



Universidad de oriente

Núcleo de Sucre

Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá

Departamento de Cirugía

Servicio de Traumatología y Ortopedia

Cumaná, Estado Sucre

**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)

Autor Dra. Dayris Fernández

Asesor: Dr. Rafael Antón

Co-Asesor: Prof. Yelitza Figueroa de Gil

Cumaná, Diciembre 2022

DEDICATORIA

A mis Padres; Diogenes Fernández y María Márquez por enseñarme valores que me permitieron crecer como persona y profesional, por ser mi pilar fundamental para alcanzar esta meta, todos mis logros son para ustedes.

A mi Hermana Diomaris Fernández porque en vida fuiste mi ejemplo a seguir y así no me acompañes físicamente siempre serás mi guía.

A mis Hermanos; Diogenes Fernández y Diómer Fernández por su apoyo durante esta travesía.

A mis Sobrinos; Mchelle Aguirre, María Aguirre, Diego Fernández, Samantha Fernández, Diogenes Fernández, David Fernandez para que sirva de ejemplo para todos ustedes y nunca dejen de luchar por sus sueños.

A JD. Por impulsarme hace unos años atrás a concursar para el postgrado.

AGRADECIMIENTOS

A Dios y a la Virgen del Valle por cuidarme y guiarme en el camino de mi crecimiento profesional y ayudarme a conquistar mis metas.

A mis Padres Diogenes Fernández y María Márquez por su apoyo incondicional.

Para el Dr. Rafael Antón coordinador del postgrado por su empeño y dedicación para enseñarnos durante estos 3 años y ayudarme a cumplir con este requisito.

A la profesora Yelitza Figueroa por aceptar trabajar conmigo, por su dedicación durante estos meses para lograr nuestros objetivos. Para el Sr. Hugo Gil y Yelitza Gil por abrirme las puertas de su hogar.

A el Banco de Osteosíntesis del HUAPA, especialmente a la Licenciada Francys Bolívar por su gran apoyo y a la Edilys Cabrera.

Índice

DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTOS.....	ii
LISTA DE FIGURAS	v
LISTA DE TABLAS:	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT.....	x
INTRODUCCION.....	1
OBJETIVOS.....	6
Objetivo General	6
Objetivos Específicos:	6
METODOLOGIA	8
Tipo de investigación.....	8
Población y Muestra.....	8
Determinación de los parámetros electroquímicos de las aleaciones Ti ₆ Al ₄ V y AISI 316L, mediante técnicas electroquímicas.....	9
Corrosión Galvánica.....	9
Potencial a circuito abierto (Curvas E vs t).....	11
Resistencia a la Polarización.....	12
Extrapolación de Tafel.....	12
Criterios de Inclusión	15
Criterios de Exclusión	15
RESULTADOS.....	16
Corrosión Galvánica.....	16
Potencial a Circuito Abierto (OCP):.....	24
Resistencia a la Polarización (Rp).....	26
Curvas de polarización, pendientes de Tafel.....	28
Fuente: tabla 4.....	30
Fuente: Autor	31
Fuente: Autor	32
Fuente: Tabla 5.....	33

Fuente: tabla 6.....	33
DISCUSIÓN.....	34
CONCLUSIONES.....	37
RECOMENDACIONES.....	39
ANEXOS.....	40
CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	47
BIBLIOGRAFIA.....	48
HOJAS DE METADATOS.....	50

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: (a) Placa de Ti6Al4V y tornillos corticales de titanio y acero inoxidable (b) Placa un tercio de caña de 316L y tornillos corticales de titanio y acero inoxidable	100
FIGURA 2: Montaje celda electroquímica para los ensayos de corrosión galvánica	100
FIGURA 3: (a) Electrodo de trabajo (b) Celda electroquímica para ensayos de polarización y (c) Potenciostato/galvanostato Reference 600TM marca GAMRY	111
FIGURA 4: Pesaje inicial de los tornillos	144
FIGURA 5: Rx pacientes postoperatorio.....	144
FIGURA 6: Extracción de tornillo.....	144
FIGURA 7: (a y b) Lavado y secado de los tornillos extraídos y (c) Pesaje final de los tornillos	14
FIGURA 8: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	17
FIGURA 9: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	17
FIGURA 10: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	18
FIGURA 11: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	19
FIGURA 12: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	200
FIGURA 13: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	200

FIGURA 14: Representación gráfica de los valores de corriente galvánica promedio en el par galvánico placa de AISI 316L y tornillos de titanio y acero inoxidable	233
FIGURA 15: Representación gráfica de los valores de corriente galvánica promedio en el par galvánico placa de Ti6Al4V y tornillos de titanio y acero inoxidable	233
FIGURA 16: Curvas de Potencial a Circuito Abierto (OCP) versus tiempo para las aleaciones Ti6Al4V y Acero inoxidable 316L a 10 minutos.	25
FIGURA 17: Curva de Rp de la aleación Ti6Al4V, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C.....	26
FIGURA 18: Curva de Rp del acero inoxidable AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	27
FIGURA 19: Resistencia a la polarización, Rp de la aleación Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C.....	28
FIGURA 20: Curvas de Tafel del Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	29
FIGURA 21: Velocidad de corrosión de la aleación Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	30
FIGURA 22: Pérdida de peso en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes en el servicio traumatología y ortopedia HUAPA en el periodo de estudio.	333
FIGURA 23: Ensayo gravimétrico de velocidad de corrosión en los tornillos extraídos.....	333
FIGURA 24: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	40
FIGURA 25: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	400
FIGURA 26: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	411
FIGURA 27: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C	411
FIGURA 28: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C.....	422

FIGURA 29: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	422
FIGURA 30: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	433
FIGURA 31: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	433
FIGURA 32: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	44
FIGURA 33: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	44
FIGURA 34: : Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	45
FIGURA 35: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$	45

LISTA DE TABLAS:

TABLA 1: Parámetros electroquímicos promedio del proceso de corrosión galvánica en los pares galvánicos Ti6Al4V-AISI 316L de densidad de corriente galvánica (Igm) y potencial de corrosión (Ecorr).....	222
TABLA 2: Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto de las aleaciones Ti6Al4V – AISI 316L a 600 segundos.	25
Tabla 3: Parámetros electroquímicos de la Resistencia a la polarización de las aleaciones Ti6Al4V – AISI 316L.....	27
TABLA 4: Parámetros electroquímicos de extrapolación de Tafel de las muestras del Ti6Al4V y del acero AISI 316L.	300
TABLA 5: Análisis gravimétrico en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes	311
Tabla 6: Velocidad de corrosión por análisis gravimétrico en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes	322
TABLA 7:	46

Efecto del proceso de corrosión en las aleaciones Ti₆Al₄V y 316L utilizadas en la fijación de fracturas:

Dayris Fernández¹, Rafael Antón¹, Yelitza Figueroa de Gil²

1. Servicio de Traumatología, Hospital Antonio Patricio de Alcalá. Cumaná.
2. Instituto de Investigaciones en Biomedicina y Ciencias Aplicadas "Dra Susan Tai" IIBCAUDO.

Email: dayrisfer@gmail.com; Tlf: 0424-843-8592

RESUMEN

La fabricación de implantes ortopédicos con aleaciones metálicas se ha incrementado en los últimos años, donde el titanio y sus aleaciones así como los aceros inoxidable se han utilizado ampliamente en implantes ortopédicos debido a su excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión en un ambiente corporal, ya que este es altamente corrosivo. En el presente estudio se evaluó el proceso de corrosión entre placas Ti₆Al₄V y AISI 316L con tornillos corticales de titanio y acero inoxidable de uso más frecuente en los pacientes operados en el servicio de traumatología del HUAPA. Para ello se realizaron ensayos de corrosión galvánica por medio de amperímetro de resistencia cero (ZRA, por sus siglas en inglés), técnicas de polarización y estudio gravimétrico. Los resultado obtenidos muestran que los pares galvánicos placa Ti₆Al₄V con tornillos de titanio y acero inoxidable presentaron una mayor corriente galvánica a diferencia de lo observado en los pares galvánicos placa AISI 316L y tornillos titanio, acero inoxidable. Por otra parte los ensayos de polarización confirman la pasividad y mayor resistencia a la corrosión del Ti₆Al₄V como biomaterial con respecto al AISI 316L. En cuanto a los estudios gravimétricos de los tornillos extraídos de los pacientes operados, 5 tornillos presentaron una pérdida de peso significativa los que conlleva a un proceso corrosión en estos tornillos. La combinación de estas aleaciones en la fijación de las fracturas no presentó diferencias significativas en cuanto al orden de magnitud en los procesos de corrosión estudiados.

Palabras claves: corrosión, aleaciones, titanio, acero inoxidable, biomaterial

Effect of the corrosion process in Ti6Al4V and 316L used in fracture fixation:

Dayris Fernández¹, Rafael Antón¹, Yelitza Figueroa de Gil²

1. Traumatology Service, Antonio Patricio de Alcalá Hospital. Cumaná
2. Institute for Research in Biomedicine and Applied Sciences "Dra Susan Tai" IIBCAUDO.

Email: dayrisfer@gmail.com; Phone: 0424-843-8592

ABSTRACT

The manufacture of orthopedic implants with metal alloys has increased in recent years, where titanium and its alloys as well as stainless steels have been widely used in orthopedic implants due to their excellent biocompatibility and resistance to corrosion in the body environment, since it is highly corrosive. In the present study, the corrosion process between Ti₆Al₄V and AISI 316L plates with titanium and stainless-steel cortical screws most frequently used in patients operated on in the HUAPA trauma service was evaluated. For this, galvanic corrosion tests were carried out using a zero-resistance ammeter (ZRA), polarization techniques and a gravimetric study. The results obtained show that the galvanic couples Ti₆Al₄V plate with titanium and stainless-steel screws presented a higher galvanic current, unlike what was observed in the galvanic couples AISI 316L plate and titanium, stainless steel screws. On the other hand, the polarization tests confirm the passivity and greater resistance to corrosion of Ti₆Al₄V as a biomaterial with respect to AISI 316L. Regarding the gravimetric studies of the screws extracted from the operated patients, 5 screws presented a significant weight loss, which leads to a corrosion process in these screws. The combination of these alloys in the fixation of the fractures did not present significant differences in terms of the order of magnitude in the corrosion processes studied.

Keywords: corrosion, alloys, titanium, stainless steel, biomaterial

INTRODUCCION

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.¹

El campo de los biomateriales no es nuevo y data de 4000 años atrás, donde desde ya los egipcios y romanos usaron lino para suturas, oro y hierro para aplicaciones dentales, madera y cuero para reemplazo del primer dedo del pie. Durante la Primera Guerra Mundial también se usaron biomateriales tales como nailon, teflón, silicona, acero inoxidable, siendo el titanio uno de los materiales puesto en uso después de la Segunda Guerra Mundial.² Huckstep et col, llegaron a desarrollar muchas férulas y otros dispositivos para la fijación de fracturas. Inventó el primer clavo acerrojado en 1967 y la primera cadera no cementada en 1979. Fue un pionero en el uso de la aleación de titanio para implantes en 1972. Se convirtió en catedrático de Traumatología y Cirugía Ortopédica en la Universidad de Gales del Sur en 1972.³ Hoy en día muchos biomateriales son diseñados, sintetizados y procesados con el único fin de tener una aplicación en el campo médico.

Actualmente, la disponibilidad de mejores herramientas de diagnóstico y avances en el conocimiento tanto en materiales como en procedimientos quirúrgicos, ha adquirido una mayor importancia y los bioimplantes son comúnmente utilizados en odontología, ortopedia, cirugía plástica y reconstructiva, oftalmología, cirugía cardiovascular, neurocirugía, inmunología, histopatología, cirugía experimental y medicina veterinaria.³

Se han utilizado ampliamente diversas clases de materiales tales como metales, polímero, cerámica y los materiales compuestos para la fabricación de bioimplantes. El origen y la evolución de dichos materiales se debe a Harold

Ridley, Paul Winchell, Per-Ingvar Branemark, Otto Wichterle, John Charnley y otros, quienes en sus trabajos probaron por primera vez implantes en animales conduciendo al nacimiento de los últimos biomateriales que podrían ser aceptados por el sistema humano³.

El primer y principal requisito para la elección del biomaterial es su aceptabilidad por el cuerpo humano. El material implantado no debe causar ningún efecto adverso ya sea inmediatamente después de la cirugía o en condiciones postoperatorias. En segundo lugar, los biomateriales deben poseer suficiente resistencia mecánica para sostener las fuerzas a las que están sometidos para no sufrir una fractura.³ Un bioimplante debe tener muy alta resistencia a la corrosión y al desgaste en ambiente corporal debido a que el mismo es altamente corrosivo,³ definiéndose la corrosión como la acción del desgaste o destrucción paulatina de un cuerpo metálico alterando o no su forma.⁴

La corrosión es entonces un proceso químico, a través del cual un metal o una aleación pasa de estar en su estado puro, como elemento, a otro estado en el que muy comúnmente forma parte un óxido. De ahí surge el concepto que los metales se oxidan, lo que puede tomarse como equivalente a decir que se corroen, aunque no siempre se forme una película de óxido sobre su superficie. Si pudiéramos ampliar la superficie del metal podríamos ver los átomos. Un átomo es la partícula más pequeña que mantiene las propiedades del elemento, un átomo está formado por tres tipos de partículas subatómicas: electrones con carga negativa, protones con carga positiva y neutrones, sin carga. Para que un metal se oxide, es necesario que los átomos que lo constituyen pierdan electrones. Cuando un átomo se desprende de un electrón, se convierte en una especie cargada positivamente, que se denomina catión. Los electrones juegan un papel clave, por lo que la corrosión se clasifica como un proceso electroquímico. Pero como los electrones no pueden acumularse en la superficie del metal, siempre que el metal se oxida es necesario que haya disponible otra especie química que acepte esos electrones.⁵

Uno de los tipos de corrosión más estudiada es la corrosión galvánica o corrosión bimetalica, la cual tiene lugar cuando dos metales distintos se encuentran en contacto eléctrico entre sí y en un medio agresivo en el que pueda ocurrir el mecanismo electroquímico de la corrosión. Este tipo de corrosión supone la destrucción del metal menos noble en contacto con otro más noble en un medio que permite el paso de corriente eléctrica, y es causada por la diferencia de potenciales eléctricos que espontáneamente se establece entre ellos. La *American Society for Testing and Materials* recoge en su norma ASTM G15-93 la definición de corrosión galvánica como la “aceleración de la corrosión de un metal debido al contacto eléctrico con otro metal más noble o con un conductor no metálico en un electrolito de naturaleza corrosiva”.⁶

Geetha Manivasagam, et col. en la Escuela de Ciencias Mecánicas y de la Construcción, Universidad VIT, India, realizaron una revisión de la corrosión y su prevención en los implantes biomédicos en el 2010, analizando varios problemas asociados con la corrosión biológica en los diferentes tipos de implantes utilizados, estos están en contacto constante con el fluido corporal agresivo, a menudo fallan y finalmente se fracturan debido a la corrosión.²

La fabricación de implantes ortopédicos con aleaciones metálicas se ha incrementado en los últimos años, donde el titanio y sus aleaciones así como los aceros inoxidable se han utilizado ampliamente en implantes ortopédicos debido a su excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión.⁷

El titanio y sus aleaciones, son ampliamente utilizados como materiales de implantes en aplicaciones biomédicas y dentales, asociado con una combinación de propiedades que presentan, tales como: resistencia a la corrosión, biocompatibilidad, resistencia mecánica, baja densidad y capacidad de integración con los tejidos y huesos del cuerpo humano.⁸ Las aleaciones son de interés

particular para las aplicaciones biomédicas debido a su excepcional biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. La forma más común de titanio utilizado en aplicaciones ortopédicas es la aleación de titanio-aluminio-vanadio Ti_6Al_4V .¹

Se ha determinado que el primer acero inoxidable utilizado para la fabricación de implantes fue el 18-8 (18% Cr y 8% Ni), por sus apropiadas características mecánicas y resistencia a la corrosión. Posteriormente, se introdujeron los aceros 18-8-Mo con el fin de aumentar la resistencia a la corrosión en soluciones salinas. Esta aleación fue conocida como acero inoxidable 316. En los años 50, el contenido de carbón de acero 316 fue reducido de 0.08% (tanto por ciento en peso) hasta un máximo de 0.03%, lo que mejoró su resistencia a la corrosión en soluciones cloruradas. Este acero pasó a denominarse 316L.³

La forma más común de aceros empleados en las aplicaciones ortopédicas es la 316L, grado 2, así designada por la American Society for Testing and Materials (ASTM) bajo la especificación ASTM F138.¹

La presencia del implante puede inhibir los mecanismos de defensa del cuerpo, conduciendo esto a infecciones, más aún si se llegara a presentar algún proceso corrosivo de las partes metálicas, ya que los fluidos corporales son corrosivo.³

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.²

El pH normal de los líquidos corporales es casi neutro y está comprendido entre pH 7.2 y 7.4. Este valor baja a pH 5.2 (ácido) en los lugares donde se produce una herida, y en hematoma puede llegar a pH 4, como ocurre tras el

procedimiento quirúrgico de colocación de implantes. En cambio, en casos de infección, el pH sube a valores alcalinos. En los lugares donde se produce corrosión, el medio se vuelve ácido por medio de los productos corrosivos, favoreciendo aún más dicho proceso.⁶

Al colocar materiales de diferentes potenciales en contacto inmersos en la misma solución, ocurre un proceso de corrosión galvánica entre los pares expuestos, uno de estos metales se convertirá en cátodo al tiempo que el otro actuará como ánodo. En este caso, la velocidad de corrosión del metal ánodo será mayor que la que posee cuando no forma parte de un par galvánico, mientras que con el metal cátodo ocurrirá lo contrario.

Destacando este tipo de combinaciones de aleaciones Ti_6Al_4V y acero inoxidable AISI 316L siendo esta la más observada en los últimos años en la fijación de las fracturas en el Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá, en vista del déficit de material de osteosíntesis apropiado. Surgen las siguientes interrogantes: ¿Cuál es el efecto de combinar estos materiales?, ¿Al retirar el tornillo con aleación diferente existe algún signo de falla del sistema?, ¿El sistema de fijación se mantendrá con estabilidad al retirar el tornillo?, ¿Al estudiar el tornillo presentará algún proceso de corrosión?

OBJETIVOS

Objetivo General

Estudiar el efecto del proceso de la corrosión en la combinación de aleaciones, titanio (Ti_6Al_4V) y acero inoxidable (AISI 316L) utilizadas en la fijación de las fracturas en miembros inferiores, en pacientes operados en el Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá, durante el periodo octubre 2021– julio 2022.

Objetivos Específicos:

1. Evaluar el efecto galvánico que supone el contacto físico o eléctrico a través del electrolito que simula los fluidos corporales, de cada una de las aleaciones estudiadas a 600, 1800 y 3600 segundos.
2. Caracterizar la pasividad de las aleaciones Ti_6Al_4V y AISI 316L en las condiciones de ensayo por la técnica de potencial a circuito abierto en un electrolito que simula los fluidos biológicos, solución Ringer.
3. Obtener mediante técnicas electroquímicas de polarización potenciodinámica la resistencia a la polarización de las aleaciones de estudio en una solución Ringer.
4. Determinar la velocidad de corrosión, mediante curvas de Tafel en la aleación Ti_6Al_4V y en el AISI 316L usando como electrolito una solución Ringer

5. Estimar mediante ensayos gravimétricos el proceso de corrosión galvánica en los tornillos extraídos de los pacientes operados con fracturas en miembros inferiores.

METODOLOGIA

Tipo de investigación

Se realizó un estudio experimental tipo ensayo clínico, controlado, prospectivo, transversal, con el fin de evaluar el proceso de corrosión galvánica en las aleaciones Ti₆Al₄V y AISI 316L y la presencia de algún signo que se relacione con falla del sistema, en la fijación de las fracturas.

Para la realización de esta investigación in-vivo se consideraron pacientes en edades comprendidas entre 20 – 60 años de ambos géneros, que acudieran al servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá, presentando fracturas en miembros inferiores planificadas para ser tratadas quirúrgicamente con una reducción cruenta más fijación interna con osteosíntesis a través de placas y tornillos bajo la combinación de aleaciones de Ti₆Al₄V y AISI 316L con el fin de evaluar mediante ensayos gravimétricos el proceso de corrosión en los tornillos en el periodo comprendido entre octubre 2021 – julio 2022.

Población y Muestra

Para este trabajo, la población de estudio estuvo representada por 13 pacientes con fracturas en miembros inferiores, tibia, peroné y calcáneo que acudieron al servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Universitario Antonio Patricio de Alcalá de Cumaná en un período comprendido entre octubre 2021 – julio 2022.

Determinación de los parámetros electroquímicos de las aleaciones Ti₆Al₄V y AISI 316L, mediante técnicas electroquímicas

En este trabajo se evaluó el proceso de corrosión de las aleaciones Ti₆Al₄V y el acero inoxidable AISI 316L por ser estas aleaciones los biomateriales de mayor uso en el servicio de traumatología del HUAPA.

Para su estudio se utilizaron técnicas electroquímicas de corrosión galvánica, resistencia de polarización lineal, extrapolación de Tafel, realizándose previamente un ensayo de potencial a circuito abierto. De igual manera se realizaron ensayos de corrosión por pérdida de peso o técnica gravimétrica en los tornillos corticales seleccionados para la fijación de la fractura en los pacientes que fueron operados en miembros inferiores, durante el periodo de estudio.

Corrosión Galvánica

Para la evaluación de la interacción galvánica se utilizaron placas de Ti₆Al₄V y acero inoxidable 316L formando pares galvánicos con tornillos de cortical, de acero inoxidable y de titanio de Ø 3,5 mm, utilizados para fracturas de tibia, peroné y calcáneo (Figura 1) Los ensayos fueron realizados por medio de un amperímetro de resistencia cero (ZRA, por sus siglas en inglés) empleando una celda electroquímica de tres (03) electrodos. Como electrodo de trabajo y control se utilizaron las placas de titanio y del acero inoxidable, como electrodo auxiliar los tornillos de cortical correspondiente en cada caso: placa acero inoxidable – tornillo de titanio, placa acero inoxidable – tornillo de acero inoxidable y los pares galvánicos formados por placa de Ti₆Al₄V – tornillo de titanio, placa de Ti₆Al₄V – tornillo de acero inoxidable y como electrodo de referencia uno de calomelano saturado con capilar de Luggin – Harbert y KCl saturado. Los electrodos estuvieron inmersos en un volumen de solución Ringer de 200 ml, simulando el fluido sanguíneo. El registro de la intensidad de corriente galvánica (Img), se

realizó durante un tiempo de 600, 1800 y 3600 segundos. Los ensayos se llevaron a cabo conservando la razón de área de las piezas en condiciones de servicio a la temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y pH 7,44. (Figura 2)



FIGURA 1: (a) Placa de Ti6Al4V y tornillos corticales de titanio y acero inoxidable (b) Placa un tercio de caña de 316L y tornillos corticales de titanio y acero inoxidable



FIGURA 2: Montaje celda electroquímica para los ensayos de corrosión galvánica

Para los ensayos de polarización potenciodinámica, se utilizó una celda electroquímica de tres electrodos, en un volumen de 200 ml de solución Ringer a 37 ± 1 °C. Como electrodo de trabajo se estudiaron las aleaciones Ti_6Al_4V y el acero inoxidable 316L, con un área expuesta de 1 cm^2 . Para la preparación de este electrodo de trabajo se seccionó una lámina de acero AISI 316L y de Ti_6Al_4V con un área aproximada de 11 mm^2 , a cada muestra se le hizo un desbaste mecánico con papel de carburo de silicio desde el número 180 hasta el 1200, según la norma ASTM G3-11 ¹², con la finalidad de obtener una superficie especular. Luego del lijado, cada muestra se limpió con agua y acetona, y se colocó en un porta muestras conectado a un alambre conductor. Como electrodo de referencia se usó un electrodo de Calomelano Saturado (Hg/HgCl), dentro de un capilar de Luggin – Harbert y KCl saturado, el cual estaba separado de la muestra de trabajo por una distancia de 3 o 5 mm y como electrodo auxiliar una barra de grafito. (Figura 3)

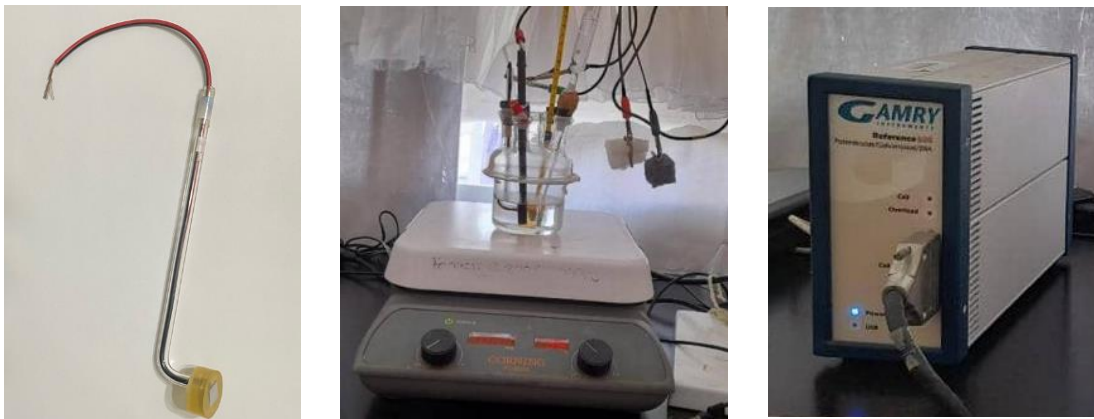


FIGURA 3: (a) Electrodo de trabajo (b) Celda electroquímica para ensayos de polarización y (c) Potenciostato/galvanostato Reference 600TM marca GAMRY

Potencial a circuito abierto (Curvas E vs t)

Se realizó un ensayo a circuito abierto con medidas hasta alcanzar la estabilidad, con una variación del potencial en 2 mV durante una 600 s. Este ensayo se llevó a

cabo para determinar el potencial a circuito abierto y el tiempo mínimo para el cual el sistema alcanzaba el equilibrio.

Resistencia a la Polarización

Esta técnica determinó la resistencia de polarización de las muestras. Se realizaron barridos en un intervalo de ± 20 mV alrededor de E_{corr} , es decir, iniciando el barrido en -20 mV versus E_{corr} y finalizando en $+20$ mV versus E_{corr} . La velocidad de barrido utilizada en estos ensayos fue de 2mV/s.

Extrapolación de Tafel

Esta técnica se llevó a cabo para determinar la corriente de corrosión (i_{corr}), el potencial de corrosión (E_{corr}), y la tasa de corrosión, (V_{corr}), a partir de la extrapolación de las pendientes de Tafel. Para generar las pendientes de Tafel, se seleccionaron como valor de referencia el E_{corr} , al cual se le sumo y resto 0,3 V ($E_{\text{corr}} \pm 0,3$ V), iniciándose el barrido para una pendiente catódica de Tafel en $E_{\text{corr}} - 0,3$ V y finalizando en la pendiente anódica de Tafel en $E_{\text{corr}} + 0,3$ V. La velocidad de barrido utilizada fue de 2 mV/s.

Todos los ensayos se realizaron por triplicado para obtener un patrón de comparación, siguiendo los estándares ASTM G31-72, G5-87, G3-89 y G59-91 relativos a los ensayos gravimétricos y electroquímicos, utilizándose para ello un potencióstato/galvanostato, Reference 600TM marca GAMRY, operado por medio del software GAMRY FRAMEWORK del Laboratorio de Corrosión del Instituto de Investigaciones en Biomedicina y Ciencias Aplicadas "Dra. Susan Tai" (IIBCA-UDO) (Figura 3)

Fijación quirúrgica de las fracturas a través de sistemas de osteosíntesis combinando aleaciones de Ti₆Al₄V y AISI 316L a fin de determinar si hay presencia de pérdida de peso en los tornillos extraídos de los pacientes operados (corrosión gravimétrica).

Se realizó la fijación de las fracturas de los pacientes a través de reducción cruenta más osteosíntesis con placas y tornillos, previa planificación preoperatoria. Se pesó el tornillo de titanio o acero inoxidable antes de la fijación de la fractura (Figura 4), paciente 1; placa AISI 316L con tornillo de 3,5 mm de diámetro y 46 mm de longitud, paciente 2; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 44 mm de longitud, paciente 3; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 30 mm de longitud, paciente 4; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 40 mm de longitud, paciente 5; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 46 mm de longitud, paciente 6; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 42 mm de longitud, paciente 7; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 3,5 mm de diámetro y 50 mm de longitud, paciente 8; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 4,5 mm de diámetro y 42 mm de longitud, paciente 9; placa AISI 316L con tornillo de Ti6Al4V cortical 4,5 mm de diámetro y 28 cm de longitud, paciente 10; placa AISI 316L con tornillo de AISI 316L cortical 3,5 mm de diámetro y 30 mm de longitud, paciente 11; placa AISI 316L con tornillo de AISI 316L cortical 3,5 mm de diámetro y 12 mm de longitud, paciente 12; placa AISI 316L con tornillo de AISI 316L cortical 3,5 mm de diámetro y 22 mm de longitud, paciente 13; placa AISI 316L con tornillo de AISI 316L cortical 3,5 mm de diámetro y 40 mm de longitud, posterior a la fijación de la fractura se evaluaron a los pacientes con estudios imagenológicos en el postoperatorio inmediato, mediato y tardío (Figura 5) identificando el tornillo para luego extraerlo entre la 8va y 10ma semana de su postoperatorio tardío (Figura 6),



FIGURA 4: Pesaje inicial de los tornillos



FIGURA 5: Rx pacientes postoperatorio



FIGURA 6: Extracción de tornillo

Posteriormente el tornillo se sometió a un proceso de lavado con solución fisiológica para eliminar material biológico de toda su estructura, luego paso a un lavado con una solución al 10% de ácido clorhídrico, con el fin de extraer cualquier partícula de óxido adherida al material, seguidamente fue lavado con agua desionizada y alcohol absoluto para su posterior secado y realizar el pesaje final de los tornillos en una balanza analítica OHAUS Modelo Voyager Pro de apreciación $\pm 0,0001$, para determinar la velocidad de corrosión por pérdida de peso (in-Vivo) (Figura 7).



FIGURA 7: (a y b) Lavado y secado de los tornillos extraídos y (c) Pesaje final de los tornillos

Criterios de Inclusión

- Pacientes con edades entre 20-60 años.
- Paciente de ambos géneros
- Pacientes que hayan dado su consentimiento para participar en el estudio.
- Pacientes con fracturas en miembros inferiores, tibia, peroné, calcáneo.
- Pacientes planificados para resolución quirúrgica con fijación interna más osteosíntesis con placas y tornillos.

Criterios de Exclusión

- Pacientes menores de 20 años y mayores de 60 años
- Pacientes planificados para resolución quirúrgica con enclavado endomedular.
- Pacientes que no aceptaron participar en el estudio.

RESULTADOS

Se presentan los resultados de los ensayos de corrosión en las aleaciones de Ti6Al4V y AISI 316L por los diferentes métodos electroquímicos empleados en el estudio:

Corrosión Galvánica

En las curvas mostradas en la (figura 8, 9, 10, 11, 12 y 13), se presenta el comportamiento del potencial de corrosión y la intensidad de corriente galvánica contra el tiempo de las pruebas a 600, 1800 y 3600 segundos. Este ensayo permite, estudiar las reacciones electroquímicas que ocurren cuando dos metales distintos, inmersos en la misma solución, se encuentran eléctricamente conectados y se representa en dos gráficas de salida, una curva de logaritmo de corriente versus tiempo y una curva de potencial de corrosión versus tiempo. A partir del orden de magnitud de la densidad de corriente puede inferirse el grado de compatibilidad galvánica entre los dos metales en cuestión. A mayor densidad de corriente mayor velocidad de corrosión.

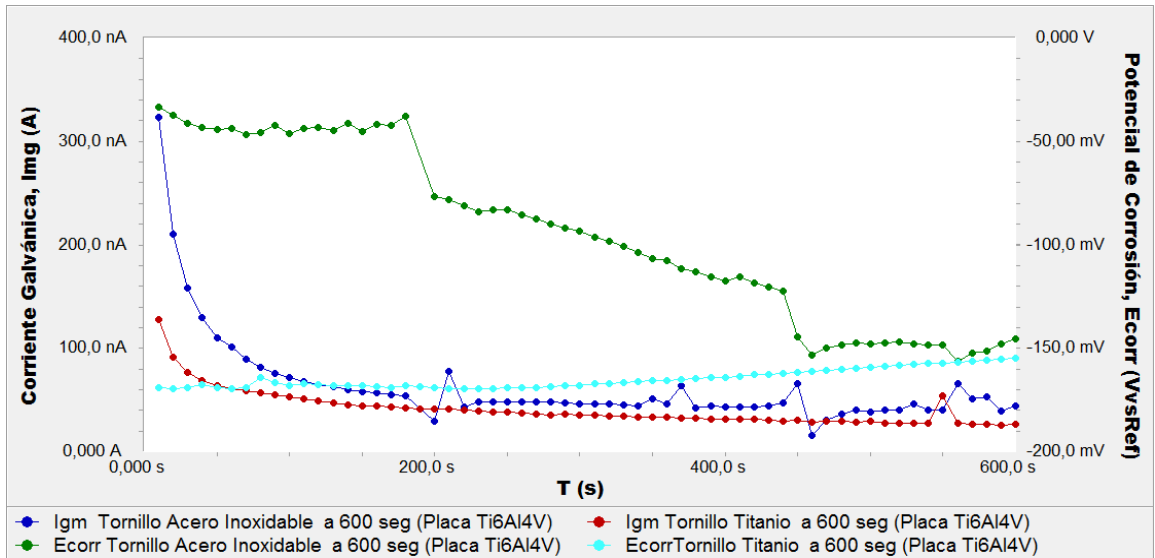


FIGURA 8: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

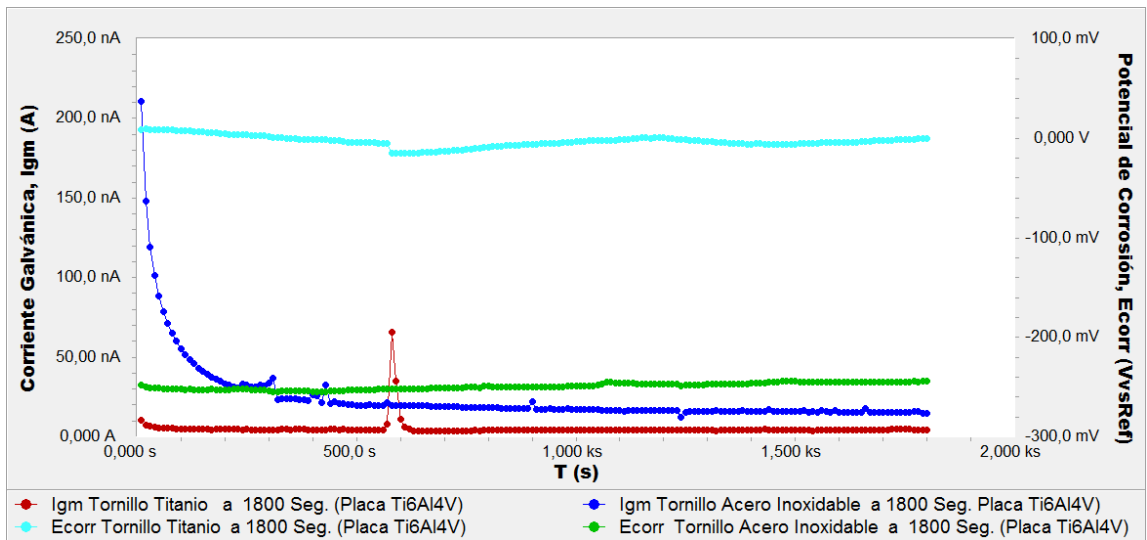


FIGURA 9: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

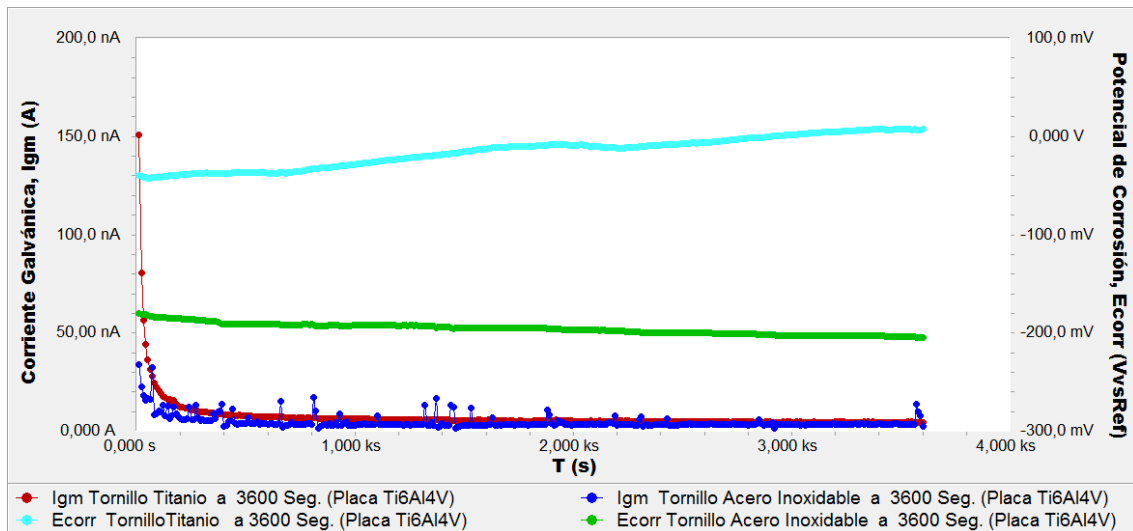


FIGURA 10: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de Ti6Al4V y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

En las figuras 8, 9 y 10 se presenta el comportamiento del par galvánico placa de Ti6Al4V con los tornillos de acero inoxidable y titanio a los diferentes tiempos de inmersión estudiados, se puede observar que a 600 segundos, para el tornillo de titanio la corriente evolucionó desde un valor de 127,5 nA hasta un mínimo de 25,8 nA, mientras que para el tornillo de acero inoxidable la corriente galvánica arrojó valores más altas del orden de 330,6 nA terminando en 30,25 nA, manteniéndose ambos tornillos casi constante a partir de los 200 segundos. El mismo comportamiento es observado a 1800 segundos, donde la corriente galvánica del tornillo de titanio inicia a 65,54 nA conservándose constante hasta alcanzar una corriente de 3,511nA. Para el tornillo de acero inoxidable un tiempo de 1800 segundos la corriente evolucionó desde un valor de 225,12 nA, al inicio del ensayo hasta 16,17 nA.

Para el par placa Ti6Al4V –tornillos de titanio y acero Inoxidable a 3600 segundos se presenta una corriente galvánica mayor para el tornillo de titanio de 150,9 nA que la del tornillo de acero inoxidable de 24,22 nA, finalizando con corrientes casi iguales de 4,276 nA para el titanio y 4,44 nA para el acero inoxidable. Esto indica que el sistema galvánico formado por la placa de Ti6Al4V

no presenta diferencias significativas en sus corrientes galvánicas en función del tiempo de exposición.

Por otra parte se observa que los potenciales de corrosión presentan comportamientos similares, situándose el tornillo de titanio con potenciales más positivos con respecto al tornillo de acero inoxidable (-3,073 mV y -15,38 mV para los tiempos de 1800 y 3600 segundos), indicando la estabilidad de los tornillos de titanio. Sin embargo al inicio del ensayo sugiere la ocurrencia de un proceso de corrosión más activo del tornillo de titanio, frente al tornillo de acero inoxidable (-164,8 mV para el tornillo de titanio y -95,41 para el tornillo de acero inoxidable).

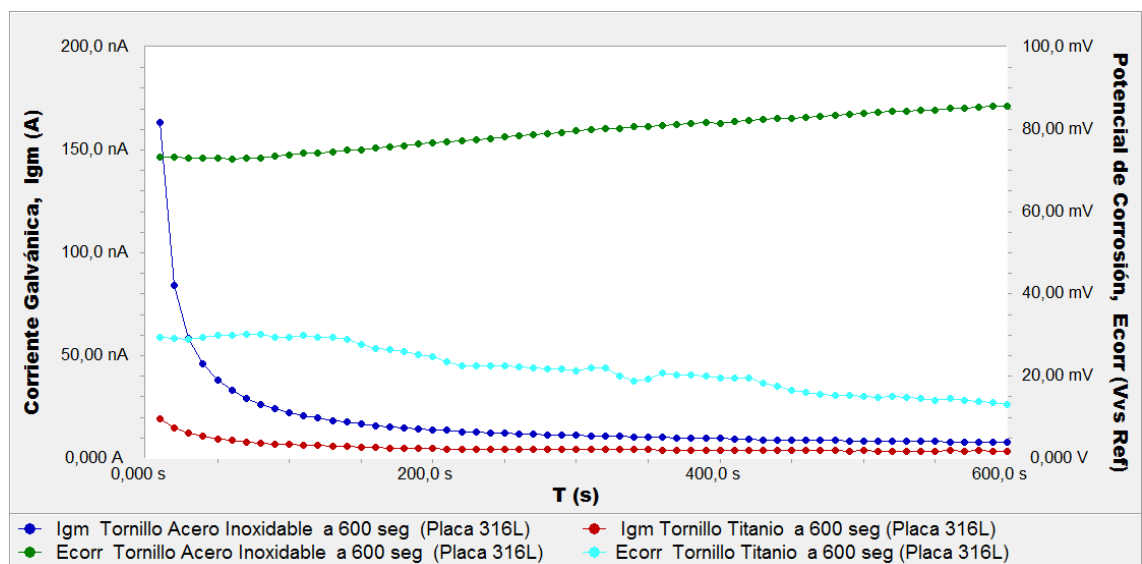


FIGURA 11: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

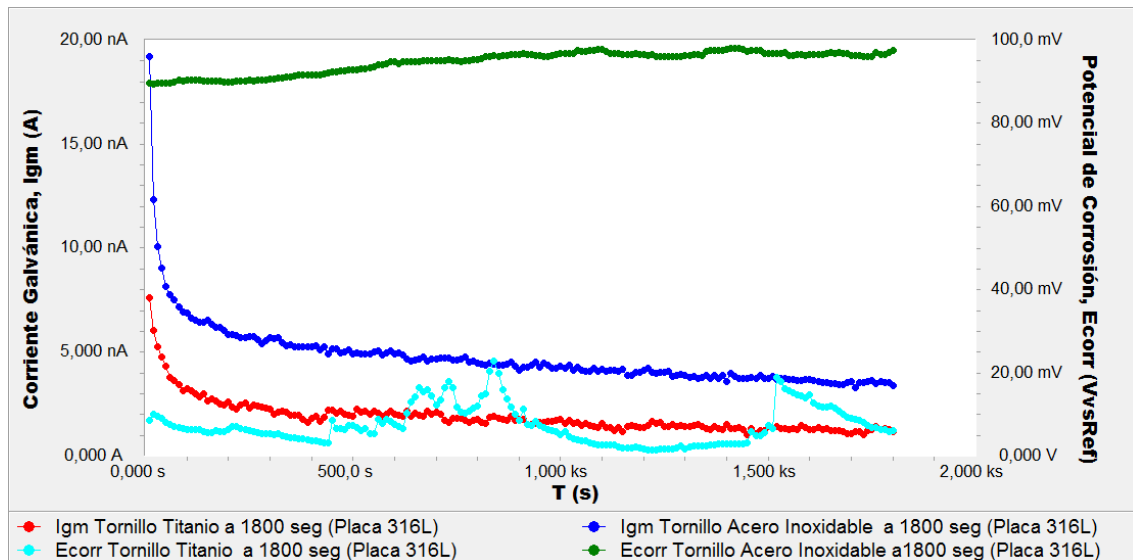


FIGURA 12: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

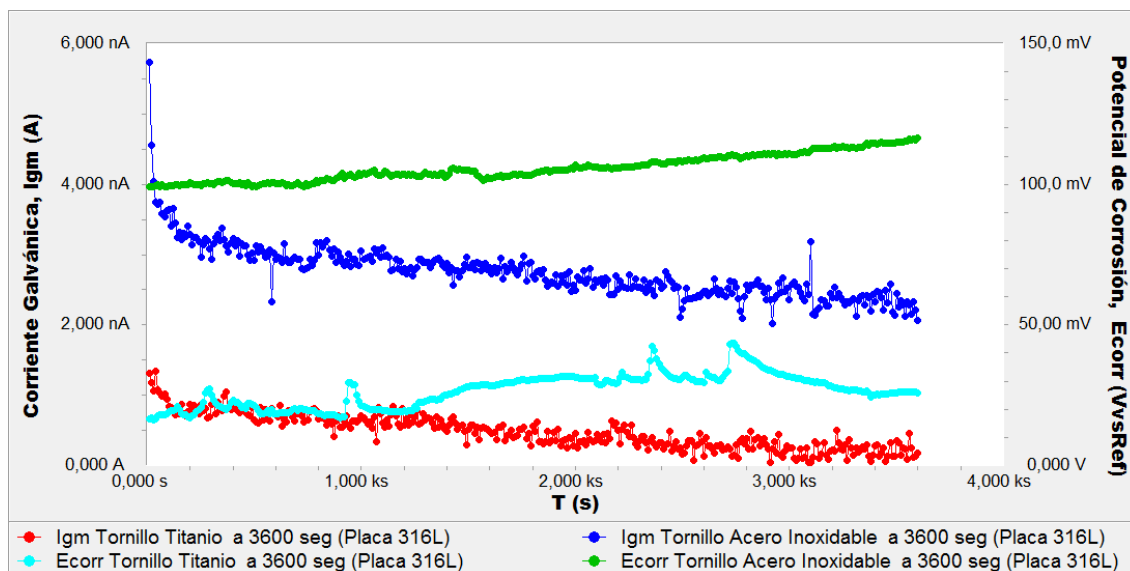


FIGURA 13: Comportamiento electroquímico del par galvánico formado por la placa de acero inoxidable 316L y los respectivos tornillos de estudio a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

Las figuras 11, 12 y 13, presentan los resultados obtenidos del par galvánico placa de acero inoxidable AISI 316L con los tornillos de titanio y acero inoxidable.

Se puede observar que la corriente galvánica, evolucionó hacia valores más pequeños, encontrándose que para los tornillos de titanio presentó valores máximos de 19,54, 7,638 y 1,346 nA y un mínimo de 3,531, 1,0118 y 0,0428 nA para los tiempos de 600, 1800 y 3600 segundos. Para el tornillo de acero inoxidable los valores de corriente galvánica fueron un poco más elevados presentándose el pico más alto a 163,6 nA, al inicio del ensayo a los 600 segundos hasta alcanzar un mínimo de 7,713nA, obteniéndose el mismo comportamiento para los tiempos de 1800 segundos con valores de corriente de 19,24 y 3,316 nA como máximo y mínimo Para el tiempo de inmersión de 3600 segundos el tornillo de acero inoxidable arrojó un valor de corriente al inicio del ensayo de 5,731 nA, disminuyendo gradualmente hasta una corriente de 2,014 nA.

En cuanto a los potenciales de corrosión (E_{corr}) el tornillo de acero inoxidable presenta valores muchos menos negativo es decir más nobles (79,89,; 94,74 y 105,8 mV para los respectivos tiempos evaluados) los cuales están mucho más alejados del potencial establecido en el par galvánico con el tornillo de titanio, que resultó con el valor más negativo (21,89, 7,429 y 26,60 mV para 600, 1800 y 3600 segundos), lo cual sugiere la ocurrencia de un proceso de corrosión más activo del tornillo titanio frente a la placa de 316L.

TABLA 1: Parámetros electroquímicos promedio del proceso de corrosión galvánica en los pares galvánicos Ti6Al4V-AISI 316L de densidad de corriente galvánica (I_{gm}) y potencial de corrosión (E_{corr})

Fuente: Autor

Placa	Tornillo	Tiempo (seg)	I_{gm} (nA)	E_{corr} (mV)
AISI 316L	Ti	600	5,356	21,89
	316L	600	18,15	79,24
	Ti	1800	1,876	7,429
	316L	1800	4,751	94,74
	Ti	3600	0,483	26,60
	316L	3600	2,747	105,8
Ti6AL4V	Ti	600	41,10	-164,8
	316L	600	62,77	-95,41
	Ti	1800	5,016	-3,073
	316L	1800	24,57	-244,2
	Ti	3600	7,220	-15,38
	316L	3600	4,624	-195,8

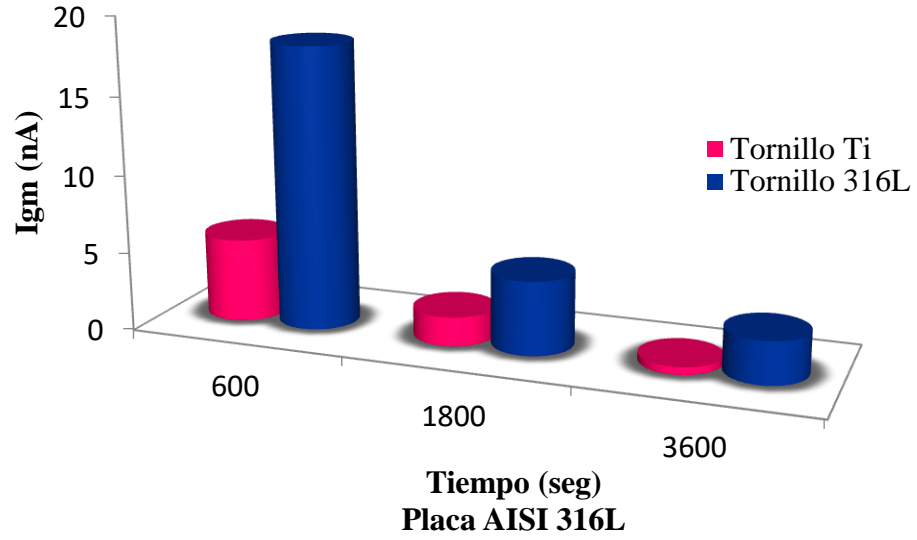


FIGURA 14: Representación gráfica de los valores de corriente galvánica promedio en el par galvánico placa de AISI 316L y tornillos de titanio y acero inoxidable.

Fuente: Tabla 1

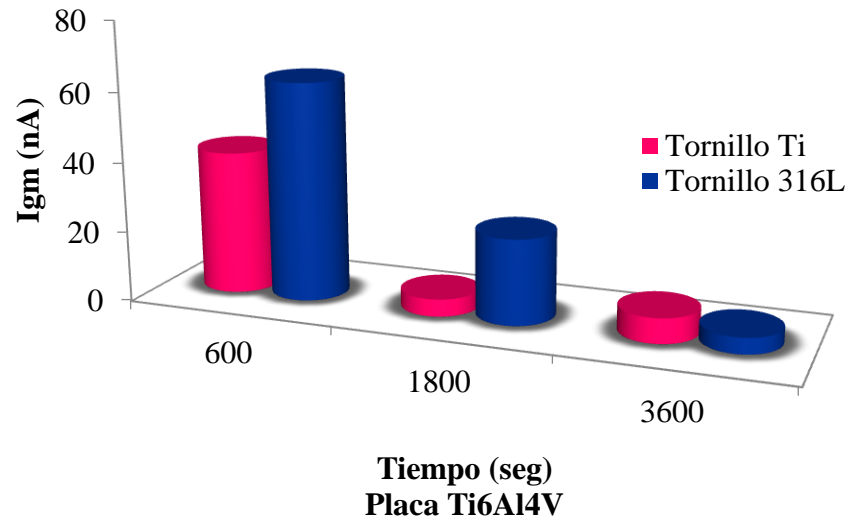


FIGURA 15: Representación gráfica de los valores de corriente galvánica promedio en el par galvánico placa de Ti6Al4V y tornillos de titanio y acero inoxidable

Fuente: Tabla 1

A partir de los resultados observados en las curvas de corriente galvánica, pareciera que el uso de las aleaciones disimiles y considerando la relación de área entre las placas de estudio no exagera ningún proceso de corrosión ya que en general, los pares galvánicos estudiados no presentaron diferencias significativas en cuanto al orden de magnitud de la intensidad de corriente galvánica correspondiente a cada uno de los pares evaluados, infiriendo que los tornillos de titanio y acero inoxidable poseen un comportamiento galvánico similar frente a las placa evaluadas en función del tiempo de exposición de dichos pares galvánicos, sin dejar de reconocer la interacción galvánica entre ellos, reflejada en los potenciales de corrosión.

Potencial a Circuito Abierto (OCP):

Para comprobar la resistencia a la corrosión de las aleaciones empleadas en el servicio de traumatología del HUAPA se caracterizó en primer lugar su comportamiento en la situación de equilibrio en un medio de cuerpo simulado o solución Ringer, durante 10 minutos, obteniendo para cada uno de los materiales su Potencial a Circuito Abierto (OCP) en función del tiempo (OCP) como se muestra en la figura 16.

Se puede observar para la aleación Ti6Al4V cómo el potencial va aumentando con el tiempo hasta alcanzar un estado de equilibrio , mostrando ésta un continuo desplazamiento de los potenciales hacia valores más positivos, lo que claramente indica la formación de una capa de protección pasiva sobre este material, mientras que la aleación de acero inoxidable AISI 316L mantiene su potencial casi constante en función del tiempo lo que permite sugerir la permanencia de una película protectora intacta y la protección de la misma al metal. En aleaciones pasivas, que son por lo general las que se utilizan como biomateriales, cuanto más alto sea el OCP de un metal o aleación mayor será su

resistencia a la corrosión (más noble), y valores más bajos de OCP indicarán menor resistencia a la corrosión (más activo).

Un desplazamiento hacia valores menos negativos se observó en la aleación de Ti6Al4V, cuyo potencial de E_{corr} es igual a $-34,02$ mV, mientras que el acero inoxidable AISI 316L obtuvo un valor de $-222,4$ mV, como se presentan en la tabla 2, lo que indica que la aleación Ti6Al4V mostró un comportamiento más noble que la aleación de acero inoxidable AISI 316L en un medio electrolítico de solución Ringer.

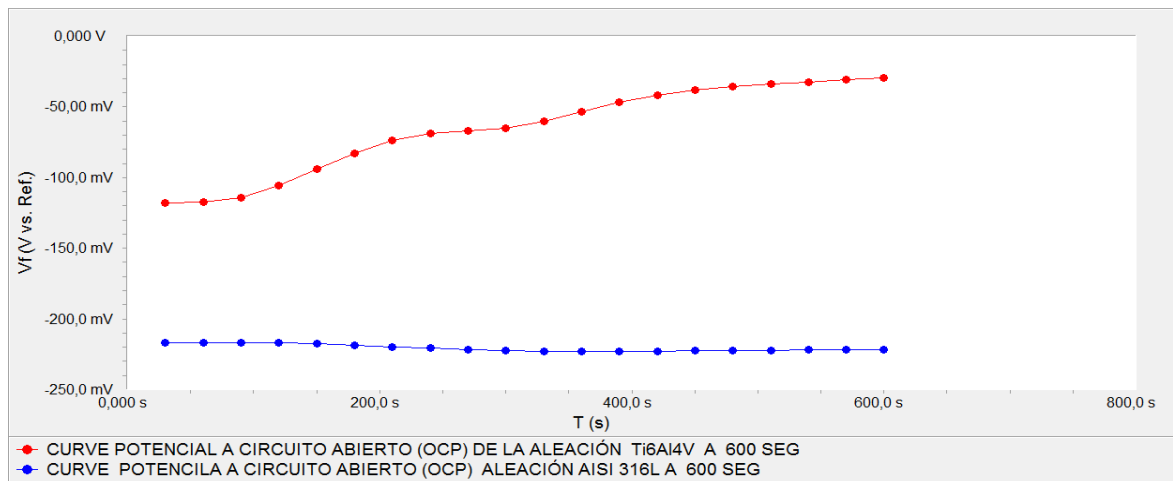


FIGURA 16: Curvas de Potencial a Circuito Abierto (OCP) versus tiempo para las aleaciones Ti6Al4V y Acero inoxidable 316L a 10 minutos.

TABLA 2: Parámetros electroquímicos de potencial a circuito abierto de las aleaciones Ti6Al4V – AISI 316L a 600 segundos.

Aleación	E (mV)
Ti6Al4V	-34,02
AISI 316L	-222,4

Fuente: Autor

Resistencia a la Polarización (Rp)

En las figuras 18 y 19 se presentan las curvas de resistencia a la polarización de las aleaciones Ti6Al4V y del AISI 316L 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.

De acuerdo con los valores obtenidos de la resistencia a la polarización de los biomateriales evaluados en la tangente a la curva potencial - densidad de corriente evaluada muy cerca del potencial de corrosión, se deduce que la aleación Ti6Al4V, presentó un Rp igual a 927,3 K Ω , mientras que para el acero inoxidable fue de 77,39 K Ω , lo que indica la gran resistencia que tiene la aleación de Ti6Al4V con respecto al acero inoxidable AISI 316L. Tabla 3.

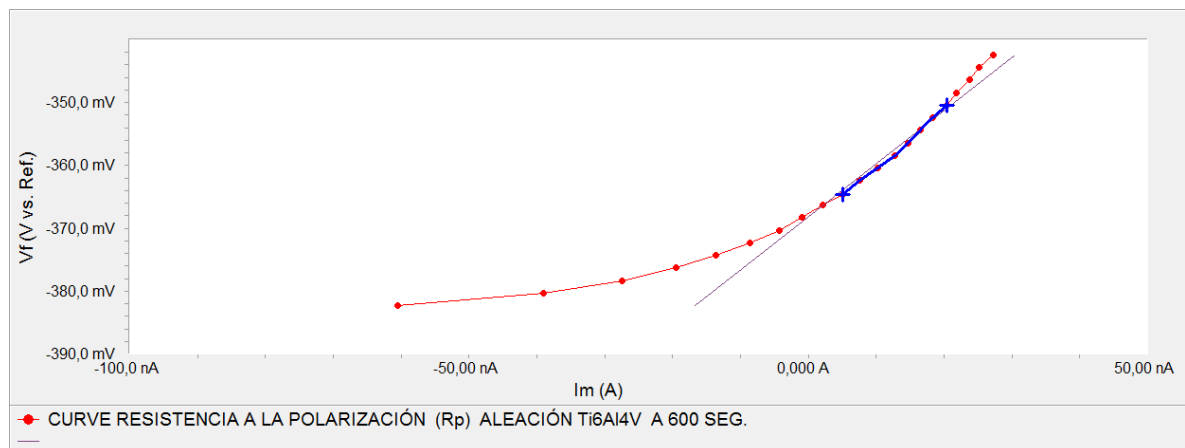


FIGURA 17: Curva de Rp de la aleación Ti6Al4V, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

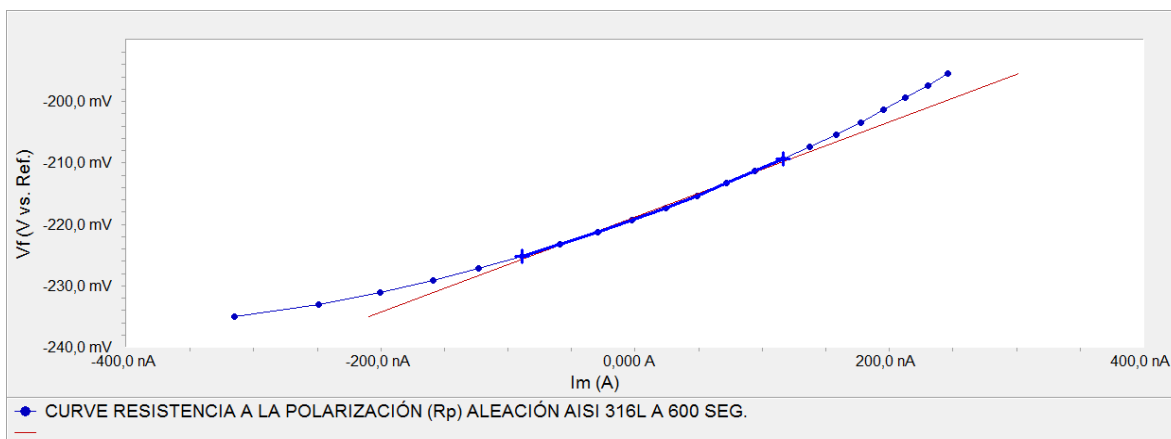
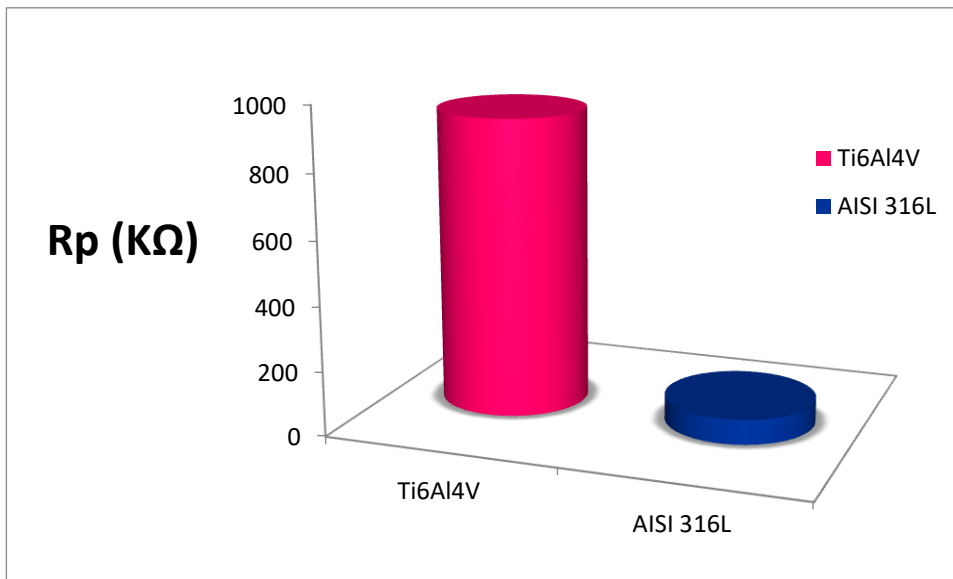


FIGURA 18: Curva de R_p del acero inoxidable AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

Tabla 3: Parámetros electroquímicos de la Resistencia a la polarización de las aleaciones Ti6Al4V – AISI 316L

Aleaciones	R_p
Ti6Al4V	927,3 K Ω
AISI 316L	77,39 K Ω

Fuente: Autor



Fuente: Tabla 3

FIGURA 19: Resistencia a la polarización, R_p de la aleación Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C.

Curvas de polarización, pendientes de Tafel

Los parámetros E_{corr} , I_{corr} y V_{corr} se presentan en la tabla 4 obtenidos a partir de las curvas potenciodinámicas aplicando el método de intersección, también llamado Método de las Pendientes de Tafel. Figura 20.

Mediante el uso de las curvas de polarización de cada una de las reacciones del sistema electroquímico es posible determinar las velocidades de corrosión. De ahí la importancia de su utilización en estos estudios. Siendo la técnica de extrapolación de Tafel la más fundamentada en la aplicación de curvas de polarización para obtener velocidades de corrosión de un metal sumergido en una solución electrolítica además del comportamiento de la misma en la reacción.

En el caso de Ti6Al4V se observa con claridad que al finalizar la prueba, ésta aleación ya presenta una película de óxido de titanio estable, lo que origina que se obtenga velocidades de corrosión muy bajas en comparación con la

aleación del AISI 316L, la cuales no presentó este fenómeno al mantener un aumento en la densidad de corriente de corrosión a lo largo del ensayo.

Esto lo podemos apreciar en los resultados de los parámetros electroquímicos presentados en la tabla 4, donde la aleación de Ti6Al4V presentó V_{corr} de $2,795 \times 10^{-3}$ mmpy, más bajo que el arrojado por el acero inoxidable 316L de $7,733 \times 10^{-3}$ mmpy.

En las figura 20 y 22 se hace una representación gráfica de la velocidad de corrosión, V_{corr} y de la Resistencia a la Polarización, R_p . De estas gráficas se deduce que la velocidad de corrosión es inversamente proporcional a la resistencia a la polarización.

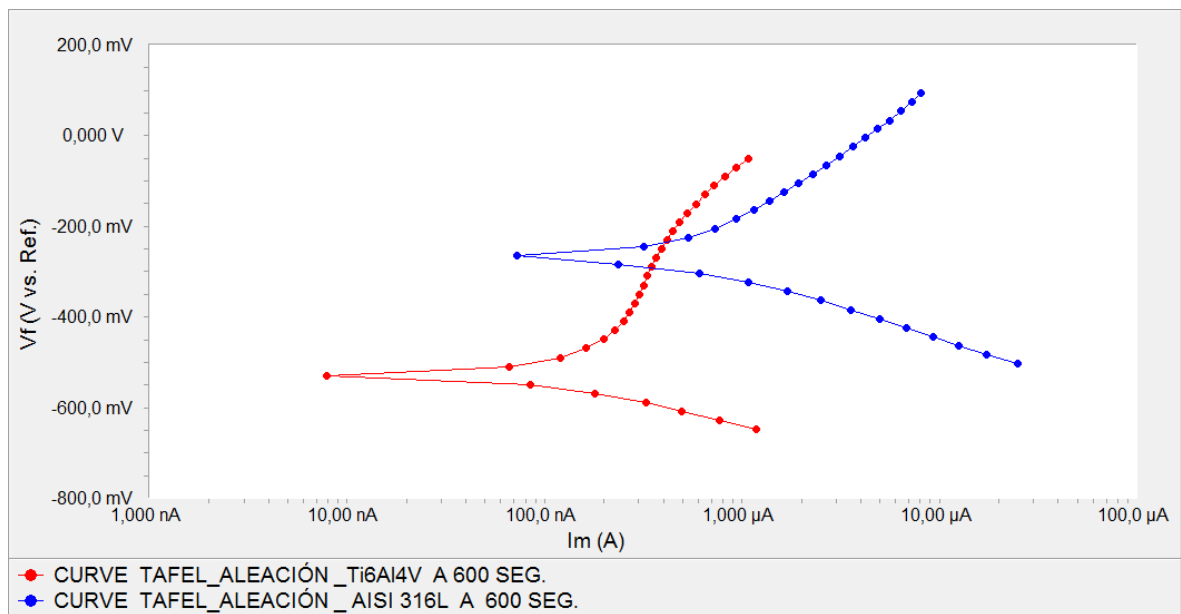


FIGURA 20: Curvas de Tafel del Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

TABLA 4: Parámetros electroquímicos de extrapolación de Tafel de las muestras

	I_{CORR} (nA)	E_{CORR} (mV)	V_{CORR} (mppy)	Chi^2
Ti6Al4V	218,0	-531,0	$2,795 \times 10^{-3}$	$25,5 \times 10^{-3}$
AISI 316L	604,0	-269,0	$7,733 \times 10^{-3}$	$17,14 \times 10^{-3}$

del Ti6Al4V y del acero AISI 316L.

Fuente: Autor

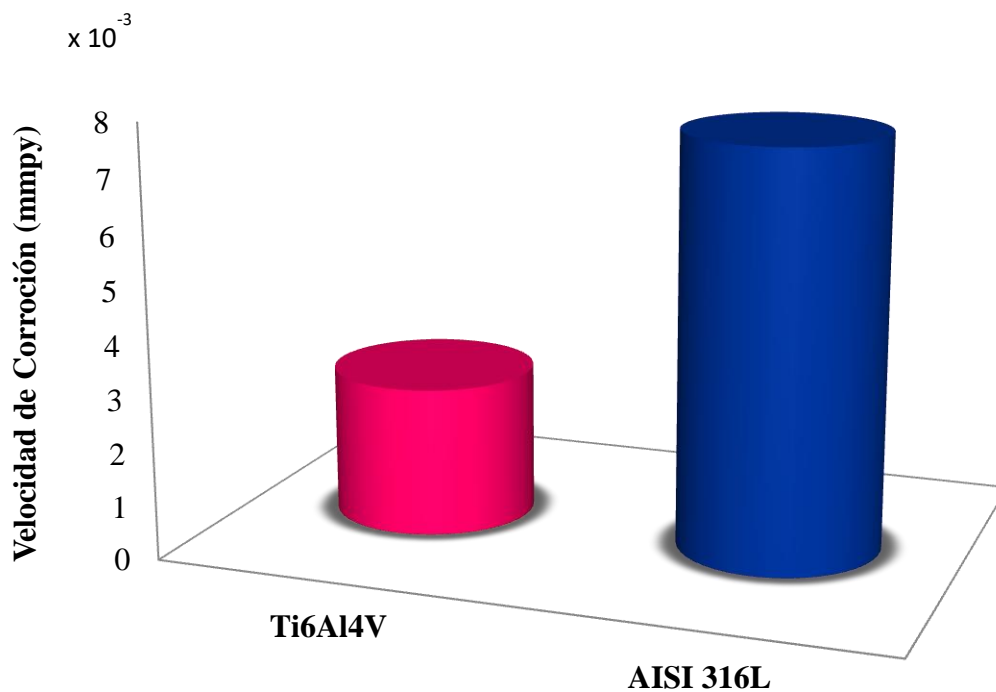


FIGURA 21: Velocidad de corrosión de la aleación Ti6Al4V y AISI 316L, inmerso en una solución Ringer Lactato a 37 ± 1 °C

Fuente: tabla 4

Análisis gravimétrico

De acuerdo al análisis de los tornillos extraídos de los pacientes operados en miembros inferiores con combinación de aleaciones es decir placas de AISI 316L y Ti₆Al₄V fijadas con tornillos corticales de titanio y acero inoxidable con dimensiones aleatorias, se evaluó la pérdida de peso, como se presenta en la tabla 5 y el comportamiento del sistema al retirar el tornillo de aleación distinta.

Con este análisis se observó que el tornillo 6 fue el que presento mayor pérdida de peso durante 10 semanas de exposición en la fijación de una fractura de peroné con placa de AISI 316L y tornillo de titanio, seguido del tornillo 9 en 10 semanas de exposición usado en la fijación de una fractura de tibia distal con placa AISI 316L y tornillo de titanio, el tornillo 11 en 10 semanas de exposición fijando una fractura de peroné con placa AISI 316L y tornillo de acero inoxidable. Esta pérdida de peso se ve reflejada en la velocidad de corrosión como se observa en la tabla 6.

TABLA 5: Análisis gravimétrico en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes

Pacient e	Aleació n	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Peso Inicial (gr)	Peso Final (gr)	Tiempo Exposició n (sem)	Pérdida de peso (gr)
5	Ti ₆ Al ₄ V	3,5	46	1.3101	1.3042	8	0,0059
6	Ti ₆ Al ₄ V	3,5	42	1.4077	1.3605	8	0,0472
7	Ti ₆ Al ₄ V	3,5	50	1.4041	1.3954	10	0,0087
9	Ti ₆ Al ₄ V	4,5	28	1.5271	1.4994	10	0,0277
11	316L	3,5	12	1.0248	1.0053	10	0,0195

Fuente: Autor

Tabla 6: Velocidad de corrosión por análisis gravimétrico en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes

Paciente	Aleación	Pérdida de peso (gr)	Tiempo Exposición (sem)	Velocidad de Corrosión (mm/sem)
5	Ti ₆ Al ₄ V	0,0059	8	$1,066 \times 10^{-5}$
6	Ti ₆ Al ₄ V	0,0472	8	$7,7443 \times 10^{-6}$
7	Ti ₆ Al ₄ V	0,0087	10	$9,5924 \times 10^{-7}$
9	Ti ₆ Al ₄ V	0,0277	10	$5,453 \times 10^{-6}$
11	316L	0,0195	10	$5,594 \times 10^{-7}$

Fuente: Autor

En cuanto a los estudios imagenológicos en post operatorio tardío se evaluó si el sistema de fijación se veía influenciado por la combinación de aleaciones distintas (Ti₆Al₄V y AISI 316L) en cuanto, aflojamiento, ruptura o pérdida de estabilidad con la consecuente falla del sistema durante la evaluación periódica del mismo. Los sistemas de fijación se mantuvieron sin fallas y estable al momento de retirar el tornillo a pesar de que hubo corrosión demostrada por la pérdida de peso durante el tiempo de seguimiento.

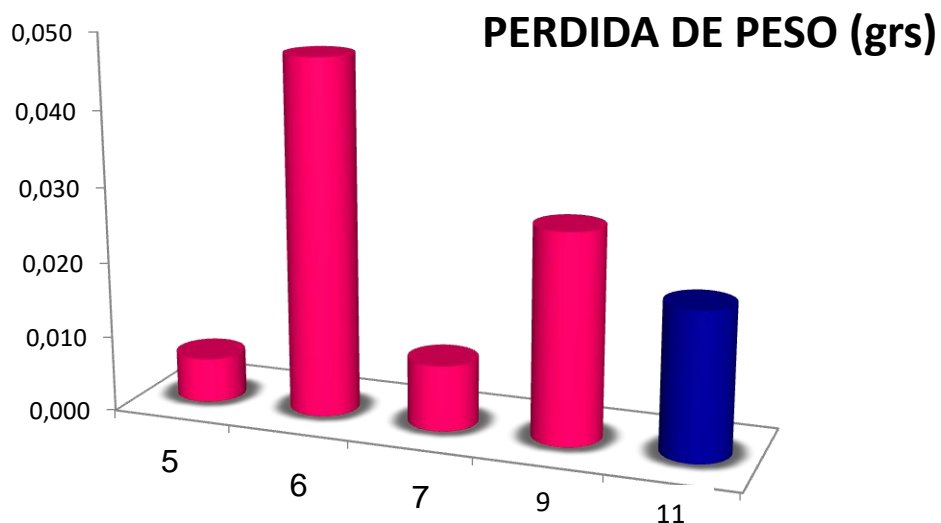


FIGURA 22: Pérdida de peso en los tornillos de las aleaciones Ti6Al4V/AISI 316L extraídos de la fijación de las fracturas de los pacientes en el servicio traumatología y ortopedia HUAPA en el periodo de estudio.

Fuente: Tabla 5

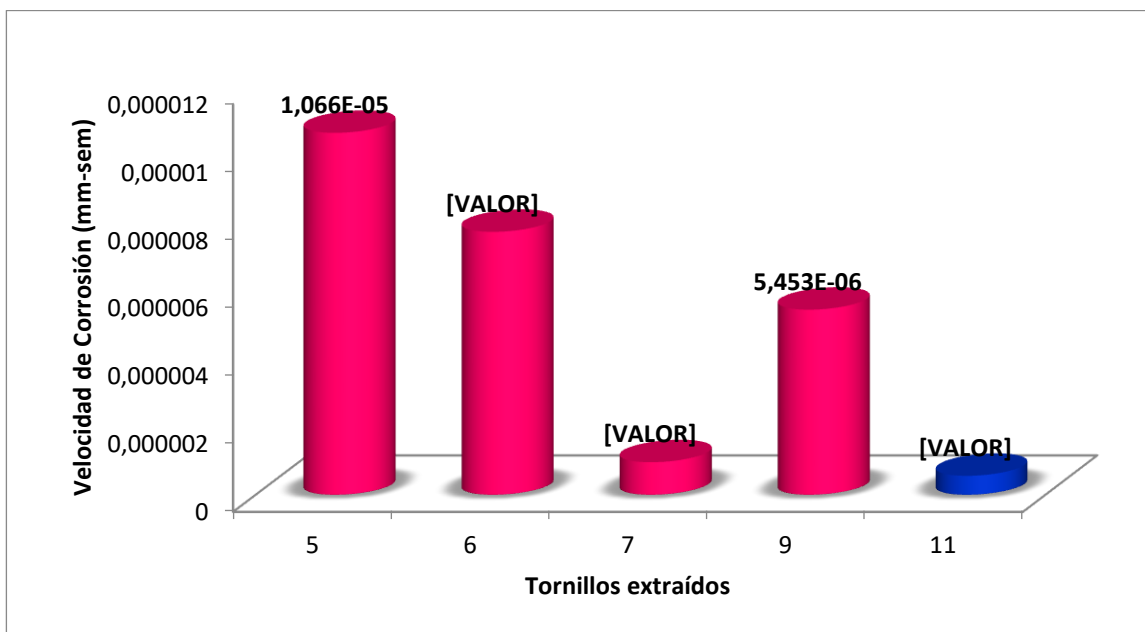


FIGURA 23: Ensayo gravimétrico de velocidad de corrosión en los tornillos extraídos

Fuente: tabla 6

DISCUSIÓN

En este trabajo de investigación se compararon las aleaciones de Ti_6Al_4V y AISI 316L en un medio que simula el fluido corporal y en pacientes operados a los cuales se les debía retirar el tornillo entre las 8 a 10 semanas de su colocación, con el fin de evaluar la presencia de corrosión y si se afectaba el sistema de fijación, siendo inestable o con ruptura del mismo al momento de retirar los tornillos, al combinar una placa de Ti_6Al_4V o AISI 316L con tornillos de titanio y acero inoxidable, dicha situación se presenta de manera frecuente en pacientes hospitalarios de acuerdo a las fallas en el suministro de materiales de osteosíntesis por parte de la institución. Se realizó un consentimiento informado a cada paciente que acepto ser sometió a este estudio.

Los resultados de los ensayos de corrosión galvánica en las aleaciones de Ti_6Al_4V y AISI 316L, reflejan que la corriente galvánica en el AISI 316L en comparación con el Ti_6Al_4V , inmersos en una misma solución eléctricamente conectados, no exacerba un proceso de corrosión, ya que los pares galvánicos no presentaron diferencias significativas en cuanto al orden de magnitud de la intensidad de corriente galvánica correspondiente a cada uno de los pares evaluados, obteniéndose que a mayor tiempo de exposición la corriente galvánica se va igualando en función del tiempo de exposición en ambos sistemas evaluados. Resultados afines, fueron los encontrados por Figueroa, Y. *et col*⁷ en el (2014), quienes evaluaron la interacción galvánica entre placa de Ti_6Al_4V , fijada con tornillo de titanio y acero inoxidable infiriendo que los tornillos de bloqueo de titanio y acero inoxidable poseen un comportamiento galvánico similar frente a la placa de titanio en el medio electrolítico bajo las condiciones por ellos evaluadas, coincidiendo con los pares galvánicos de este estudio frente al proceso de corrosión galvánica.

Se utilizó la técnica de potencial a circuito abierto con la finalidad de evaluar, cuál de estas aleaciones Ti_6Al_4V Y AISI 316L es más estable, observándose que el Ti_6Al_4V es más estable y más noble, con respecto al AISI 316L de acuerdo a que la película protectora es más uniforme y constante. Resultados similares fueron reportados por Mendoza, M et col.⁹ quienes observaron que inicialmente el acero no presentó cambios en su potencial pero al transcurrir el tiempo de exposición evidenciaron perturbaciones del mismo, sin embargo el titanio se mantuvo estable durante todo el ensayo de potencial a circuito abierto.

A través del ensayo de resistencia a la polarización se evaluó cuál de las aleaciones en estudio presenta mayor resistencia al proceso de corrosión, obteniendo como resultado que el Ti_6Al_4V tiene mayor resistencia ante el fenómeno de corrosión en medios de fluidos biológicos por lo tanto tiene menor velocidad de corrosión al compararla con la aleación de acero inoxidable 316L. Está interpretación es similar a los resultados obtenidos por Camero *et col* en (2008)¹⁰ quienes reportan en su trabajo, las curvas de la resistencia a la polarización para el Ti_6Al_4V observándose que a medida que aumenta el tiempo de inmersión aumenta la resistencia a la polarización para esta aleación.

Mediante la técnica de extrapolación de Tafel, se determinó la velocidad de corrosión de aleaciones en estudio, donde se observó que el AISI 316L tiene mayor velocidad de corrosión con respecto al Ti_6Al_4V cuya curva presenta un valor de densidad de corriente relativamente constante, independientemente del incremento de potencial, asociado a la formación de una capa de óxido de titanio estable. Como lo reportado por Caballero, J et col (2017)¹¹ donde las muestras de Ti_6Al_4V previamente expuestas durante 360 horas a una solución de cuerpo simulado presentaron un estado pasivo debido a la formación de una película de óxido de titanio.

Con respecto a la pérdida de peso de los tornillos extraídos a los pacientes operados, se evaluó el comportamiento y de qué manera esta se veía influenciado por ruptura del mismo, aflojamiento o pérdida de estabilidad, con la consecuente falla del sistema durante la evaluación periódica del mismo, al realizarle los estudios radiológicos, este se mantuvo sin fallas y estable al momento de retirar el tornillo, a pesar de que hubo corrosión demostrado por la pérdida de peso durante el tiempo de seguimiento. Estos hallazgos concuerdan con los trabajos presentados por Manivagan, G. *et col²* donde se asoció la corrosión de distintos materiales en contacto con el fluido corporal, a menudo fallan y finalmente se fracturan, en nuestro caso hubo corrosión, pero no falla del sistema.

CONCLUSIONES

1. En cuanto a la corrosión galvánica evaluadas en las aleaciones Ti_6Al_4V y AISI 316L se demostró que a mayor tiempo de exposición la corriente galvánica se van igualando en función del tiempo de exposición para ambos metales. Es importante acotar que no deja de existir la interacción galvánica entre ellos, reflejada en los potenciales de corrosión.
2. De acuerdo a los ensayos de potencial a circuito abierto en las aleaciones Ti_6Al_4V y AISI 316L se evidenció que el Ti_6Al_4V es más noble y estable que el AISI 316L ya que su película protectora es más uniforme y estable.
3. El Ti_6Al_4V tiene mayor resistencia a la polarización por tanto tiene menor velocidad de corrosión, a diferencia del AISI 316L que presentó menor resistencia a la polarización y mayor velocidad de corrosión.
4. La velocidad de corrosión en las aleaciones evaluadas a través de las pendientes de extrapolación de Tafel, es mayor en el AISI 316L que en el Ti_6Al_4V .
5. De los tornillos extraídos en un tiempo de 8 a 10 semanas a los pacientes operados, obtuvimos pérdida de peso en los ensayos gravimétricos, haciendo referencia a un proceso de corrosión, pero esto no afectó el sistema de fijación.
6. No se evidenció ningún signo de falla del sistema de fijación en la evaluación radiológica postoperatoria.

7. Determinamos que podemos usar un sistema de fijación con combinación de aleaciones, placa AISI 316L tornillo de posición de titanio ya que en el momento de su retiro del tornillo de 8 a 10 semanas no se presentó fallas ni rotura del sistema de fijación, sin olvidar que éstos inicialmente experimentan una pasivación con desprendimiento de iones, que es esencialmente una corrosión activa de la superficie.

RECOMENDACIONES

1. Hacer un seguimiento en el tiempo de los pacientes fijados con estas aleaciones de Ti_6Al_4V y AISI 316L para verificar si se presenta algún signo de falla del sistema de fijación de las fracturas debido a la corrosión.
2. Destacamos el uso de aleaciones Ti_6Al_4V y AISI 316L en el momento de no contar con el sistema de fijación adecuado en alguna institución.
3. Usar esta combinación de aleaciones, preferiblemente en fracturas de peroné, donde exista la necesidad de colocar un tornillo de posición debido a su extracción en 8 semanas.

ANEXOS

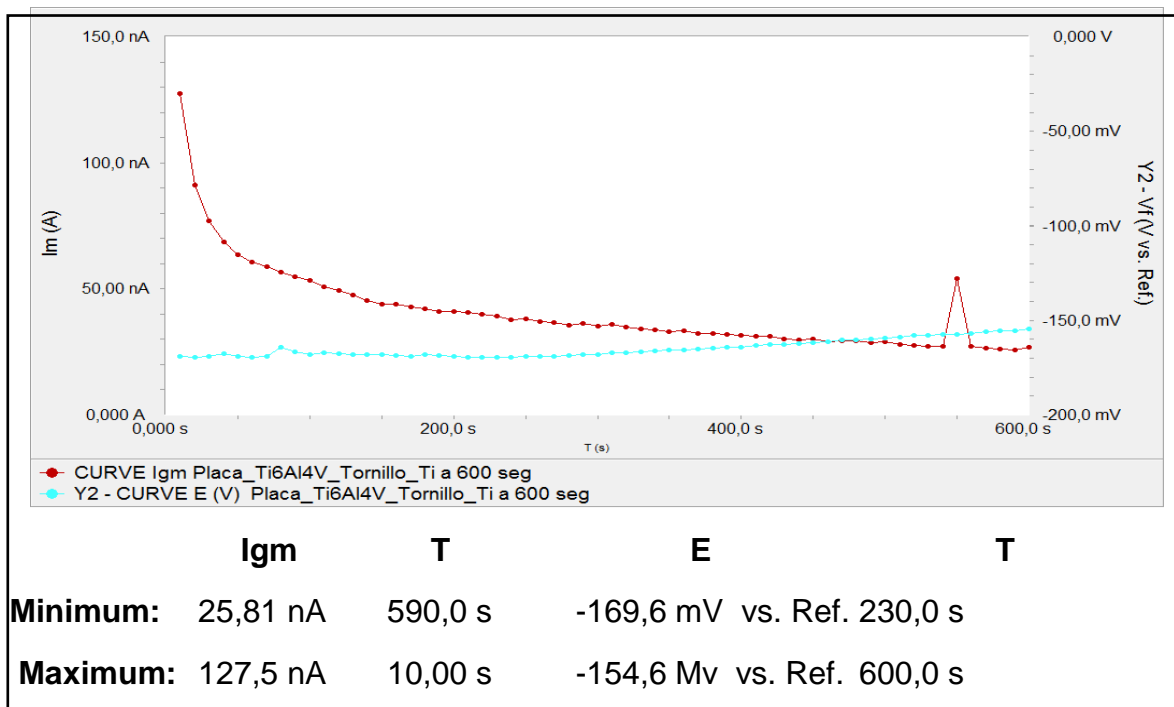


FIGURA 24: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

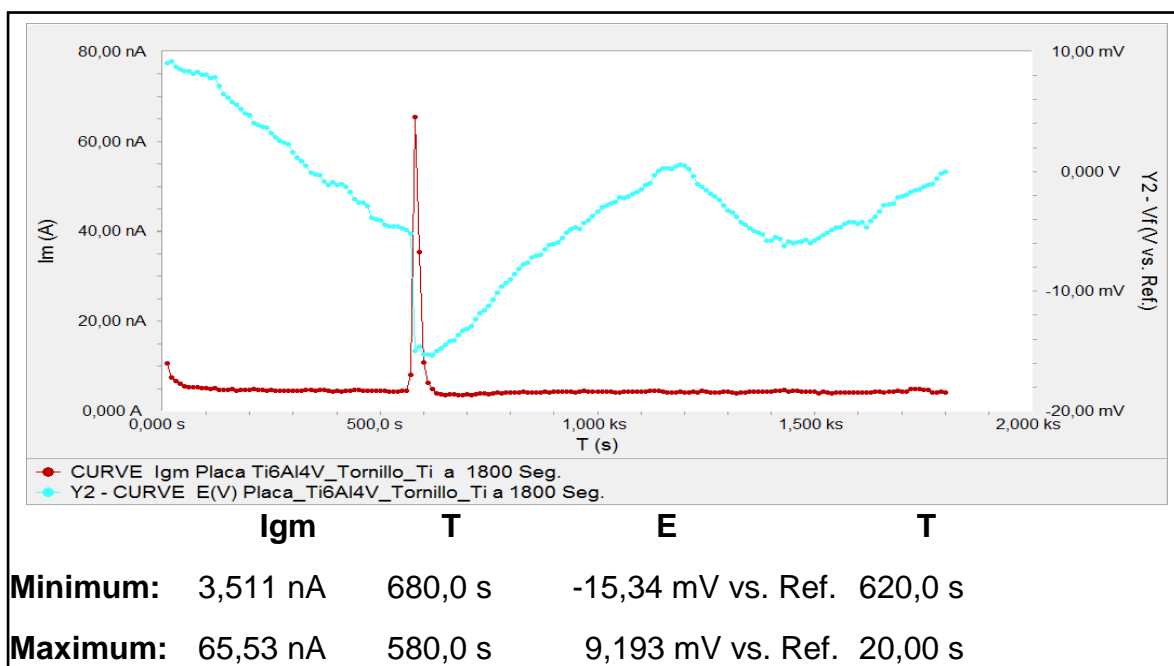


FIGURA 25: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

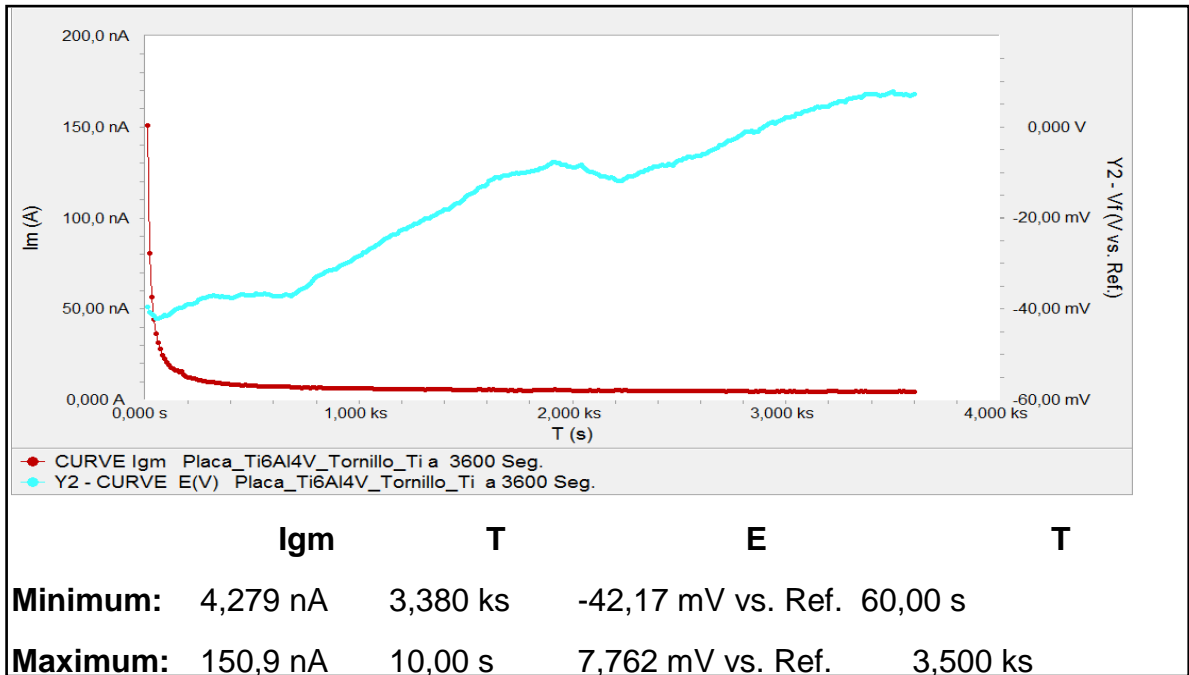


FIGURA 26: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

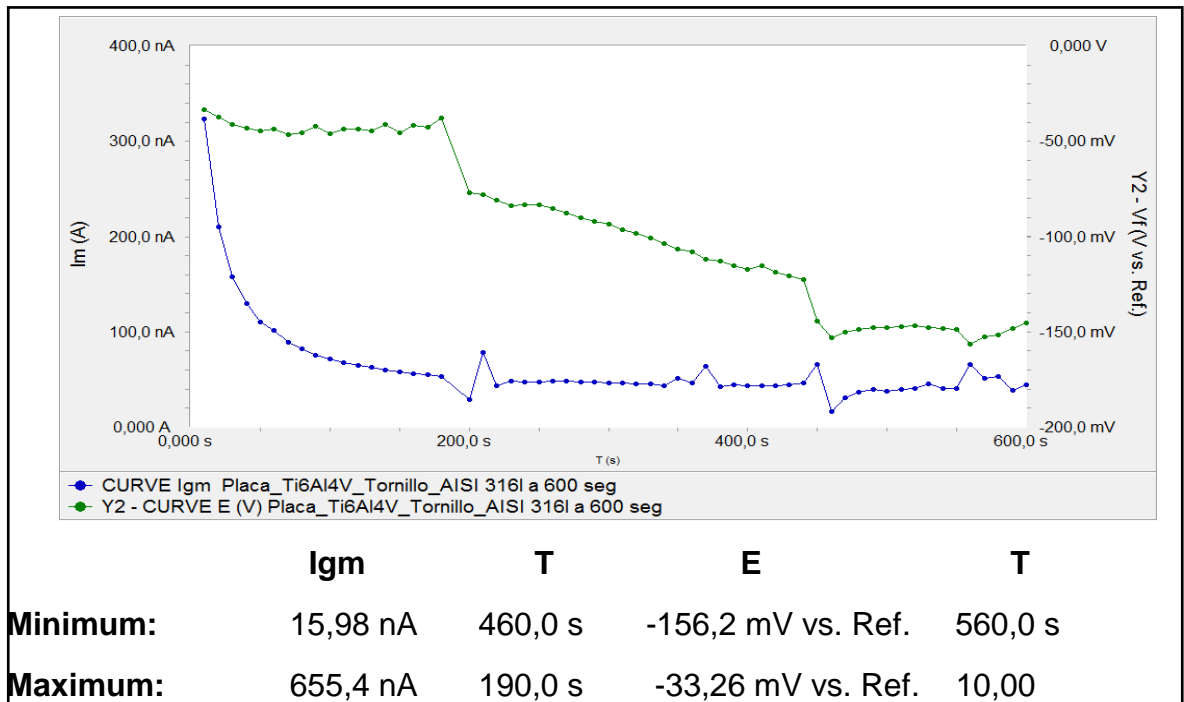


FIGURA 27: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

FIGURA: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a

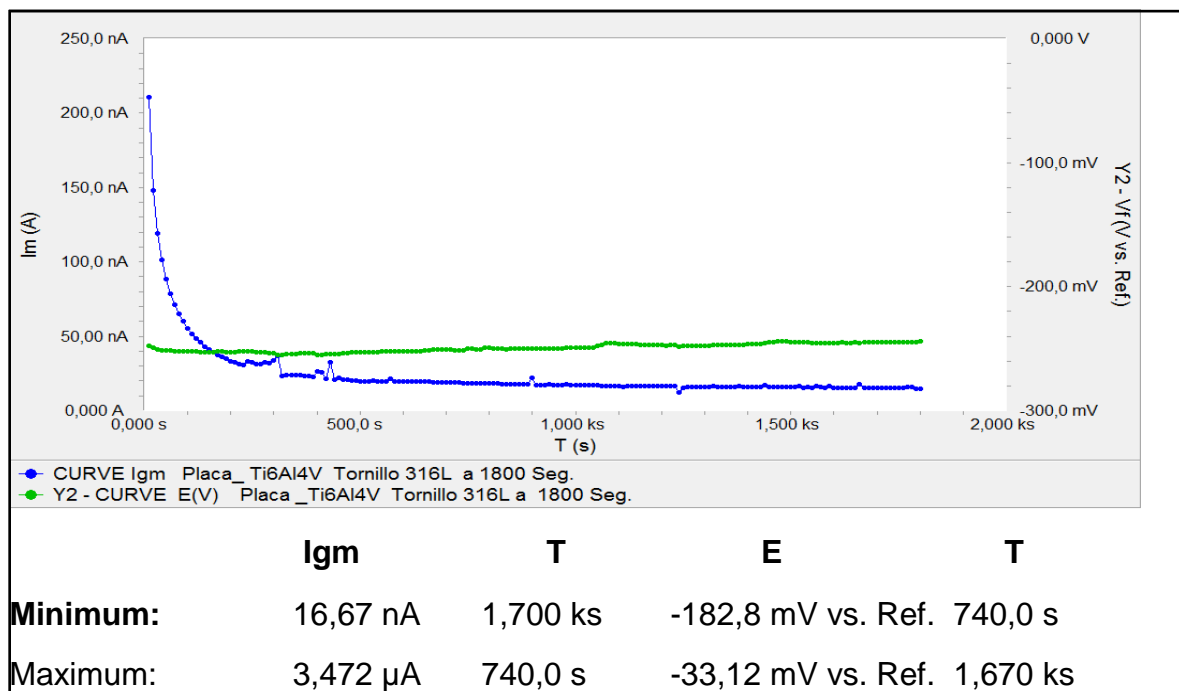


FIGURA 28: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

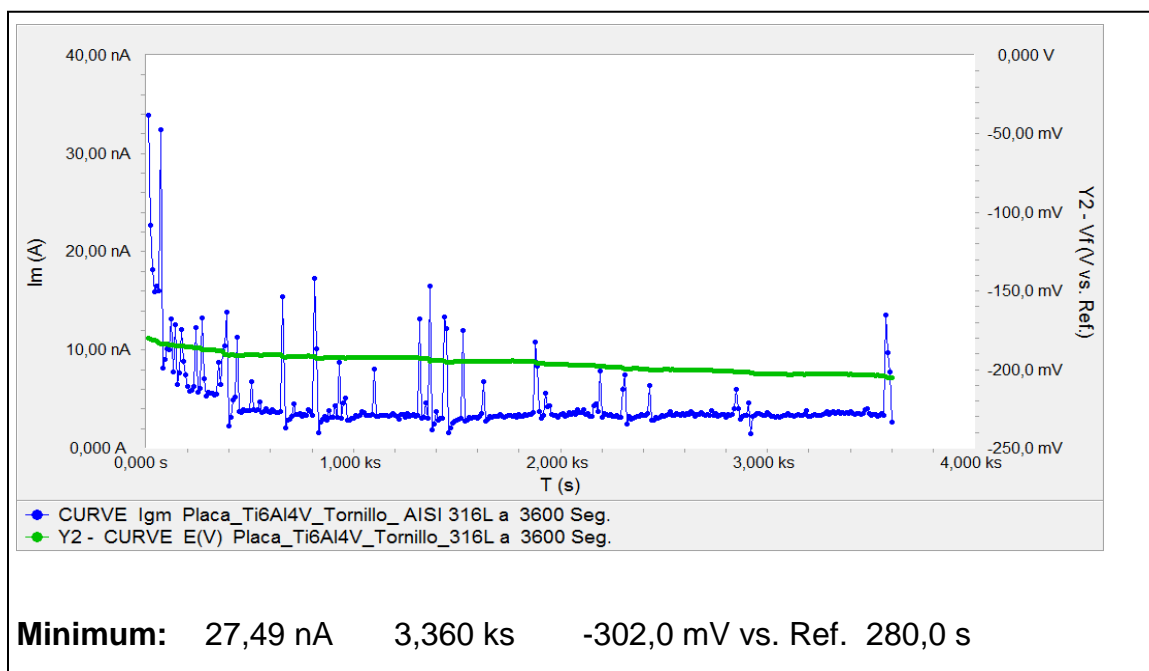


FIGURA 29: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de Ti6Al4V a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

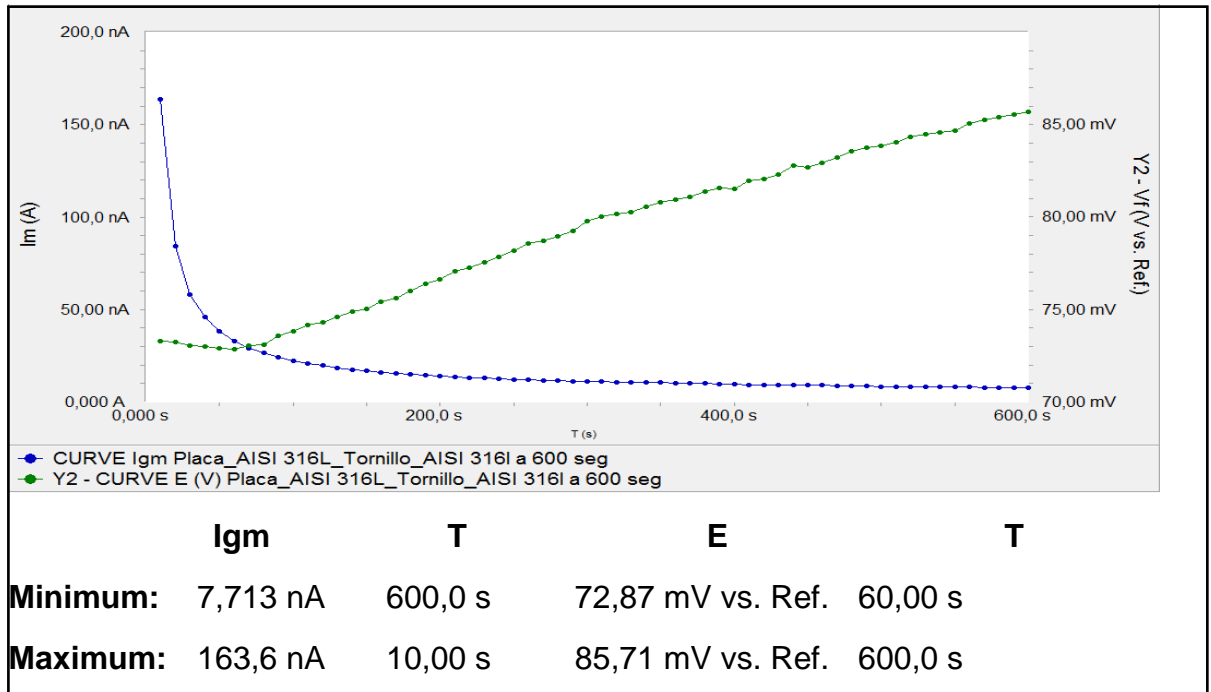


FIGURA 30: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

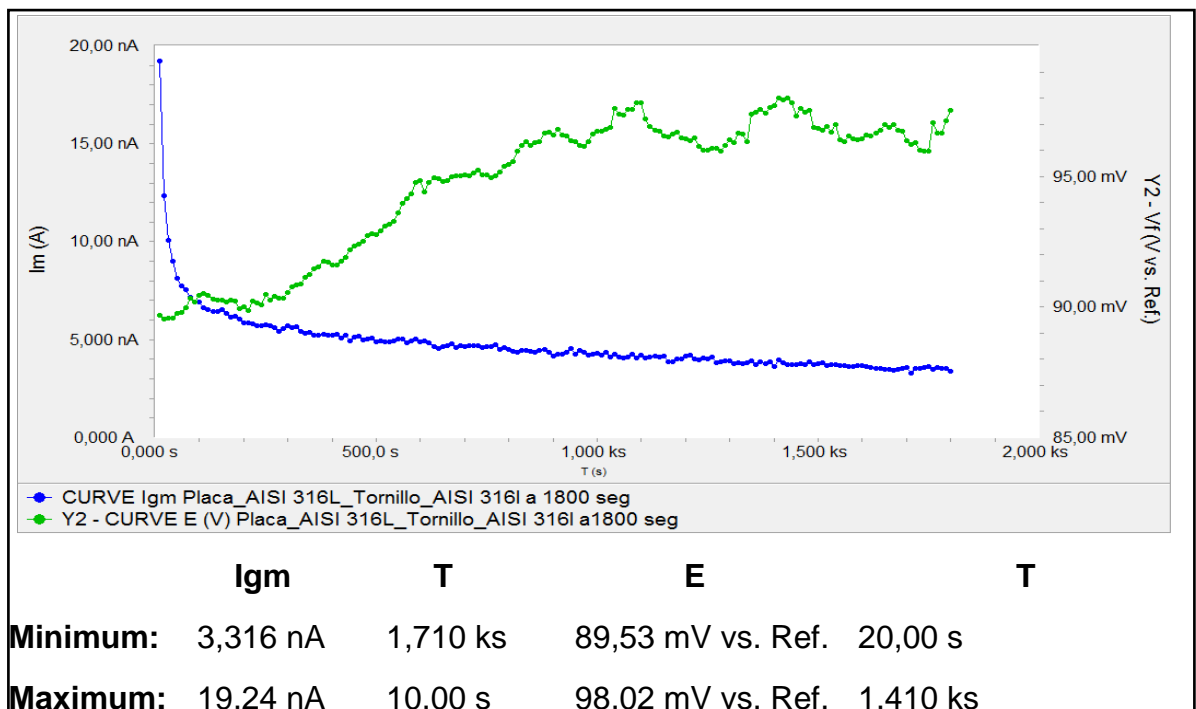


FIGURA 31: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

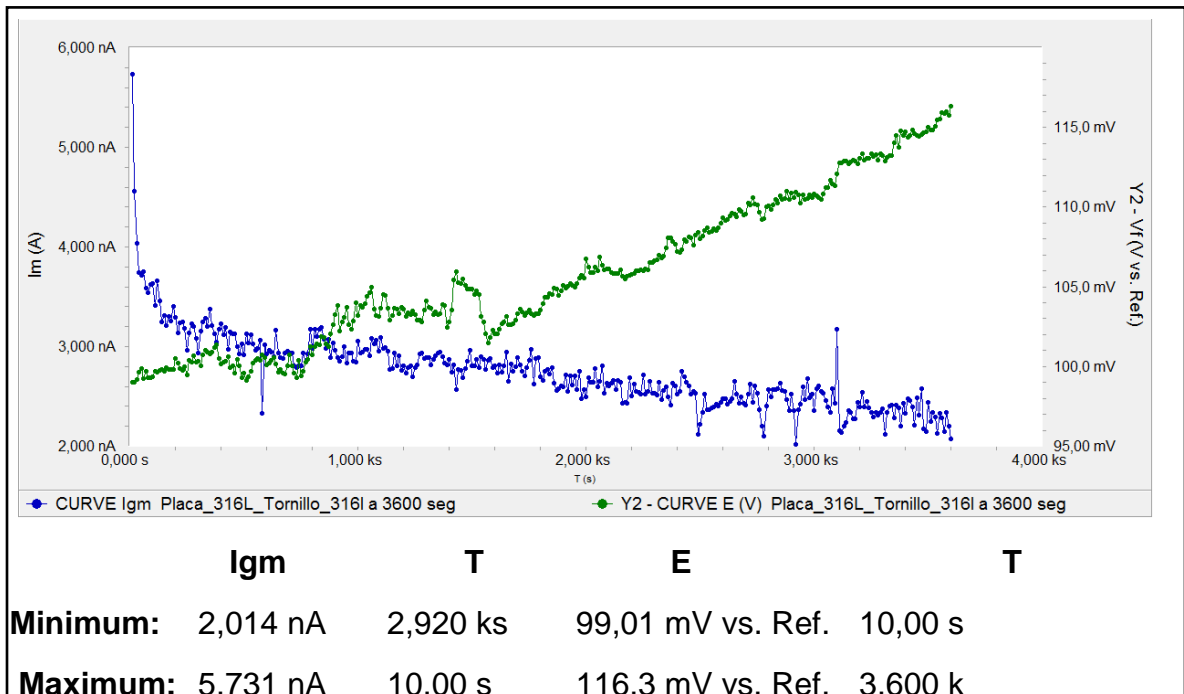


FIGURA 32: Curvas de los pares galvánicos de tornillo AISI 316L con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

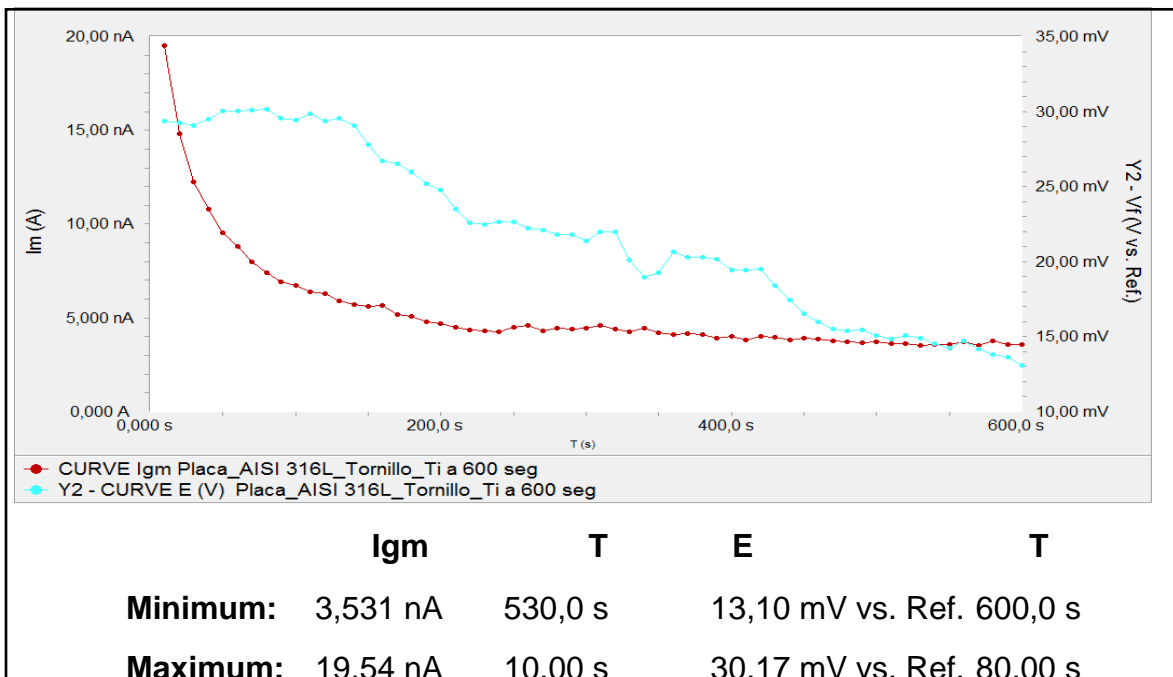


FIGURA 33: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

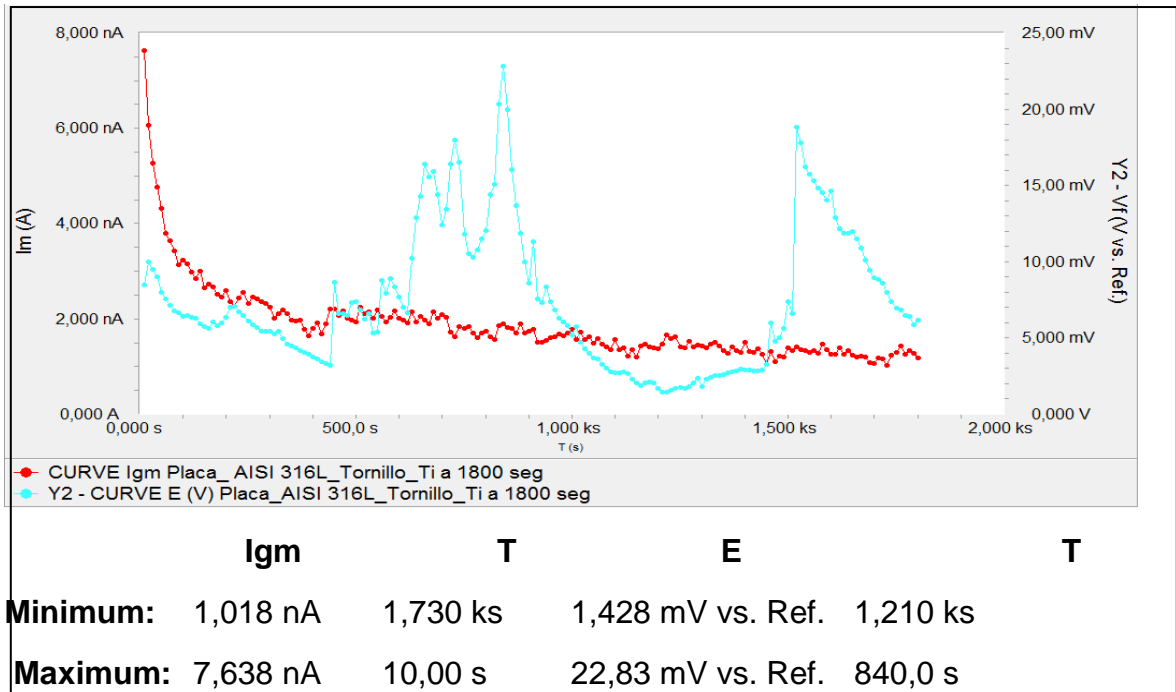


FIGURA 34: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 1800 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

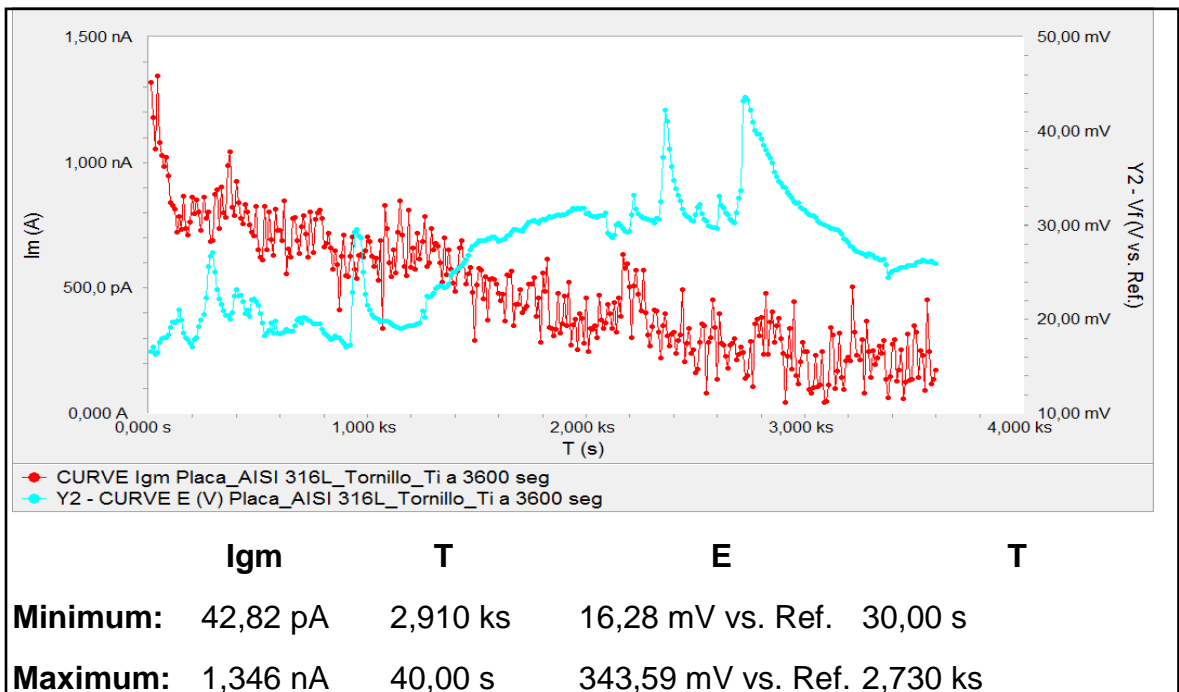


FIGURA 35: Curvas de los pares galvánicos de tornillo Ti con una placa de AISI 316L a un tiempo de exposición de 3600 segundos en solución fisiológica Ringer Lactato a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

TABLA 7: recolección de parámetros para el análisis gravimétrico

Paciente	Tipo de Tornillo	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Aleación	Peso Inicial (gr)	Tiempo de Exposición (sem)	Peso Final (gr)
1	Cortical	3,5	46	Ti ₆ Al ₄ V	1.3101	10	1.3662
2	Cortical	3,5	44	Ti ₆ Al ₄ V	1.3016	10	1.5444
3	Cortical	3,5	30	Ti ₆ Al ₄ V	0.9157	9	1.0515
4	Cortical	3,5	40	Ti ₆ Al ₄ V	1.1679	8	1.3624
5	Cortical	3,5	46	Ti ₆ Al ₄ V	1.3101	8	1.3042
6	Cortical	3,5	42	Ti ₆ Al ₄ V	1.4077	8	1.3605
7	Cortical	3,5	50	Ti ₆ Al ₄ V	1.4041	10	1.3954
8	Cortical	4,5	42	Ti ₆ Al ₄ V	2,3150	10	2.3154
9	Cortical	4,5	28	Ti ₆ Al ₄ V	1.5271	10	1.4994
10	Cortical	3,5	30	AISI 316L	1.5964	9	1.6355
11	Cortical	3,5	12	AISI 316L	1.0248	10	1.0053
12	Cortical	3,5	22	AISI	1.2522	10	1,3465

				316L			
13	Cortical	3,5	40	AISI 316L	2.0262	8	2.1034

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo _____ titular de la cedula de identidad _____ residenciada en _____, declaro que he sido informada(o) del estudio que llevará a cabo la Dra. Dayris Fernández, sobre el Efecto del proceso de corrosión en las aleaciones Ti_6Al_4V y AISI 316L, utilizadas en la fijación de las fracturas con la finalidad de conocer la relación con el proceso de consolidación.

En Cumaná a los ____ días del mes de _____ año 20__ Teléfono: _____

BIBLIOGRAFIA

1. Bianchi Benjamin. Implantes Ortopédicos. Revista digital. 2014
2. Manivasagam Geetha; et col. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. Recent Patents on Corrosion Science, 2010, 2, 40-54. Visitado por última vez 23-10-22 6:00 pm https://www.researchgate.net/publication/229066650_Biomedical_Implants_Corrosion_and_its_Prevention_-A_Review
3. San Roman José; et col. Biomateriales: Aplicación a cirugía ortopédica y traumatología. Departamento de mecánica. Universidad Carlos III de Madrid. Visitado por última vez 19-08-22 11:00 am <https://core.ac.uk/download/pdf/29402164.pdf>
4. RAE: Real Academia española actualización 2021, página web oficial. Visitado por última vez 12-06-22 12:00pm <https://dle.rae.es/corroer>
5. Vasquez Marcela. La corrosión – Universidad nacional del mar. Libro digital. Editorial eudem 2018. Pag. 10 -12
6. Neus Anna; et col. Corrosión galvánica entre implantes dentales y supraestructuras protésicas diseñadas con aleaciones de distinta naturaleza. Universidad de Valencia; departamento de estomatología 2011. Visitado por última vez 15-08-22 2:00 pm <http://es.dynamicabutment.com/corrosion-galvanica-entre-implantes-dentales-y-supraestructuras-proteticas-disenadas-con-aleaciones-de-distinta-naturaleza/>
7. Figueroa Yelitza, et col. Evaluación de la susceptibilidad a la corrosión galvánica de placas anatómica medial distal de tibia de titanio Visitado por última vez 12.06-22 10:00 am <https://revistas.udea.edu.co/index.php/materiales/article/view/19217/0>
8. Camero Sonia; et col. Corrosividad de una aleación Ti6Al4V sometida a diferentes tratamientos superficiales. Universidad Central de Venezuela. Facultad de ingeniería 2013. Visitado por última vez 7-11-22 8:00 pm

http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652013000300008

9. Mendoza Marisol et col. Evaluación del comportamiento electroquímico de biomateriales metálicos comerciales. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de ingeniería 2011. Visitado por última vez 11-11-22 10:00 am <https://repositorio.unam.mx/contenidos/evaluacion-del-comportamiento-electroquimico-de-biomateriales-metalicos-comerciales->
10. Camero Sonia et col. Estudio de la corrosión de una aleación Ti_6Al_4V utilizados como biomaterial. Universidad Central de Venezuela. Escuela de ingeniería 2008. Visitado por última vez 7-11-22 6:00 pm http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652008000300003
11. Caballero Jennifer et col. Análisis de la biocompatibilidad de Ti_6Al_4V y acero inoxidable 316LVM basado en el efecto del pH, aplicando criterios de la norma ASTM F2129. Revista Chilena de ingeniera, vol. 25, num. 1; 2017 Visitado por última vez 8-9-22 5:00 pm https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-33052017000100095
12. ASTM G3-11. Standard Practice for Preparing, Cleaning, and Evaluating Corrosion Test Specimens. Book of Standards Volume: 03.02. American Society for Testing and Materials. USA.
13. ASTM G59 – 97. Standard Test Method for Conducting Potentiodynamic Polarization Resistance Measurements. Book of Standards Volume: 03.02. American Society for Testing and Materials. USA.
14. ASTM G3 – 14. Standard Practice for Conventions Applicable to Electrochemical Measurements in Corrosion Testing. Book of Standards Volume: 03.02. American Society for Testing and Materials. USA.

HOJAS DE METADATOS

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

Título	EFFECTO DEL PROCESO DE CORROSIÓN EN LAS ALEACIONES Ti₆AL₄V Y 316L UTILIZADAS EN LA FIJACIÓN DE FRACTURAS
Subtítulo	

Autor(es)

Apellidos y Nombres	Código CVLAC / e-mail	
FERNANDEZ MARQUEZ DAYRIS MARIA	CVLAC	19.979.805
	e-mail	DAYRISFER@GMAIL.COM
	e-mail	
	CVLAC	
	e-mail	
	e-mail	
	CVLAC	
	e-mail	
	e-mail	

Palabras o frases claves:

corrosión, aleaciones, titanio, acero inoxidable, biomaterial

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

Líneas y sublíneas de investigación:

Área	Sub área
MEDICINA	Traumatología y Ortopedia

Resumen (abstract):

La fabricación de implantes ortopédicos con aleaciones metálicas se ha incrementado en los últimos años, donde el titanio y sus aleaciones así como los aceros inoxidable se han utilizado ampliamente en implantes ortopédicos debido a su excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión en un ambiente corporal, ya que este es altamente corrosivo. En el presente estudio se evaluó el proceso de corrosión entre placas Ti_6Al_4V y AISI 316L con tornillos corticales de titanio y acero inoxidable de uso más frecuente en los pacientes operados en el servicio de traumatología del HUAPA. Para ello se realizaron ensayos de corrosión galvánica por medio de amperímetro de resistencia cero (ZRA, por sus siglas en inglés), técnicas de polarización y estudio gravimétrico. Los resultado obtenidos muestran que los pares galvánicos placa Ti_6Al_4V con tornillos de titanio y acero inoxidable presentaron una mayor corriente galvánica a diferencia de lo observado en los pares galvánicos placa AISI 316L y tornillos titanio, acero inoxidable. Por otra parte los ensayos de polarización confirman la pasividad y mayor resistencia a la corrosión del Ti_6Al_4V como biomaterial con respecto al AISI 316L. En cuanto a los estudios gravimétricos de los tornillos extraídos de los pacientes operados, 5 tornillos presentaron una pérdida de peso significativa los que conlleva a un proceso corrosión en estos tornillos. La combinación de estas aleaciones en la fijación de las fracturas no presentó diferencias significativas en cuanto al orden de magnitud en los procesos de corrosión estudiados.

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

Contribuidores:

Apellidos y Nombres	ROL / Código CVLAC / e-mail	
RAFAEL ANTON	ROL	C <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> T <input type="checkbox"/> JU <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> S <input checked="" type="checkbox"/> U <input type="checkbox"/>
	CVLAC	8.434.174
	e-mail	UTOVE95@gmail.com
	e-mail	
YELITZA FIGUEROA	ROL	C <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> T <input type="checkbox"/> JU <input checked="" type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> U <input type="checkbox"/>
	CVLAC	5.086.078
	e-mail	YELIDEGIL@gmail.com
	e-mail	
	ROL	C <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> T <input type="checkbox"/> JU <input checked="" type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> U <input type="checkbox"/>
	CVLAC	
	e-mail	
	e-mail	

Fecha de discusión y aprobación:

Año	Mes	Día
2022	11	16

Lenguaje: SPA _____

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

Archivo(s):

Nombre de archivo	Tipo MIME
T- DF nueva.docx	Application/word

Alcance:

Espacial: _____ (Opcional)

Temporal: _____ (Opcional)

TÍTULO O GRADO ASOCIADO CON EL TRABAJO:

Especialista en Traumatología y Ortopedia

Nivel Asociado con el Trabajo: Postgrado

Área de Estudio: Traumatología y Ortopedia

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

CUN°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.

UNIVERSIDAD DE ORIENTE
SISTEMA DE BIBLIOTECA
RECIBIDO POR *Martínez*
FECHA *5/8/09* HORA *5:30*

hago a usted a los fines consiguientes.

Cordialmente,

Juan A. Bolanos Cunele
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”.


DRA. DAYRIS FERNANDEZ
AUTOR


DR. RAFAEL ANTON
ASESOR