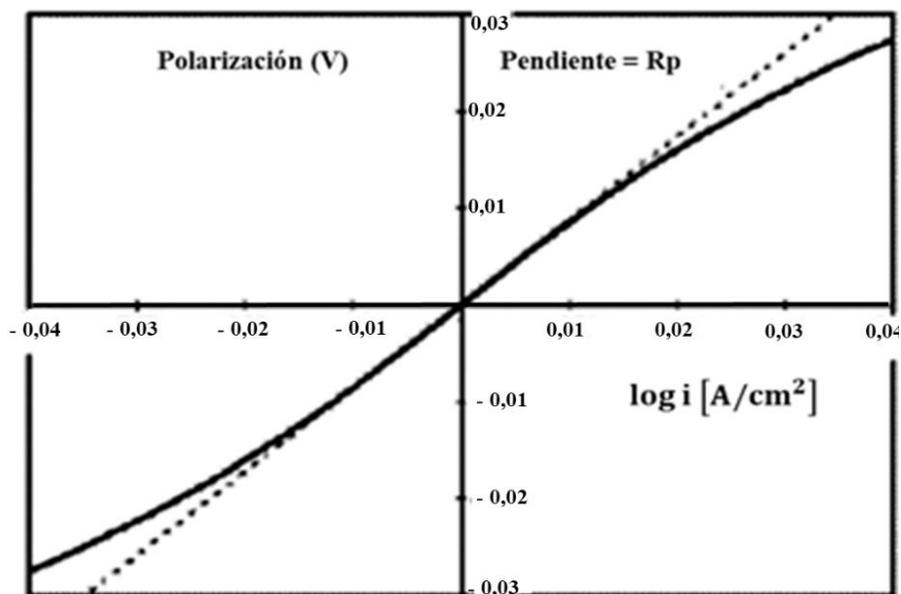


Figura 5. Gráfica de polarización lineal

Extrapolación de Tafel

La técnica de extrapolación de Tafel, proporciona otra forma de determinar la rapidez de corrosión de una muestra metálica, de igual forma se puede expresar en unidades de velocidad de penetración o en unidades de velocidad de pérdida de masa. Con las gráficas de Tafel, se puede determinar qué tipo de cinética controla la velocidad de la reacción electroquímica (control por activación o control por difusión). La técnica de extrapolación de Tafel se aplica en un intervalo de -250 mV a $+250$ mV alrededor del E_{corr} .

La figura (6) muestra la estructura y las partes principales que componen una gráfica de Tafel. La dirección positiva del potencial del electrodo de trabajo, indica una condición de oxidación progresiva en dicho electrodo (curva de polarización anódica). La dirección positiva es también llamada dirección noble, porque los potenciales de corrosión de los metales más nobles, tal como el oro, son más positivos que los metales base no pasivos. La dirección negativa del potencial del electrodo de trabajo, a menudo llamada la dirección activa, está asociada con la reducción (curva de polarización catódica) y consecuentemente con los potenciales de corrosión de metales activos, tales

como el magnesio [40].

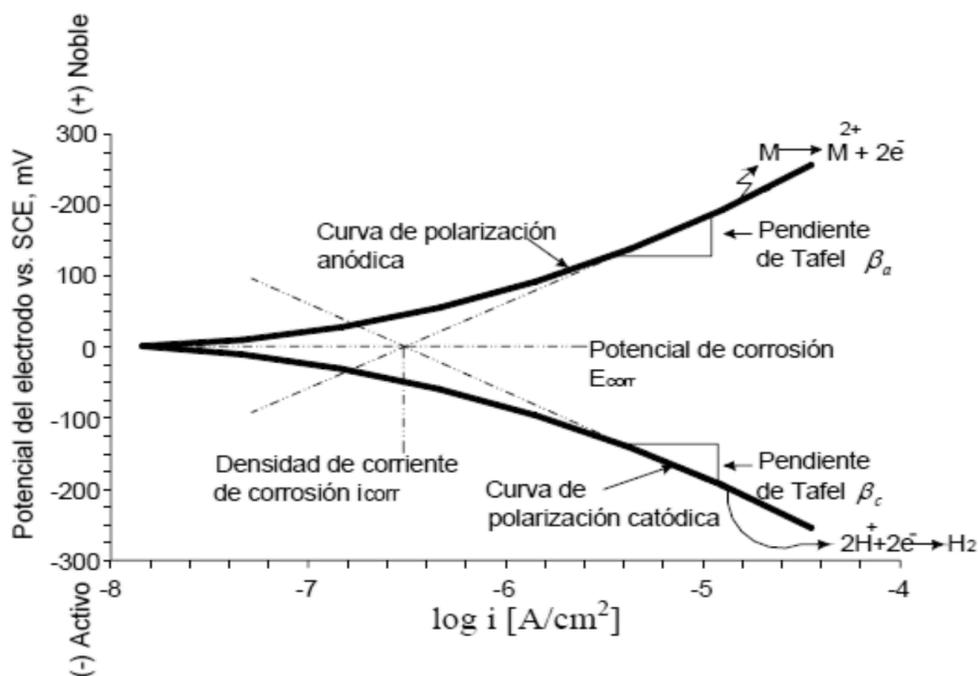


Figura 6. Gráfica de polarización de Tafel.

Es recomendable que en el eje de los potenciales, se indique el electrodo de referencia utilizado contra el cual se midieron los potenciales. Cuando el potencial es graficado contra el logaritmo de la densidad de corriente, sólo los valores absolutos de la densidad de corriente pueden ser graficados. La figura (6) también muestra las pendientes de Tafel β_a y β_c , éstas tienen unidades de Volts por década, donde una década es un orden de magnitud de densidad de corriente. La figura (7) ilustra como estimar la pendiente catódica de Tafel (β_c). En este ejemplo la pendiente catódica de Tafel (β_c) es:

$$\beta_c = \frac{0.125 \text{ Volts}}{1 \text{ década}} = 0.125 \frac{\text{Volts}}{\text{decadas}} = 120 \text{ mV/décadas} \quad (24)$$

Los valores de las pendientes de Tafel pueden ser usadas en los datos de polarización lineal cuando se desea mayor precisión en las velocidades de corrosión.

La densidad de corriente de corrosión es leída directamente desde una gráfica de Tafel sin la necesidad de calcular las pendientes de Tafel o usar la ecuación de Stern-Geary.

Las figuras (6) y (7) muestran la extrapolación de las partes lineales de las curvas de polarización (anódica y catódica) para obtener la densidad de corriente de corrosión i_{corr} .

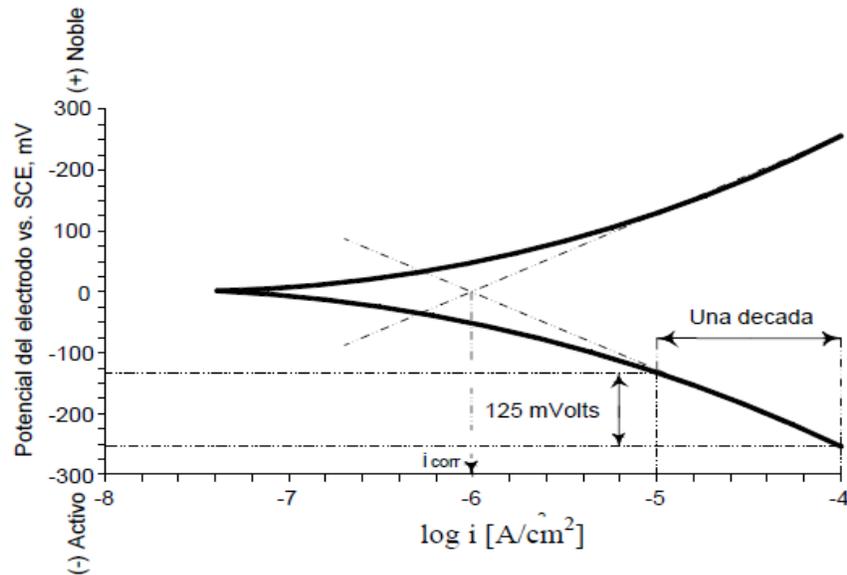


Figura 7. Determinación de las pendientes de Tafel con la gráfica de Tafel.

La velocidad de corrosión de un metal se calcula a partir de la siguiente ecuación 25:

$$V_{corr} = \frac{k \cdot i_{corr} \cdot M}{A \cdot \rho} \quad (25)$$

Donde, V_{corr} corresponde la velocidad de corrosión expresada mmpy; k es un factor de conversión igual a $3,27 \times 10^{-3}$ expresado en $\text{mm}/\mu\text{A cm año}$; i_{corr} es la densidad de corriente de corrosión expresada en $\mu\text{A}/\text{cm}^2$; ρ es la densidad del metal en g/cm^3 y M corresponde a la masa molar del metal en g/mol [40].

Este trabajo de investigación tiene como objetivo general estudiar el impacto del proceso de corrosión en una aleación de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ con tratamiento superficial de anodizado y sin tratamiento superficial en un medio que simula las condiciones existentes en un implante traumatológico y así dar respuesta a las propiedades de oseointegración de dichas películas con respecto al proceso de corrosión, para las diferentes aplicaciones biomédicas.

METODOLOGÍA

PREPARACIÓN DE LA SUPERFICIE DEL MATERIAL

Las muestras objeto de estudio fueron aleaciones de Ti_6Al_4V con anodizado comercial las y sin anodizado comercial fueron suministradas por el servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá (HUAPA). Las cuales unas fueron cortadas con un área aproximada de 1 cm^2 utilizando una cortadora abrasiva marca LECO, modelo Vc-50 (figura 8) y otras mediante un proceso manual controlando siempre la temperatura (figura 9). Antes de cada medición, cada muestra fue tratada para asegurar reproducibilidad, que se detallan a continuación (figura 10). El primer paso consistió en un desbaste mecánico de las muestras sin anodizado comercial con papel de carburo de silicio (SiC) desde una granulometría de 240 hasta 1200, según la norma ASTM 3-11, con el propósito de obtener una superficie especular. Seguidamente, cada una de las muestras fueron lavadas con agua desionizada y desengrasadas con etanol con la finalidad de eliminar las impurezas de las muestras. Por último, fueron cubiertas con algodón y cinta adhesiva para evitar su exposición y se guardaron en porta muestras individuales hasta el momento de realizar los ensayos electroquímicos.



Figura 8. Cortadora abrasiva con disco de diamante marca LECO, modelo Vc-50



Figura 9. Proceso de corte manual de las muestras de Ti_6Al_4V



Figura 10. Esquema de preparación de las muestras Ti_6Al_4V .

a) Muestra de Ti_6Al_4V ; b) Desbastado; c) Lavado con agua desionizada, d) lavado con etanol y e) secado.

PREPARACIÓN DE LOS ELECTRODOS DE TRABAJO

Se utilizaron como electros de trabajo placas de osteosíntesis de Ti_6Al_4V con y sin anodizado comercial. La elaboración de estos electrodos de trabajo consistió básicamente en formar una unión eléctrica de la muestra con un cable conductor, para poder cerrar el circuito eléctrico con el equipo de medida. Para ello se siguieron los siguientes pasos descritos a continuación:

- Primero, se obtuvieron las secciones de cada biomaterial.
- Luego, se estableció el contacto para cada muestra de Ti_6Al_4V con y sin anodizado comercial con un cable conductor de cobre; seguidamente se verifico la conductividad eléctrica de la muestra.
- Segundo, se ensamblaron cada una de las muestras de Ti_6Al_4V con y sin anodizado comercial a un tubo de vidrio utilizando silicón (figura 11).



Figura 11. Electrodo de trabajo utilizado en los ensayos electroquímicos.

ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS

Para la realización de los ensayos electroquímicos se utilizó una celda típica de tres electrodos con muestras de Ti_6Al_4V con películas de anodizado comercial y sin anodizado como electrodo de trabajo. Se utilizó un electrodo de referencia de Calomelano Saturado (Hg/HgCl), dentro de un capilar de Luggin, el cual se mantuvo separado de la muestra de trabajo a una distancia de 3 o 5 mm y como electrodo auxiliar una barra de grafito (figura 12).

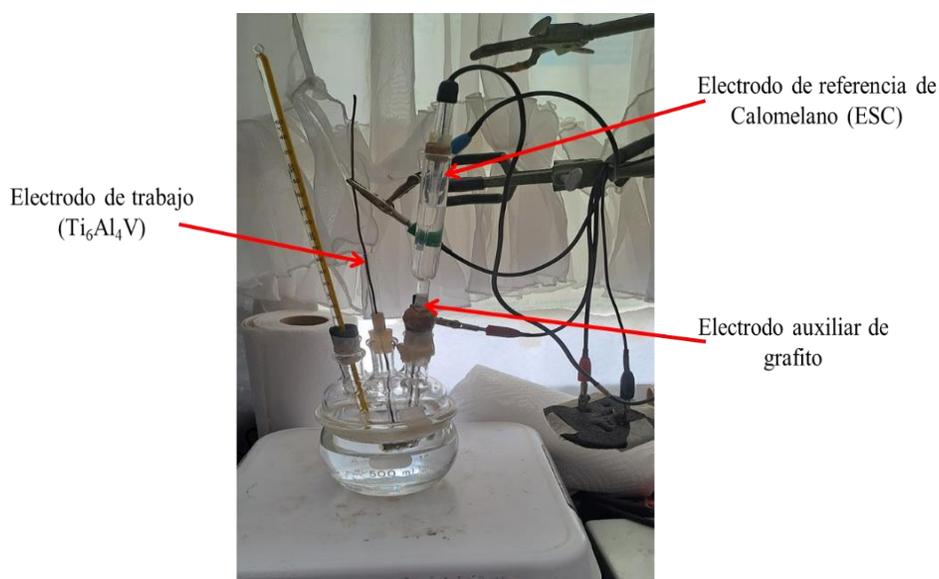


Figura 12. Celda electroquímica para ensayos de polarización.

Se empleó como medio electrolítico una solución fisiológica Ringer Lactato. Cada 100 ml de solución contiene:

Tabla 2. Composición química de la solución de Ringer Lactato.

Reactivo	Formula Molecular	Masa (mg)
Cloruro de sodio	NaCl	600
Lactato de sodio	C_3H_5Na	310
Cloruro de potasio	KCl	30
Cloruro de sodio dihidratado	$CaCl_2 \cdot 2H_2O$	20

Los ensayos electroquímicos fueron realizados usando un potenciostato/galvanostato marca Gamry, Reference 600 (Figura 13), conectado a un computador. En el cual se pueden realizar distintas técnicas electroquímicas secuenciales para la medición y obtención de gráficas de potencial a circuito abierto (PCA), resistencia a la polarización lineal (R_p), curvas de polarización lineal potenciodinámica (curvas de Tafel) cuyos parámetros experimentales se detallan en la tabla 3.

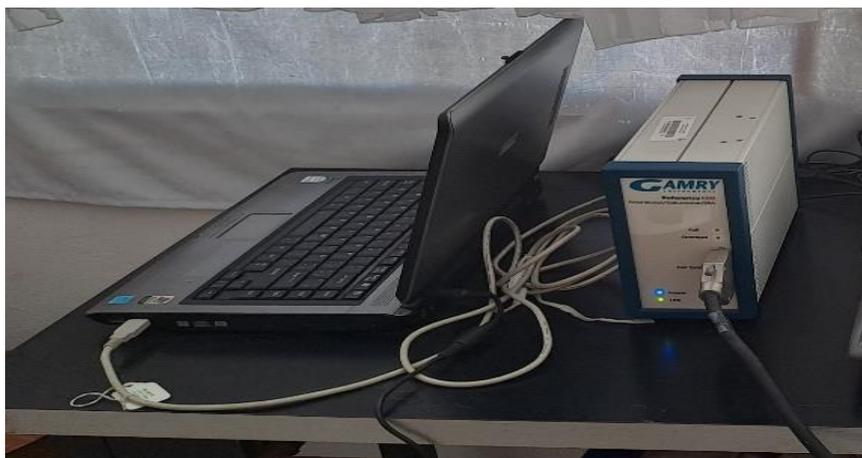


Figura 13. Equipo GAMRY *Reference 600* empleado en las pruebas electroquímicas.

Tabla 3. Técnicas electroquímicas y los correspondientes parámetros experimentales.

Técnica electroquímica	Parámetros experimentales
Potencial a circuito abierto (PCA)	Medida de potencial sin perturbación aplicada a la muestra durante 1 hora.
Resistencia a la polarización (R_p)	Intervalo de potencial: ± 20 mV vs. PCA Rapidez de barrido: 2 mV/s
Extrapolación de Tafel	Intervalo de potencial: desde ± 300 mV vs. PCA o hasta obtención de corrientes catódicas Rapidez de barrido: 2 mV/s

Las medidas se realizaron a cada muestra, mediante el uso del software GAMRY FRAMEWORK (Figura 14). La temperatura durante todos los experimentos se mantuvo en 37 °C con la ayuda de una plancha de calentamiento Barnstead/Thermolyne, para simular las condiciones corporales a las que se somete la aleación Ti_6Al_4V cuando es implantada.

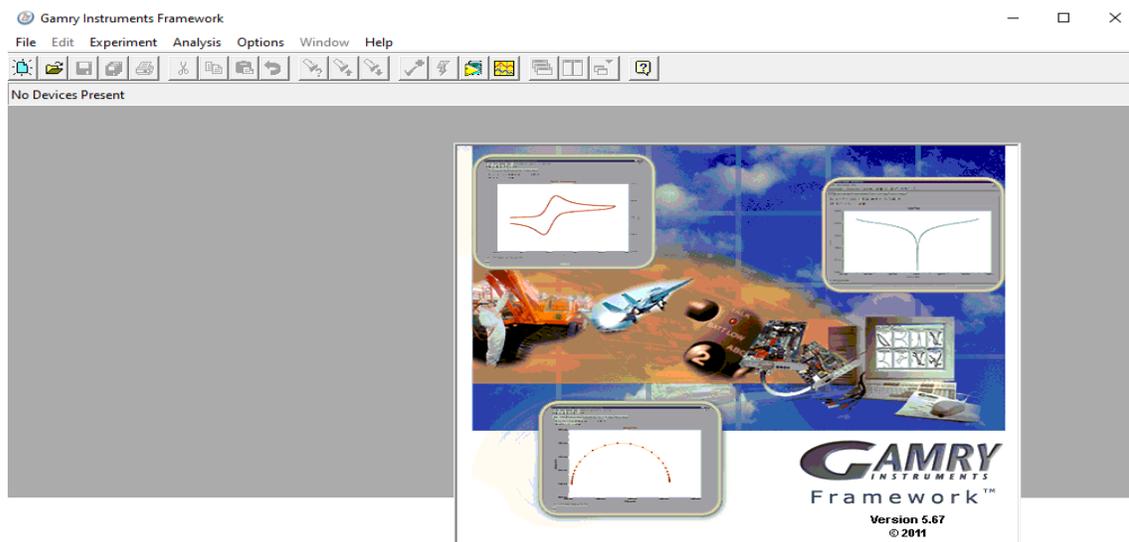


Figura 14. Pantalla inicial del software GAMRY FRAMEWORK.

Todos los ensayos se realizaron por triplicado para cada una de las condiciones de estudio a fin de obtener un patrón de comparación y se realizaron siguiendo los estándares ASTM G59-23, y G5-14^[41, 42], relativos a los ensayos electroquímicos.

EVALUACIÓN MORFOLÓGICA DEL DAÑO GENERADO POR CORROSIÓN EN LAS MUESTRAS DE Ti_6Al_4V POR MICROSCOPIA 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 15).



Figura 15. Microscopio óptico AXIOVERT 40 MAT , marca Carl ZEISS

Este análisis constó de varios pasos para su realización, donde primeramente las probetas 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.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

POTENCIAL A CIRCUITO ABIERTO (PCA)

La figura 16 muestra las curvas de potencial a circuito abierto de la aleación Ti_6Al_4V anodizadas y el metal base sin tratar, durante un tiempo de exposición de 3600 s, lo que representa su equilibrio termodinámico. Es decir, las tasas de oxidación y reducción están equilibradas.

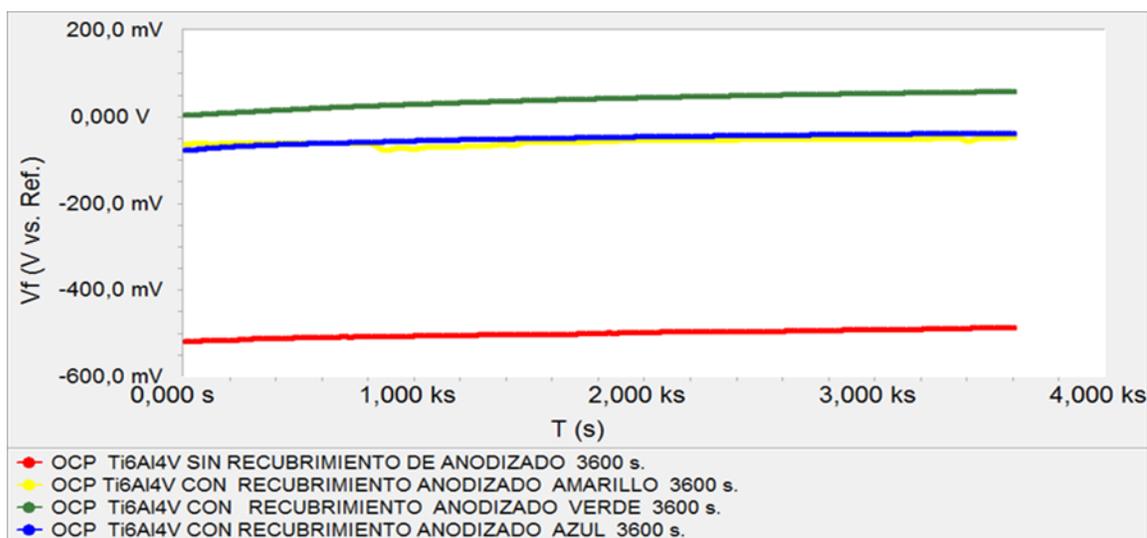


Figura 16. Curvas de potencial a circuito abierto del Ti_6Al_4V sin y con recubrimiento de anodizados comerciales.

Se puede observar que los valores de potencial de circuito abierto en los materiales modificados superficialmente aumentaron ampliamente con respecto al metal base o sin recubrimiento lo que sugiere un mejor comportamiento a la corrosión de las muestras anodizadas en comparación con la aleación sin recubrimiento, Este comportamiento es similar al reportado por Orozco et al. (2020)^[43]. Quienes obtuvieron un comportamiento igual en muestras de Ti_6Al_4V anodizadas tratadas térmicamente. Este comportamiento puede deberse a que durante el proceso de anodización se genera un aumento en la formación de la capa porosa de TiO_2 en la superficie de la muestra de titanio, el cual cambia su potencial con respecto al metal sin anodizar, moviéndose hacia una dirección noble, lo que incrementa su resistencia a la corrosión.

Los resultados obtenidos de las curvas de potencial a circuito abierto vs tiempo se muestran en la tabla 4. Donde se observa la clara diferencia que hay entre la muestra sin recubrimiento que tienden a un valor de potencial de circuito abierto de -502,5 mV con las muestras anodizadas que arrojaron potenciales muy cercanos de -57,695 y -62,725 mV para los recubrimientos azul y amarillo mientras que el recubrimiento verde tiende a valores aún más positivos de 31,006 mV a un tiempo de exposición 1120 s. Esto es indicativo de la formación de capas pasivas en los recubrimientos con los anodizados comerciales evaluados, lo cual sugieren películas más estables en dichas condiciones, lo que permite inferir que la película de óxido de titanio que se forma es uniforme, resistente, duradera y ofrece una protección superior del sustrato de Ti_6Al_4V sin recubrimiento.

Tabla 4. Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto de muestras de Ti_6Al_4V con y sin recubrimiento comerciales de anodizados

Condición	PCA (mV)	t (s)
Sin recubrimiento	-502,500	1258
Recubrimiento azul	-57,695	899,7
Recubrimiento amarillo	-62,725	1475
Recubrimiento verde	31,006	1120

Una vez determinado el potencial de equilibrio, se representan las curvas potenciodinámicas de los materiales estudiados en el medio fisiológico utilizado para simular los fluidos corporales.

RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN (R_p)

En las figuras 17, 18, 19 y 20 se presentan las curvas de resistencia a la polarización (R_p) de las aleaciones Ti_6Al_4V tratadas superficialmente y expuestas a solución Ringer lactato a fin de evaluar la resistencia que desarrollan dichas aleaciones a un proceso de

corrosión en presencia del electrolito utilizado en este estudio, durante la aplicación de un potencial externo.

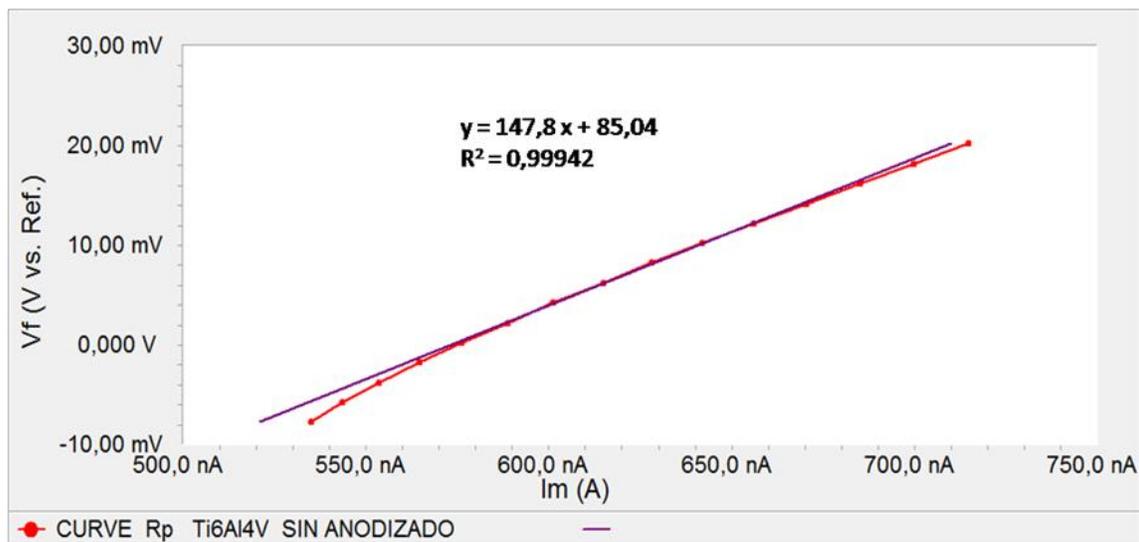


Figura 17. Curva de resistencia a la polarización del Ti₆Al₄V sin recubrimiento de anodizados comerciales.

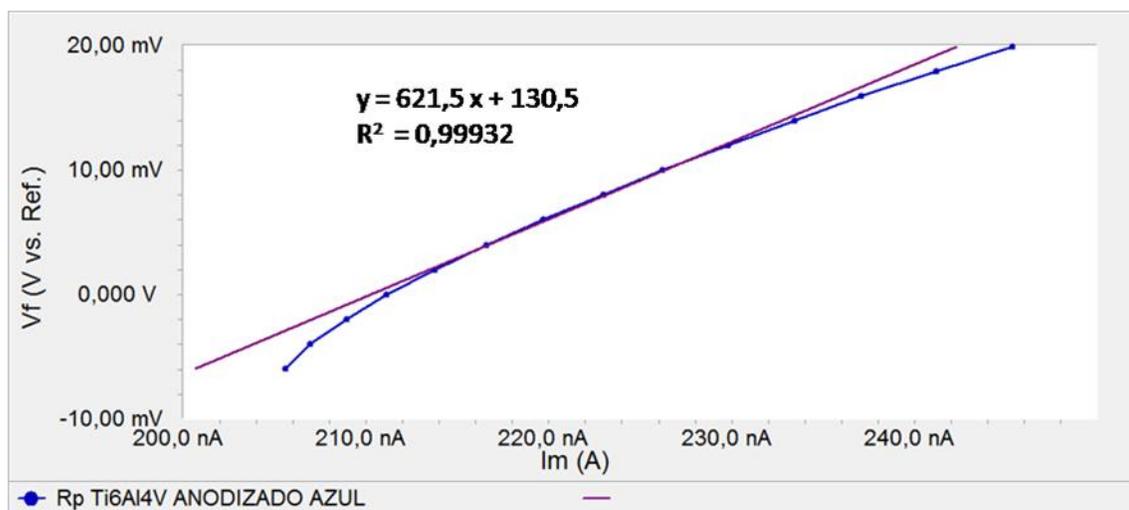


Figura 18. Curva de resistencia a la polarización del Ti₆Al₄V con recubrimiento de anodizado comercial azul.

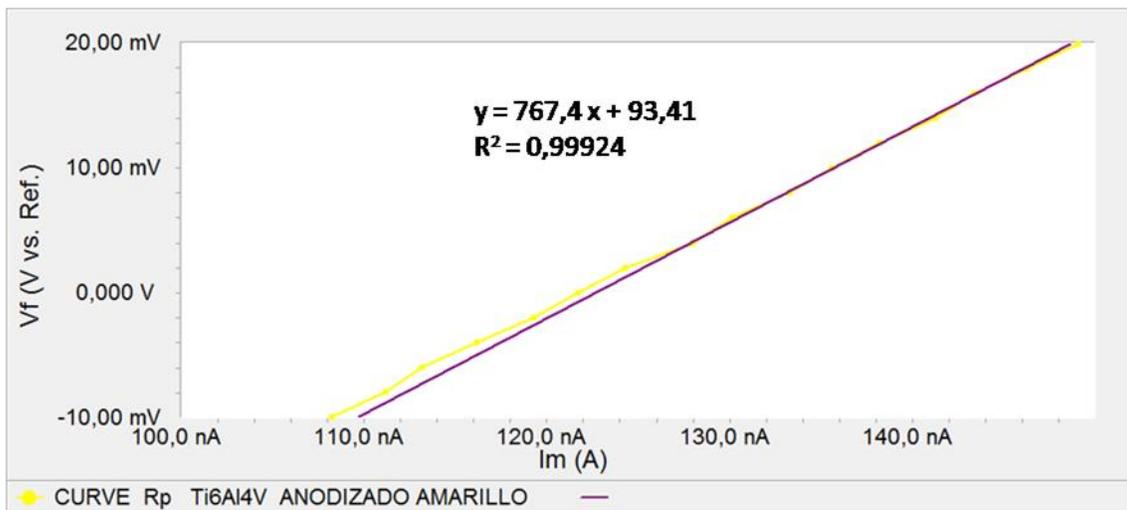


Figura 19. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V con recubrimiento de anodizado comercial amarillo.

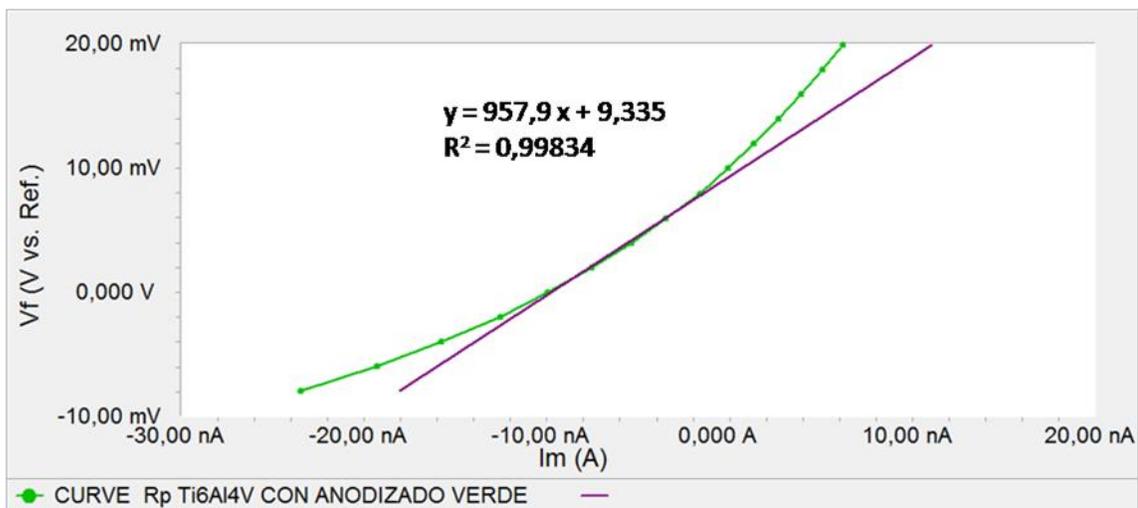


Figura 20. Curva de resistencia a la polarización del Ti_6Al_4V con recubrimiento de anodizado comercial verde.

Se observa que los valores de R_p cambian con respecto a la aleación sin recubrimiento según los tratamientos de anodizado comercial estudiados, por lo que se puede afirmar que dichos tratamientos químicos inciden significativamente en la resistencia a la corrosión uniforme del sustrato expuesto inmediatamente a la solución de Ringer lactato. Resalta que el tratamiento que ofrece mayor resistencia es el anodizado verde, seguido del amarillo y azul como se puede observar en las figuras 18, 19 y 20, lo que

evidencia una interacción de la capa de óxidos de titanio de la superficie del sustrato con los iones presentes en el electrolito empleado, que genera una capa cuya acción protectora mejora y análogamente la velocidad de corrosión decrece. Para la aleación Ti_6Al_4V sin anodizar o metal base por el contrario el valor de R_p desciende como resultado de la disolución de la capa de productos de corrosión, ofreciendo la menor resistencia a la corrosión. Camero. S et al. (2013) sugieren que los tratamientos químicos superficiales producen una mejor protección del sustrato de la aleación Ti_6Al_4V que los tratamientos mecánicamente asociados con la formación de capas uniformes y estables de óxidos de Titanio, pasivando la aleación y evitando su corrosión [44].

En la tabla 5, se presentan los parámetros electroquímicos de R_p obtenidos en la tangente a las curvas potencial vs densidad de corriente evaluadas muy cerca del potencial de corrosión, de donde se deduce que la muestra con anodizado comercial verde presenta una mayor resistencia a la polarización de $957,9\text{ K}\Omega$ siendo este un indicativo de que la misma tiene una mayor resistencia al proceso de corrosión, en comparación con las anodizadas azul y amarilla cuyos valores de R_p resultaron ser $621,5$ y $767,4\text{ K}\Omega$ respectivamente, mientras que la aleación de Ti_6Al_4V sin tratamiento presentó una resistencia a la polarización de $147,8\text{ K}\Omega$, mucho menor que las muestras con recubrimiento lo cual nos indica que esta muestra ofrece menor resistencia al proceso de corrosión.

Tabla 4. Parámetros electroquímicos de Resistencia a la polarización lineal de muestras de Ti_6Al_4V con y sin recubrimientos comerciales de anodizados

Condición	R_p (Ω)
Sin recubrimiento	147,8
Recubrimiento azul	621,5
Recubrimiento amarillo	767,4
Recubrimiento verde	957,9

Finalmente en la figura 21 se pueden observar los valores promedio de los R_p de las muestras analizadas de forma que el valor más alto de dichos R_p se registró en las muestras de Ti_6Al_4V con anodizado comercial de color verde, mientras que el valor de R_p de las muestras de Ti_6Al_4V sin recubrimiento comercial se encuentra muy por debajo de los anodizados lo que nos evidencia claramente que los efectos de la modificación superficial son beneficiosos en el comportamiento a la corrosión en un medio fisiológico con temperatura y pH controlados.

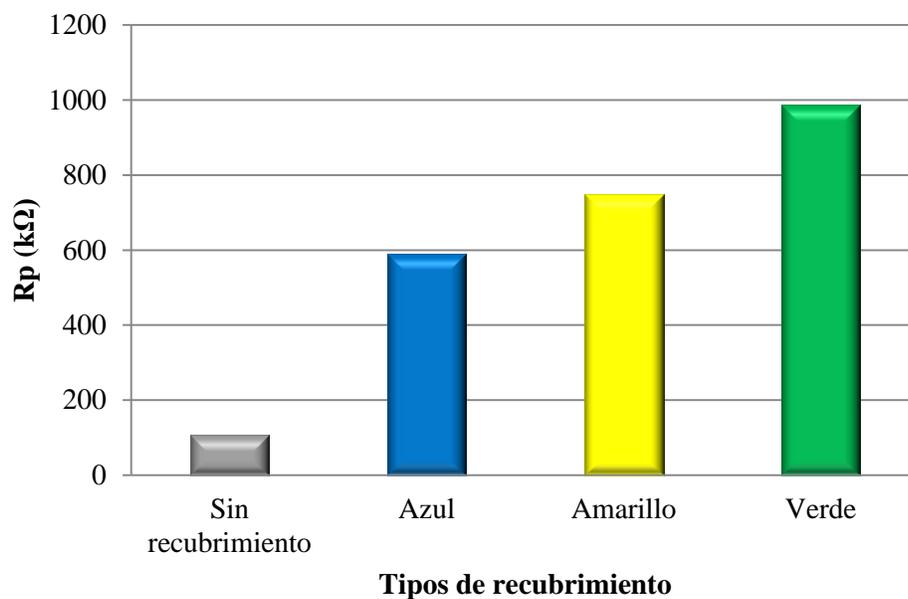


Figura 21. Comparación gráfica de la resistencia a la polarización lineal de muestras Ti_6Al_4V con y sin recubrimiento comerciales de anodizados.

EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL

En la figura 22 se muestran las curvas potenciodinámicas de extrapolación de Tafel donde se puede observar que los potenciales de las probetas son variados respecto a la modificación de su superficie.

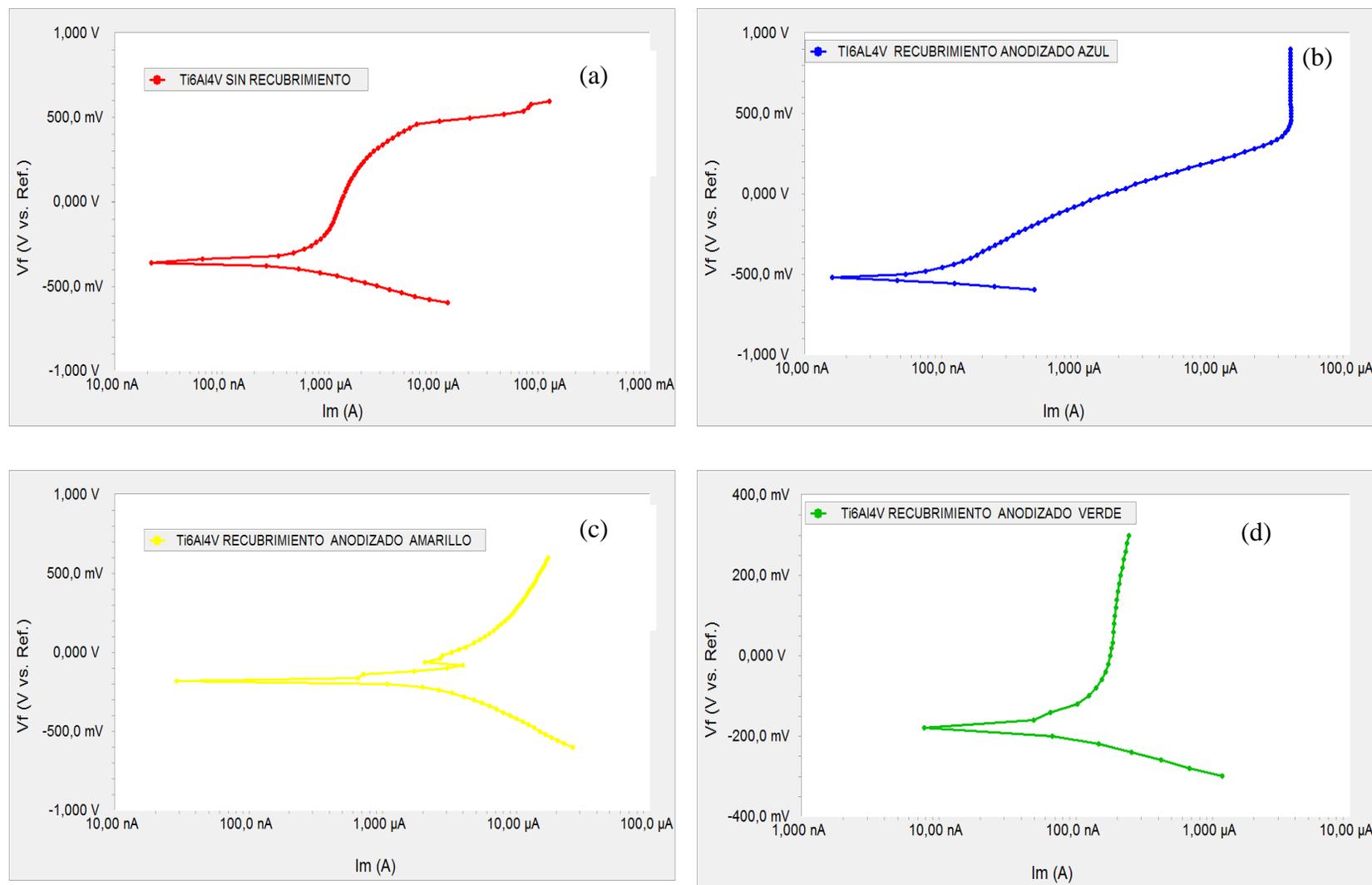


Figura 22. Curvas de extrapolación de Tafel del Ti₆Al₄V.

(a) Sin anodizado (b) con anodizados comercial azul, (c) con anodizados comercial amarillo y (d) con anodizados comercial verde.

Las ramas anódicas de las curvas de polarización obtenidas para las muestras de aleación Ti_6Al_4V anodizadas mostraron características similares como se observa en la figura 22 (b), (c) y (d). En primer lugar, las tres ramas anódicas exhibieron una transición activa-pasiva en todos los casos del anodizado que se caracterizó por un aumento inicial en la densidad de corriente que indicó un inicio del proceso de corrosión en las superficies de la aleación, mostrando la muestra con anodizado azul una mayor disolución para finalmente pasivarse. Se puede observar que de los anodizados utilizados el que alcanza más rápidamente la estabilidad de la capa es la muestra de Ti_6Al_4V con anodizado verde (Figura 22 (d)). Este fenómeno no se observó en la muestra de Ti_6Al_4V sin anodizar (Figura 22 (a)), presentando un comportamiento activo durante todo el ensayo con un aumento constante en la densidad de corriente de corrosión sin alcanzar un estado pasivo, sugiriendo una mayor rapidez de corrosión del metal en la solución de estudio. El comportamiento de pasivación es una característica muy común y beneficiosa en las aleaciones Ti_6Al_4V donde se forma una película de óxido (que consiste en TiO_2 , TiO , Ti_2O_3 en la superficie de la aleación como inhibidor y, en última instancia, mejorando la resistencia a la corrosión

En la figura 23 se presentan las curvas comparativas de polarización obtenidas a partir del ajuste de Tafel para extraer los parámetros electroquímicos y deducir la rapidez de corrosión de las mediciones potenciodinámicas de las aleaciones Ti_6Al_4V con anodizado y si anodizar

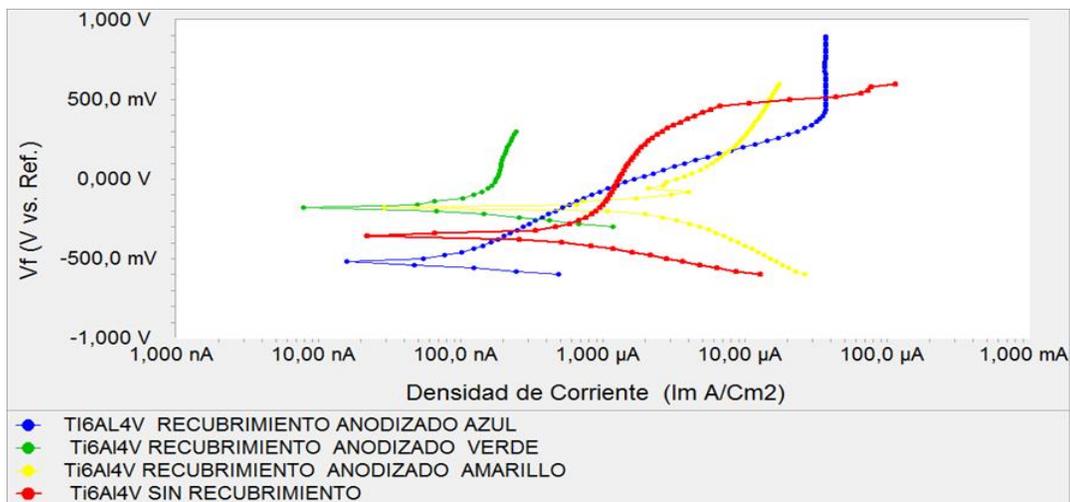


Figura 23. Curvas de extrapolación de Tafel del Ti_6Al_4V sin y con recubrimiento de anodizados comerciales.

Se puede observar que los mejores potenciales de corrosión (E_{corr}) son los presentados por las muestras con recubrimiento verde y amarillo, donde el verde presenta un mejor potencial potenciodinámico, es decir, las reacciones en función anódica y catódica mejoran al ubicarse más arriba (mayores potenciales) y a la izquierda (menores densidades de corriente), esto es indicativo de que esta muestra presenta una película de óxido de titanio más estable que los otros dos anodizados de Ti_6Al_4V , lo que origina que se obtenga velocidades de corrosión muy bajas en comparación con la muestra sin recubrimiento comercial, la cual no presentó este fenómeno al mantener un aumento en la densidad de corriente de corrosión a lo largo del ensayo. En la figura 24 se hace una comparación del comportamiento potenciodinámico de los tres tipos de anodizados frente al proceso de corrosión.

Resultados similares son los reportados por Cely *et al* (2018), en recubrimientos de la aleación Ti_6Al_4V por oxidación térmica, quienes evidenciaron que la región activa de las curvas de polarización de las muestras modificadas superficialmente se extiende hacia la región de corriente más baja, lo que explica que la capacidad de la capa de óxido formada ofrece una mejora en la resistencia a la corrosión^[45]. Lo anterior reafirma que los procesos de anodizado mejoran el crecimiento de la capa de TiO_2 en la aleación Ti_6Al_4V ^[44].

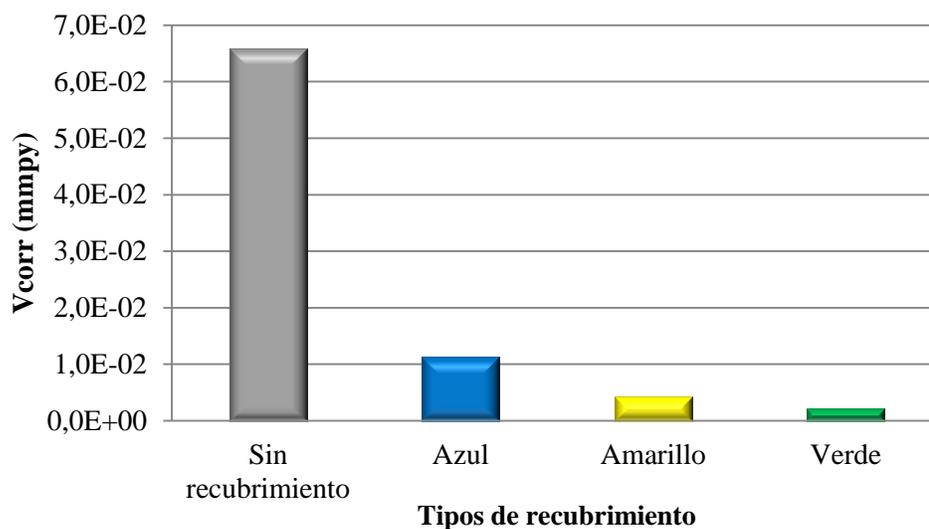


Figura 24. Comparación entre los tipos de recubrimiento y sus velocidades de corrosión

A partir de las curvas de polarización mostradas en la figura 23, se obtuvieron los parámetros electroquímicos presentados en la tabla 6 de densidad de corriente (I_{corr}), velocidad de corrosión (V_{corr}) y potencial de corrosión (E_{corr}) respectivamente, para las diferentes muestras evaluadas. A partir de los parámetros anteriores, se evaluó la degradación de la película pasiva en la superficie de las aleaciones con y sin tratamiento superficial inmerso en una solución Ringer, y como tal, el valor más alto de I_{corr} lo presentó la muestra de metal base es decir sin anodizado con un valor de 197 nA/cm^2 y una velocidad de corrosión de $65,76 \times 10^{-3} \text{ mmpy}$ y el valor más bajo lo registró la muestra de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ con anodizado verde de 103 nA/cm^2 con una velocidad de corrosión de $2,22 \times 10^{-3} \text{ mmpy}$.

Tabla 5. Parámetros electroquímicos extrapolación de Tafel de muestras de $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ con y sin recubrimiento comercial.

Condición	i_{corr} (nA / cm^2)	V_{corr} (mmpy)	E_{corr} (mV)
Sin recubrimiento	197	$65,76 \times 10^{-3}$	-355,0
Recubrimiento azul	173	$11,21 \times 10^{-3}$	-525,0
Recubrimiento amarillo	131	$4,29 \times 10^{-3}$	-179,0
Recubrimiento verde	103	$2,22 \times 10^{-3}$	-177,0

Igual comportamiento se observó en las muestras con anodizado azul y amarillo que presentaron velocidades de corrosión del orden de $11,21 \times 10^{-3}$ y $4,29 \times 10^{-3}$ mmpy en comparación con la muestra sin anodizar que presentó $65,76 \times 10^{-3}$ mmpy. Todas las muestras anodizadas reportan un mejor comportamiento frente a la corrosión respecto del sustrato desnudo.

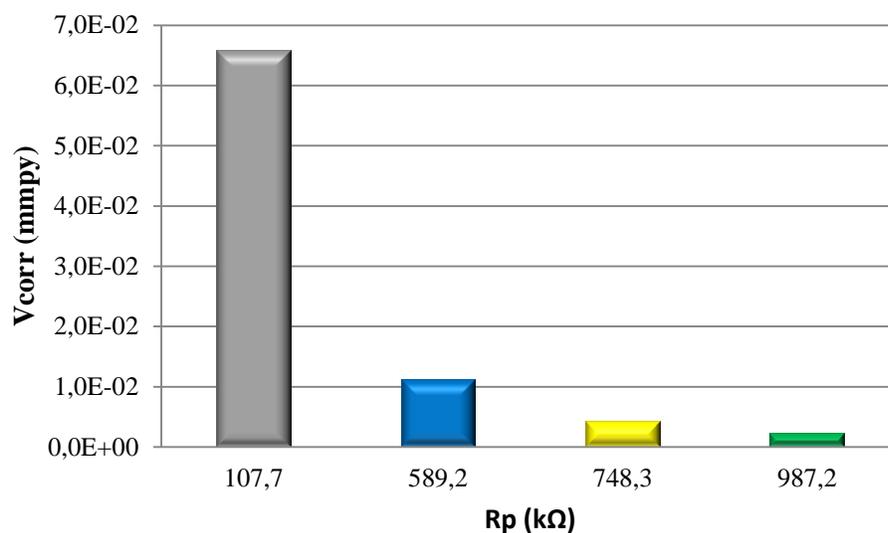


Figura 25. Relación entre las Velocidades de Corrosión (V_{corr}) y la Resistencia a Polarización (R_p) en las muestras de Ti_6Al_4V ensayadas

En la figura 25 se hace una representación gráfica de la velocidad de corrosión, (V_{corr}) y de la resistencia a la polarización (R_p). De esta grafica se deduce que la velocidad de corrosión es inversamente proporcional a la resistencia de polarización.

De los valores obtenidos en la aleación Ti_6Al_4V con tratamiento de anodizados y expuesta a solución Ringer, presentan valores de V_{corr} mucho menores que los observados en la aleación sin anodizado (Figura 25).

Es de hacer notar que un recubrimiento sobre la superficie de una aleación metálica reduce la cinética de las reacciones electroquímicas hasta valores insignificantes de la

densidad de corriente de corrosión. Por supuesto, las características fisicoquímicas y morfológicas del recubrimiento tienen un papel esencial en la determinación de la resistencia a la corrosión en el entorno biológico seleccionado. Por lo general la aleación metálica es elegida de acuerdo con su capacidad para formar una película de pasivación en las soluciones de fluidos biológicos.

De igual manera hay que considerar que estas curvas de pasivación y los valores de los potenciales y corrientes cambian con las condiciones ambientales a las cuales estará sometido el implante tales como: pH, naturaleza y concentraciones de aniones, temperatura y microorganismos

De acuerdo con estos resultados se pudiera decir, que si el plasma sanguíneo de la persona fuera como el del lactato de Ringer el biomaterial más adecuado para ser utilizado para reemplazar y/o restaurar tejidos sería el Ti_6Al_4V con tratamiento químico de anodizado color verde, ya que resultó ser el más resistente a la corrosión

EVALUACIÓN MORFOLÓGICA

Las superficies de las muestras expuestas a las diferentes condiciones de ensayos electroquímicos, fueron analizadas mediante la técnica de microscopía óptica, de manera de detallar los productos o daños generados por el proceso de corrosión. Las muestras metálicas fueron observadas a través de un microscopio óptico Zeiss modelo AXIOVERT 40 MAT.

En la figura 26, se puede observar el Ti_6Al_4V sin recubrir antes y después de la exposición al medio salino. La aleación desnuda figura 26 (A) presenta líneas paralelas correspondientes al pulido mecánico aplicado con lija esmeril para remover el óxido natural y preparar la superficie para su posterior tratamiento electroquímico. Es notable que después de un tiempo de exposición en la solución de Ringer lactato y a los ensayos electroquímicos el Ti_6Al_4V es atacado, notándose la aparición de picaduras localizadas en la superficie metálica, así como depósitos de otros elementos que no pudieron ser identificados. A pesar de que la aleación de Ti_6Al_4 posee componentes como aluminio y

vanadio, que le dan propiedades resistentes a la corrosión, este igualmente se ve afectado al ser expuesto al medio de Ringer lactato; asociado principalmente a la presencia de los iones cloruros. Por otro lado, las picaduras que aparecieron después de los ensayos electroquímicos de inmersión pudieran promover un aumento en el nivel de corrosión de la aleación (Figura 26 (B)).

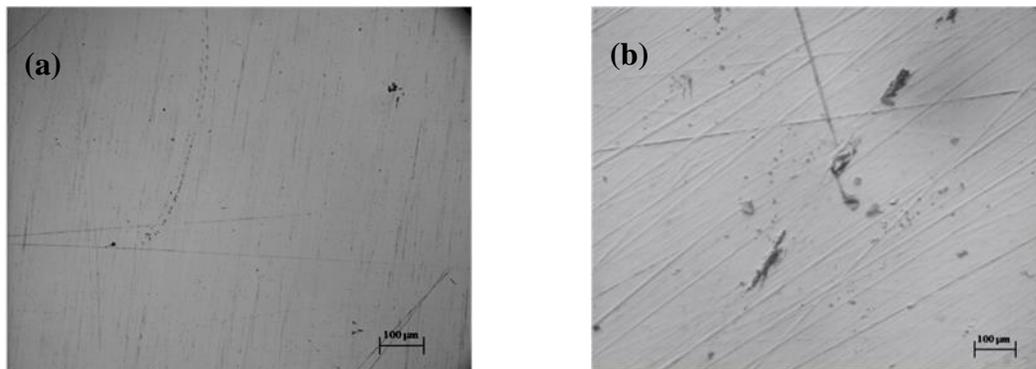


Figura 26. Micrografía del Ti_6Al_4V sin anodizado.

a) Antes de exposición en el Ringer Lactato; b) Después de exposición a ensayos electroquímicos. Mag. 100X

En las figuras 27 (a), (b) y(c) se observan las imágenes para las muestras de Ti_6Al_4V con recubrimiento azul, amarillo y verde después de los ensayos electroquímicos en solución de Ringer lactato.

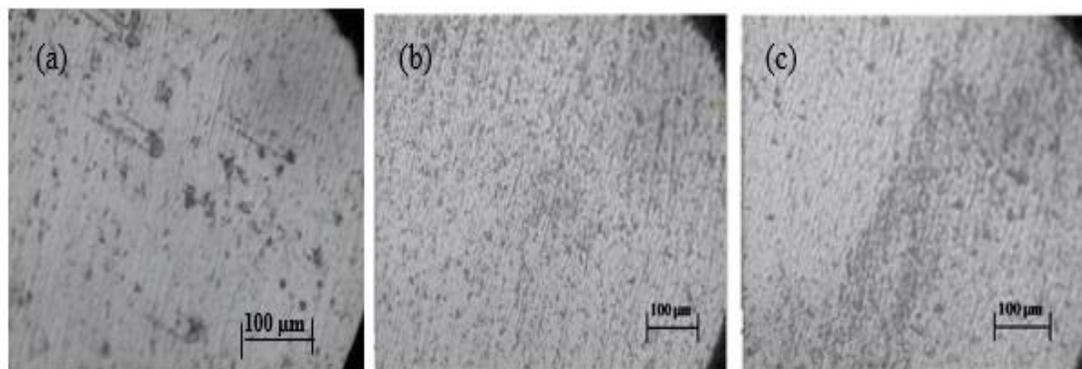


Figura 27. Micrografía del Ti_6Al_4V anodizada posterior a ensayos electroquímicos. a) Titanio con anodizado azul; b) Titanio con anodizado amarillo; c) Titanio con anodizado verde.

En las micrograffías de las muestras anodizadas, se observa un cambio en la morfología (Figura 27 (a), (b) y (c)). Las distintas películas anódicas presentan una superficie suavizada que logran cubrir las líneas de pulido mecánico. Los óxidos se extienden a lo largo de toda la superficie de los electrodos y no presentando una gran densidad de picaduras si no defectos propios de las muestras evaluadas. Se observa una morfología más compacta para la muestra de Ti_6Al_4V con anodizado verde con respecto de las muestras Ti_6Al_4V azul y amarilla.

Al observar las imágenes se encuentra una gran coincidencia con los estudios electroquímicos realizados, ya que las muestras con recubrimientos inhiben la adsorción de los iones Cl^- presente en la solución fisiológica previniendo así la disolución del sustrato base, lo que se sigue demostrando que las muestras anodizadas presentan un mejor comportamiento frente a la corrosión con respecto del sustrato desnudo.

CONCLUSIONES

Los potenciales de circuito abierto de la aleación Ti_6Al_4V evaluadas en solución Ringer lactato (que corresponden al fluido corporal simulado), mostraron un fenómeno de pasivación en las muestras con anodizado al compararlas con la muestra sin tratamiento superficial o metal base, ya que hubo un cambio más positivo en los potenciales obtenidos.

Los parámetros electroquímicos extrapolados a partir de las curvas potenciodinámicas revelaron que la aleación Ti_6Al_4V tiene la mayor resistencia a la corrosión cuando es sometida a procesos químicos de anodizado lo que le confiere de una película protectora, uniforme y más estable.

El análisis morfológico realizado por microscopia óptica no mostró ataques de corrosión visibles en todas las muestras de aleación Ti_6Al_4V evaluadas, lo que también confirmó la buena resistencia a la corrosión del Ti_6Al_4V en todas las condiciones probadas en este estudio.

Las pruebas electroquímicas, la caracterización superficial y del medio electrolítico empleado comprueban el aumento en la protección frente a la corrosión provista por los recubrimientos descritos en este trabajo de investigación.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos hasta aquí, las perspectivas a futuro sería ampliar el estudio de los recubrimientos por anodizado sobre el Ti_6Al_4V con la finalidad de encontrar condiciones que permitan la incorporación de mejores propiedades anticorrosivas, así como la caracterización de las películas formada mediante técnicas superficiales como Difracción de Rayos X (DRX) y Espectroscopia Fotoelectrónica de Rayos X (XPS) y estudios electroquímicos por la técnica de Polarización Potenciodinámica cíclica .

BIBLIOGRAFÍA

1. Sarraf, M., Zalnezhad, E., Bushroa, A. R., Hamouda, A. M. S., Baradaran, S., Nasiri-Tabrizi, B., & Rafieerad, A. R. 2014. Structural and mechanical characterization of Al/Al₂O₃ nanotube thin film on TiV alloy. *Applied surface science*, 321, 511-519.
2. Han, X., Ma, J., Tian, A., et al. 2023. Surface modification techniques of titanium and titanium alloys for biomedical orthopaedics applications: A review. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 227, 113339.
3. Bianchi Benjamin. Implantes Ortopédicos. Revista digital. 2014.
4. Duffo, G. 2011. Materiales y materias primas. *Materiales y Materias Primas*, 8(1), 1-43.
5. Kang, K. W. 2017. *Caracterización superficial de aleaciones para implantes mediante técnicas espectroscópicas y microscopía electrónica de barrido* (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de La Plata).
6. Gómez, S. B. 2014. *Modificación superficial de biomateriales metálicos (316 LVM y Ti6Al4V) mediante granallado, agua a alta presión y "laser peening": efecto en la microestructura, las propiedades mecánicas y la liberación de iones*. Tesis Doctoral. Dpto. Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Universidad Complutense de Madrid.
7. Espinosa A., G. 2014. *Síntesis y caracterización de materiales compuestos (polímero-hidroxiapatita) para su uso como sustituto de tejido óseo*.
8. Gómez, P. E., Tovar, R. A., & González, G. (2022). Estudio del efecto de la adición de Tántalo en polvo en la aleación Ti-6Al-4V, tratada térmicamente para aplicaciones biomédicas. *Acta Microscopica*, 31(1), 89-98.
9. López, J. M. H. 2015. *Funcionalización superficial de aleaciones de titanio mediante anodizado para aplicaciones biomédicas*. Tesis Doctoral. Universidad Autónoma de Madrid.
10. Gil, F.J., Ginebra, J.A., Planell, J.A. Biomateriales. Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Barcelona Universidad Politécnica de Cataluña.
11. Caballero Sarmiento, J., Correa Muñoz, E., & Estupiñan Duran, 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. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 25(1), 95-105.

12. Asperilla, L. B. 2013. Caracterización y estudio electroquímico de superficies de ti inmersas en medio fisiológico y en cultivo celular (Doctoral dissertation, Universidad Autónoma de Madrid).
13. I. Cvijović-Alagić, Z. Cvijović, S. Mitrović, V. Panić, M. Rakin, Wear and corrosion behaviour of Ti–13Nb–13Zr and Ti–6Al–4V alloys in simulated physiological solution, *Corrosion Science*, Volume 53, Issue 2, 2011, Pages 796-808, ISSN 0010-938X,
14. Taborda, Y. L. G. Evaluación de propiedades físicas, químicas y biotribológicas de prótesis modulares de cadera explantadas.
15. Correa S., R. E., Fernández C., T., Rodríguez G., I., & Alcántara B., D. 2014. Comportamiento microestructural de una aleación TI-6 AL-4V empleada en pulpa lixiviada. *Ingeniería Mecánica*, 17(1), 22-31.
16. Cano, R. A. 2014. Modificaciones Superficiales de la Aleación Ti_6Al_4V para aplicaciones médicas. Tesis Doctoral Universidad de Extremadura (SAIUEx)
17. P. Walker, J. LeBlanc and M. Sikorska. 1989. Effects of aluminum and other cations on the structure of brain and liver chromatin, *Biochemistry* 28 (9), pp. 3911-3915.
18. Bisbal, R., Dávila, P., Gomez, F., Camero, S., Pérez, M., & González, G. 2012. Efecto del Ta en la aleación Ti-6Al-4V tratada térmicamente. *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, 27(4), 83-94
19. Fernandez, D. 2022. Efecto del proceso de corrosión en las aleaciones Ti_6Al_4V y 316L utilizadas en la fijación de fracturas. Trabajo especial de investigación como requisito parcial para optar por el título de Especialista en Traumatología y Ortopedia. Universidad de Oriente.
20. Vázquez, M. La corrosión: el peor de los villanos cuando dominan los metales / Marcela Vázquez. - 1a ed. - Mar del Plata: EUDEM, 2018. Libro digital, PDF.
21. Quesada, C. Á. y Baracaldo, J. S. C. 2009. *Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie*. Gaceta dental: Industria y profesiones, (205), 114-122.
22. B. D. Ratner, A. S. Hoffman, y S. L. Mcarthur, *Physicochemical surface modifications of Materials Used in Medicine*, Fourth Edi. Elsevier, 2017.

23. Andrade, M. J., Estupiñan, H. A., Peña, D. Y., & Vásquez, C. (2007). Comportamiento electroquímico de aleación de Ti6Al4V anodizada en solución de $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. *Scientia et Technica*, 1(36).
24. Espinosa R., D.M; Jaimes G.; M. L. 2006. Anodizado de Aleaciones de Titanio ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$), ELI, Utilizados en la Fabricación de Implantes. Tesis de grado para optar al título de Ingeniero metalúrgico. Universidad Industrial de Santander (UIS). Bucaramanga.
25. Borrero, L., A. K. E. (2017). Evaluación de titanio anodizado para su uso en sistemas de protección catódica por corriente impresa.
26. Paredes, J. L. 2010. *El uso de la anodización en materiales*. Universidad Autónoma Metropolitana, 1-7.
27. Subero, R. Gil, L. y Domínguez, E. 2011. *Corrosión Intergranular De Una Prótesis De Rodilla De Acero Inoxidable 316L*. Centro de Estudios de Corrosión y Biomateriales (CECOB). UNEXPO Puerto Ordaz.
28. León, D; Mejías, K; Pérez y L; Torres, V. 2012. *Técnicas electroquímicas para la evaluación de un material: curvas potenciodinámicas y polarización cíclica*. Unidad de Ensayos no Destructivos, Análisis de Fallas y Corrosión de Materiales. Centro de Tecnología de los Materiales.
29. Mier, J. L., García, A. I., García, L., Barbadillo, F., & Losada, R. M. (2003). Ensayos didácticos de corrosión electroquímica. y *Vida Cotidiana*, 135.
30. Camero, S.; Talavera, I.; González, G.; Réquiz, R.; Rosales, A.; Suárez, M. y González, W. 2008. Estudio de la corrosión de una aleación $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ utilizada como biomaterial. *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, 23(3), 27-34.
31. Calderón, J. A., Rossa M., Ó., & Esteves B., O. 2006. Análisis de la evolución del potencial de circuito abierto del cobalto en medio levemente alcalino. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, (38), 20-30.
32. Lock, A. U., & Tang, I. D. (1988). Principios de las técnicas electroquímicas en estudios de procesos de corrosión. *Revista de química*, 2(1), 23-31.
33. Calderón, J. A., Rossa M., Ó., & Esteves B., O. (2006). Análisis de la evolución del potencial de circuito abierto del cobalto en medio levemente alcalino. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, (38), 20-30.
34. Heredia A., S. (2011). Experiencias sobre corrosión en metales de uso cotidiano.

35. López G., C. (2017). Estudio de la corrosión bajo tensión de laminación en la soldadura TIG de acero AISI 316 con aporte ER 316L (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València)
36. Gil, L.; Arenas, F. y Dominguez, E. 1998. Análisis de las causas de las fallas de implantes biomédicos utilizados en cirugía ortopédica y traumatológica. *Rev. Latinoamericana de Metalúrgica y Materiales*, Vol. 18, 61-66.
37. Lopez, F. H. E., Tiburcio, C. G., Villafañe, et al. (2011). Evaluación Electroquímica de la Corrosión por Picaduras en Aceros Inoxidables mediante Ruido Electroquímico y Curvas Cíclicas de Polarización en solución de Cloruro Férrico.
38. Mellado V., A. 2011. Corrosión galvánica entre implantes dentales y supraestructuras protésicas diseñadas con aleaciones de distinta naturaleza.
39. García, I., R. 2014. Inhibidores De Corrosión De Acero En Medios Ácidos A Partir De Extractos Naturales. Universidad Autónoma De Baja California. Para obtener el grado en Doctor en ciencias.
40. Ramírez D., J. J. 2017. Evaluación Experimental De La Resistencia A La Corrosión En La Película Magnética De Discos Duros Comerciales. Tesis para optar al título de licenciado en física. Universidad de Oriente. Núcleo de Sucre. Cumana.
41. American Society for Testing and Materials. 2023. *Standard Test Method for Conducting Potentiodynamic Polarization Resistance Measurements*. ASTM G59-23.
42. American Society for Testing and Materials. 2021. *Standard Reference Test Method for Marking Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements*. ASTM G5-14.
43. Orozco R., J., Ortiz J, et al. (2020). Evaluación de la resistencia a la corrosión de la aleación Ti6Al4V modificadas mediante oxidación térmica. *Revista Sextante*, 22, pp. 33 - 39, 2020.
44. Camero, S., Olimpio, F., Romero, D. y Syárez, M. (2013). Corrosividad de una aleación Ti6Al4V sometida a diferentes tratamientos superficiales. *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, 28 (3), 77-90.
45. Cely, M., M., Castellar, G., Pereira, J., & Ángel, R. (2018). Efecto de la velocidad de calentamiento sobre las propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión de aleaciones de titanio modificadas. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 57.

HOJAS DE METADATOS

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

Título	Estudio del proceso de corrosión sobre el anodizado en una aleación Ti₆Al₄V utilizadas en traumatología
Subtítulo	

Autor(es)

Apellidos y Nombres	Código ORCID / e-mail	
Betancourt Díaz Rosaliris De Jesús	ORCID	
	e-mail	rdjbd.19@gmail.com
	e-mail	
	ORCID	
	e-mail	
	e-mail	

Palabras o frases claves:

biomateriales
anodizado
corrosión
Ti ₆ Al ₄ V
técnicas electroquímicas
tesis de grado

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

Área o Línea de investigación:

Área	Subáreas
Ciencias	Química
Línea de Investigación:	

Resumen (abstract):

Resumen

Se evaluó el comportamiento y rapidez de corrosión, de una aleación Ti_6Al_4V con recubrimiento y sin recubrimiento de anodizado comercial a través de la medición del potencial a circuito abierto (PCA), la resistencia a la polarización (R_p) y extrapolación de Tafel, obtenidas de muestras que fueron inmersas en una solución que simula los fluidos corporales (Ringer Lactato) a 37 °C. A fin de conocer el comportamiento electroquímico de las muestras con anodizado (amarillo, verde y azul) y sin anodizado comercial de las muestras expuestas durante 3600 s, se realizaron ensayos de PCA, la muestra sin recubrimiento arrojó un valor de -502,5 mV, y las muestras con recubrimiento azul y amarillo arrojaron valores de potencial muy cercanos a -57,695 y -62,725 mV, mientras que el recubrimiento verde tiende a un valor más positivos de 31,006 mV. Esto es indicativo de que las muestras con recubrimiento comercial presentaron la formación de películas más estables observándose además que la muestra con anodizado verde presentó un potencial más positivo lo que indica que la película formada es más uniforme y de mayor protección. Una vez determinado el potencial de equilibrio, se obtuvieron las curvas de resistencia a la polarización de las muestras estudiadas en el medio fisiológico utilizado para simular los fluidos corporales, de acuerdo a los datos obtenidos para las muestras con recubrimiento amarillo, azul y verde esta resistencia fue de 767,40 , 621,5 y 957,9 $K\Omega$, evidenciándose que la muestra con recubrimiento verde resulto ser más resistente al proceso de corrosión ya que presenta mayor resistencia a la corrosión a diferencia de la muestra sin recubrimiento que presentó una resistencia a la polarización de 147,8 $K\Omega$, lo cual la hace ser menos resistente. A partir de la extrapolación de Tafel, se obtuvieron los valores correspondientes al potencial de corrosión (E_{corr}), densidad de corriente de corrosión (I_{corr}) y la rapidez de corrosión (V_{corr}). La aleación de Ti_6Al_4V con anodizado verde presentó V_{corr} de $2,22 \times 10^{-3}$ mmpy, más bajo que el arrojado por las muestras de la aleación de Ti_6Al_4V con anodizados amarillo y azul y que la aleación de Ti_6Al_4V sin tratamiento superficial $4,29 \times 10^{-3}$, $11,21 \times 10^{-3}$ y $65,76 \times 10^{-3}$ mmpy respectivamente. Mediante microscopia óptica se caracterizó la morfología superficial de las muestras estudiadas las cuales coincidieron con los resultados obtenidos en los ensayos electroquímicos realizados. En este trabajo se logró determinar que las muestras de Ti_6Al_4V anodizadas mejoran la resistencia a la corrosión en comparación con el metal base, permitiendo así el uso de estas aleaciones en aplicaciones biomédicas.

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										
Guilarte Jiménez José Jesús	ROL										
		CA		AS		TU		JU	X		
	ORCID										
	e-mail	jguilartej@gmail.com									
	e-mail										
Paredes Dugarte Solangel Ysbet	ROL										
		CA		AS		TU		JU	X		
	ORCID										
	e-mail	Padu99@yahoo.com									
	e-mail										

Fecha de discusión y aprobación:

Año	Mes	Día
2024	03	14

Lenguaje: spa

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

Archivo(s):

Nombre de archivo
NSUTTG_BDRD2025

Alcance:

Espacial: UNIVERSAL

Temporal: INTEMPORAL

Título o Grado asociado con el trabajo: Licenciado en química**Nivel Asociado con el Trabajo: Licenciado****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
CONSEJO UNIVERSITARIO
RECTORADO

CU N° 0975

Cumaná, 04 AGO 2009

Ciudadano
Prof. JESÚS MARTÍNEZ YÉPEZ
Vicerrector Académico
Universidad de Oriente
Su Despacho

Estimado Profesor Martínez:

Cumplo en notificarle que el Consejo Universitario, en Reunión Ordinaria celebrada en Centro de Convenciones de Cantaura, los días 28 y 29 de julio de 2009, conoció el punto de agenda **"SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN PARA PUBLICAR TODA LA PRODUCCIÓN INTELECTUAL DE LA UNIVERSIDAD DE ORIENTE EN EL REPOSITORIO INSTITUCIONAL DE LA UDO, SEGÚN VRAC N° 696/2009"**.

Leído el oficio SIBI - 139/2009 de fecha 09-07-2009, suscrita por el Dr. Abul K. Bashirullah, Director de Bibliotecas, este Cuerpo Colegiado decidió, por unanimidad, autorizar la publicación de toda la producción intelectual de la Universidad de Oriente en el Repositorio en cuestión.



Comunicación que hago a usted a los fines consiguientes.

Cordialmente,

JUAN A. BOLANOS CUAPEL
Secretario

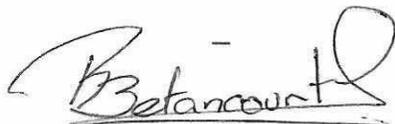


C.C: Rectora, Vicerrectora Administrativa, Decanos de los Núcleos, Coordinador General de Administración, Director de Personal, Dirección de Finanzas, Dirección de Presupuesto, Contraloría Interna, Consultoría Jurídica, Director de Bibliotecas, Dirección de Publicaciones, Dirección de Computación, Coordinación de Teleinformática, Coordinación General de Postgrado.

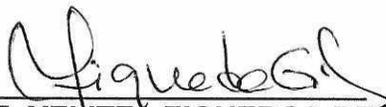
JABC/YGC/maruja

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”.



ROSALIRIS BETANCOURT
AUTOR



PROF: YELITZA FIGUEROA DE GIL
ASESOR