

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO ELECTROQUÍMICO DE UNA  
ALEACIÓN MANUFACTURADA POR ADITIVA (Ti6Al4V)  
EN EL DISEÑO DE IMPLANTE DENTAL

Por

CARLOS ALONSO LEAL TORRES

Como requisito parcial para obtener el Grado de  
Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de Periodoncia con Implantología Oral

Marzo, 2026

Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de Periodoncia con Implantología Oral

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO ELECTROQUÍMICO DE UNA  
ALEACIÓN MANUFACTURADA POR ADITIVA (Ti6Al4V)  
EN EL DISEÑO DE IMPLANTE DENTAL

**Comité de Tesis**

---

Presidente

---

Secretario

---

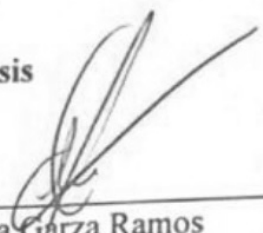
Vocal

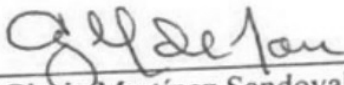
ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO ELECTROQUÍMICO DE UNA  
ALEACIÓN MANUFACTURADA POR ADITIVA (Ti6Al4V)  
EN EL DISEÑO DE IMPLANTE DENTAL

Carlos Leal

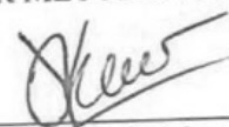
Carlos Alonso Leal Torres  
**TESISTA**

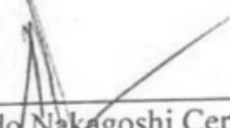
**Comité de Tesis**

  
\_\_\_\_\_  
Dra. Myriam Angélica de la Garza Ramos  
**DIRECTOR DE TESIS**

  
\_\_\_\_\_  
Dra. Gloria Martínez Sandoval  
**CODIRECTOR DE TESIS**

  
\_\_\_\_\_  
Dr. Omar Elizondo Cantú  
**ASESOR METODOLÓGICO**

  
\_\_\_\_\_  
Dra. María Argelia Akemi Nakagoshi Cepeda  
**ASESOR METODOLÓGICO**

  
\_\_\_\_\_  
Dr. Sergio Eduardo Nakagoshi Cepeda  
**ASESOR METODOLÓGICO**

## **DEDICATORIA**

### **A mis padres, con todo mi amor y gratitud...**

No hay palabras que alcancen para agradecerles lo que han hecho por mí. Su amor inquebrantable, su apoyo incondicional y su fe en mí incluso en los momentos en los que yo dudé, son los pilares sobre los que he construido este logro. Cada desvelo, cada consejo, cada sacrificio silencioso ha sido la chispa que me ha impulsado a seguir adelante.

Esta tesis no es solo mía, es nuestra. Es el reflejo de su esfuerzo, de su entrega y del ejemplo que me han dado. Gracias por enseñarme que los sueños se trabajan, que las caídas son parte del camino y que el éxito no se mide solo en metas alcanzadas, sino en la calidad de quienes caminan a tu lado.

Hoy celebro este logro con ustedes, porque sin ustedes, nada de esto habría sido posible.

## AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a mis padres, que sin su ayuda y apoyo este viaje no hubiera sido posible de realizar ¡Los amo con todo mi corazón!

A la Dra. Myriam Angélica de la Garza Ramos, por siempre guiarme, alentarme y ayudarme en todos los aspectos de este trabajo, ya que gracias a ella pude concretar un tema y trabajo de tesis.

Al Dr. Francisco Estupiñan, que con su dedicación, paciencia y entrega logre salir adelante y desenvolverme en un área de estudio casi completamente nueva para mí.

A la Dra. Norma Idalia Rodríguez Franco, por todo su apoyo y consejo durante las revisiones del escrito y por siempre estar pendiente de mis avances.

A la coordinación del posgrado de Periodoncia e Implantología de la Facultad de Odontología, de la Universidad Autónoma de Nuevo León, la Dra. Marianela Garza Enríquez y el Dr. Jesús Israel Rodríguez Pulido, por todas sus puntuales recomendaciones, consejos e interés para que este trabajo viera la luz. \

Al Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI), ya que su apoyo económico auxilió en la concepción y divulgación de este proyecto científico en beneficio de la salud oral, periodontal e implantológica.

Quisiera finalizar con un agradecimiento a Dios, ya que con su guía e iluminación logré perdurar las pericias y adversidades que conllevan un trabajo científico.

“No dejes que te oxide el porvenir...”  
- **Juanes**

## TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS .....	v
LISTA DE TABLAS.....	ix
LISTA DE FIGURAS.....	x
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT .....	xv
1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. HIPÓTESIS.....	4
3. OBJETIVOS .....	5
3.1 Objetivo general .....	5
3.2 Objetivos específicos.....	5
4. ANTECEDENTES.....	6
4.1 Ausencia y pérdida de los órganos dentarios .....	6
4.2 Rehabilitación de la zona edéntula .....	7
4.3 Historia de la implantología oral .....	7
4.4 Implantes dentales .....	10
4.5 Materiales empleados en los implantes dentales .....	12
4.6 Consideraciones en el diseño de implantes dentales .....	15
4.7 Modelado tridimensional.....	19
4.8 Técnicas de manufactura de implantes dentales.....	20
4.9 Corrosión electroquímica .....	25
5. MATERIALES Y MÉTODOS .....	30
5.1 Diseño del estudio .....	30
5.2 Universo de estudio .....	30
5.3 Tamaño de muestra.....	30
5.4 Criterios de selección .....	30
5.5 Descripción del procedimiento.....	30
5.6 Análisis estadístico .....	41
6. RESULTADOS.....	42
6.1 Diseño de un implante dental .....	42
6.2 Impresión de las aleaciones .....	45

6.3 Análisis microestructural.....	45
6.4 Fluorescencia de rayos X.....	49
6.5 Pruebas electroquímicas .....	49
6.6 Microscopía electrónica de barrido .....	55
7. DISCUSIÓN .....	60
8. CONCLUSIONES .....	64
9. LITERATURA CITADA.....	66
RESUMÉN BIOGRÁFICO .....	80

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla</b>	<b>Página</b>
I. Composición química de la aleación Ti6Al4V convencional (% p/p).....	59
II. Composición química de la aleación Ti6Al4V aditiva (% p/p).....	59

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
1. A) SLM 125 HL solutions GmbH; B) Manufactura aditiva de la barra de Ti6Al4V.	31
2. Proceso del tratamiento térmico de la aleación Ti6Al4V SLM.	32
3. Tratamiento térmico de recocido para el Ti6Al4V.	34
4. Corte y fresado de las muestras de Ti6Al4V por aditiva.	34
5. A) Toma de muestra bacteriana; B) Activación de caldo de TSB con muestra bacteriana.	35
6. A) Arreglo de la celda electroquímica; B) Matraz de cinco bocas.	36
7. Verificación de corriente del circuito.	37
8. Superficie expuesta a medio bacteriano.	37
9. A) Potenciostato Gill AC; B) Prueba electroquímica de curva de polarización cíclica.	38
10. Arreglo electroquímico sobre plancha térmica.	39
11. Prueba de ruido electroquímico.	39
12. Microscopio óptico marca Zeiss.	40
13. A) Analizador portátil de fluorescencia de rayos X, Olympus Delta Standard 4000 Analyzer; B) Analizador de fluorescencia de rayos X sobre muestra de manufactura aditiva.	41
14. Vista frontal (A) y Vista posterior (B) de diseño de implante dental.	42
15. Vista isométrica de diseño de implante dental.	43
16. A) Vista lateral Derecha; B) Vista lateral izquierda.	43
17. A) Vista superior; B) Vista inferior.	44
18. Modelado tridimensional en CAD de diseño de implante dental.	45
19. Muestras impresas de Ti6Al4V por la técnica de SLM.	45
20. Microestructura de la aleación Ti6Al4V A 50X y 200X	

(izq. y der.) Plano Z. Sin tratamiento térmico.	46
21. Microestructura de la aleación Ti6Al4V a 50X y 200X (izq. y der.). Plano XY. Sin tratamiento térmico.	46
22. Microestructura de la aleación Ti6Al4V a 50X y 200X (izq. y der.). Plano YZ. Sin tratamiento térmico.	47
23. Microestructura de la aleación Ti6Al4V con TT de recocido a 200X. a) recocido enfriado en aire y b) recocido enfriado en horno.	48
24. Durezas en las muestras Ti6Al4V SLM con y sin TT de recocido en el plano XY.	48
25. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM convencional en la solución de <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> .	51
26. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de <i>Fusobacterium nucleatum</i> .	52
27. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de lactato de Ringer.	53
28. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> . a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.	54
29. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de <i>Fusobacterium nucleatum</i> . a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.	55
30. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de lactato de Ringer a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.	56
31. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano Z.	57
32. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> . Plano Z.	57

33. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano XY.	58
34. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> y <i>Fusobacterium nucleatum</i> . Plano XY.	59
35. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano XZ.	59
36. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti64 en las bacterias <i>Streptococcus gordonii</i> + <i>Fusobacterium nucleatum</i> . Plano XZ.	60

## NOMENCLATURA

Al	Aluminio
AM	Manufactura aditiva
CAD	Diseño asistido por computadora
CAE	Ingeniería asistida por computadora
CAM	Manufactura asistida por computadora
EDS	Espectroscopia de energía dispersa
Mn	Manganeso
mm	Milímetro
Mo	Molibdeno
Ni	Níquel
SLM	Fusión selectiva por laser
TT	Tratamiento térmico

**TESISTA:** C.D. Carlos Alonso Leal Torres  
**DIRECTOR DE TESIS:** Dra. Myriam Angélica de la Garza Ramos  
**CODIRECTOR DE TESIS:** Dra. Gloria Martínez Sandoval  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN**

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO ELECTROQUÍMICO DE UNA  
ALEACIÓN MANUFACTURADA POR ADITIVA (Ti6Al4V)  
EN EL DISEÑO DE IMPLANTE DENTAL

**RESUMEN**

**INTRODUCCIÓN** Los implantes dentales son dispositivos susceptibles a los medios y procesos fisiológicos de la cavidad oral. La corrosión electroquímica, producida por la acción de los medios electrolíticos, como lo es la saliva, actúa sobre la superficie metálica implantaria provocando la eventual degradación y liberación de productos nocivos a los tejidos periimplantarios. El análisis de comportamiento electroquímico de un material, en conjunto con el diseño industrial y prototipado, son esenciales en la manufacturación de productos comerciales, para así garantizar su calidad, resistencia y biocompatibilidad.

**OBJETIVO:** Comparar la resistencia a la corrosión de una aleación de Ti6Al4V manufacturada mediante aditiva con una aleación fabricada convencionalmente y diseñar una configuración macroscópica de implante dental, como parte de su control de calidad.

**METODOLOGÍA:** Se realizaron ensayos de caracterización del material (la aleación de Ti6Al4V) y de electroquímica mediante pruebas de potencial a circuito abierto, ruido electroquímico y curvas de polarización cíclica. Posteriormente, se llevó a cabo mediante microscopia electrónica de barrido una visualización a diferentes magnificaciones sobre la morfología de ataque y la composición química de la corrosión en la aleación. Por otra parte, se diseñará un implante dental mediante diseño asistido por computadora (CAD) tridimensional a través del software “SolidWorks”.

**RESULTADOS:** Las aleaciones de Ti6Al4V fabricadas por SLM mostraron mayor corrosión inicial en la solución combinada de *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum*, mientras que las convencionales superaron sus valores tras 48 horas. En *F. nucleatum* y lactato de Ringer, ambas aleaciones tuvieron bajas velocidades de corrosión hasta 96 horas. Las curvas de polarización indicaron corrosión generalizada, y el análisis MEB-EDS reveló porosidades y depósitos microbianos que favorecen la colonización y la actividad corrosiva., respectivamente.

**CONCLUSIONES:** Tras 96 horas, el Ti6Al4V fabricado por SLM mostró menor corrosión en la solución combinada de *Streptococcus gordonii* y *F. nucleatum*, mientras que en *F. nucleatum* individual fue mayor. La aleación SLM presentó activación anódica sin pasivación y defectos que retienen metabolitos bacterianos. El recocido al aire aumentó la dureza, y el enfriamiento en horno la mantuvo. Se diseñó un implante cónico con microestructuras hexagonales para favorecer la osteointegración, y se planifica la fabricación de prototipos para análisis de elementos finitos

**TESISTA:** C.D. Carlos Alonso Leal Torres  
**DIRECTOR DE TESIS:** Dra. Myriam Angélica de la Garza Ramos  
**CODIRECTOR DE TESIS:** Dra. Gloria Martínez Sandoval  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN**

ELECTROCHEMICAL BEHAVIOR ANALYSIS OF AN  
ADDITIVELY MANUFACTURED ALLOY (Ti6Al4V)  
IN DENTAL IMPLANT DESIGN

**ABSTRACT**

**INTRODUCTION:** Dental implants are devices highly susceptible to the oral environment and its physiologic processes. Electrochemical corrosion, produced by the reaction of oral electrolytes, such as saliva, over an implant's metallic surface, provokes an eventual degradation and release of detrimental products to the peri-implant tissues. Analyzing a material's electrochemical behavior, along with industrial design and prototyping, is essential when manufacturing commercial products, to guarantee its quality, resistance, and biocompatibility. **OBJECTIVE:** To compare the corrosion resistance on an additively and conventionally manufactured Ti6Al4V alloys, while also designing a macroscopic dental implant configuration, as parts of its quality control. **METHODS:** Material characterization and electrochemical trials by open circuit potential, electrochemical noise, and cyclic polarization curves of the Ti6Al4V alloys, were made. On the other hand, a dental implant will be tridimensionally designed with computer-assisted design (CAD), through the "SolidWorks" software. **RESULTS:** Ti6Al4V alloys fabricated by SLM exhibited higher initial corrosion in a solution containing *Streptococcus gordonii* and *Fusobacterium nucleatum*, whereas conventional alloys surpassed these values after 48 hours. In *Fusobacterium nucleatum* and Ringer's lactate solution, both alloys showed low corrosion rates up to 96 hours. Polarization curves indicated general corrosion, and SEM-EDS analysis revealed porosities and microbial deposits that promote colonization and corrosive activity, respectively. **CONCLUSIONS:** After 96 hours, Ti6Al4V fabricated by SLM exhibited lower corrosion in the combined *S. gordonii* and *F. nucleatum* solution, whereas in *F. nucleatum* alone, corrosion was higher. The SLM alloy showed anodic activation without passivation and contained defects that retained bacterial metabolites. Air annealing increased hardness, while furnace cooling maintained it. A tapered implant with hexagonal microstructures was designed to promote osseointegration, and prototype fabrication is planned for finite element analysis.

## 1. INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales pueden producirse a través de métodos tradicionales, como el vaciado, o mediante procesos modernos de manufactura aditiva que emplean tecnología computarizada de alta precisión. Esta última representa un avance significativo, ya que permite optimizar tiempos y garantizar una mejor calidad en el producto final. No obstante, como sucede con cualquier metal, estos materiales no están exentos de sufrir alteraciones físicas o químicas con el tiempo. En este sentido, la corrosión electroquímica se entiende como la degradación de aleaciones metálicas en contacto con un medio electrolítico, un fenómeno inevitable para cualquier metal expuesto a dichas condiciones.

Como parte de las exigencias en el control de calidad de dispositivos biomédicos, es fundamental realizar pruebas electroquímicas que permitan establecer las condiciones y tiempos en los que puede presentarse la corrosión. Se ha demostrado que la aparición de este fenómeno en la superficie de un implante dental, así como los subproductos que genera, puede provocar una respuesta inflamatoria en los tejidos periimplantarios, contribuyendo al desarrollo de periimplantitis no relacionada con la acumulación de placa bacteriana.

Tanto las decisiones de diseño industrial como los análisis estructurales realizados mediante métodos de elementos finitos influyen directamente en las propiedades y desempeño clínico de un implante. Por esta razón, cada etapa de fabricación —desde la fase conceptual hasta la obtención del dispositivo final— debe llevarse a cabo bajo estrictos protocolos de control y verificación de calidad. En este marco, surge la siguiente interrogante: ¿Cuál es el comportamiento frente a la corrosión de una aleación Ti6Al4V manufacturada mediante técnicas aditivas, sin ninguna modificación o tratamiento superficial en comparación con la misma aleación obtenida por vaciado, dentro de un nuevo diseño de implante dental?

El propósito de este estudio es evaluar la resistencia a la corrosión de la aleación Ti6Al4V que se emplearía en un nuevo diseño de implante dental fabricado por manufactura aditiva y contrastarla con la misma aleación elaborada por métodos convencionales. Dado que se propone una macrogeometría inédita, resulta esencial caracterizar previamente el material que la compone. Para ello, se analizaron sus propiedades electroquímicas en tres soluciones electrolíticas distintas y a diferentes periodos de exposición, con el fin de identificar cuál representa un entorno más agresivo. Paralelamente, se desarrolló el diseño morfológico del implante mediante herramientas de diseño asistido por computadora.

La investigación se efectuó sobre muestras de Ti6Al4V obtenidas tanto por manufactura aditiva como por forja. Se prepararon medios electrolíticos inoculados con las bacterias *Fusobacterium nucleatum* y *Streptococcus gordonii*, conformando una celda electroquímica de tres electrodos. Las muestras fueron sumergidas y monitoreadas durante intervalos de 0, 24, 48 y 96 horas. El análisis electroquímico se llevó a cabo mediante potencial a circuito abierto, curvas de polarización cíclica y mediciones de ruido electroquímico.

Los resultados mostraron que la aleación Ti6Al4V producida por manufactura aditiva presentó menor susceptibilidad a la corrosión en un medio mixto con *F. nucleatum* y *S. gordonii*, aunque esta fue mayor en presencia individual de *F. nucleatum*. A diferencia de la aleación obtenida por métodos convencionales, la fabricada por SLM solo exhibió activación anódica. Se detectó corrosión generalizada en todas las condiciones ensayadas, y las observaciones microscópicas revelaron porosidades e impurezas propias del proceso aditivo, que actúan como zonas de retención bacteriana. Además, el tratamiento térmico de recocido con enfriamiento en aire incrementó la dureza y mejoró la microestructura. El nuevo diseño de implante propuesto presenta forma cónica estándar, cuerdas cortantes y depresiones hexagonales en las cámaras de cicatrización, buscando favorecer una osteointegración estable y predecible.

El diseño y procesado deben ser realizados mediante parámetros altamente regulados que garanticen la calidad y rendimiento antes los procesos fisiológicos de la cavidad oral.

## 2. HIPÓTESIS

Hi: Las aleaciones de Ti6Al4V manufacturadas mediante aditiva, sin recubrimiento superficial, son más resistentes a la corrosión, expuestas a electrolitos conformados por cultivos de bacterias colonizadoras tempranas de la cavidad oral, que aquellas manufacturadas convencionalmente.

Ho: Las aleaciones de Ti6Al4V manufacturadas mediante aditiva, sin recubrimiento superficial, no son más resistentes a la corrosión, expuestas a electrolitos conformados por cultivos de bacterias colonizadoras tempranas de la cavidad oral, que aquellas manufacturadas convencionalmente.

Ha: Las aleaciones de Ti6Al4V manufacturadas mediante aditiva, sin recubrimiento superficial, son igual de resistentes a la corrosión, expuestas a electrolitos conformados por cultivos de bacterias colonizadoras tempranas de la cavidad oral, que aquellas manufacturadas convencionalmente.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo general**

Analizar la resistencia a la corrosión de una aleación de Ti6Al4V, sin recubrimiento superficial, en un nuevo diseño de implante dental manufacturado mediante aditiva y compararla con una aleación fabricada convencionalmente igualmente sin recubrimiento superficial.

#### **3.2 Objetivos específicos**

1. Caracterizar la composición química de una aleación de Ti6Al4V manufacturada mediante aditiva sin recubrimiento superficial como una convencional a través de fluorescencia de rayos X.
2. Comparar el fenómeno de corrosión electroquímica en una aleación fabricada por aditiva sin recubrimiento superficial con una mediante método convencional.
3. Diseñar mediante modelado 3D una morfología de implante dental novedosa.

## 4. ANTECEDENTES

### 4.1 Ausencia y pérdida de los órganos dentarios

La hipodoncia o agenesia es la malformación dentofacial más común y se caracteriza por la ausencia congénita de hasta seis dientes. Puede asociarse a síndromes genéticos o presentarse de forma aislada. Los dientes más frecuentemente ausentes son los incisivos laterales superiores y los segundos premolares inferiores, ya sea de manera unilateral o bilateral. Alteraciones más severas incluyen la oligodoncia (más de seis dientes ausentes) y la anodoncia (ausencia total de la dentición). Su origen es multifactorial, con influencia genética y ambiental, y suele heredarse como un rasgo autosómico dominante de penetrancia incompleta. Los genes más implicados son MSX1 y PAX9, entre otros. (Al-Ani et al., 2017).

El edentulismo es la pérdida parcial o completa de toda la dentición y ocurre principalmente por factores tales como la caries dental, la enfermedad periodontal, traumatismo o neoplasias (D. J. Lee & Saponaro, 2019). La pérdida dental es un problema de alcance global que genera consecuencias funcionales y estéticas con un fuerte impacto psicosocial. Las personas edéntulas suelen presentar una baja calidad de vida relacionada con la salud oral (OHRQoL, por sus siglas en inglés) debido a las afectaciones fisiológicas, sociales, nutricionales y psicológicas que conlleva, las cuales pueden derivar en limitaciones funcionales y alteraciones en la vida social. (Duong et al., 2022). Los pacientes edéntulos con menos de 20 dientes naturales tienden a tener peor OHRQoL, que aquellos con 20 o más dientes (Ali et al., 2019).

La ausencia o pérdida de dientes puede afectar de manera notable la calidad de vida, provocando dificultades en el habla, alteraciones masticatorias, modificaciones en la estética facial y problemas en la articulación temporomandibular. Estas repercusiones pueden deteriorar la salud física y emocional, y si no se tratan oportunamente, pueden generar a largo plazo cambios severos en la estructura ósea, en los tejidos periodontales e incluso ocasionar un colapso facial.

## **4.2 Rehabilitación de la zona edéntula**

La rehabilitación protésica de la zona edéntula representa uno de los principales objetivos en su plan de tratamiento. El devolver la estructura y función al lugar donde se perdió un órgano dentario se ha comprobado que mejora la OHRQoL de los pacientes edéntulos, al regresarles a la normalidad la función masticatoria y del habla y mejorar la confianza en ellos mismo (Hultin et al., 2012).

El tratamiento protésico del área edéntula puede ser mediante prótesis dental fija (FDP) o removible (Arunraj et al., 2021). En los casos en los que se rehabilitará un área edéntula por la pérdida de un solo órgano dentario, se puede optar por una prótesis parcial removible mucodentosoportada, un puente, o una prótesis fija implantosoportada, siendo esta última la más exitosa. Los pacientes totalmente edéntulos pueden optar por una prótesis total removible mucosoportada o una prótesis implantosoportada tanto fija como removible. En un estudio se determinó que los pacientes con implantes dentales estaban altamente satisfechos con su OHRQoL (Duong et al., 2022).

## **4.3 Historia de la implantología oral**

El uso de implantes dentales tiene una larga historia, remontándose a las antiguas civilizaciones como el Antiguo Egipto y las culturas mesoamericanas. En aquellos tiempos, se creaban implantes hechos de dientes de animales o marfil tallado, utilizándose tanto en rituales funerarios como en la vida cotidiana.

En la Europa entre los siglos XVI a XIX, comenzaron a explorarse opciones para reemplazar la ausencia de dientes, y se experimentó con una amplia gama de materiales, entre ellos la plata, la porcelana y el iridio (Abraham, 2014). Se desarrolló la práctica de alotrasplantar dientes de individuos no privilegiados o cadáveres a aquellos que necesitaban reemplazar sus propios dientes perdidos, los cuales terminaban siendo rechazados por el cuerpo humano (Rudy et al., 2008).

En 1913, E.J. Greenfield diseñó una raíz artificial con la forma de una cesta cilíndrica hueca fabricada con una aleación de iridio-platino y soldada con alambres de oro. Esta innovación se produjo después de reconocer las limitantes asociadas con la implantación de dientes naturales (Greenfield, 1991). Se exploraron materiales que se utilizaban en otras aplicaciones médicas, como la aleación cromo-cobalto-molibdeno, conocido como vitalio, empleado por los hermanos Alvin y Moses Strock para crear un implante enroscado diseñado para insertarse en alveolos después de la extracción dental, junto con injertos óseos autógenos. El vitalio es históricamente reconocido por sus buenos resultados, convirtiéndose así en el primer material biocompatible utilizado en implantes dentales (Block, 2018). Así también, a los hermanos Strock se les atribuye la creación del primer implante dental endóseo exitoso.

P. B Adams en 1938 introduciría la patente de un implante similar a los utilizados actualmente para sobredentaduras. El diseño inicial consistió en un implante cilíndrico enroscado por dentro y por fuera que podía colocarse sumergido, teniendo un cuello que se integraba con la encía y un tornillo de cicatrización (Abraham, 2014). Formiggini, llamado el “padre de la implantología moderna”, presentó en conjunto con Zepponi, en 1940, un implante endóseo con forma de poste en espiral, hecho de acero inoxidable, que permitía el crecimiento de hueso sobre el metal (Linkow & Dorfman, 1991).

Con el tiempo, se desarrollaron una variedad de implantes endóseos, algunos con patrones helicoidales enroscados y otros con diseños específicos en el cuerpo del implante para soportar las fuerzas de la masticación. Esto incluyó el desarrollo de implantes subperiósticos por G.S.A. Dahl, los cuales tenían la intención de mejorar la función masticatoria en pacientes desdentados. Sin embargo, debido a informes de problemas como fracaso en la osteointegración y recesión gingival, en la era moderna se han vuelto más populares los implantes endóseos debido a su alta previsibilidad (Block, 2018).

Gottlieb S. Leventhal recomendaba el uso de titanio para la ferulización de fracturas óseas por su buen peso, fluencia, resistencia a la corrosión y su capacidad de ser soldado y forjado, haciendo pruebas en femures de ratas (Leventhal, 1951). A mediados

de esa misma década, Per Ingvar Brånemark utilizó titanio para estudiar el flujo sanguíneo en animales. Durante el experimento se percató que el material se unía sólidamente al hueso, al punto que era casi imposible separarlos, bautizando finalmente el fenómeno como “osteointegración”. El cambio de vitalio a titanio se dio hasta los implantes en lámina de Leonard Linkow.

Per Ingvar Brånemark desempeñó un papel fundamental en el avance de la implantología oral moderna al documentar de manera exhaustiva el éxito a largo plazo del titanio como material para la fabricación de implantes dentales. En 1969, publicó evidencia científica sólida que respaldaba la alta eficacia del titanio en implantes dentales, sentando las bases para futuros desarrollos en este campo (Brånemark et al., 1969). En 1977, Brånemark propuso lineamientos para el uso exitoso de implantes endoóseos. Finalmente, en 1981, presentó un seguimiento de 15 años de sus casos, consolidando aún más el potencial de uso de titanio en implantes dentales y demostrando la durabilidad de los implantes dentales tras evaluar radiográfica y clínicamente mediante el estado de salud gingival, la función y la comodidad del paciente. El implante diseñado por Brånemark estaba fabricado por titanio comercialmente puro, tenía una superficie áspera con irregularidades y se colocaba con el más mínimo de trauma óseo posible (Block, 2018; Rudy et al., 2008).

Irwin A. Small en 1975 diseñaría un implante con la función de auxiliar en la rehabilitación de aquellos pacientes con una atrofia mandibular avanzada. El implante transóseo, o grapa mandibular, se colocaba mediante una incisión submentoniana e iba completamente fijado a la mandíbula (Small & Misiek, 1986). En Suiza, años más tardes, André Schroeder y Fritz Straumann realizarían aportaciones que cambiarían el curso de la historia de la implantología oral, experimentando al fabricar implantes dentales con metal quirúrgico ortopédico.

Para mediados de la década de 1980, el implante endóseo se convirtió en el predilecto de la consulta dental implantológica. Durante este tiempo se empezó a proponer

la modificación química de la superficie implantaria mediante un recubrimiento de hidroxiapatita, siendo Gerald Niznick uno de los pioneros (Abraham, 2014).

#### **4.4 Implantes dentales**

Los implantes dentales son dispositivos empleados para restaurar la falta de uno o más órganos dentarios. Estos dispositivos gozan de una tasa de éxito que supera el 90%, lo que garantiza su fiabilidad a largo plazo (Van Velzen et al., 2015).

##### **4.4.1 Osteointegración**

Un concepto introducido por Per-Ingvar Brånemark, la osteointegración, se describe como una serie de procesos biológicos celulares y moleculares que logran, con las condiciones adecuadas, una unión del implante con el hueso, textualmente descrito como la “conexión estructural y funcional directa entre hueso vivo y la superficie de un implante que recibe una carga”. En el momento en el que el implante es colocado, ocurre una respuesta inflamatoria junto con una liberación proteínica que ayuda en la coagulación (Brånemark, 1983; Y. Liu et al., 2020). Es importante saber que la osteointegración es precedida por sucesos biológicos, como la incorporación implante-hueso tras la formación de tejido óseo, la aposición de hueso y la remodelación ósea a las fuerzas de carga (Zhou et al., 2017).

Desde los primeros momentos tras la cirugía y durante las primeras horas, se forma una capa proteica que provienen de la matriz intracelular, la cual comenzara a adaptarse a la superficie del implante dental. Estas proteínas desencadenan eventos esenciales en la remodelación ósea, como la adhesión, migración y diferenciación celular. Posteriormente, diversas proteínas presentes en el citoesqueleto, en la superficie celular y en la matriz extracelular realizan ajustes adicionales. Las últimas instruyen a las células en la determinación de procesos fisiológicos que abarcan desde la configuración de la morfología celular hasta la movilidad, supervivencia y capacidad de reproducción. Algunas de estas proteínas, como el colágeno tipo I, la fibronectina, la osteopontina, la

osteonectina, la osteoandrina, la sialoproteína ósea y proteínas específicas del plasma, actúan como mediadoras en la interfaz de adhesión celular y desempeñan un papel crucial en las interacciones intercelulares y entre células y proteínas.

El éxito de la osteointegración está vinculado a diversos factores interconectados, que abarcan la biocompatibilidad del material, el diseño del implante, las propiedades superficiales, la calidad ósea del sitio del implante, la técnica quirúrgica utilizada, la estabilidad local, la salud sistémica durante el proceso de cicatrización, las condiciones de carga y el protocolo restaurativo. Es crucial que todos estos elementos se gestionen de manera coordinada y controlada para alcanzar resultados positivos en la integración exitosa del implante dental (Pandey et al., 2022).

#### **4.4.2 Tipos de implantes dentales**

Se pueden identificar tres categorías principales de implantes dentales: el endosteal o endóseo, el subperióstico y el transóseo. Cabe destacar que el tipo de implante a elegir dependerá de la condición oral, tipo de daño y la edad del paciente.

##### **4.4.2.1 Implante dental endóseo**

Implantes insertados dentro de los huesos maxilares (de ahí su nombre) fungiendo el papel de la raíz dental. Suelen estar fabricados usualmente con aleaciones de titanio y dependerán ampliamente de su osteointegración por la conexión directa a hueso. Se subdividirá en: con forma de raíz dental y en filo.

El implante con forma de raíz dental es quizá el estándar de oro en cuestión de diseño y función. Se utilizan tanto en mandíbula como en el maxilar superior para soportar dentaduras implantosoportadas o para reemplazar un diente a perderse o ausente, reconociéndose tres tipos de implantes de raíz dental: enroscado, a presión y poroso. La principal morfología que presentan es cilíndrica, cónica o enroscado; siendo esta última la que confiere la apariencia atornillada.

El implante en filo es principalmente utilizado en casos en los que no se tiene suficiente estructura ósea gracias a su dirección horizontal, a diferencia de la mayoría de los implantes dentales con forma vertical. Se destaca su delgadez, utilidad en procesos alveolares en filo de cuchillo, y su capacidad para soportar perfectamente las fuerzas laterales (Linkow et al., 2016; Saha & Roy, 2022).

#### **4.4.2.2 Implantes subperiósticos y transóseos**

Los implantes subperiósticos, diseñados para rehabilitar arcadas edéntulas y atróficas, han caído en desuso por las complicaciones clínicas durante y después de su colocación. (Vatteroni et al., 2023). Los implantes transóseos se emplean en casos de reabsorción severa mandibular anterior, utilizando placas metálicas que atraviesan hueso y encía para su fijación.

### **4.5 Materiales empleados en los implantes dentales**

Actualmente, los principales materiales utilizados en la fabricación de implantes dentales son las aleaciones metálicas, las cerámicas y los polímeros. Estos tres grupos principales deben cumplir con los requisitos necesarios, tal como la biocompatibilidad, para así poder garantizar una osteointegración exitosa (Glieb & Mundiya, 2021). Según la biodinámica que tengan, estos se podrán subclasificar en biotolerantes, bioinertes o bioactivos.

#### **4.5.1 Metales**

Los metales biotolerantes comprenden materiales como el oro, las aleaciones de cobalto-cromo (Co-Cr), el acero inoxidable, el niobio y el tántalo. Históricamente, el oro ha sido utilizado en implantes dentales por sus excelentes propiedades, aunque su aplicación se ha visto limitada por su alto costo y su menor resistencia mecánica. Las aleaciones de Co-Cr, especialmente cuando contienen molibdeno, suelen producirse mediante fundición y presentan características notables. Sin embargo, el titanio suele

preferirse frente a estas aleaciones debido a su superior resistencia a la corrosión (Oza et al., 2020). El acero inoxidable posee propiedades mecánicas útiles, especialmente cuando se combina con titanio, pero, aun así, presenta una resistencia relativamente baja a la corrosión (Garg, 2022). Asimismo, el niobio y el tántalo se utilizan en la elaboración de implantes gracias a su excelente superplasticidad y a sus favorables propiedades físico-mecánicas, que contribuyen a evitar la sobrecarga del hueso circundante (Olesova et al., 2019).

Los metales bioinertes consisten en titanio comercialmente puro y la aleación de titanio conocida como Ti6Al4V. Hoy en día, el titanio se ha convertido en un material altamente adaptado en el ámbito médico, incluyendo la odontología y, por consiguiente, la implantología oral, gracias a sus sobresalientes propiedades mecánicas, su baja densidad y su excelente compatibilidad con el tejido óseo. La aleación de titanio comercialmente puro (cpTi, por sus siglas en inglés) es la opción más comúnmente utilizada y está disponible en cuatro grados que varían según su pureza y sus características, destacándose el cpTi grado 4 como la variante de mayor calidad. Esta aleación de titanio es ampliamente preferida y empleada en la fabricación de implantes dentales y en aplicaciones médicas en general (W. Nicholson, 2020). El Ti6Al4V es una aleación del titanio con excelente resistencia a la corrosión y alta biocompatibilidad (Saha & Roy, 2022).

#### **4.5.2 Cerámicas**

Los materiales cerámicos en la implantología oral trajeron una perspectiva completamente diferente a lo usual. Tras puntualizarse ciertas desventajas del titanio, tal como la poca estética por su color grisáceo o la corrosión galvánica, se empezaron a desarrollar cerámicas con propiedades que sean beneficiosas en implantes dentales. Para que el tratamiento a largo plazo sea exitoso, se deben tomar en cuenta factores propios del implante, periimplantarios, protésicos y estéticos.

Se ha comprobado el potencial de osteointegración, inclusive considerándose que la circonia puede llegar a tener mayores ventajas sobre el titanio al integrar el hueso

adyacente mediante un crecimiento interno y aposición directa del hueso. Estos materiales, así como los metales, se clasificarán según su respuesta biológica en bioinertes y bioactiva; esto garantizará la prevención de reacciones adversas o de rechazo por parte del organismo. Las cerámicas bioinertes son el óxido de aluminio, el material más antiguo en la implantología cerámica u óxido de zirconio, y las cerámicas bioactivas pueden ser el fosfato tricálcico, pirofosfato cálcico y el vidrio bioactivo (Prakash et al., 2021).

### **4.5.3 Polímeros**

Los polímeros cuentan con múltiples aplicaciones y ventajas en el ámbito odontológico, destacándose entre ellos el poliuretano, polietileno, policarbonato, glicol polietileno y la polieteretercetona (PEEK), entre otros. Su compatibilidad con el organismo se debe a la biotolerancia, y sus propiedades mecánicas y biológicas se asemejan a las de metales o cerámicas, pero con la ventaja de una producción más sencilla y un costo reducido. (Tigmeanu et al., 2022).

### **4.5.4 Recubrimiento de la superficie**

A pesar de la biomecánica propia de los materiales con los que se realizan los implantes, en la actualidad se realizan modificaciones de la superficie de los implantes, tanto mecánicas como químicas, que logran establecer un ambiente hidrofílico que favorecen la estabilidad del coágulo, y por ende el proceso de osteointegración (Inchingolo et al., 2023). Los tratamientos de superficie físicos y químicos utilizados en la gran mayoría de los implantes dentales son: maquinado, pulido, tratamiento propiamente dicho e híbrido (Rausch et al., 2021).

Los tipos de tratamientos se dividirían en aditivos y substractivos. El tratamiento aditivo consiste en la adición de biomateriales a la superficie del implante para promover la cicatrización ósea, tales como la hidroxiapatita, estimuladores óseos, colágeno, entre otros. A cerca del tratamiento sustractivo, las técnicas utilizadas son el sandblastado y el grabado ácido, que provocan una modificación de la superficie al retirar o remover parte de la aleación para propiciar una superficie retentiva (Inchingolo et al., 2023).

## **4.6 Consideraciones en el diseño de implantes dentales**

El diseño de los implantes dentales desempeña un papel fundamental en su durabilidad, ya que permite controlar la distribución del estrés en la interfaz hueso–implante y moldear la respuesta ósea, siempre que las cargas aplicadas se mantengan dentro de rangos fisiológicos que aseguren la conservación del hueso periimplantario. Las variaciones en su diseño dependen directamente de la capacidad para anticipar tanto el comportamiento mecánico como la remodelación de los tejidos que rodean al implante. Además, el tamaño del implante es un elemento clave para garantizar su adecuada fijación al hueso.

### **4.6.1 Geometría del cuerpo**

El diseño del cuerpo del implante está generalmente dividido en la forma, longitud y diámetro. Existen cuatro tipos de formas en la macrogeometría de los implantes dentales: roscada, cónica, cilíndrica (paralelizado) y en filo (Rahmanivahid & Heidari, 2022). De estas morfologías, en conjunto con otros factores con relación al diseño, dependerá la estabilidad primaria. La estabilidad primaria determinará la biomecánica del implante, afectando la fuerza, rigidez y resistencia al movimiento y debe medirse en el momento de la colocación del implante. Posteriormente, la estabilidad secundaria se dará por la osteointegración, disminuyendo en las primeras semanas (Elias et al., 2012). Generalmente, los implantes más utilizados son los cónicos, con su diámetro disminuyéndose mientras más se acerca al ápice, así como los cilíndricos, los cuales mantienen su diámetro a lo largo del implante. Los implantes de forma cónica dan una mayor estabilidad primaria que los cilíndricos, ayudando a distribuir las fuerzas equitativamente y promover la formación ósea (Cahyaningtyas et al., 2023).

### **4.6.2 Configuración de la rosca**

El diseño de la rosca fungirá como un distribuidor del estrés y prevendrá la reabsorción ósea marginal. Es una fijación mecánica que confiere estabilidad primaria en

la interfaz, para que así la osteointegración sea la fijación biológica, determinantes de la estabilidad a largo plazo y al éxito del implante (Rahmanivahid & Heidari, 2022).

La geometría de la rosca se determina por su tamaño y ángulo de inclinación, lo que permite transformar la fuerza masticatoria en una fuerza de compresión que actúa tanto sobre el implante como sobre el hueso adyacente. Este aspecto resulta clave para aumentar la superficie de contacto entre ambos, favoreciendo así la osteointegración. Existen cuatro diseños principales de rosca: en V, cuadrada, de contrafuerte y de contrafuerte inverso. La rosca en V ejerce menor agresión sobre el hueso trabecular y cortical, por lo que es ideal en estructuras óseas más delicadas. En cambio, las cuadradas y de contrafuerte reducen la carga axial al generar principalmente compresión, mientras que las de contrafuerte inverso, al igual que las en V, distribuyen las fuerzas combinando tracción, corte y compresión. (M & S, 2023). Los implantes dentales, según la cantidad de roscas, se clasificarán en aquellos de rosca única, doble rosca y triple rosca, siendo los primeros los que suelen proveer una mayor estabilidad primaria (Yamaguchi et al., 2020).

El área superficial funcional del implante dependerá de variables tales como el paso de la rosca, la profundidad de la rosca, y el ancho de la rosca. El paso de rosca es un parámetro para considerar en el diseño de un implante, y es definido como la distancia entre un punto en una rosca a otro punto en otra rosca. Se mide paralelamente al eje longitudinal del implante al dividir la longitud del implante entre el número de roscas. El valor que se ha comprobado como el que mayor estabilidad otorga es el de 1 milímetro de ancho del paso (Cahyaningtyas et al., 2023).

El anclaje del implante al hueso alveolar se verá dictado fuertemente por su estabilidad tanto primaria como secundaria. La estabilidad implantaria puede ser medida mediante el torque de inserción, el cual revelará la resistencia al corte del hueso durante la colocación del implante, expresándose en newton centímetro (N-cm). Universalmente se considera que se debe tener un torque de inserción igual o mayor a 32 Ncm, a veces inclusive hasta 35 Ncm, para así poder obtener una estabilidad primaria eficiente. (Atieh et al., 2021). Aumentar este torque a niveles elevados, pensando en tener así resultados

beneficiosos, puede resultar contraproducente, debido a que se pueden provocar diversos efectos en el hueso tal como una necrosis por compresión o reabsorción ósea, conllevando al fracaso de la osteointegración del implante.

Como parte del diseño del cuerpo del implante dental, las cámaras de cicatrización fueron introducidas de manera que lograran mitigar la compresión y prevenir la necrosis del hueso periimplantario (Mello et al., 2023). Otras herramientas, como el cociente de estabilidad del implante (ISQ por su abreviatura en inglés), proporcionarán al clínico implantológico información valiosa. Esto se logra midiendo la frecuencia de resonancia justo después de la colocación del implante, lo que permite determinar el período en el que es más efectivo aplicar el torque y anticipar la posibilidad de que el implante no tenga éxito. (H et al., 2020).

#### **4.6.3 Diámetro y longitud**

La estabilidad del implante se puede ver afectada por diversos factores, algunos de estos son el diámetro y la longitud del implante dental. Se ha reportado que la longitud del implante incrementa el contacto entre el hueso y el implante, habiendo valores mayores de estabilidad en implantes largos ya que en los cortos puede haber movimiento y rotación, causando defectos óseos. El diámetro, por su parte, afecta enormemente la estabilidad. Los implantes más estrechos suelen presentar menor torque de inserción que los más anchos, habiendo mayor estabilidad inicial en el sitio de colocación (Bedrossian, 2020).

Cada sistema de implantes posee dimensiones específicas, considerando parámetros como diámetro y longitud. A partir de diversas fuentes bibliográficas, se elaboró un esquema de clasificación que unifica la terminología existente. En cuanto al diámetro, los implantes estándar varían entre 3.75 mm y menos de 5 mm; los extra estrechos miden menos de 3 mm; los estrechos abarcan de 3 mm a 3.75 mm; y los anchos presentan un diámetro de 5 mm o más. Respecto a la longitud, los implantes estándar oscilan entre 10 mm y menos de 13 mm; los extra cortos miden 6 mm o menos; los cortos

se sitúan entre más de 6 mm y menos de 10 mm; y los largos tienen 13 mm o más. (Al-Johany et al., 2017).

La elección de la longitud de implante depende de la calidad y cantidad ósea y la fuerza de mordida ejercida sobre este. Los implantes largos siempre han sido predilectos pero su uso se puede ver limitado en presencia de una reabsorción ósea avanzada, mientras que los implantes cortos ofrecen una alternativa terapéutica mínimamente invasiva en casos de pérdida ósea severa (Jain et al., 2016). Al escoger el diámetro del implante, se deben tomar en cuenta situaciones clínicas en cuestión de la arquitectura del sitio donde se colocará el implante dental tal como la forma del reborde residual o el espacio interdental de la brecha.

Los implantes estrechos son útiles en rebordes óseos deficientes en sentido mesiodistal y vestibulolingual, ayudando a prevenir procedimientos de aumento óseo (Jung et al., 2018). Los implantes de diámetro ancho suelen colocarse para reemplazar molares cuando se busca lograr un perfil de emergencia adecuado, auxiliar en la falta de estabilidad debido a una calidad ósea pobre y en brechas amplias. En colocación inmediata, los implantes dentales anchos resultan bastante útiles debido su fácil interacción con el hueso alveolar (C. Lee et al., 2016). Se ha concluido inclusive que estas medidas no contribuyen en la pérdida de hueso crestral periimplantario ni de tejido blando (Romanos et al., 2023).

#### **4.6.4 Conexión**

La conexión implante-aditamento (IAC, por sus siglas en inglés) es aquella zona del implante dental que funge como anclaje para soportar una prótesis, unitaria o múltiple, para la rehabilitación de la zona edéntula. La IAC representa una zona de transición que unirá los componentes protésicos y quirúrgicos del implante dental. En condiciones óptimas, debe conferir resistencia tanto mecánica como a la penetración microbiana y excelente embonado. Existen dos tipos de conexión según su localización: las externas y las internas (Singla et al., 2018).

La conexión externa es reconocida por sus atributos geométricos, sobresaliendo como una prominencia por encima de la porción más coronal del implante. Originalmente introducida por Brånemark como una conexión hexagonal externa, a través de los años recibió modificaciones y variantes como el hexágono cónico, el octágono externo y el estriado externo. A pesar de ser el tipo de conexión más utilizada, se ha comprobado que existe un desajuste y micro movimientos en la interfaz de la IAC en implantes con conexión hexagonal interna, forzándolo a convertirse en un indexador protésico y un componente anti rotacional. La conexión interna se diseñó para resistir las complicaciones ocurridas en las conexiones externas, otorgando mayor estabilidad y simplificando la rehabilitación del implante. Estas conexiones se dividen en aquellas que son de ajuste pasivo o deslizante, y las que se ajustan por fricción (Laleman & Lambert, 2023; Prithviraj & Muley, 2012).

#### **4.6.5 Aditamento**

El aditamento del implante es el medio de unión con su prótesis fija. Representa una superficie retentiva la cual va atornillada al cuerpo del implante, similar a la corona clínica de un diente preparado, en la cual la restauración se asentará mediante cementado o atornillado. El material utilizado frecuentemente suele ser el titanio vaciado, aunque se puede presentar con en metal vaciado con porcelana, aluminio, zircona completa, y en un aditamento híbrido de zircona y titanio. Su método de fabricación puede variar, pudiendo ser prefabricado o personalizado (D et al., 2020).

#### **4.7 Modelado tridimensional**

El modelado tridimensional se considera de vital importancia en el desarrollo de un producto ya que es el proceso en el que se lograra la materialización visual de una idea. Un producto suele pasar por cuatro etapas que ocurren una tras otra: la concepción de una idea, su diseño, la realización y por último su servicio (Ballard et al., 2020).

Para poder digitalizar un bosquejo o concepto, se pueden utilizar una amplia variedad de programas, tecnologías y “softwares” tales como el diseño asistido por computadora (CAD), la manufactura asistida por computadora (CAM) y la ingeniería asistida por computadora (CAE) que lograrán el prototipado rápido en conjunto con la impresión tridimensional. El uso del CAD como método de visualización se da en una amplia variedad de industrias como la medicina, la arquitectura, la electrónica y por supuesto, la odontología (Adamczak & Graba, 2020).

Con este tipo de tecnología hoy en día se busca en la bioingeniería la manufacturación de dispositivos médicos personalizados como prótesis e implantes dentales (Aretxabaleta et al., 2022), que en conjunto con la emergente inteligencia artificial (IA por sus siglas en inglés) se piensa lograr manufacturaciones menos costosas y a su vez más exactas y eficientes (Regassa Hunde & Debebe Woldeyohannes, 2022).

#### **4.8 Técnicas de manufactura de implantes dentales**

En la actualidad existe una amplia variedad de procesos para la manufacturación de los implantes dentales. Estos van desde lo más tradicional, como lo son el vaciado o la técnica de la cera perdida a métodos más modernizados como la aditiva. La técnica de manufacturación determinara la naturaleza de la aleación, reflejándose en las propiedades de rendimiento y utilidad.

##### **4.8.1 Vaciado**

El vaciado es la técnica más tradicional en la manufacturación de implantes dentales. Un proceso antiguo, remontándose su uso a varios miles de años, que sigue utilizándose a la actualidad al replicar modelos geométricos de calidad aceptable y a bajo costo (Saha & Roy, 2022). Consiste en el vertimiento de un metal en estado líquido o semisólido en un negativo, de manera que se tomara la forma del molde una vez endurecido. El titanio en particular posee un punto de derretimiento mayor a comparación de otros metales utilizados en aleaciones dentales, necesitando de altas temperaturas para poder ser manejado (Hoque et al., 2022).

#### **4.8.1.1 Técnica de la cera pérdida**

La técnica de la cera perdida, también conocida como investimento, es un método de manufacturación que ha otorgado muchos beneficios a la industria metalúrgica. Se debe hacer un molde mediante un encerado, utilizando ceras de paradina, de abeja o de carnauba, con la forma de la figura que se desea replicar con exactitud en metal. Se colocará el encerado dentro de un recipiente denominado cubilete para ser completamente recubierto por un revestimiento (yeso reforzado con diferentes sustancias como el aglutinante de fosfato) que prevendrá la contracción y deformación del encerado (Aziz et al., 2018). El cubilete se introducirá a un horno donde se obliterará el encerado dejando una cavidad que será ocupada por el metal derretido que endurecerá tras su enfriamiento. Se debe dar un terminado al producto final para su uso (Mohd nor et al., 2016).

#### **4.8.2 Manufactura aditiva**

La manufactura aditiva (AM, por sus siglas en inglés) conocida coloquialmente como impresión tridimensional (3D), está compuesta por diversas tecnologías avanzadas que consisten en la creación de modelos digitales de diseño asistido por computadora. Introducida en 1986 por Charles Hull, ha sido utilizada en los últimos 30 años en diversos campos, desde la ingeniería hasta las ciencias de la salud, en la cual se aplica en todas las ramas de la medicina y de odontología por su alta precisión y rapidez (Tian et al., 2021). Su implementación como herramienta medica ha logrado reducir costos y tiempos pre, post y transoperatorios, a reducir esfuerzos manuales, a lograr una mayor personalización en el tratamiento del paciente y a abrir el panorama a nuevos horizontes (Ballard et al., 2020). El flujo de trabajo digital, personalización, poca complejidad y predictibilidad la hacen una tecnología muy beneficiosa.

Una amplia variedad de materiales pueden ser manipulados en este tipo de manufactura tales como polímeros, metales, cerámicas e inclusive biotintas poliméricas utilizados para fabricar tejidos e inclusive órganos artificiales (Tigmeanu et al., 2022). Las

materias primas pueden venir en variadas presentaciones desde polvo (el de partícula con forma esférica permite mejor flujo y resultado más denso) a formas más sólidas como en alambre u hoja metálica. Mientras más fina es la partícula, más positivo será el resultado; puede ocurrir que sean excluidas por otras partículas más gruesas, conllevando una fusión inapropiada (Sames et al., 2016).

Los métodos de AM dependerán ya sea de fuentes de calor, de la propia técnica de suministro de la materia prima y mecanismos de fusión y unión (Saha & Roy, 2022). Para la reproducción del objeto se ira depositando capa por capa el material, mediante procesos o técnicas clasificados por organismos internacionales como la Organización Internacional de Normalización (ISO) y la Sociedad Estadounidense para Pruebas y Materiales (ASTM), tales como la fusión de lecho de polvo, extrusión del material, fotopolimerización, inyección del material o aglutinante, laminación de láminas y deposito directo de energía asistida por láser (Salmi, 2021). Al comparar la AM con los procesos de manufactura convencionales se puede concluir que tiene mayor grado de personalización y capacidad de reproducir formas geométricas complejas, pero con la desventaja que no suele tener buenos resultados en la producción en masa (Egan, 2023).

Los metales, como previamente se ha establecido, forman parte de los materiales que pueden ser manipulados durante la AM. Algunos de los metales como el titanio, el tántalo o aleaciones como la de cobalto-cromo, férreas o de magnesio, poseen la versatilidad de ser manipuladas en este tipo de manufacturación según sus aplicaciones y limitaciones (Davoodi et al., 2021). El metal manufacturado por aditiva para implantes biomédicos tiende a ser procesado mediante fusión por lecho de polvo o deposición de energía directa (Huang et al., 2023).

En la implantología oral se aplican tecnologías de AM para reproducir modelos que logren optimizar los procedimientos terapéuticos tanto como en la manufactura de guías quirúrgicas, membranas de malla de titanio, cucharillas personalizadas así como para la misma fabricación propia del implante (Tian et al., 2021). A su vez, los enfoques en impresión 3D han propiciado el desarrollo de nuevas morfologías de implantes dentales

con arquitecturas porosas y osteoconductoras que no serían posibles de fabricar mediante los procesos convencionales (Davoodi et al., 2021). Los procesos de AM más utilizados para la obtención de implantes dentales son la fusión del lecho en polvo, la fusión por haz de electrones, el sinterizado selectivo por láser, el sinterizado directo por láser de metal y la fusión laser selectiva (Huang et al., 2023).

#### **4.8.2.1 Fusión por lecho de polvo**

La fusión por lecho de polvo es un método de fabricación aditiva que utiliza un láser a partir de una capa muy fina de polvo metálico sobre una base de sustrato metálica sólida, usando un diseño asistido por computadora (CAD) que guíara la máquina. Este proceso posibilita la producción de formas geométricas que serían difíciles de reproducir, utilizando un sistema de impresión por capas (Martin et al., 2019). Se trata de una tecnología de vanguardia que aprovecha una fuente de energía térmica, ya sea un láser o un haz de electrones, para irradiar, fusionar y fundir las partículas de polvo. (Dev et al., 2020).

##### **A) Sinterizado selectivo por laser**

Desarrollada a principios de la década de 1980, el sinterizado selectivo por láser (SLM) consiste en la creación de objetos tridimensionales mediante la fusión selectiva y controlada de las partículas de polvo a través del calor. El sistema se compone esencialmente de tres elementos principales: una plataforma de dispersión, una capa de polvo y un sistema láser (que incluye un láser y un escáner). El proceso comienza con la distribución uniforme del polvo sobre la plataforma de construcción. Luego, el componente tridimensional del sistema se divide en múltiples planos, cada uno de los cuales representa el elemento de exploración láser fundamental, conocido como "vectores". El diseño de un patrón de exploración, formado por estos vectores, se realiza previamente según las características deseadas para el producto final (Charoo et al., 2020).

El material se calienta a temperaturas por debajo de su punto de fusión, permitiéndole la unión de partículas. Posteriormente, un escáner guía un láser

bidimensionalmente, mientras que la altura del lecho de polvo se ajusta para enfocar el láser en la nueva superficie. Se disminuye el espesor del lecho de polvo en una sola capa y se deposita y funde otra capa de polvo mediante el láser. Este proceso se repite hasta que se haya construido el objeto deseado, el cual se enfría dentro de la impresora y se recoge (Oliveira et al., 2020). El grosor de las capas es un parámetro crucial que afecta el producto final; mientras más fina sea la capa, mayor será el detalle y libre de imperfecciones. En el caso de las capas más gruesas, se puede acelerar el tiempo de procesamiento, pero comprometiendo la calidad del acabado y la fidelidad al diseño. Otros parámetros importantes son la intensidad del láser, la tasa y el espacio de escaneo (Yao et al., 2023).

El SLM ofrece beneficios que incluyen la posibilidad de utilizar una amplia variedad de materiales, una funcionalidad elevada, la producción de componentes con formas netas y bajos costos. Por otro lado, presenta limitaciones en cuanto al tamaño, difícil manipulación del polvo, un consumo de energía elevado y la posibilidad de obtener acabados irregulares (Gokuldoss et al., 2017). Cabe destacar que el titanio, así como sus aleaciones, son particularmente afines a este tipo de AM, obteniendo una alta resistencia elástica, buena resistencia tensora y excelente ductilidad (Tian et al., 2021).

## **B) Fusión selectiva por láser**

Descrita como una AM mediante fusión por lecho de polvo, consiste en un rayo láser de alta densidad que escanea de manera selectiva un lecho de polvo, depositando capas sobrepuestas de polvo previamente escaneado y solidificado que construirá el objeto tridimensional (Yasa, 2021). La fusión selectiva por láser (SLM, por sus siglas inglés) es una destacada AM que produce productos con forma casi neta con propiedades mecánicas, acabados y geometrías aceptables. Se suele indicar en la fabricación de objetos con una densidad mayor a 99.9% o casi completa al derretirse el polvo metálico mediante un láser de alta intensidad (Sefene, 2022) (siendo utilizados principalmente los laser YAG, de dióxido de carbono o de fibra), un derretimiento a alta temperatura y un enfriamiento para su solidificación. La potencia del láser es la que principalmente influye en el prototipo,

(Gao et al., 2023) en su porosidad y la densidad, determinando así su calidad (Saha & Roy, 2022).

### **C) Sinterizado directo por láser de metal**

Es un tipo de manufactura aditiva que utiliza un láser para construir un producto en capas sucesivas, cada una de 0.1 mm de espesor, empleando materiales en forma de polvo, calentadores y un láser controlado por computadora. Con esta tecnología, se puede ajustar la cantidad de porosidad en cada capa, así como su conexión, dimensiones, disposición y distribución, al configurar los parámetros de procesamiento, como la potencia del láser, el diámetro, el grosor de las capas, la estrategia de escaneo y el tamaño de las partículas. Estos ajustes influirán en la estructura tridimensional final del implante a lo largo del proceso de fabricación. En el caso de los implantes dentales esto es beneficioso ya que la morfología porosa por su interconectividad permitirá una mejor osteointegración (Mangano et al., 2014).

### **D) Fusión por haz de electrones**

La fusión por haz de electrones se caracteriza por utilizar un haz de electrones de alta potencia en vez de otras fuentes de calor, como el láser, en la fusión del polvo de materia prima metálica depositada capa por capa hasta formar una figura geométrica tridimensional. El mecanismo consta de un filamento de tungsteno o un hexaboruro de lantano a condiciones de vacío, para prevenir la exposición entre electrones y moléculas de aire. Se permite el calentamiento y derretimiento al bombardearse con la energía cinética el lecho de polvo mediante el calor, enfocado mediante lentes electromagnéticos. Con este tipo de AM se logra una penetración más profunda de la energía térmica, logrando una alta temperatura superficial, una fuerte evaporación y una mejor fusión, resultando en una menor distorsión geométrica y de riesgo de cuarteo (Fu & Körner, 2022).

## **4.9 Corrosión electroquímica**

La corrosión electroquímica es un proceso que consta de la degradación química y electroquímica de un material metálico expuesto a cierto tipo de ambiente. La corrosión se describe como un fenómeno termodinámico, nocivo y espontáneo, que conlleva al fracaso en productos de la ingeniería (Xia et al., 2022). Para que la corrosión electroquímica tenga lugar, es indispensable la formación de una celda electroquímica compuesta por un ánodo (el sitio donde el metal se oxida), un cátodo (otro elemento o aleación conductora donde ocurre la reducción), un electrolito (como el agua o la saliva, que actúan como medio iónico) y una conexión que permita el flujo de electrones entre ambos electrodos (Bradford, 2003).

#### **4.9.1 Técnicas electroquímicas**

Las técnicas electroquímicas, esenciales en el campo de la electroquímica, se utilizan, para medir reacciones de oxidación-reducción (González et al., 2018).

##### **4.9.1.1 Potencial a circuito abierto**

El potencial a circuito abierto (OCP por sus siglas en inglés) es un método en el cual se establece un potencial fijo entre un electrodo de trabajo (la superficie metálica a estudiar) y un ambiente corrosivo, con respecto al electrodo de referencia, colocados en un electrolito (Mischler & Muñoz, 2018).

##### **4.9.1.2 Polarización potenciodinámica**

Una prueba de polarización potenciodinámica es una técnica electroquímica que involucra la medición del potencial o voltaje de un electrodo de trabajo. Siguiendo los parámetros establecidos, el área expuesta de la muestra debe ser de  $1 \text{ cm}^2$  (Panahi et al., 2024) de este modo se obtiene información relacionada con el potencial y la tasa de corrosión del metal en el medio electroquímico, a través de la pendiente de Tafel. Esta prueba permite, además, una detección más precisa de fenómenos de corrosión localizada. (Telegdi et al., 2018).

#### **4.9.1.3 Curva de polarización lineal**

Es una prueba que permite evaluar el comportamiento eléctrico de un circuito, o en este caso, de una celda electroquímica (Araya et al., 2016). Se le considera una herramienta diagnóstica al variar la corriente en un ambiente operando bajo condiciones constantes y monitorear la respuesta del voltaje (Smith & McCay, 2023). Los resultados de esta prueba describirán la relación entre el voltaje de salida y la corriente (Hao et al., 2016), obteniéndose de una manera no destructiva mientras se miden las tasas de corrosión en periodos extensos (Tait, 2018).

#### **4.9.1.4 Ruido electroquímico**

El ruido electroquímico (EN, por sus siglas en inglés), es una técnica de corrosión que identifica el comportamiento de una aleación, determinando a su vez el tipo de corrosión ocurriendo. Se utiliza en especial en procesos localizados, funcionando de manera mínimamente invasiva debido a su naturaleza no destructiva (Jáquez-Muñoz et al., 2024). En sí a lo que se refiere con el término de “ruido” es a aquellas variaciones en potencial y corriente ocurriendo simultáneamente como resultados del intercambio energético durante el fenómeno de corrosión (Abdulmutaali et al., 2025).

#### **4.9.2 Corrosión inducida por microorganismos**

La corrosión microbiológicamente inducida es un proceso frecuente en ambientes húmedos, en el cual la despolarización catódica se produce cuando ciertos microorganismos utilizan el hidrógeno generado en el cátodo dentro de su metabolismo. Esta actividad bacteriana desencadena reacciones que conducen a la formación de compuestos corrosivos, como sulfatos, ácido sulfúrico, ácido nítrico o diversos ácidos orgánicos, los cuales atacan la superficie metálica, generalmente favoreciendo la aparición de corrosión localizada en forma de picaduras (Khoshnaw & Gubner, 2020).

#### 4.9.2.1 Perimplantitis por corrosión

Las enfermedades periimplantarias son aquellas afecciones inflamatorias de los tejidos periimplantarios, generalmente inducida por el “biofilm” o placa dentobacteriana. Estas se clasifican en mucositis periimplantaria, una lesión reversible en la cual no hay pérdida ósea ni de tejido blando en torno al implante (Herrera et al., 2023); y en periimplantitis, definida como ‘una condición inflamatoria asociada al biofilm periimplantario, ocurriendo en los tejidos en torno a los implantes dentales, y caracterizado por un inflamación de la mucosa y la subsecuente pérdida progresiva del hueso de soporte’ (Berglundh et al., 2018).

La definición de caso de la periimplantitis se basa en la presencia de signos inflamatorios, pérdida ósea radiográfica tras la cicatrización inicial y un incremento de la profundidad al sondeo tras colocar la restauración protésica. Hablando en valores, en caso de no tener radiografías previas a la colocación del implante, los parámetros periimplantarios de una pérdida ósea radiográfica igual o mayor a 3 mm con sangrado y profundidad al sondeo igual o mayor a 6 mm diagnosticarían acertadamente una periimplantitis (Renvert et al., 2018).

Las especies bacterianas asociadas a la enfermedad periimplantaria incluyen ejemplares Gram-negativas y Gram-positivas, como el *Staphylococcus epidermidis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Treponema denticola*, *Tanarella forsythia*, *Prevotella intermedia* y *Porphyromonas gingivalis*. La patogenia se relaciona a una virulencia que inicia en el momento en el que el microorganismo pasa por una transición de comensal a patógeno, secretando endotoxinas extracelulares que provocan una degradación de colágeno, y por ende pérdida ósea (Săndulescu et al., 2023). Cabe destacar, que *F. nucleatum* y *Streptococcus gordonii*, patógenos protagonistas de esta investigación, han sido ampliamente identificadas en la periimplantitis, en especial en pacientes fumadores (De La Garza-Ramos et al., 2020).

La periimplantitis, aunque se describe como una enfermedad inducida por placa, también se ha relacionado como una reacción provocada a la liberación constante de partículas de titanio liberadas a los tejidos periimplantarios a causa de la fricción entre el hueso y la superficie del implante, la carga mecánica, y la corrosión por la fricción biológica (L. Chen et al., 2023). A este último fenómeno se le conoce como bio-tribocorrosión, una adaptación del fenómeno de tribocorrosión (degradación por fatiga y un ambiente hostil) al campo médico (De Stefano et al., 2022), en el cual ocurre un sinergismo de procesos de fatiga, químicos, bioquímicos y microbiológicos a lo largo del tiempo de uso del implante. El comportamiento del metal, y su interacción con las cargas cíclicas, micromovimientos y el “biofilm” oral se ha identificado como los agentes detonantes que conllevan a una liberación de partículas de titanio y iones citotóxicos a los tejidos periimplantarios, provocando la inflamación y destrucción de estos. El proceso inflamatorio se desencadena a partir de la activación de células inmunitarias como monocitos, macrófagos, neutrófilos y linfocitos T. Estas células liberan diversas citocinas, entre ellas el factor de necrosis tumoral alfa (TNF- $\alpha$ ), la interleucina 1 alfa (IL-1 $\alpha$ ), la interleucina 1 beta (IL-1 $\beta$ ), la interleucina 6 (IL-6) y la interleucina 10 (IL-10), así como prostaglandinas. Dichos mediadores inducen el daño del epitelio de unión, favoreciendo el establecimiento de un proceso inflamatorio de carácter infeccioso (Dini et al., 2020).

## **5.MATERIALES Y MÉTODOS**

### **5.1 Diseño del estudio**

El diseño del presente estudio es de tipo comparativo, abierto, experimental, prospectivo y longitudinal.

### **5.2 Universo de estudio**

Se analizaron muestras en forma cúbica de una aleación de titanio Ti6Al4V manufacturadas mediante AM y muestras cilíndricas por fabricados métodos convencionales, sin ningún tipo de recubrimiento superficial.

### **5.3 Tamaño de muestra**

Se trata de una población finita, donde se aplica una formula cuantitativa, obteniendo un numero de 12 muestras, de las cuales 6 son muestras manufacturadas mediante AM y 6 de manera convencional.

### **5.4 Criterios de selección**

En el estudio se incluyeron las aleaciones de Ti6Al4V manufacturadas por aditiva por técnica de fusión selectiva por láser y otras fabricadas mediante método convencional, ambas sin ningún tipo de recubrimiento superficial. Se excluyeron aleaciones de Ti6Al4V con modificaciones de la superficie y aquellas que no sean Ti6Al4V, aun sean manufacturadas mediante técnicas de aditiva o convencionales. Se eliminaron barras de metal que no fueran uniformes, estuvieran fracturadas o se encontraran perforadas.

### **5.5 Descripción del procedimiento**

Todos los procedimientos fueron realizados en el Centro de Investigación e Innovación en Ingeniería Aeronáutica (CIIIA) y en el laboratorio de Microbiología de la facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León.

#### **5.5.1 Impresión de las aleaciones de titanio Ti6Al4V**

Los parámetros empleados para la impresión SLM de Ti6Al4V fueron:  
Potencia del láser: 250 W.

Velocidad de escaneo: 1000 mm/s.

Distancia entre trazas (hatch spacing): 0,15

Tamaño de partícula del polvo: 30  $\mu\text{m}$ .

Temperatura del sustrato: 200 °C.

Gas de protección: Argón.

Se fabricaron cubos de  $1*1*10 \text{ cm}^3$  con manufactura aditiva en un equipo "SLM 125 HL solutions GmbH".

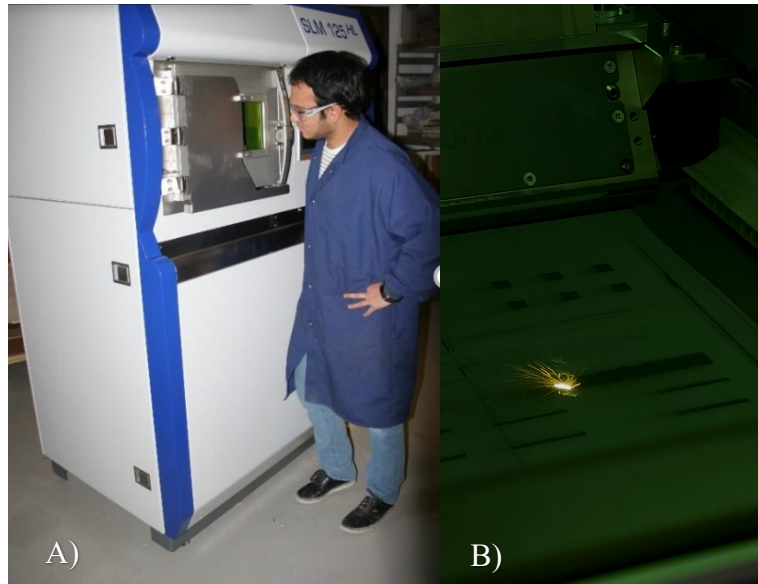


Figura 1. A) SLM 125 HL solutions GmbH; B) Manufactura aditiva de la barra de Ti6Al4V.

### 5.5.2 Diseño de los parámetros para los tratamientos térmicos.

El tratamiento térmico de Ti6Al4V después de la fabricación por SLM se enfoca en mejorar las propiedades mecánicas y reducir tensiones internas, que son comunes en piezas fabricadas por esta tecnología. El objetivo principal es homogeneizar la microestructura y mejorar la ductilidad, además de reducir la anisotropía en las propiedades mecánicas.

En esta investigación se realizó el tratamiento térmico de recocido enfriado en 2 atmósferas:

### 5.5.3 Recocido

Ambas muestras se sometieron a un proceso de recocido en un horno de tratamiento térmico.

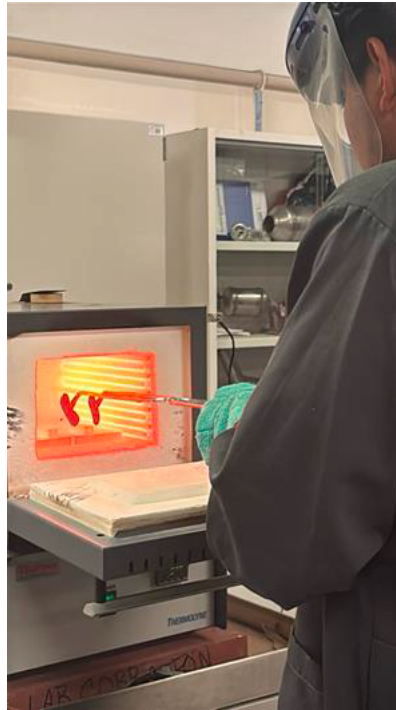


Figura 2. Proceso del tratamiento térmico de la aleación Ti6Al4V SLM.

La temperatura de recocido establecida fue de 950 °C durante aproximadamente 1 hr 30 min. Esta temperatura se encuentra justo por debajo de la temperatura de transformación beta ( $\beta$  transus) (la cual para el Ti6Al4V puro es aproximadamente 995 °C).

El calentamiento hasta la temperatura de recocido comenzó con una velocidad inicial de aproximadamente 25 °C por minuto (25 °C/min) durante los primeros minutos, lo que permitió un ascenso rápido de la temperatura. Luego, la velocidad disminuyó gradualmente (7°C/min) a medida que la temperatura se acercaba a los 950 °C, asegurando un calentamiento más controlado y uniforme al aproximarse a la temperatura de mantenimiento.

El tiempo de mantenimiento a temperatura de 950°C se realizó durante 50 minutos para garantizar por completa la transformación de fases y que el material alcance el equilibrio microestructural.

Los medios de enfriamiento se realizaron en:

Enfriamiento al aire: Una de las muestras se retiró del horno y se enfrió en el aire ambiente. Este método de enfriamiento relativamente rápido puede promover la retención de cierta cantidad de fase beta o la formación de fases metaestables, lo que afecta la dureza y la microestructura final.

Enfriamiento en horno: La segunda muestra se enfrió dentro del horno durante 3 horas. Este es un método de enfriamiento más lento y controlado, permitiendo una mayor difusión atómica y la formación de una microestructura más estable, a menudo con una mayor precipitación de fase alfa y una dureza menor en comparación con el enfriamiento al aire.

En la siguiente imagen se muestra los parámetros de los tratamientos térmicos: superficie.

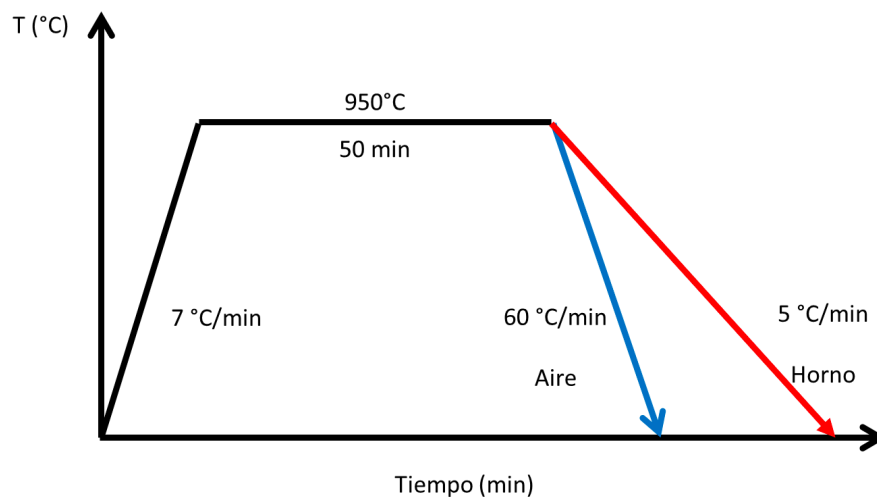


Figura 3. Tratamiento térmico de recocido para el Ti6Al4V.

#### 5.5.4 Preparación de probetas para las pruebas electroquímicas.

##### Preparación de las muestras de Ti6Al4V

Las muestras se cortaron en 6 cubos de 1 cm<sup>3</sup> para el montaje en la celda electroquímica, posteriormente lijadas con papel de carburo de silicio hasta #800 y lavadas con etanol al 70% por 15 minutos en ultrasonido, posteriormente secadas con aire a presión. Se realizó fresado de manera que se pudiera hacer el roscado interno para su montaje en el vástago.

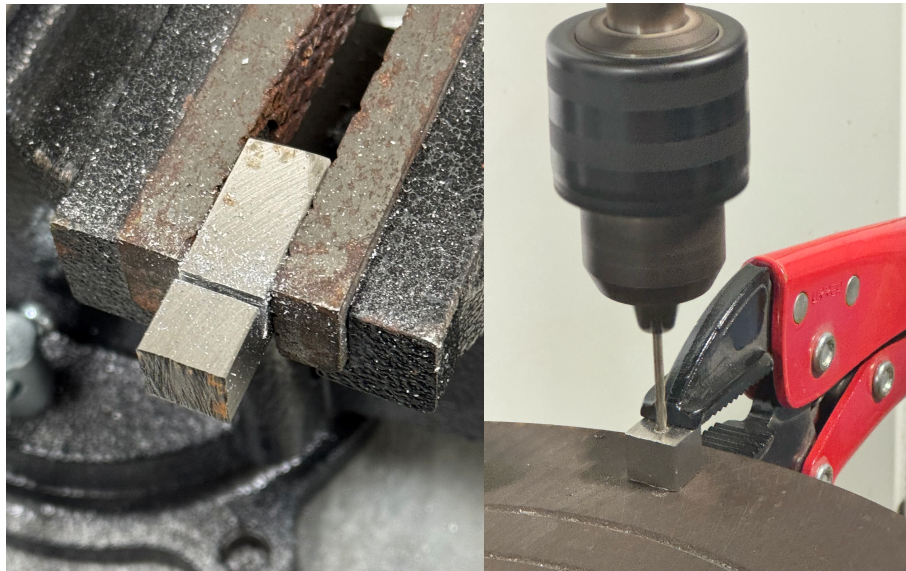


Figura 4. Corte y fresado de las muestras de Ti6Al4V por aditiva.

##### Soluciones de prueba

Se emplearon soluciones de prueba mediante un medio cultivo tripticaseína de soya (TSB, por sus siglas en inglés) en un matraz de vidrio y se activaron por separado bacterias *Fusobacterium nucleatum* y *Streptococcus gordonii* durante 5 horas a 37°C. Por un lado, se utilizaron bacterias únicamente de *F. nucleatum* y la mezcla de esta con *S. gordonii*, donde, la inoculación será en proporción 1:1 en un nuevo medio estéril TSB a una concentración de  $1 \times 10^6$  CFU/mL (CFU, unidades formadoras de células) con una turbidez escala de McFarland correspondiente a 0.5 del volumen final de 1mL, bajo incubación a 37°C por 12 horas. Se utilizó como solución de control lactato de Ringer con

una composición química de 425 mg NaCl, 15 mg KCl, 10 mg CaCl 2H 2 O, 2.58 mL 60% lactato de sodio en 500 mL de agua destilada.

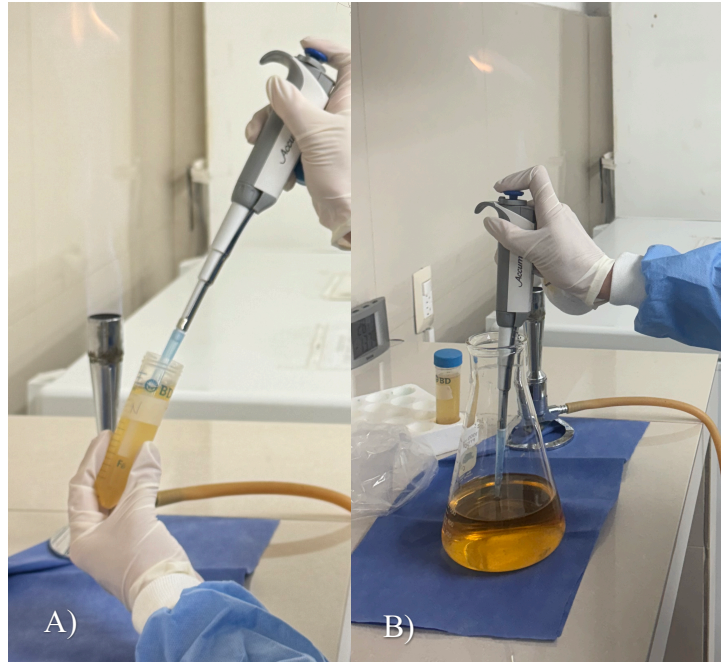


Figura 5. A) Toma de muestra bacteriana; B) Activación de caldo de TSB con muestra bacteriana.

#### Pruebas de corrosión electroquímica

Se utilizó un arreglo experimental de 3 electrodos con base a la norma ASTM G61, montándose en un matraz de cinco bocas al que se adicionaron 120 mL de las 3 soluciones experimentales.

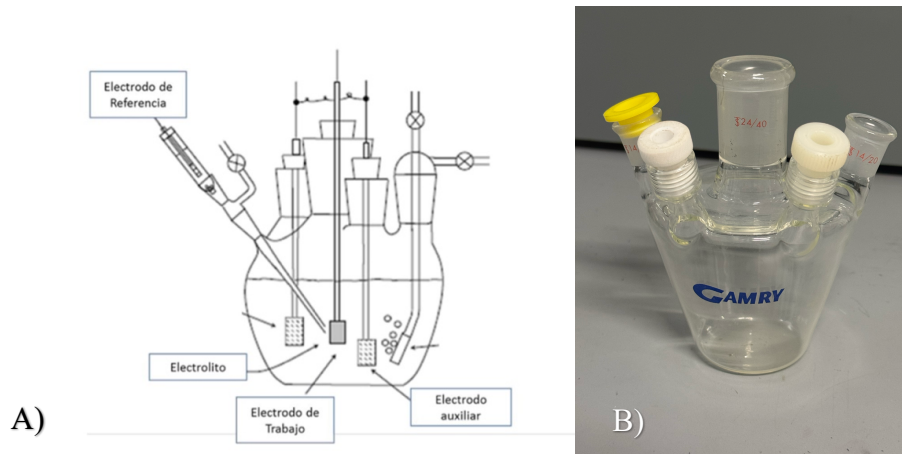


Figura 6. A) Arreglo de la celda electroquímica; B) Matraz de cinco bocas.  
Diagrama elaborado por Dr. Francisco Humberto Estupiñán López.

Las muestras se fijaron al vástago del electrodo de trabajo mediante rosado, verificándose previamente la conductividad con un voltímetro.

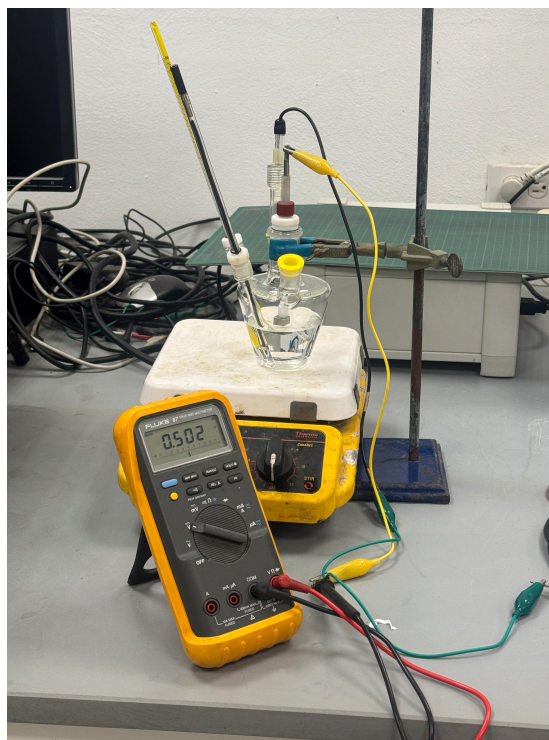


Figura 7. Verificación de corriente del circuito.

El vástago se acopló a una de las boquillas del matraz, quedando la muestra suspendida en la solución experimental con un área de contacto aproximada de 3.96 cm<sup>2</sup>, dejando una superficie expuesta de 1.0 cm<sup>2</sup> (Jiménez et al., 2009).



Figura 8. Superficie expuesta en medio bacteriano.

El electrodo de trabajo fue la aleación de titanio (Ti6Al4V), electrodo de referencia (calomel saturado) y electrodo auxiliar (platino). Las técnicas electroquímicas propuestas en el estudio son: potencial a circuito abierto (OCP, por siglas en inglés) a 60 min y 1 dato/s.; y polarización potenciodinámica cíclica (CPP, por siglas en inglés) con una polarización de potencial de -200 a +1500 mV vs OCP, velocidad de polarización de 60 mV/min. Los tiempos de monitoreo fue de 0, 24, 48 y 96 horas y se empleó un potenciostato-galvanostato de la marca Gil AC, conectado a un software de adquisición de datos suministrado por el mismo fabricante.

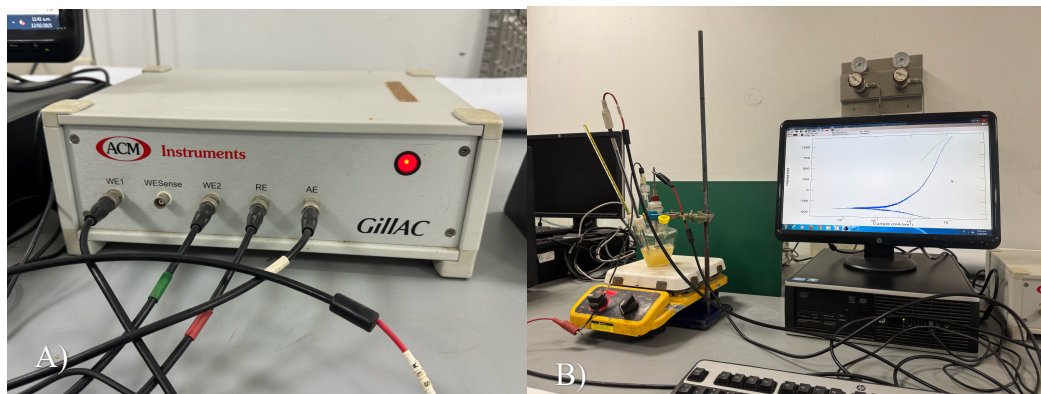


Figura 9. A) Potenciostato Gill AC; B) Prueba electroquímica de curva de polarización cíclica.

La celda electroquímica se mantuvo sobre una plancha térmica, controlándose la temperatura del medio con un termómetro introducido por una boquilla accesoria. De esta forma, se aseguró que la solución electrolítica permaneciera en un rango estable de 35 a 37 °C durante el desarrollo del experimento.

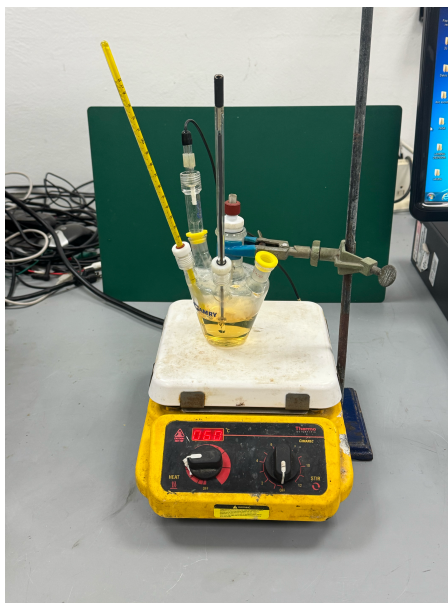


Figura 10. Arreglo electroquímico sobre plancha térmica.

Cada 24 horas,  $\frac{1}{4}$  parte de medio de TSB inoculado se tomó del frasco y se reemplazó por la misma solución, para proveer nutrientes a la población bacteriana, manteniendo así su potencial de crecimiento.

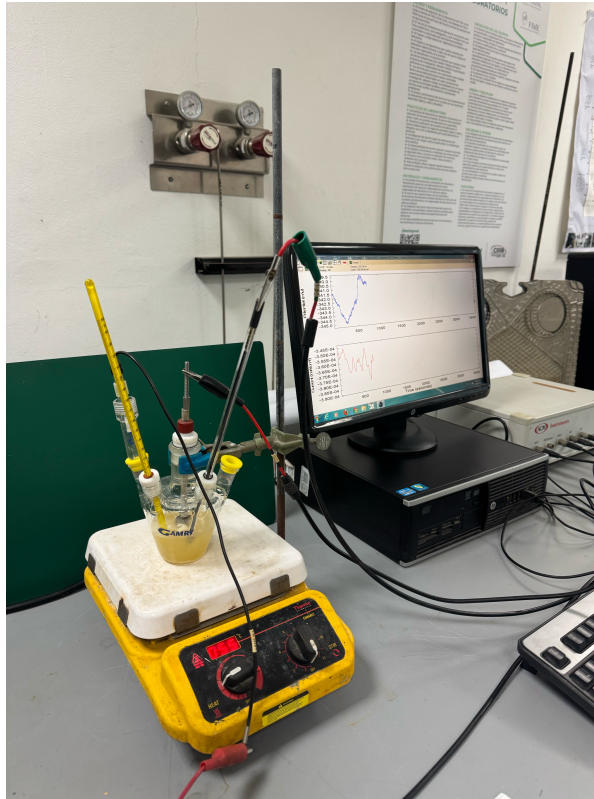


Figura 11. Prueba de ruido electroquímico.

### 5.5.5. Caracterización microestructural

Las muestras fueron preparadas mediante pulido mecánico secuencial en una pulidora metalográfica hasta obtener un acabado espejo, para después ser observadas en el microscopio. El reactivo de ataque fue la solución Kroll (solución de ácido fluorhídrico (HF) y ácido nítrico ( $\text{HNO}_3$ ) diluidos en agua). Se utilizó un microscopio metalográfico de la marca Zeiss Axio para la observación de la microestructura.

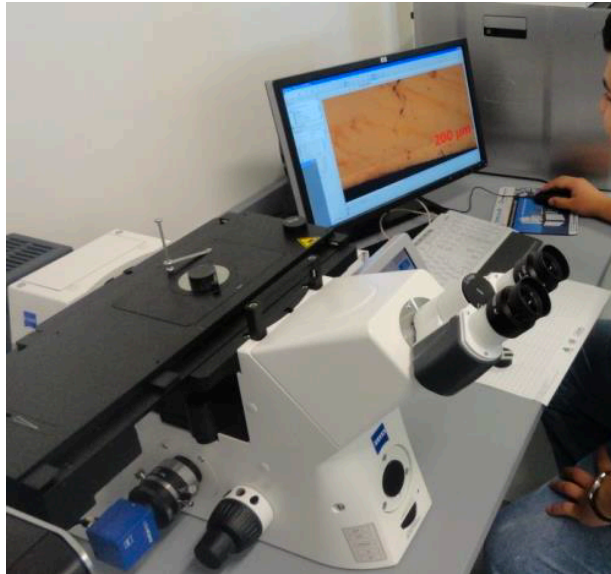


Figura 12. Microscopio óptico marca Zeiss.

#### **5.5.6 Caracterización morfológica por microscopía electrónica de barrido**

Las probetas retiradas se caracterizaron por microscopía electrónica de barrido, para observar la morfología de los productos de corrosión debido al ataque de las soluciones de prueba. Así mismo, se obtuvieron los valores de la espectroscopia de energía dispersiva de rayos X (EDS).

#### **5.5.7 Fluorescencia de rayos X**

Se tomó la composición, con esto confirmando la fidelidad de que se estaba trabajando con la aleación indicada utilizando un analizador portátil de fluorescencia de rayos X, Olympus Delta Standard 4000 Analyzer (Olympus Corporation, Tokio, Japón).



Figura 13. A) Analizador portátil de fluorescencia de rayos X, Olympus Delta Standard 4000 Analyzer; B) Analizador de fluorescencia de rayos X sobre muestra de manufactura aditiva.

### **5.5.8 Diseño tridimensional de implante dental**

Posteriormente, se planificó el desarrollo de un nuevo diseño de implante dental mediante tecnología de diseño asistido por computadora (CAD). El proceso incluyó la concepción de la idea, la elaboración de bosquejos y planos bidimensionales, para después transformarlos en un modelo tridimensional digital en el software SolidWorks® (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Francia).

### **5.6 Análisis estadístico**

Para la presentación de resultados, la estadística se realizó descriptivamente mediante tablas y gráficas, completamente realizado con el programa estadístico Origin 7.

## 6. RESULTADOS

### 6.1 Diseño de un implante dental

#### 6.1.1 Concepción y diseño bidimensional de una macrogeometría de implante dental

Se ideó un diseño de implante dental, creándose bocetos e ideas que se materializaron en planos bidimensionales en diversas vistas. El diseño del implante consta de una geometría cónica o “tapered” con roscas en forma de “V”, que progresivamente van disminuyendo de tamaño en sentido apical, con una longitud total de 10 mm.

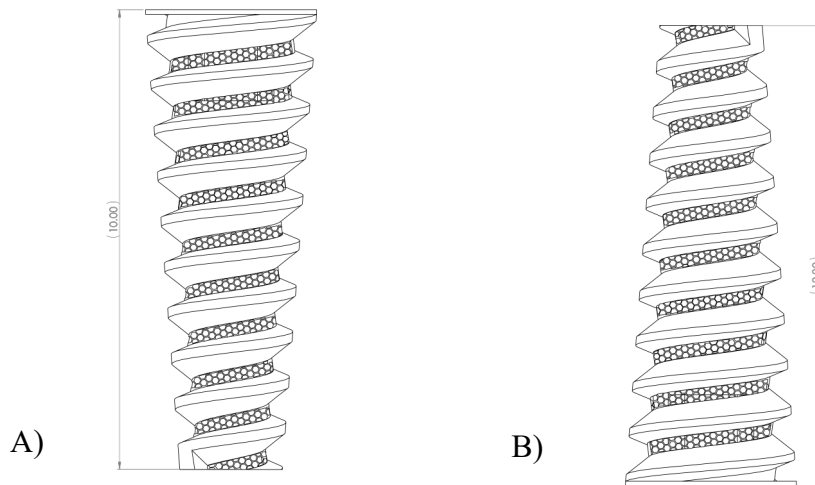


Figura 14. Vista frontal (A) y Vista posterior (B) de diseño de implante dental.  
(Elaborado por C.D. Carlos Alonso Leal Torres)

El diámetro de la plataforma del implante es de 3.75 mm, por lo cual podría considerarse como un implante estrecho a convencional con un paso de rosca de 1 mm.

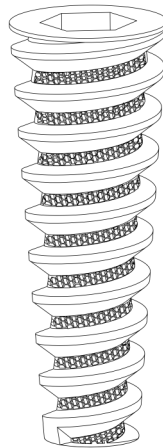


Figura 15. Vista isométrica de diseño de implante dental.  
(Elaborado por C.D. Carlos Alonso Leal Torres)

Sobre la superficie de las cámaras de cicatrización, en toda la extensión del implante, se observan depresiones de forma hexagonal, con dimensiones de 0.13 mm x 6 mm, de 1 milímetro de profundidad para lograr una mayor retención mecánica en la estabilidad primaria (estabilidad de coágulo sanguíneo) y secundaria (óptima osteointegración en torno a la cámara hexagonal). El ápice del implante mide 2.25 mm de diámetro para un correcto anclaje apical.

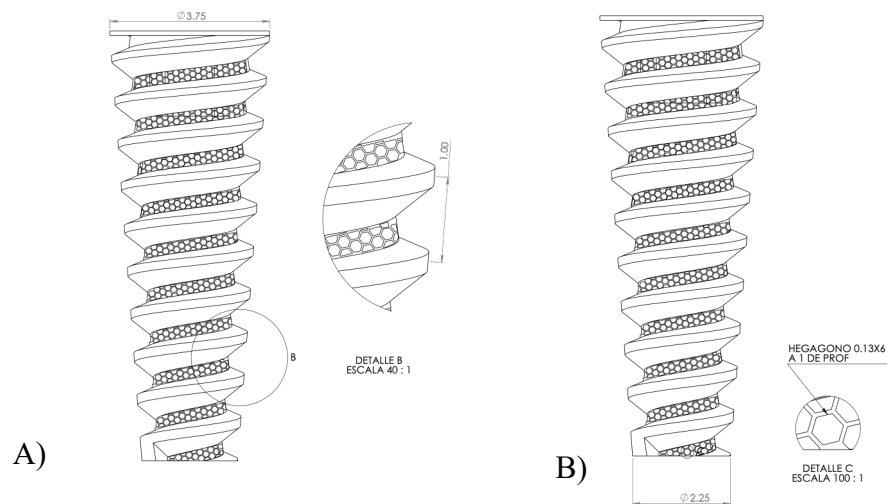


Figura 16, A) Vista lateral derecha; B) Vista lateral izquierda.  
(Elaborado por C.D. Carlos Alonso Leal Torres)

La conexión protésica es de tipo interna y hexagonal en geometría, con una longitud de cada arista de 1.5x6 mm. En esta investigación solo se propone una vista previa de la conexión, de manera que posteriormente se diseñe. En la Figura 17, se puede observar la vista inferior del implante donde progresivamente se puede observar el aumento en calibre de las roscas conforme se dirigen coronalmente hacia la plataforma del implante.

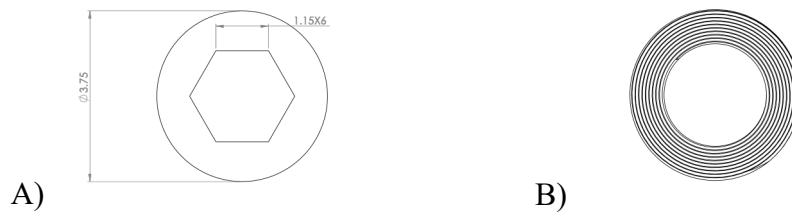


Figura 17. A) Vista superior; B) Vista inferior.  
(Elaborado por C.D. Carlos Alonso Leal Torres)

### 6.1.2 Modelado tridimensional de un implante

Se digitalizó tridimensionalmente el diseño mostrado en los planos bidimensionales a través de un software (SolidWorks) con tecnología CAD. Se logró plasmar efectivamente la idea y estructuras macrogeométricas previamente propuestas. Mediante este renderizado, en formato PDF, se programará la máquina de impresión aditiva para lograr fabricar prototipos a tamaño real.



Figura 18. Modelado tridimensional en CAD de diseño de implante dental.  
(Elaborado por C.D. Carlos Alonso Leal Torres)

## 6.2 Impresión de las aleaciones

Las muestras impresas de la aleación de Ti6Al4V, se presentan en la Figura 19. Las muestras posteriormente fueron cortadas en cubos de 1 cm<sup>3</sup> para la caracterización microestructural, pruebas electroquímicas y tratamientos térmicos. Las aleaciones presentan defectos en forma de porosidades en su morfología como se puede ver en la imagen de la derecha.



Figura 19. Muestras impresas de Ti6Al4V por la técnica de SLM

## 6.3 Análisis microestructural

Las impresiones de la aleación Ti6Al4V por la técnica de SLM, tienen la característica que presentan una microestructura anisotrópica en cada uno de sus planos de fabricación (Z, XY y YZ). En las siguientes imágenes se presentan dichas microestructuras a diferentes magnificaciones, con el reactivo de ataque Kroll.

En general, las microestructuras revelan defectos en forma de porosidades, con fases  $\alpha + \beta$  y presencia de fase martensítica acicular  $\alpha'$ . El plano Z presenta una microestructura con granos columnares.

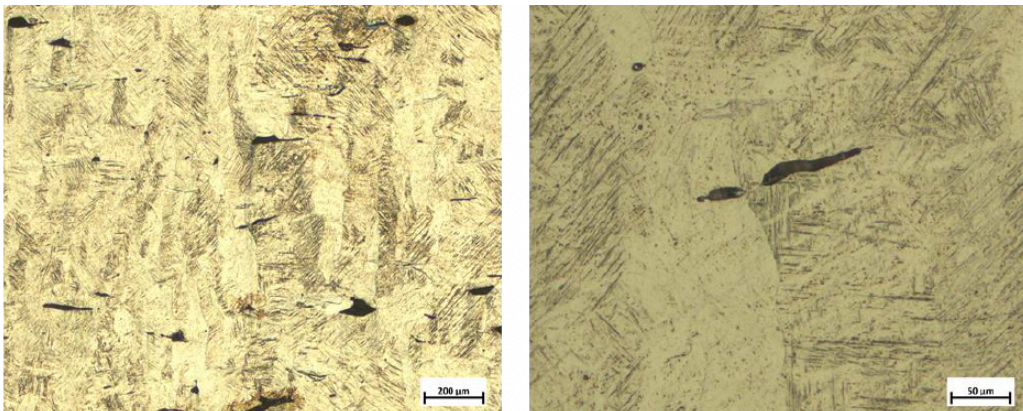


Figura 20. Microestructura de la aleación Ti6Al4V A 50X y 200X (izq. y der). Plano Z. Sin tratamiento térmico.

El plano XY presenta una microestructura con granos equiaxiales.

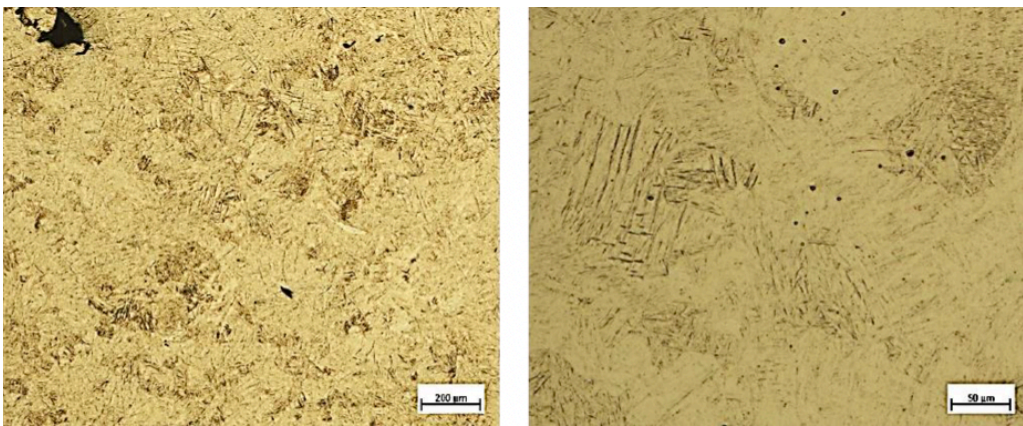


Figura 21. Microestructura de la aleación Ti6Al4V a 50X y 200X (izq. y der.). Plano XY. Sin tratamiento térmico.

El plano XY presenta una microestructura con granos columnares.

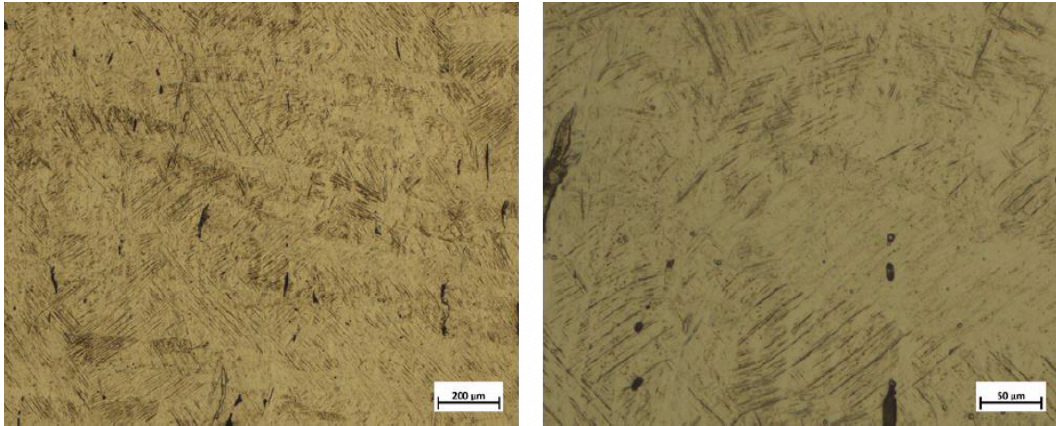


Figura 22. Microestructura de la aleación Ti6Al4V a 50X y 200X (izq. y der.). Plano YZ. Sin tratamiento térmico.

Después del tratamiento térmico se analizó la microestructura en el plano XY. El recocido por debajo del  $\beta$  transus permite la precipitación y coalescencia de la fase alfa ( $\alpha$ ) en una matriz beta ( $\beta$ ) que ha retenido algo de fase alfa, lo que resulta en una microestructura bifásica ( $\alpha+\beta$ ). Este tipo de recocido permite aliviar eficazmente las tensiones residuales, mejorar la ductilidad y optimizar la tenacidad a la fractura al promover una microestructura fina de  $\alpha$  y  $\beta$ , lo cual puede reflejarse en un mejor balance de propiedades mecánicas en comparación con tratamientos a temperaturas más altas o bajas.

Enfriamiento al aire (23a): Una de las muestras se retiró del horno y se enfrió en el aire ambiente. Este método de enfriamiento relativamente rápido puede promover la retención de cierta cantidad de fase beta o la formación de fases metaestables, lo que afecta la dureza y la microestructura final.

Enfriamiento en horno (23b): La segunda muestra se enfrió dentro del horno durante 3 horas. Este es un método de enfriamiento más lento y controlado, permitiendo una mayor difusión atómica y la formación de una microestructura más estable, a menudo con una mayor precipitación de fase alfa y una dureza menor en comparación con el enfriamiento al aire.

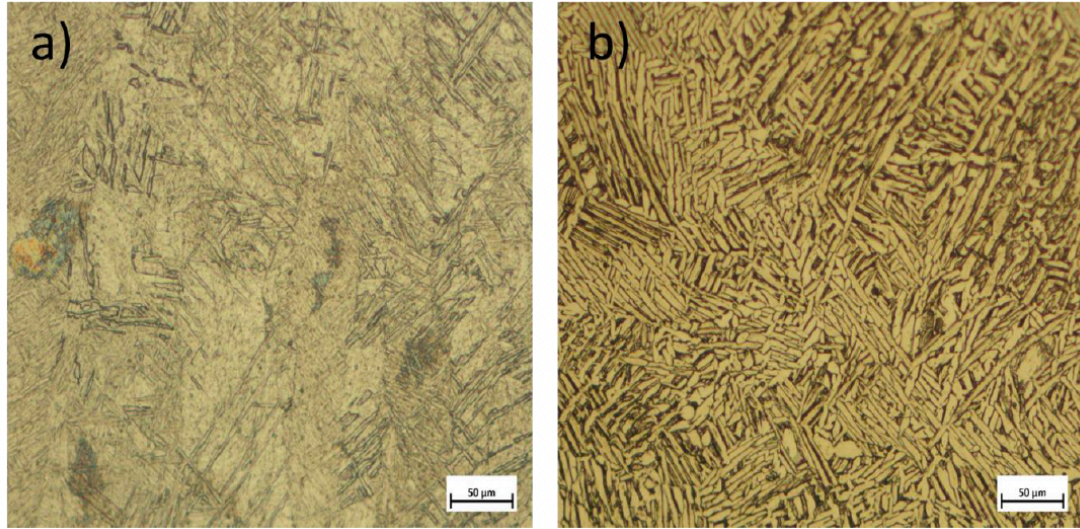


Figura 23. Microestructura de la aleación Ti6Al4V con TT de recocido a 200X. a) recocido enfriado en aire y b) recocido enfriado en horno.

Después del TT se realizaron ensayos de dureza en escala Rockwell C, para evaluar el efecto de la transformación de las fases en las muestras. Se puede observar que existe un incremento en la dureza en las muestras enfriadas en aire, mientras que en promedio las muestras enfriadas En el horno permanecen con la misma dureza (54 HRC).

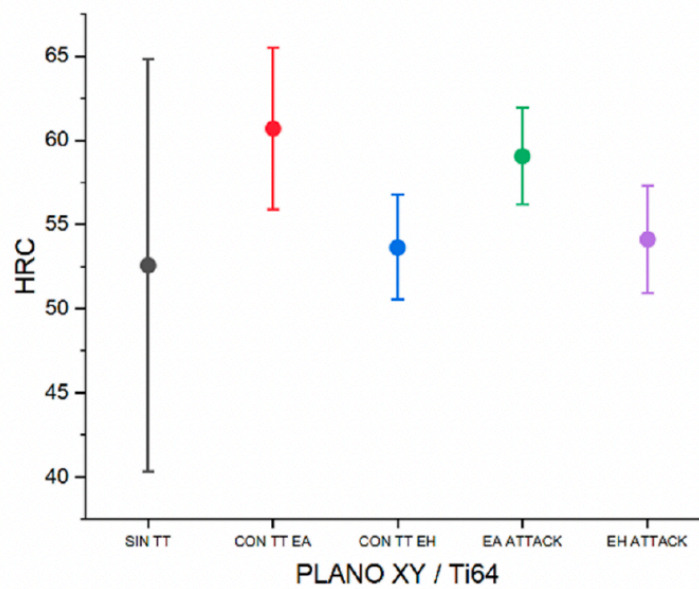


Figura 24. Durezas en las muestras de Ti6Al4V SLM con y sin TT de recocido en el plano XY.

## 6.4 Fluorescencia de rayos X

Se obtuvo la composición química del material empleado en ambas aleaciones de Ti6Al4V, evaluándose la conformación particular de cada método de manufacturación mediante fluorescencia de rayos X.

Tabla I. Composición química de la aleación Ti6Al4V convencional (% p/p)

Aleaciones	Elementos							
	Ti	V	Fe	Mn	Ni	Mo	Zr	Al
<b>Ti6Al4V convencional</b>	89.50	4.12	0.15	0.205	0.022	0.0065	0.0030	6

**Nota:** Titanio (Ti); Vanadio (V), Hierro (Fe); Manganeso (Mn), Níquel (Ni); Molibdeno (Mo), Zirconio (Zr; Aluminio (Al)

Tabla 2. Composición química de la aleación Ti6Al4V aditiva (% p/p)

Aleaciones	Elementos						
	Ti	V	Fe	Mn	Ni	Zn	Al
<b>Ti6Al4V aditiva</b>	89.65	4.03	0.101	0.200	0.013	0.0065	6

**Nota:** Titanio (Ti); Vanadio (V); Hierro (Fe); Manganeso (Mn); Níquel (Ni); Zirconio (Zr); Aluminio (Al)

## 6.5 Pruebas electroquímicas

En la siguiente sección se presentan los resultados de las diferentes técnicas empleadas para el análisis de la respuesta de las aleaciones impresas por SLM, comparados con aleaciones de fabricación convencional en los diferentes medios que contienen bacterias.

### Resistencia a la polarización lineal

De las pruebas de resistencia a la polarización lineal, se obtuvieron las velocidades de corrosión de las aleaciones de Ti6Al4V impresas por manufactura aditiva SLM, comparadas con las aleaciones fabricadas convencionalmente en las soluciones que contienen bacterias.

La figura 25, muestra las velocidades de corrosión en la solución de y *Fusobacterium nucleatum* y *Streptococcus gordonii*; se puede observar que en las primeras 24 horas de exposición la aleación fabricada por SLM tiene una mayor velocidad de corrosión, sin embargo, después de las 48 horas la aleación fabricada convencionalmente presenta mayores velocidades, llegando hasta 0.07 mm/año.

La velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Fusobacterium nucleatum* son presentados en la figura 26. Las velocidades de corrosión son menores a las presentadas en las bacterias de *Fusobacterium nucleatum* y *Streptococcus gordonii* y ambas aleaciones tienen valores similares, los cuales decremantan al final de la exposición de 96 horas. Los valores promedio al final son de 0.00015 mm/año.

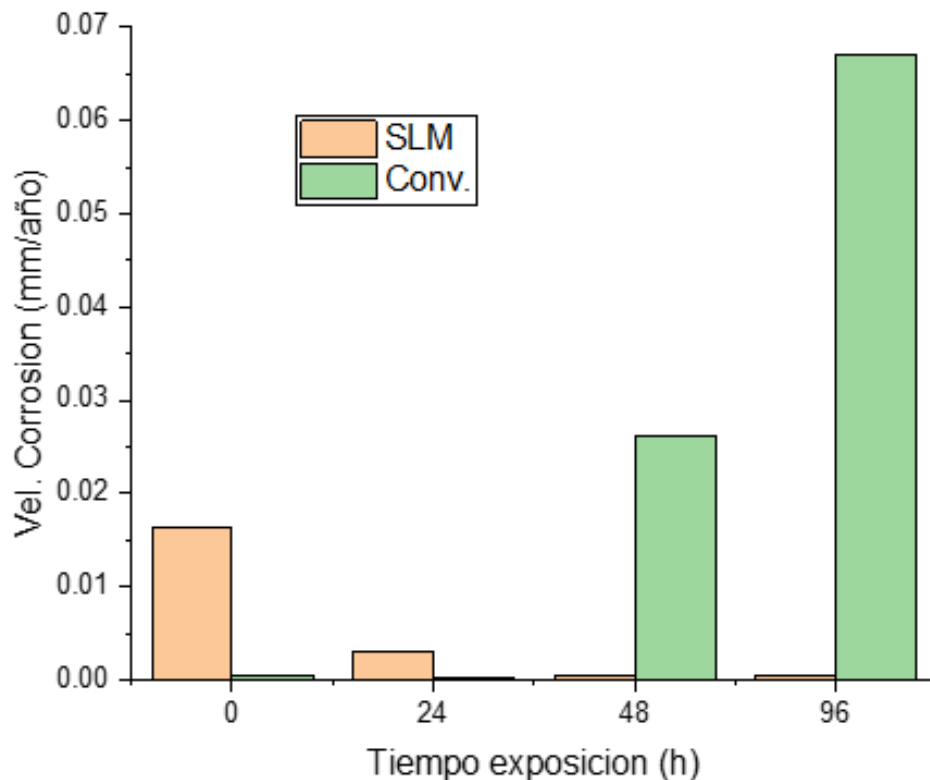


Figura 25. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*.

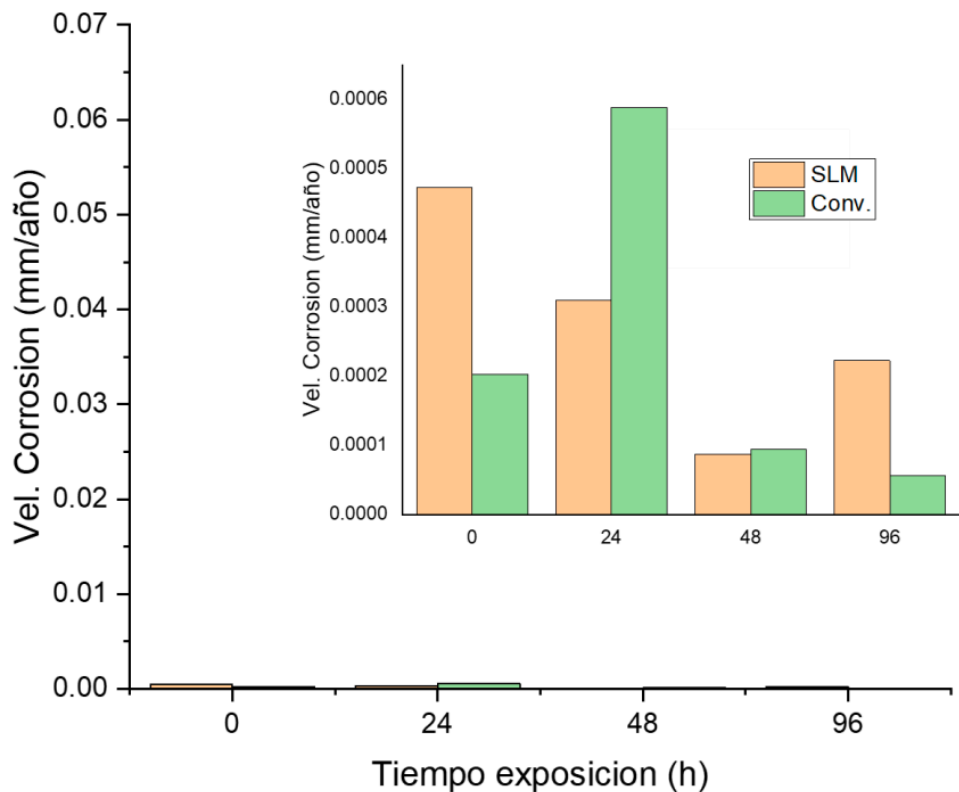


Figura 26. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Fusobacterium nucleatum*.

La figura 27, muestra las velocidades de corrosión en la solución de lactato de Ringer; se puede observar que después de las 24 horas de exposición ambas aleaciones fabricadas por SLM y convencional tiene velocidades de corrosión bajas, similares a las presentadas en las bacterias de *Fusobacterium nucleatum*. En promedio, ambas aleaciones al final de la exposición tienen valores de 0.0001 mm/año.

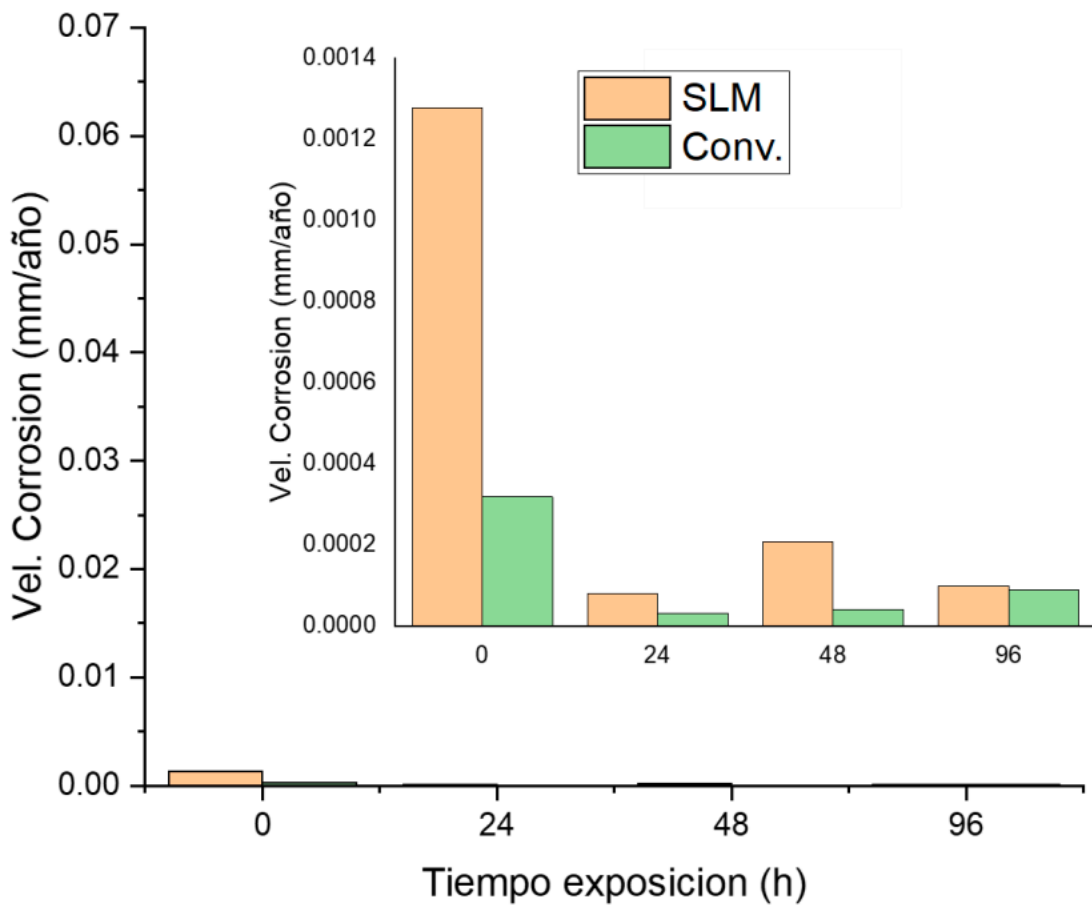


Figura 27. Velocidad de corrosión de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de lactato de Ringer.

Curvas de polarización cíclica.

Las curvas de polarización cíclica brindan información relevante del proceso de corrosión que se lleva a cabo en la interfaz del metal y electrolito, pudiendo determinar el tipo de corrosión presente, velocidad de corrosión mediante las pendientes de Tafel, parámetros importantes para la protección del sistema, etc.

En la figura 28, se presentan las curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum* a los diferentes tiempos s de exposición de: a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h. Ambas aleaciones presentan lasos de histéresis negativas, típicas de un

comportamiento de corrosión generalizada durante todo el tiempo de exposición. Después de las 48 horas de exposición existe un comportamiento con mayor ruido en las señales.

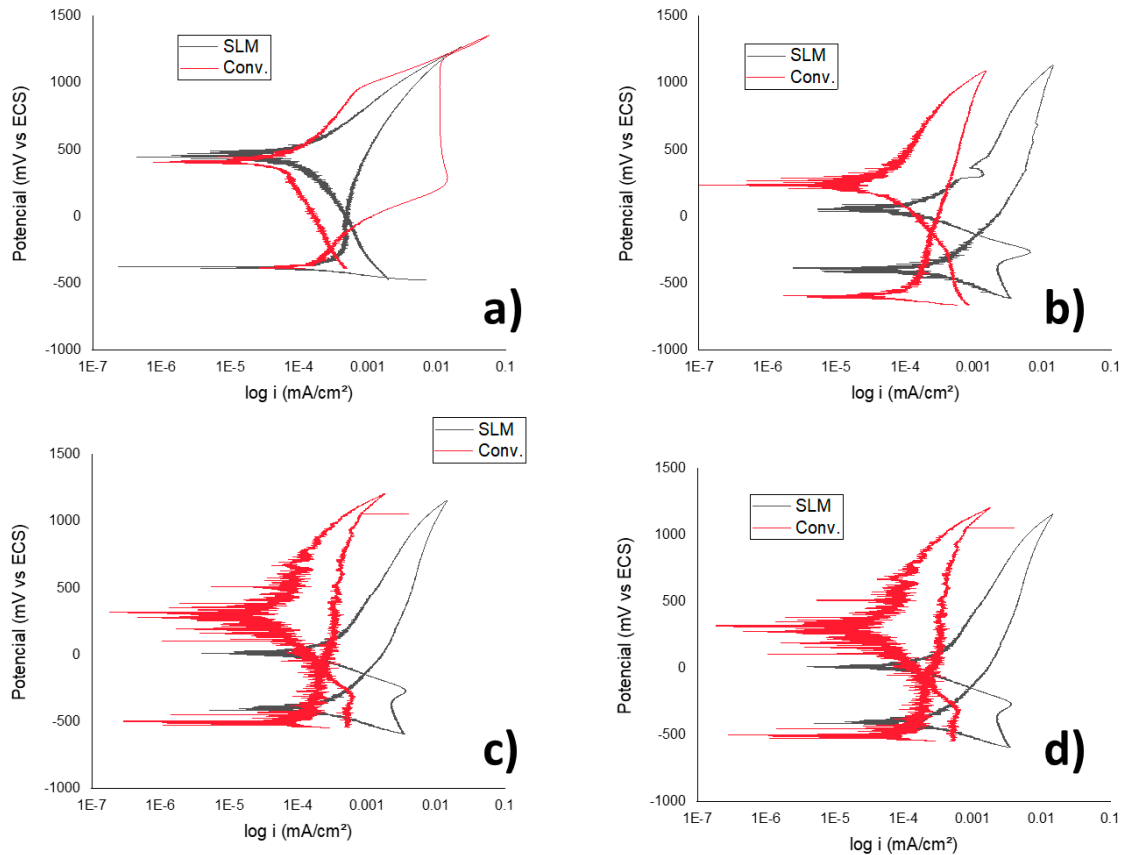


Figura 28. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*. a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.

En la figura 29, se presentan las curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Fusobacterium nucleatum* a los diferentes tiempos de exposición de: a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h. Al inicio de la exposición el sistema presenta una histéresis negativa y en tiempos posteriores este comportamiento se hace menos evidente, teniendo la curva anódica un regreso más cercano a la de ida. Los valores de densidad de corriente de corrosión son similares a los presentados a la solución de *Fusobacterium nucleatum* y *Streptococcus gordonii*.

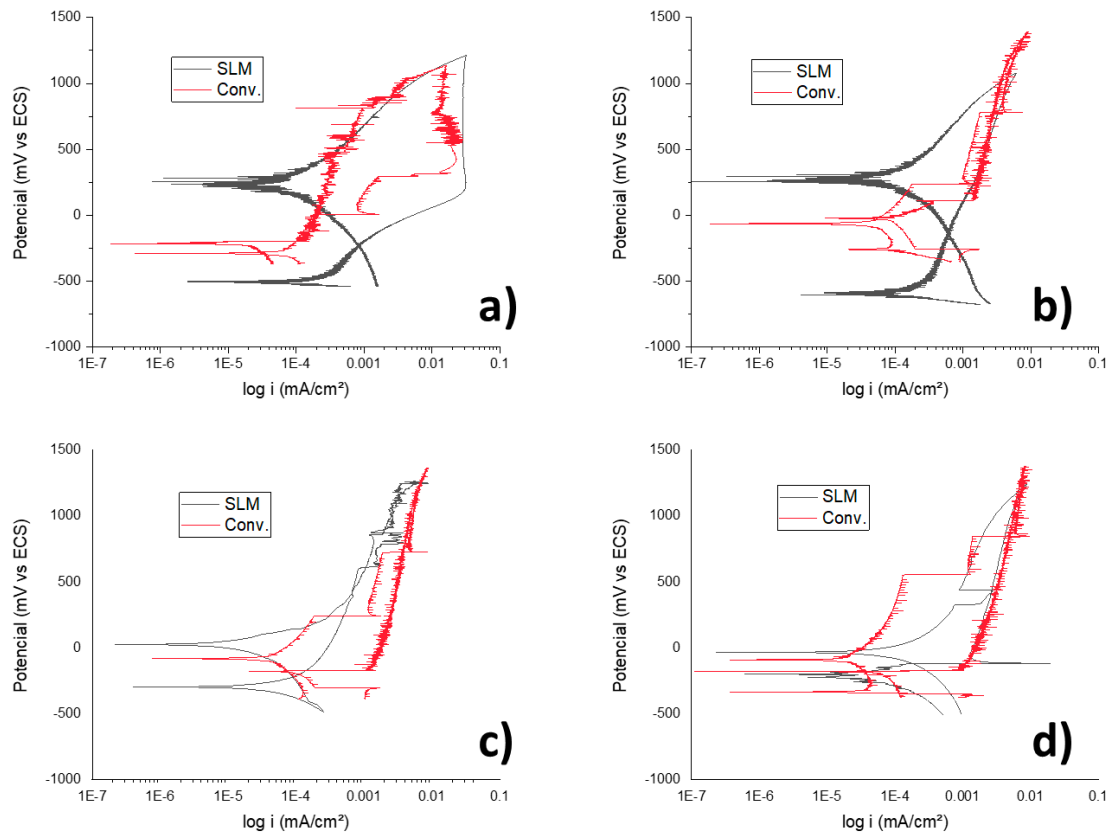


Figura 29. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de *Fusobacterium nucleatum*. a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.

En la figura 28, se presentan las curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de lactato de Ringer a los diferentes tiempos  $t$  de exposición de: a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h. Ambas aleaciones presentan lasos de histéresis negativas, típicas de un comportamiento de corrosión generalizada durante todo el tiempo de exposición. A las 96 horas de exposición existe un comportamiento con mayor ruido en las señales. Los valores de densidad de corriente de corrosión son similares a los presentados a la solución de *Fusobacterium nucleatum* + *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum* solo.

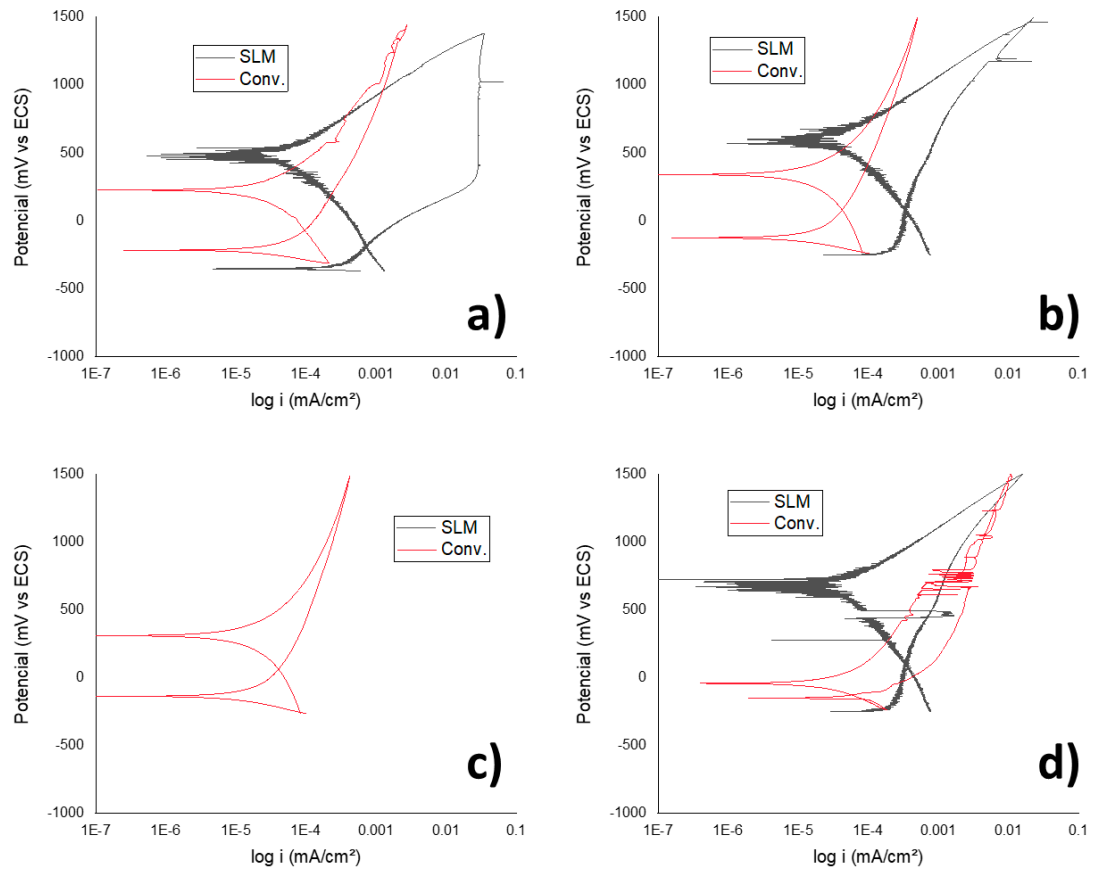


Figura 30. Curvas de polarización cíclica de las aleaciones Ti6Al4V fabricadas por SLM y convencional en la solución de lactato de Ringer. a) 0h, b) 24h, c) 48h y d) 96h.

## 6.6 Microscopía electrónica de barrido

Posterior a las pruebas electroquímicas, las muestras se analizaron en el microscopio electrónico de barrido con el objetivo de identificar la morfología superficial y los elementos presentes mediante análisis de espectroscopia de energía dispersiva.

Las muestras impresas por SLM se analizaron en los 3 planos que por la naturaleza de la técnica se generan. La figura 31, presenta 2 zonas de análisis de la morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum* a diferentes magnificaciones en el plano Z. Se observan los defectos de la aleación en forma de porosidades.

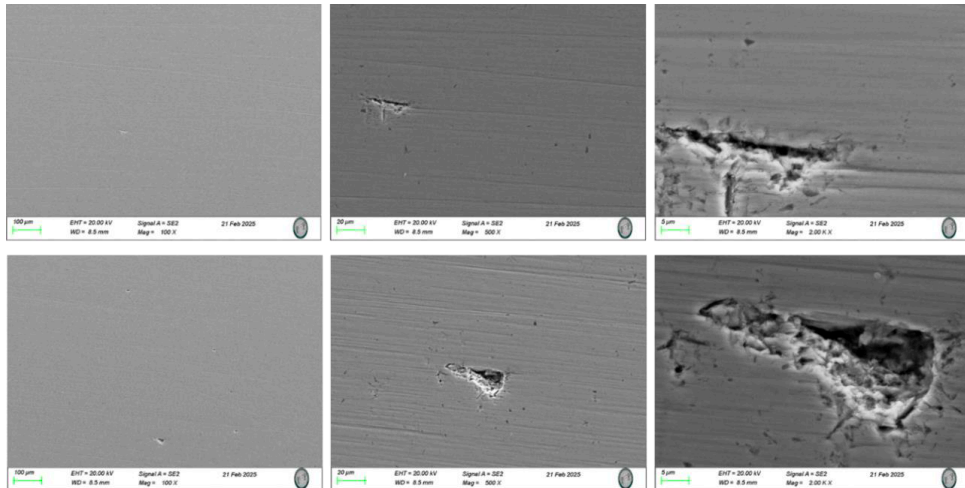


Figura 31. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano Z.

La figura 32, muestra el análisis EDS en la zona con defecto y en la cual es más probable que se depositen bacterias. Los espectros identifican se identificaron depósitos ricos en silicio y carbono derivados del metabolismo microbiano de la caseína que es la proteína del medio de cultivo empleado.

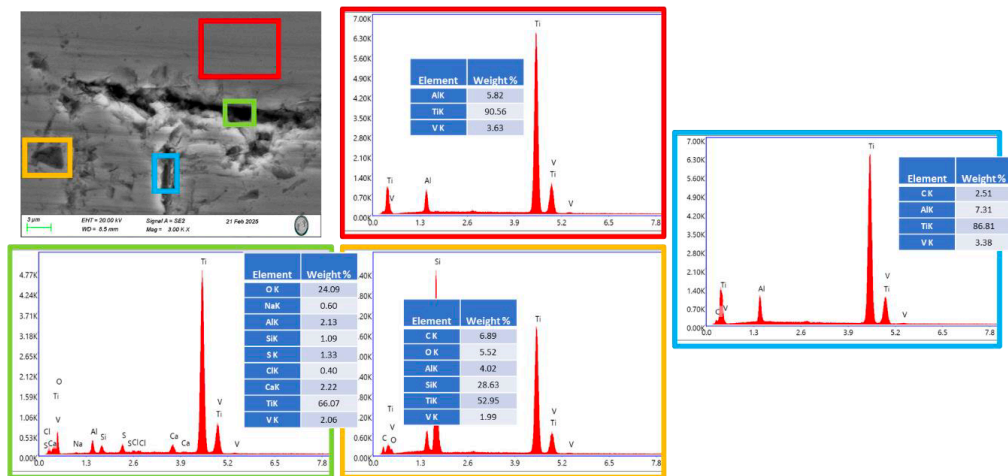


Figura 32. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*. Plano Z.

La figura 33, presenta 2 zonas de análisis de la morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*

a diferentes magnificaciones en el plano XY. Se observan los defectos de la aleación en forma de porosidades tipo media luna, a diferencia del plano Z, se observa una mayor cantidad de defectos, lo que puede representar mayores sitios para la concentración de las bacterias y por lo tanto mayor actividad de corrosión.

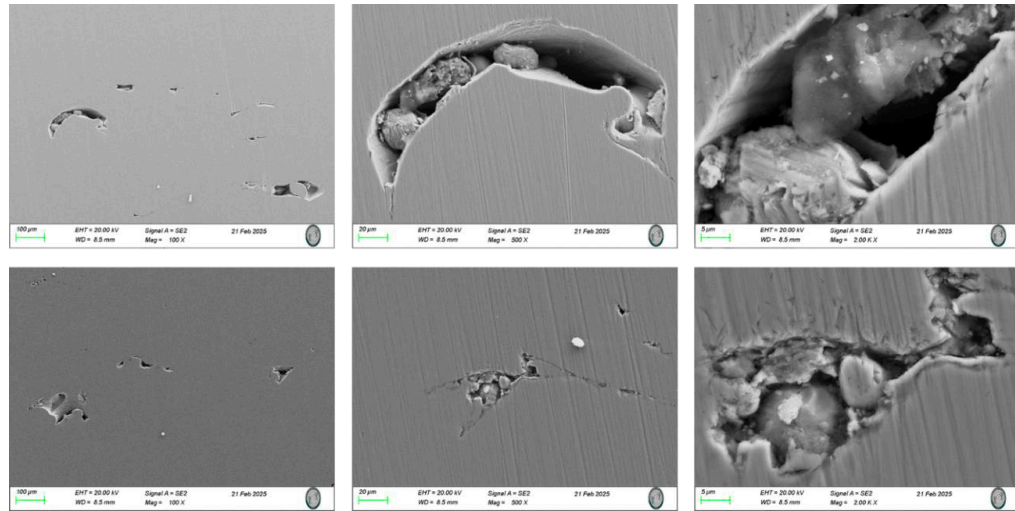


Figura 33. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano XY.

La figura 34, muestra el análisis EDS en la zona con defecto y en la cual es más probable que se depositen bacterias. Los espectros identifican se identificaron depósitos ricos en silicio y carbono, así como, azufre, derivados del metabolismo microbiano de la caseína que es la proteína del medio de cultivo empleado.

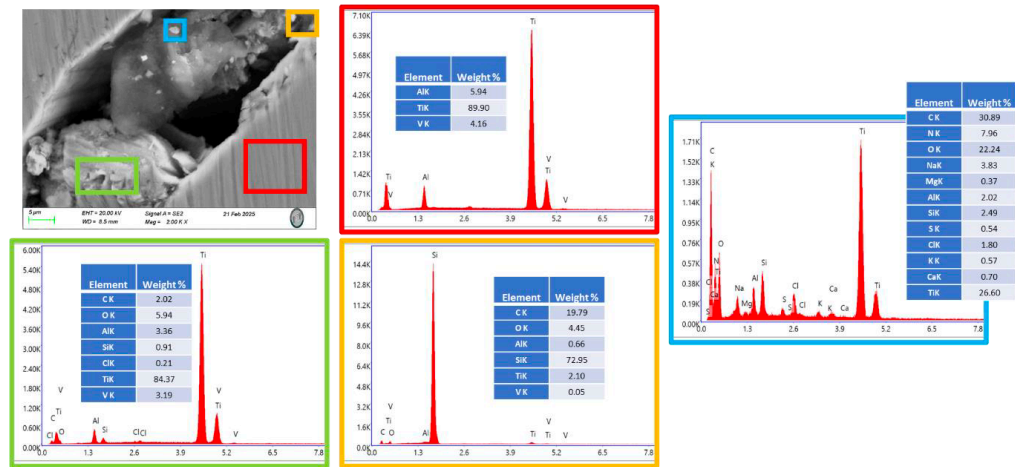


Figura 34. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum*. Plano XY.

La figura 35, presenta 2 zonas de análisis de la morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* a diferentes magnificaciones en el plano YZ. Se observan los defectos de la aleación en forma de porosidades con un tamaño mayor a los observados en los planos Z y XY, así como, partículas de polvo de la aleación sin fundir, esto puede representar mayores sitios para la concentración de las bacterias y por lo tanto mayor actividad de corrosión.

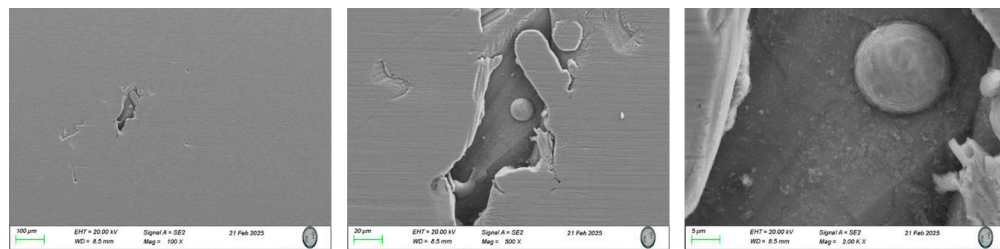


Figura 35. Morfología superficial de la aleación de Ti6Al4V en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* a diferentes magnificaciones en 2 zonas. Plano XZ.

La figura 36, muestra el análisis EDS en la zona con defecto y en la cual es más probable que se depositen bacterias. Los espectros identifican partículas de la aleación sin fundir, lo cual es claramente un defecto de la fabricación. Por otro lado, no se observan concentración de silicio, carbono y azufre como parte del metabolismo microbiano de la caseína, como si se observan en los otros planos.

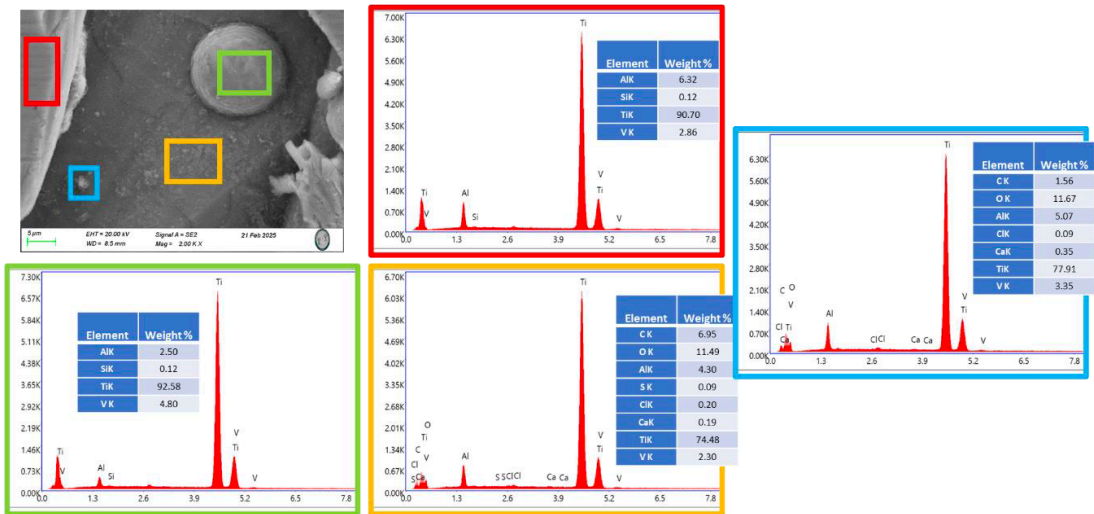


Figura 36. Análisis de elementos EDS de la aleación de Ti64 en las bacterias *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*. Plano XZ.

## 7. DISCUSIÓN

En el año 2020, De la Garza Ramos et al. reportaron que la aleación Ti6Al4V expuesta a medios con bacterias (*S. gordonii* y *S. gordonii* + *F. nucleatum*) muestra corrosión uniforme a lo largo de diferentes tiempos de exposición, con mayor tasa de corrosión frente a *Streptococcus gordonii*, atribuida a su papel como colonizador primario. Después de 96 horas, la aleación mantiene potenciales activos debido a la estabilidad de la capa pasiva formada en la interfaz metal-electrolito. Los análisis SEM confirmaron ausencia de corrosión localizada y detectaron depósitos de silicio y carbono derivados del metabolismo bacteriano de la caseína. Los autores sugieren que técnicas complementarias como EIS, serían útiles para profundizar en la comprensión del comportamiento electroquímico de estas aleaciones (De La Garza-Ramos et al., 2020). Al igual que en la presente investigación, se utiliza la aleación Ti6Al4V en los mismos medios bacterianos, con resultados similares en el aspecto de una corrosión generalizada, con depósitos de productos metabólicos, aun con variaciones en las soluciones electrolíticas.

Calvillo et al. reportaron en el año 2021 que la exposición del Ti6Al4V a *Escherichia coli* durante 48 horas evidenció cómo la presencia bacteriana puede modificar la respuesta electroquímica del material. Los análisis por espectroscopía de impedancia electroquímica y polarización potenciodinámica mostraron la formación de una película pasiva compacta, cuya resistencia a la corrosión se vio influida por la colonización bacteriana. Los cambios en los parámetros de impedancia a lo largo del tiempo coincidieron con las fases de crecimiento bacteriano observadas mediante espectroscopía UV-Vis, lo que sugiere una relación directa entre la evolución de la biopelícula y la biocorrosión de la aleación. Estos resultados destacan la relevancia de *E. coli* como modelo para estudiar la interacción entre “biofilms” y superficies de titanio, aportando información útil sobre los mecanismos que pueden afectar la durabilidad de implantes médicos metálicos (Calvillo et al., 2021). Este estudio complementa y sustenta el uso del Ti6Al4V como una aleación ampliamente utilizada en el campo de la implantología no solo oral, sino sistémica. Así mismo, utilizando técnicas electroquímicas lograron obtener el comportamiento electroquímico ante el electrolito bacteriano.

De igual manera, Xie et al. en 2019 demostraron que las partículas parcialmente fundidas de Ti6Al4V no solo aumentaban la adhesión bacteriana, sino que también reducían la actividad osteogénica en implantes fabricados mediante SLM. En los discos más porosos se observó una mayor colonización de *Staphylococcus aureus* y *E. coli* en comparación con los discos pulidos. Estas partículas, generadas durante la manufactura, promovían la proliferación bacteriana e inhibían la actividad de las células madre mesenquimales osteoprogenitoras, lo que resalta la necesidad de aplicar un tratamiento posterior a los implantes. Además, se señala que la porosidad de un implante SLM no debe superar la profundidad máxima de crecimiento óseo, ya que esto podría comprometer el proceso de cicatrización y osteointegración (Xie et al., 2019). Comparado con las muestras de Ti6Al4V de este estudio, se concluye que la SLM es una tecnología de punta que puede igualmente tener sus imperfecciones de manufactura que propiciaría una superficie donde no solo se desarrollaría un nicho bacteriano, sino que también se afectaría el proceso de osteointegración.

Luqman et al. en 2020 realizaron un estudio en el que Los resultados obtenidos muestran que los tratamientos térmicos aplicados al Ti6Al4V, ya sea enfriamiento al aire o templado en agua, mejoran significativamente la resistencia a la corrosión del material en solución de Ringer. La caracterización microestructural y la composición de fases, confirmadas mediante microscopio electrónico de barrido y EDS, indicaron que la presencia de la fase  $\beta$  es un factor clave en esta mejora, al favorecer la formación de una capa pasiva más estable sobre la superficie de la aleación. Aunque el potencial de corrosión ( $E_{corr}$ ) no mostró cambios significativos, se observó una reducción notable en la densidad de corriente de corrosión ( $i_{corr}$ ), reflejando una protección más efectiva del material. Entre las dos condiciones estudiadas, la muestra templada en agua (WQ) presentó una resistencia a la corrosión superior en comparación con la muestra enfriada al aire (AC), lo que se corrobora con los resultados de EIS. Además, la evaluación de la morfología superficial tras inmersión prolongada en solución de Ringer mostró que la película pasiva permaneció intacta, confirmando que los tratamientos térmicos contribuyen a mantener la estabilidad y protección de la superficie del Ti6Al4V frente a la corrosión (Luqman et al., 2020). La muestra de Ti6Al4V en este estudio recibió un

tratamiento térmico comparable al utilizado en el presente trabajo y fue expuesta a una de las soluciones experimentales, la solución de Ringer

En el 2023, Chen et al. en una investigación sobre las interacciones electroquímicas de una aleación de Ti6Al4V manufacturada mediante fusión selectiva por láser en diferentes soluciones. En este estudio, los resultados de polarización potenciodinámica y espectroscopía de impedancia electroquímica mostraron que el Ti6Al4V obtenido por manufactura aditiva presentó una resistencia a la corrosión inferior en comparación con la aleación obtenida por fundición comercial en los cuatro medios evaluados (fluido corporal simulado, solución amortiguada por fosfatos, NaCl al 3.5 % y NaCl al 15 %). Esta diferencia se atribuye principalmente a la microestructura de la manufactura aditiva, caracterizada por la presencia de fases aciculares  $\alpha'$  martensíticas metastables, que al encontrarse en un estado energético más alto favorecen su disolución y, por ende, la degradación electroquímica. A pesar de ello, se observó que en la solución amortiguada por fosfatos la película pasiva formada sobre la muestra aditiva exhibió el mejor desempeño protector, evidenciado por los mayores valores de resistencia a la transferencia de carga y resistencia de la solución, lo cual resalta el papel del medio en la estabilidad de la película pasiva y confirma la influencia decisiva de la microestructura en el comportamiento frente a la corrosión (X. Chen et al., 2023). De manera similar, en esta investigación, se evaluó la actividad corrosiva de una aleación de Ti6Al4V impresa tridimensionalmente mediante el mismo método aditivo, expuesta a distintos medios electrolíticos que simulan los fluidos del cuerpo humano por su osmolaridad, y se comparó con una aleación procesada por fundición comercial. La aleación manufacturada por aditiva, al igual que en los resultados de este proyecto de investigación, presenta una microestructura inestable que favorece la degradación electroquímica.

En 2014, Liu y colaboradores estudiaron la generación de una textura microscópica con patrón hexagonal sobre la superficie de Ti6Al4V mediante tratamiento con láser, con el objetivo de mejorar el esparcimiento de fluidos y las propiedades tribológicas del material. Los resultados mostraron que, además del tratamiento de la superficie mediante grabado ácido, las microrugosidades con forma hexagonal conferían

al metal una marcada propiedad hidrofílica. Al depositar una solución sobre la superficie texturizada, los surcos creados por el patrón en forma de panal de abeja se llenaban de líquido, evidenciando la capacidad de retención propia de esta geometría (Q. Liu et al., 2022). Este trabajo respalda la noción de que el patrón hexagonal favorece de manera natural la retención de fluidos y la disminución del estrés biomecánico, parecido a la morfología novedosa de implante dental propuesta.

## 8. CONCLUSIONES

Un modelo de experimentación *in vitro* con bacterias presentes en un ambiente bucal fue establecido para entender el comportamiento electroquímico de las aleaciones empleadas en implantes dentales de Ti6Al4V fabricadas por manufactura aditiva y comparadas con técnicas convencionales, ambas sin un recubrimiento o tratamiento superficial.

Derivado de los ensayos electroquímicos se puede establecer lo siguiente:

Al finalizar las 96 h de exposición, la aleación de Ti6Al4V impresa por SLM presenta la velocidad de corrosión más baja en las bacterias de *Streptococcus gordonii* y *Fusobacterium nucleatum*, mientras que en las bacterias de *Fusobacterium nucleatum* es, al contrario, es la más alta.

Derivado de las pruebas de CPC en las soluciones que contienen bacterias, la aleación de Ti6Al4V impresa por SLM presenta un comportamiento de activación en la rama anódica, sin llegar a presentar una etapa de pasivación, lo cual si ocurre en la aleación fabricada por métodos convencionales.

Las aleaciones de Ti6Al4V fabricadas por SLM y métodos convencionales, sin modificaciones en su superficie inmersas en las 3 soluciones (*Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum*, *Fusobacterium nucleatum* y lactato de Ringer) presentan un comportamiento típico de corrosión generalizada.

De los estudios de microscopía electrónica de barrido (MEB) se concluye lo siguiente: La aleación de Ti6Al4V SLM en los 3 planos de fabricación en las soluciones de *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* se observó una morfología con defectos, preferentemente tipo porosidad derivadas del proceso de manufactura. La

solución de *Streptococcus gordonii* + *Fusobacterium nucleatum* se identificaron depósitos ricos en silicio y carbono derivados del metabolismo microbiano de la caseína que es la proteína del medio de cultivo empleado.

De los tratamientos térmicos se encontró que el recocido con enfriamiento en aire incrementa la dureza de la aleación de Ti6Al4V fabricada por SLM, mientras que el enfriamiento en horno mantiene la dureza promedio. La microestructura generada con el enfriamiento en horno cambia con respecto a la enfriada al aire.

Estos resultados muestran que, aunque la manufactura aditiva ofrece ventajas en la fabricación de aleaciones de Ti6Al4V, las particularidades de su microestructura influyen de manera significativa en su resistencia a la corrosión y en la interacción con bacterias del ambiente bucal. La presencia de defectos propios de la manufactura, así como la respuesta electroquímica frente a “biofilms”, evidencian la necesidad de optimizar tanto los parámetros de impresión como los tratamientos térmicos posteriores para garantizar un desempeño clínico más seguro y duradero en implantes dentales.

## 9. LITERATURA CITADA

- Abdulmutaali, A., Aldrich, C., & Lepkova, K. (2025). Unsupervised process monitoring of corrosion based on electrochemical noise and multivariate image analysis. *Npj Materials Degradation*, 9(1), 43.
- Abraham, C. M. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8, 50–55.
- Adameczak, S., & Graba, M. (2020). The 3D printing in industrial design. *Mechanik*, 1, 21–26.
- Al-Ani, A. H., Antoun, J. S., Thomson, W. M., Merriman, T. R., & Farella, M. (2017). Hypodontia: An Update on Its Etiology, Classification, and Clinical Management. *BioMed Research International*, 2017, 9378325.
- Ali, Z., Baker, S. R., Shahrbaaf, S., Martin, N., & Vettore, M. V. (2019). Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 59-68.e3.
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252–260.
- Araya, S. S., Zhou, F., Liso, V., Sahlin, S. L., Vang, J. R., Thomas, S., Gao, X., Jeppesen, C., & Kær, S. K. (2016). A comprehensive review of PBI-based high temperature PEM fuel cells. *International Journal of Hydrogen Energy*, 41(46), 21310–21344.

- Aretxabaleta, M., Roehler, A., Poets, C. F., Xepapadeas, A. B., Koos, B., & Weise, C. (2022). Automation of Measurements for Personalized Medical Appliances by Means of CAD Software—Application in Robin Sequence Orthodontic Appliances. *Bioengineering*, 9(12), Article 12.
- Arunraj, D., Gnanam, P., & Chander, G. N. (2021). Prosthodontic Rehabilitation of a Patient with Missing Teeth and Loss of Vertical Dimension Using Telescopic Overdentures. *Contemporary Clinical Dentistry*, 12(1), 67–72.
- Atieh, M. A., Baqain, Z. H., Tawse-Smith, A., Ma, S., Almoselli, M., Lin, L., & Alsabeeha, N. H. M. (2021). The influence of insertion torque values on the failure and complication rates of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(3), 341–360.
- Aziz, M. N. A., Rusnaldy, Munyensanga, P., Widyanto, S. A., & Paryanto. (2018). Application of lost wax casting for manufacturing of orthopedic screw: A review. *Procedia CIRP*, 78, 149–154.
- Ballard, D. H., Mills, P., Duszak, R., Weisman, J. A., Rybicki, F. J., & Woodard, P. K. (2020). Medical 3D Printing Cost-savings in Orthopedic and Maxillofacial Surgery: Cost Analysis of Operating Room Time Saved with 3D Printed Anatomic Models and Surgical Guides. *Academic Radiology*, 27(8), 1103–1113.
- Bedrossian, E. (2020). Do Dental Implant Width and Length Matter? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 41(7), e1–e5.
- Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., Chen, S., Cochran, D., Derks, J., Figuero, E., Hämmerle, C. H. F., Heitz-Mayfield, L. J. A., Huynh-Ba, G., Iacono, V., Koo, K.-T., Lambert, F., McCauley, L., Quirynen, M., Renvert, S., ... Zitzmann, N. (2018). Peri-implant diseases and

- conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Clinical Periodontology*, 45(S20), S286–S291.
- Block, M. S. (2018). Dental Implants: The Last 100 Years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 76(1), 11–26.
- Bradford, S. A. (2003). Corrosion. In R. A. Meyers (Ed.), *Encyclopedia of Physical Science and Technology (Third Edition)* (pp. 761–778). Academic Press.
- Brånemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399–410.
- Brånemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81–100.
- Cahyaningtyas, N. A., Miranda, A., Metta, P., & Bawono, C. A. (2023). Dental implant macrodesign features in the past 10 years: A systematic review. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 27(2), 131–139.
- Calvillo, J., Galicia, M., Malpica, R., Ordoñez, E., & Pérez, H. F. (2021). Formation of *Escherichia coli* biofilms on the titanium alloy Ti6Al4V: Analysis of the interface and assessment of corrosion. *Corrosion Engineering, Science and Technology*, 56(5), 439–447.
- Charoo, N. A., Barakh Ali, S. F., Mohamed, E. M., Kuttolamadom, M. A., Ozkan, T., Khan, M. A., & Rahman, Z. (2020). Selective laser sintering 3D printing – an overview of the technology and pharmaceutical applications. *Drug Development and Industrial Pharmacy*, 46(6), 869–877.

- Chen, L., Tong, Z., Luo, H., Qu, Y., Gu, X., & Si, M. (2023). Titanium particles in peri-implantitis: Distribution, pathogenesis and prospects. *International Journal of Oral Science*, 15(1), 49.
- Chen, X., Liao, Q., Gong, M., & Fu, Q. (2023). Corrosion Performances of Selective Laser Melting Ti6Al4V Alloy in Different Solutions. *Metals*, 13(2), 192.
- D, D. K., S, D. N. J., Perween, D. N., & Badola, D. I. (2020). Implant abutments: A review. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 6(2), 310–314.
- Davoodi, E., Montazerian, H., Mirhakimi, A. S., Zhianmanesh, M., Ibhaddode, O., Shahabad, S. I., Esmailizadeh, R., Sarikhani, E., Toorandaz, S., Sarabi, S. A., Nasiri, R., Zhu, Y., Kadkhodapour, J., Li, B., Khademhosseini, A., & Toyserkani, E. (2021). Additively manufactured metallic biomaterials. *Bioactive Materials*, 15, 214–249.
- De La Garza-Ramos, M. A., Estupiñan-Lopez, F. H., Gaona-Tiburcio, C., Beltrán-Novelo, L. G., Zambrano-Robledo, P., Cabral-Miramontes, J., & Almeraya-Calderón, F. (2020). Electrochemical Behavior of Ti6Al4V Alloy Used in Dental Implants Immersed in *Streptococcus gordonii* and *Fusobacterium nucleatum* Solutions. *Materials*, 13(18), 4185.
- De Stefano, M., Aliberti, S. M., & Ruggiero, A. (2022). (Bio)Tribocorrosion in Dental Implants: Principles and Techniques of Investigation. *Applied Sciences*, 12(15), 7421.
- Dev, D., Thotakuri, M., & Reddy, A. (2020). Powder bed fusion process: A brief review. *Materials Today: Proceedings*, 46.

- Dini, C., Costa, R. C., Sukotjo, C., Takoudis, C. G., Mathew, M. T., & Barão, V. A. R. (2020). Progression of Bio-Tribocorrosion in Implant Dentistry. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 6, 1.
- Duong, H., Rocuzzo, A., Stähli, A., Salvi, G. E., Lang, N. P., & Sculean, A. (2022). Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses. *Periodontology 2000*, 88(1), 201–237.
- Egan, P. F. (2023). Design for Additive Manufacturing: Recent Innovations and Future Directions. *Designs*, 7(4), Article 4.
- Elias, C. N., Rocha, F. A., Nascimento, A. L., & Coelho, P. G. (2012). Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 16, 169–180.
- Fu, Z., & Körner, C. (2022). Actual state-of-the-art of electron beam powder bed fusion. *European Journal of Materials*, 2(1), 54–116.
- Gao, B., Zhao, H., Peng, L., & Sun, Z. (2023). A Review of Research Progress in Selective Laser Melting (SLM). *Micromachines*, 14(1), Article 1.
- Garg. (2022). *Stainless steel vs. titanium miniscrew implants: Evaluation of stability during retraction of maxillary and mandibular anterior teeth*. 0203;year=2022;volume=11;issue=1;spage=49;epage=49;aulast=Garg
- Glied, A., & Mundiya, J. (2021). Implant Material Sciences. *Dental Clinics of North America*, 65(1), 81–88.
- Gokuldoss, P. K., Kolla, S., & Eckert, J. (2017). Additive Manufacturing Processes: Selective Laser Melting, Electron Beam Melting and Binder Jetting-Selection Guidelines. *Materials (Basel, Switzerland)*, 10(6), 672.

- González, C. A. G., Japón, A. T., Dias, K. B., & Zambrano, C. (2018). Técnicas y métodos electroquímicos: Galvanoplastia y potenciometría. *Alternativas*, 19(1), 80–87.
- Greenfield, E. J. (1991). Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 7(2), 63–68.
- H, H., G, W., & E, H. (2020). The clinical significance of implant stability quotient (ISQ) measurements: A literature review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 10(4), 629–638.
- Hao, D., Shen, J., Hou, Y., Zhou, Y., & Wang, H. (2016). An Improved Empirical Fuel Cell Polarization Curve Model Based on Review Analysis. *International Journal of Chemical Engineering*, 2016(1), 4109204.
- Herrera, D., Berglundh, T., Schwarz, F., Chapple, I., Jepsen, S., Sculean, A., Kebschull, M., Papapanou, P. N., Tonetti, M. S., Sanz, M., & the EFP workshop participants and methodological consultant. (2023). Prevention and treatment of peri-implant diseases—The EFP S3 level clinical practice guideline. *Journal of Clinical Periodontology*, 50(S26), 4–76.
- Hoque, M. E., Showva, N.-N., Ahmed, M., Rashid, A. B., Sadique, S. E., El-Bialy, T., & Xu, H. (2022). Titanium and titanium alloys in dentistry: Current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*, 8(11), e11300.
- Huang, S., Wei, H., & Li, D. (2023). Additive manufacturing technologies in the oral implant clinic: A review of current applications and progress. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11.
- Hultin, M., Davidson, T., Gynther, G., Helgesson, G., Jemt, T., Lekholm, U., Nilner, K., Nordenram, G., Norlund, A., Rohlin, M., Sunnegårdh-Grönberg, K., & Tranæus,

- S. (2012). Oral Rehabilitation of Tooth Loss: A Systematic Review of Quantitative Studies of OHRQoL. *The International Journal of Prosthodontics*, 25, 543–552.
- Inchingolo, A. M., Malcangi, G., Ferrante, L., Del Vecchio, G., Viapiano, F., Inchingolo, A. D., Mancini, A., Annicchiarico, C., Inchingolo, F., Dipalma, G., Minetti, E., Palermo, A., & Patano, A. (2023). Surface Coatings of Dental Implants: A Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(5), 287.
- Jain, N., Gulati, M., Garg, M., & Pathak, C. (2016). Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 10(9), ZE14–ZE17.
- Jáquez-Muñoz, J. M., Gaona-Tiburcio, C., Méndez-Ramírez, C. T., Martínez-Ramos, C., Baltazar-Zamora, M. A., Santiago-Hurtado, G., Estupinan-Lopez, F., Landa-Ruiz, L., Nieves-Mendoza, D., & Almeraya-Calderon, F. (2024). Electrochemical Noise Analysis: An Approach to the Effectivity of Each Method in Different Materials. *Materials*, 17(16), 4013.
- Jiménez, Y., Gil, M., Guerra, M., Baltes, L., & Rosca, J. (2009). Interpretation of open circuit potential of two titanium alloys for a long time immersion in physiological fluid. *Bull. Trans. Uni. Brasov*, 2.
- Jung, R. E., Al-Nawas, B., Araujo, M., Avila-Ortiz, G., Barter, S., Brodala, N., Chappuis, V., Chen, B., De Souza, A., Almeida, R. F., Fickl, S., Finelle, G., Ganeles, J., Gholami, H., Hammerle, C., Jensen, S., Jokstad, A., Katsuyama, H., Kleinheinz, J., ... Windisch, P. (2018). Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 29(S16), 69–77.

- Khoshnaw, F., & Gubner, R. (Eds.). (2020). Part II: Corrosion Topics. In *Corrosion Atlas Case Studies* (pp. xliii–lxviii). Elsevier.
- Laleman, I., & Lambert, F. (2023). Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 25(4), 723–733.
- Lee, C., Chen, Y., Starr, J. R., & Chuang, S. (2016). Survival analysis of wide dental implant: Systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 27(10), 1251–1264.
- Lee, D. J., & Saponaro, P. C. (2019). Management of Edentulous Patients. *Dental Clinics of North America*, 63(2), 249–261.
- Leventhal, G. S. (1951). Titanium, a metal for surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 33-A(2), 473–474.
- Linkow, L. I., & Dorfman, J. D. (1991). Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *The New York State Dental Journal*, 57(6), 31–35.
- Linkow, L. I., Winkler, S., Shulman, M., Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Rossi, F., & Nardone, M. (2016). A New Look at the Blade Implant. *Journal of Oral Implantology*, 42(4), 373–380.
- Liu, Q., Yuan, H., Jiang, S., Nsilani Kouediatouka, A., Li, J., Liu, Y., & Dong, G. (2022). Laser hexagonal texture on surface of Ti6Al4V for the improvement of fluid spreadability and tribological properties. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 237, 135065012211082.

- Liu, Y., Rath, B., Tingart, M., & Eschweiler, J. (2020). Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, *108*(3), 470–484.
- Luqman, M., Seikh, A. H., Sarkar, A., Ragab, S. A., Mohammed, J. A., Ijaz, M. F., & Abdo, H. S. (2020). A Comparative Study of the Electrochemical Behavior of  $\alpha$  and  $\beta$  Phase Ti6Al4V Alloy in Ringer's Solution. *Crystals*, *10*(3), 190.
- M, M., & S, M. (2023). Configurations of implant threads: A Review. *Scholars Journal of Dental Sciences*, *10*(05), 86–90.
- Mangano, F., Chambrone, L., Noort, R., Miller, C., Hatton, P., & Mangano, C. (2014). Direct Metal Laser Sintering Titanium Dental Implants: A Review of the Current Literature. *International Journal of Biomaterials*, *2014*, 1–11.
- Martin, A. A., Calta, N. P., Khairallah, S. A., Wang, J., Depond, P. J., Fong, A. Y., Thampy, V., Guss, G. M., Kiss, A. M., Stone, K. H., Tassone, C. J., Nelson Weker, J., Toney, M. F., van Buuren, T., & Matthews, M. J. (2019). Dynamics of pore formation during laser powder bed fusion additive manufacturing. *Nature Communications*, *10*(1), Article 1.
- Mello, B. F., De Carvalho Formiga, M., Bianchini, M. A., Borges, I., Coura, G., Tumedei, M., Fuller, R., Petrini, M., Romasco, T., Vaz, P., Piattelli, A., & Di Pietro, N. (2023). Insertion Torque (IT) and Implant Stability Quotient (ISQ) Assessment in Dental Implants with and without Healing Chambers: A Polyurethane In Vitro Study. *Applied Sciences*, *13*(18), Article 18.
- Mischler, S., & Munoz, A. I. (2018). Tribocorrosion. In K. Wandelt (Ed.), *Encyclopedia of Interfacial Chemistry* (pp. 504–514). Elsevier.

- Mohd nor, S., Ismail, R., Ahmad, S., Samsudin, A. S., & Mohamad Isa, M. I. N. (2016). Development of low cost block mold for copper alloy casting. *Jurnal Teknologi*, 78, 27–33.
- Olesova, V. N., Shashmurina, V. R., Shugailov, I. A., Olesov, E. E., & Mirgazizov, M. Z. (2019). Study of the Biocompatibility of Titanium-Niobium Implants by the Parameters of Their Osseointegration under Experimental Conditions. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*, 166(5), 686–688.
- Oliveira, J. P., LaLonde, A. D., & Ma, J. (2020). Processing parameters in laser powder bed fusion metal additive manufacturing. *Materials & Design*, 193, 108762.
- Oza, U., Parikh, H., Duseja, S., & Agrawal, C. (2020). *Dental Implant Biomaterials: A Comprehensive Review*. 5(2), 87–92.
- Panahi, P., Khorasani, S. N., Mensah, R. A., Das, O., & Neisiany, R. E. (2024). A review of the characterization methods for self-healing assessment in polymeric coatings. *Progress in Organic Coatings*, 186, 108055.
- Pandey, C., Rokaya, D., & Bhattarai, B. P. (2022). Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *BioMed Research International*, 2022, 1–11.
- Prakash, M., Audi, K., & Vaderhobli, R. M. (2021). Long-Term Success of All-Ceramic Dental Implants Compared with Titanium Implants. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 31(1).
- Prithviraj, D., & Muley, N. (2012). Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 3(3), 122–129.

- Rahmanivahid, P., & Heidari, M. (2022). Design parameters of dental implants: A review. *Revista Internacional de Métodos Numéricos Para Cálculo y Diseño En Ingeniería*, 38.
- Rausch, M. A., Shokoohi-Tabrizi, H., Wehner, C., Pippenger, B. E., Wagner, R. S., Ulm, C., Moritz, A., Chen, J., & Andrukhov, O. (2021). Impact of Implant Surface Material and Microscale Roughness on the Initial Attachment and Proliferation of Primary Human Gingival Fibroblasts. *Biology*, 10(5), 356.
- Regassa Hunde, B., & Debebe Woldeyohannes, A. (2022). Future prospects of computer-aided design (CAD) – A review from the perspective of artificial intelligence (AI), extended reality, and 3D printing. *Results in Engineering*, 14, 100478.
- Renvert, S., Persson, G. R., Pirih, F. Q., & Camargo, P. M. (2018). Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *Journal of Periodontology*, 89 Suppl 1, S304–S312.
- Romanos, G. E., Schesni, A., Nentwig, G.-H., Winter, A., Sader, R., & Brandt, S. (2023). Impact of Implant Diameter on Success and Survival of Dental Implants: An Observational Cohort Study. *Prosthesis*, 5(3), Article 3.
- Rudy, R., Levi, J., Paul, Bonacci, F., Weisgold, A., & Engler-Hamm, D. (2008). Intraosseous anchorage of dental prostheses: An early 20th century contribution. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29, 220–222, 224, 226.
- Saha, S., & Roy, S. (2022). Metallic Dental Implants Wear Mechanisms, Materials, and Manufacturing Processes: A Literature Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 16(1), 161. <https://doi.org/10.3390/ma16010161>

- Salmi, M. (2021). Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials*, *14*(1), 191.
- Sames, W. J., List, F. A., Pannala, S., Dehoff, R. R., & Babu, S. S. (2016). The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. *International Materials Reviews*, *61*(5), 315–360.
- Săndulescu, M., Sîrbu, V. D., & Popovici, I. A. (2023). Bacterial species associated with peri-implant disease – a literature review. *Germs*, *13*(4), 352–361.
- Sefene, E. M. (2022). State-of-the-art of selective laser melting process: A comprehensive review. *Journal of Manufacturing Systems*, *63*, 250–274.
- Singla, S., Kumar, L., & Rathee, M. (2018). Know your implant connections. *African Journal of Oral Health*, *6*, 1–7.
- Small, I. A., & Misiak, D. (1986). A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, *44*(1), 60–66.
- Smith, G., & McCay, K. (2023). Chapter 9—Fuel cell short stack testing. In P. K. Das, K. Jiao, Y. Wang, B. Frano, & X. Li (Eds.), *Fuel Cells for Transportation* (pp. 253–278). Woodhead Publishing.
- Tait, W. S. (2018). Chapter 5—Electrochemical Corrosion Basics. In M. Kutz (Ed.), *Handbook of Environmental Degradation of Materials (Third Edition)* (pp. 97–115). William Andrew Publishing.
- Telegdi, J., Shaban, A., & Vastag, G. (2018). Biocorrosion—Steel. In K. Wandelt (Ed.), *Encyclopedia of Interfacial Chemistry* (pp. 28–42). Elsevier.

- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E.-S., & Jiang, H. B. (2021). A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*, 2021, e9950131.
- Tigmeanu, C. V., Ardelean, L. C., Rusu, L.-C., & Negrutiu, M.-L. (2022). Additive Manufactured Polymers in Dentistry, Current State-of-the-Art and Future Perspectives-A Review. *Polymers*, 14(17), Article 17.
- Van Velzen, F. J. J., Ofec, R., Schulten, E. A. J. M., & Ten Bruggenkate, C. M. (2015). 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: A prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research*, 26(10), 1121–1128.
- Vatteroni, E., Covani, U., & Menchini Fabris, G. B. (2023). The New Generation of Subperiosteal Implants for Patient-Specific Treatment of Atrophic Jawbone: Literature Review and a Two-Case Report. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*.
- W. Nicholson, J. (2020). Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis*, 2(2), Article 2.
- Xia, D.-H., Deng, C.-M., Macdonald, D., Jamali, S., Mills, D., Luo, J.-L., Strebl, M. G., Amiri, M., Jin, W., Song, S., & Hu, W. (2022). Electrochemical measurements used for assessment of corrosion and protection of metallic materials in the field: A critical review. *Journal of Materials Science & Technology*, 112, 151–183.
- Xie, K., Guo, Y., Zhao, S., Wang, L., Wu, J., Tan, J., Yang, Y., Wu, W., Jiang, W., & Hao, Y. (2019). Partially Melted Ti6Al4V Particles Increase Bacterial Adhesion

- and Inhibit Osteogenic Activity on 3D-printed Implants: An In Vitro Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 477(12), 2772.
- Yamaguchi, Y., Shiota, M., Fujii, M., Shimogishi, M., & Munakata, M. (2020). Effects of implant thread design on primary stability—A comparison between single- and double-threaded implants in an artificial bone model. *International Journal of Implant Dentistry*, 6, 42.
- Yao, L., Ramesh, A., Xiao, Z., Chen, Y., & Zhuang, Q. (2023). Multimetal Research in Powder Bed Fusion: A Review. *Materials*, 16(12), 4287.
- Yasa, E. (2021). Chapter 3 - Selective laser melting: Principles and surface quality. In J. Pou, A. Riveiro, & J. P. Davim (Eds.), *Additive Manufacturing* (pp. 77–120). Elsevier.
- Zhou, W., Kuderer, S., Liu, Z., Ulm, C., Rausch-Fan, X., & Tangl, S. (2017). Peri-implant bone remodeling at the interface of three different implant types: A histomorphometric study in mini-pigs. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1443–1449.

## **RESUMÉN BIOGRÁFICO**

CARLOS ALONSO LEAL TORRES

Candidato para el Grado de Maestro en Ciencias Odontológicas con Orientación en  
Periodoncia con Implantología Oral

**Tesis: Análisis del comportamiento electroquímico de una  
aleación manufacturada por aditiva (Ti6Al4V) en el diseño de implante dental.**

Campo del Estudio: Ciencias de la Salud

Datos Personales: Nacido en Monterrey, Nuevo León, México, el 30 de noviembre de  
1999. Hijo de Erasmo Leal Campos y Claudia Adriana Torres Mosqueda

Educación: Egresado de la Universidad Autónoma de Nuevo León, con un grado de  
Licenciado en Cirujano Dentista en 2024