

Tecnológico de Costa Rica
Escuela de Ciencia e Ingeniería de los Materiales

“Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión, de estructuras reticulares de Ti-6Al-4V, fabricadas por fusión laser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas”

Proyecto Final de Graduación para optar por el Título de Ingeniera en Materiales con el Grado Académico de Licenciatura

Realizado por: María Fernanda Nájera Obando

Profesor guía: Dr.-Ing. Teodolito Guillen Girón

Lector 1: M.Sc. Fabián Araya Mora

Lector 2: Ing. Tatiana Zamora Rojas

Asesor industrial: PhD. Antti Järvenpää

Cartago, Costa Rica

Noviembre, 2024

Tecnológico de Costa Rica
Escuela de Ciencia e Ingeniería de los Materiales

“Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión, de estructuras reticulares de Ti-6Al-4V, fabricadas por fusión laser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas”

Proyecto Final de Graduación para optar por el Título de Ingeniera en Materiales con el Grado Académico de Licenciatura

Realizado por: María Fernanda Nájera Obando

Profesor guía: Dr.-Ing. Teodolito Guillen Girón

Lector 1: M.Sc. Fabián Araya Mora

Lector 2: Ing. Tatiana Zamora Rojas

Asesor industrial: PhD. Antti Järvenpää

Cartago, Costa Rica

Noviembre, 2024

RESUMEN

Nájera Obando, María Fernanda. 2024. Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión de estructuras reticulares de Ti-6Al-4V, fabricadas por fusión láser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas, Tecnológico de Costa Rica. Profesor Asesor: Teodolito Guillen Girón.

Este proyecto fue desarrollado en la Universidad de Oulu, Finlandia y consistió en desarrollar y estudiar las propiedades mecánicas, morfológicas y superficiales de estructuras porosas fabricadas mediante fusión láser por lecho de polvo para aplicaciones biomédicas; tales como el tratamiento de fracturas y enfermedades óseas como la osteoporosis, ya que estos andamios logran simular la morfología el comportamiento mecánico del hueso. Para esto se desarrollaron tres estructuras de superficies mínimas triplemente: diamante, primitiva y split P. Además, se estudió el caso con y sin una rampa de densidad radial; así como sin tratamiento superficial y al aplicar electropulido y grabado químico. Los estudios abarcaron análisis de rugosidad, microscopía electrónica de barrido, difracción por retrodispersión de electrones, medición de masa y densidad relativa, así como pruebas de compresión. El electropulido no resultó tener un efecto significativo en las muestras, mientras el grabado químico presentó una mayor penetración y un mejor acabado; teniendo el menor efecto en la estructura split P. La estructura diamante presentó el mayor módulo elástico y un comportamiento frágil; la estructura primitiva tuvo un comportamiento ligeramente dúctil y el menor límite elástico; la split P tuvo el mayor límite elástico y el comportamiento más dúctil. La presencia de un gradiente radial aumentó el módulo elástico y disminuyó el límite. En cuanto a la microestructura, el 99% de esta corresponde a α' martensítica, que crece en la disposición de los granos β anteriores, en este caso se recomienda la aplicación de tratamientos térmicos para aumentar la concentración de granos β . Los resultados obtenidos indican que las estructuras planteadas tienen un potencial prometedor para su utilización futura en aplicaciones biomédicas, lo que podría traer grandes beneficios a la sociedad como la personalización de implantes, reducción de los casos de rechazo del cuerpo y fenómenos como la protección esfuerzos.

Palabras clave:

Ti-6Al-4V, impresión 3D, diamante, primitiva, split P, grabado químico, gradiente.

Abstract

Nájera Obando, María Fernanda. 2024. Study of the morphological and mechanical properties in compression of Ti-6Al-4V reticular structures, manufactured by laser powder bed fusion, for biomedical applications, Tecnológico de Costa Rica. Tutor Professor: Teodolito Guillén Girón.

This project was developed at the University of Oulu, Finland, and focused on developing and studying the mechanical, morphological, and surface properties of porous structures fabricated through powder bed fusion laser beam for biomedical applications, including the treatment of fractures and bone diseases like osteoporosis, as these scaffolds can effectively mimic the morphology and mechanical behavior of bone. For this purpose, three types of triply periodic minimal surface (TPMS) structures were designed: diamond, primitive, and split P. The study included cases with and without a radial density gradient, as well as surface treatment variants using electropolishing and chemical etching. The analyses performed encompassed roughness evaluation, scanning electron microscopy, Electron backscatter diffraction, mass and relative density measurements, and compression testing. Electropolishing showed no significant effect on the samples, while chemical etching demonstrated deeper penetration and an improved surface finish, with the least effect observed in the split P structure. The diamond structure exhibited the highest young module but displayed brittle behavior, the primitive structure showed slightly ductile behavior with the lowest yield strength, and the split P structure showed the highest yield strength and the most ductile behavior. The presence of a radial gradient increased the elastic modulus and decreased the yield strength. In terms of microstructure, 99% of the material consisted of α' martensitic phase aligned with prior β grain orientation; in this case, thermal treatments are recommended to increase β grain concentration. The results obtained indicate that these structures hold promising potential for future biomedical applications, which could yield significant societal benefits, such as personalized implants, reduction in cases of bodily rejection, and mitigation of stress shielding effects.

Keywords:

Ti-6Al-4V, 3D printing, diamond, primitive, split P, chemical etching, gradient.

ACTA DE ENTREGA DEL INFORME FINAL DE LA PRÁCTICA DIRIGIDA

Se certifica que se ha recibido el Informe Final de la Práctica Dirigida, realizada por la estudiante María Fernanda Nájera Obando, carné 2020027656, la cual se titula: Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión de estructuras reticulares de Ti-6Al-4V, fabricadas por fusión laser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas, y que se realizó en la Universidad de Oulu, Finlandia, en el II Semestre de 2024.

La Práctica Dirigida es un requisito académico del Programa de Bachiller en Ingeniería en Materiales de la Escuela de en Ciencia e Ingeniería en Materiales del Tecnológico de Costa Rica.

Este documento ha sido declarado:

Público [X]

Firmado digitalmente por
TEODOLITO GUILLEN GIRON
(FIRMA)
Motivo: Estoy de acuerdo con las partes especificadas de este documento
Fecha: 2024.11.21 17:05:18 -06'00'

TEC | Tecnológico de Costa Rica

Dr.-Ing. Teodolito Guillen Girón
Profesor Guía

Confidencial []

Firmado digitalmente por María Fernanda Nájera Obando
Fecha: 2024.11.18 19:28:14 -06'00'

María
Fernanda
Nájera Obando

María Fernanda Nájera Obando
Estudiante

Firmado digitalmente por
FABIAN ARAYA MORA (FIRMA)
Fecha: 2024.11.19 13:01:54 -06'00'

**FABIAN ARAYA
MORA (FIRMA)**

M.Sc. Fabián Araya Mora
Profesor Lector

Firmado digitalmente por
RICARDO ESQUIVEL ISERN
(FIRMA)
Fecha: 2024.11.20 09:31:52 -06'00'



Ing. Tatiana Zamora Rojas
Profesora Lectora

Firmado digitalmente por
RICARDO ESQUIVEL ISERN
(FIRMA)
Fecha: 2024.11.20 09:31:52 -06'00'

M.Sc. Ricardo Esquivel Isern
Director Escuela de Ciencia e
Ingeniería de los Materiales

Cartago, 18 de noviembre de 2024

CONSTANCIA DE DEFENSA PUBLICA DEL PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

El presente Proyecto Final de Graduación titulado “Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión de estructuras reticulares de Ti-6Al-4V, fabricadas por fusión laser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas”, y realizado en la empresa “Universidad de Oulu”, durante el II Semestre de 2024, ha sido defendido, ante el Tribunal Examinador integrado por los profesores Teodolito Guillen Girón, Fabián Araya Mora y Tatiana Zamora Rojas; como requisito para optar al grado de Licenciatura en Ingeniería en Materiales de la Escuela de Ciencia e Ingeniería de los Materiales, del Tecnológico de Costa Rica.

Este documento y su defensa ante el Tribunal Examinador han sido declarados:

Públicos [X]

Confidenciales []

TEC | Tecnológico
de Costa Rica

Firmado digitalmente por
TEODOLITO GUILLEN GIRON
(FIRMA)
Motivo: Estoy de acuerdo con las
partes especificadas de este
documento
Fecha: 2024.11.21 17:05:47 -06'00'

Dr.-Ing. Teodolito Guillen Girón

Profesor Guía

FABIAN ARAYA
MORA (FIRMA)

Firmado digitalmente por
FABIAN ARAYA MORA (FIRMA)
Fecha: 2024.11.19 13:02:19
-06'00'

M.Sc. Fabián Araya Mora

Profesor Lector

María
Fernanda
Nájera
Obando

Firmado
digitalmente por
María Fernanda
Nájera Obando
Fecha: 2024.11.18
19:28:39 -06'00'

María Fernanda Nájera Obando

Estudiante



Ing. Tatiana Zamora Rojas

Profesora Lectora

RICARDO ESQUIVEL
ISERN (FIRMA)

Firmado digitalmente por
RICARDO ESQUIVEL ISERN
(FIRMA)
Fecha: 2024.11.21 16:04:59 -06'00'

M.Sc. Ricardo Esquivel Isern

Director Escuela de Ciencia e

Ingeniería de los Materiales

Cartago, 18 de noviembre de 2024

CARTA DE ENTENDIMIENTO

Señores

Tecnológico de Costa Rica

Biblioteca José Figueres Ferrer

Yo María Fernanda Nájera Obando, carné 2020027656, autorizo (X) no autorizo () a la Biblioteca José Figueres del Tecnológico de Costa Rica disponer del Trabajo Final realizado por mi persona, con el título “Estudio de las propiedades morfológicas y mecánicas en compresión de estructuras reticulares, fabricadas por fusión laser de lecho de polvo, para aplicaciones biomédicas” para ser ubicado en el Repositorio institucional y Catálogo SIBITEC para ser accesado a través de la red Internet.

María
Fernanda
Nájera
Obando



Firmado digitalmente por María
Fernanda Nájera Obando
Fecha: 2024.11.18 19:29:05 -06'00'

Firma de Estudiante

702960017

Cédula

AGRADECIMIENTO

Agradezco profundamente a mi familia, mi pilar, que siempre ha creído en mí; a mis amigos que caminaron conmigo durante todos estos años de aprendizaje, gracias por su ánimo, apoyo y amor. También al Tecnológico de Costa Rica, así como a la Universidad de Oulu y el Instituto Kerttu Saalasti, por brindarme un espacio para estudiar y desarrollarme profesionalmente, a todos mis profesores por sus enseñanzas, especialmente a mis tutores: Teodolito Guillen, Antti Järvenpää y Miguel Araya, por su guía y apoyo a lo largo de este proyecto. Finalmente, a Dios, por ser mi fortaleza y protección en cada paso.

DEDICATORIA

*A mis padres, Xinia Obando y Martín
Nájera, cuya sabiduría, amor y sacrificio
han sido la base de todos mis logros.
Gracias por ser mi guía y mi fortaleza.*

*A mis hermanos y amigos, que
siempre me sacan sonrisas en los días más
oscuros. Qué afortunada soy de caerme,
levantarme y crecer con ustedes.*

“Con resiliencia y con determinación, se pueden sacar las preguntas que uno tenga en mente, con la colaboración precisamente como clave” - Ana Alicia Rojas.

“El miedo es inevitable, tengo que aceptarlo, pero no puedo permitir que me paralice” - Isabel Allende.

“La vida está llena de sorpresas para aquellos que no tienen miedo de arriesgarse e ir por ello” - Jeannette Benavides.

“Tienes la fuerza de tu grandeza, pero tienes que tomar el timón y decidir tu propio curso. Síguelo, no importa que duela” - John Silver, El planeta del tesoro.

ÍNDICE GENERAL

	Página
i. Resumen.....	ii
ii. Acta de entrega del informe final de la práctica dirigida.....	iv
iii. Constancia de defensa publica del proyecto final de graduación	v
iv. Carta de entendimiento	vi
v. Agradecimiento.....	vii
vi. Dedicatoria	viii
vii. Índice general	x
viii. Índice de tablas.....	xiii
ix. Índice de figuras.....	xiii
x. Índice de Anexos.....	xv
I. Introducción	16
A. Identificación de la empresa	16
B. Justificación del estudio	16
C. Impacto socioambiental.....	18
D. Objetivos del proyecto.....	20
E. Alcances y limitaciones.....	21
II. Marco teórico	22
1. Salud.....	22
1.1. Salud humana.....	22
1.2. Estructura del hueso	22
2. Implantes óseos	23
2.1. Aplicaciones de los implantes óseos	23

2.2.	Materiales comunes en implantes óseos	24
2.3.	Características críticas de los implantes.....	25
2.4.	Estructuras porosas y materiales celulares.....	26
2.5.	Estructuras con gradiente	27
3.	Estructuras de superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS).....	28
3.1.	Estructura primitiva.....	28
3.2.	Estructura diamante.....	29
3.3.	Estructura split P	29
4.	Procesos de manufactura de implantes.....	30
4.1.	Manufactura Aditiva (MA).....	31
4.2.	Fusión láser por lecho de polvo (PBF-LB)	31
5.	Ti-6Al-4V desarrollado por PBF-LB	32
5.1.	Propiedades mecánicas.....	33
5.2.	Propiedades morfológicas	35
5.3.	Biocompatibilidad.....	36
6.	Tratamientos superficiales.....	36
6.1.	Electropulido.....	37
6.2.	Grabado químico.....	37
7.	Análisis de superficie.....	37
7.1.	Pruebas de rugosidad.....	37
7.2.	Microscopio electrónico de barrido (SEM).....	38
8.	Análisis microestructural.....	38
9.	Análisis mecánicos	38
III.	Metodología del proyecto	40

1.	Materiales	40
1.1.	Materia prima	40
1.2.	Probetas	40
2.	Fabricación de las probetas.....	40
2.1.	Diseño de andamio	40
2.2.	Impresión por medio fusión láser por lecho de polvo.....	42
3.	Aplicación de tratamiento superficial.....	43
3.1.	Electropulido	43
3.2.	Grabado químico	44
4.	Análisis superficial	44
4.1.	Análisis de rugosidad	44
4.2.	Análisis SEM	45
5.	Análisis de densidad relativa	46
6.	Pruebas estáticas de compresión.....	47
7.	Análisis metalográfico.....	47
8.	Simbología de los resultados	48
IV.	Resultados y análisis	49
1.	Proceso de los tratamientos superficiales	49
2.	Efecto de los tratamientos superficiales en el grosor de los puntales, tamaño de poro y apariencia de la muestra	49
3.	Análisis de rugosidad superficial.....	54
4.	Cambio en la masa y la densidad relativa.....	56
5.	Análisis de módulo de Young y limite elástico en compresión	58
6.	Análisis de modo de falla en compresión.....	61
7.	Análisis microestructural	65

8. Reporte de costos.....	67
9. Análisis ambiental	68
10. Análisis del impacto social.....	68
V. Conclusiones	71
VI. Recomendaciones.....	73
VII. Bibliografía	74
Anexos.....	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla No. Descripción.	Página
Tabla 1. Composición química de la aleación Ti-6Al-4V ELI (wt-%) [88].....	33
Tabla 2. Medida de rugosidad superficial promedio de las muestras (μm).....	54
Tabla 3. Módulo de Young y límite elástico en compresión de las muestras evaluadas....	59
Tabla 4. Tabla de costos del proyecto.	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura No. Descripción	Página
Figura 1. Variación de la estructura ósea según la ubicación, en este ejemplo, del fémur humano [42].....	23
Figura 2. Beneficio de utilizar estructuras porosas: a) Protección contra el estrés que produce atrofia ósea, b) osteointegración en una estructura de andamiaje intrincada [70].	26
Figura 3. Modelo CAD de diferentes estructuras TPMS [75].....	28

Figura 4. Celda unitaria de estructuras TPMS: a) primitiva, b) diamante, c) split P [77]..	30
Figura 5. Esquema del proceso de PBF-LB [84].....	32
Figura 6. Mecanismos de deformación en compresión de estructuras TPMS [16].....	34
Figura 7. Evolución de la microestructura de la aleación Ti64: a) tal como se construyó con un espesor de capa de 50 mm, b) recocido posterior, c) SEM de recocido posterior [93].	35
Figura 8. Ejemplo de polvo de metal parcialmente derretido adherido a la superficie tras impresión por SLM [18].....	36
Figura 9. Diseño de probetas TPMS: a) primitiva, b) diamante, c) split P.	41
Figura 10. Corte transversal de probetas TPMS con gradiente radial: a) primitiva, b) diamante, c) split P.	42
Figura 11. Impresora SLM 280 HL 700 W de Solutions GmbH [85].....	43
Figura 12. Proceso de electropulido.	44
Figura 13. Ejemplo de línea trazada sobre puntal en andamio con estructura primitiva posterior a los tratamientos superficiales.....	45
Figura 14. Microscopio SEM utilizado en el estudio.....	46
Figura 15. Prueba de compresión.	47
Figura 16. Muestra utilizada en análisis microestructural.....	48
Figura 17. Gráfico del cambio porcentual en el grosor del elemento estructural.....	49
Figura 18. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.	50
Figura 19. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.	51
Figura 20. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.	52
Figura 21. Gráfico del cambio en el tamaño de poro de las distintas estructuras.	53
Figura 22. Gráfico de la medida de rugosidad superficial promedio de las muestras.....	55

Figura 23. Cambio porcentual en la masa de las muestras.....	56
Figura 24. Densidad relativa real de las muestras, en el estado inicial y después de los tratamientos superficiales.	57
Figura 25. Imágenes del proceso de impresión de las muestras.....	58
Figura 26. Modo de falla por compresión de estructura diamante: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.....	61
Figura 27. Modo de falla por compresión de estructura primitiva: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.....	63
Figura 28. Modo de falla por compresión de estructura split P: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.....	64
Figura 29. Imagen EBSD de granos y fases presentes en la muestra: a) vista superior de la muestra, b) vista lateral de la muestra.	65
Figura 30. Imagen EBSD con IPF paralelo a la dirección Y1 y a) vista superior de la muestra, b) vista lateral de la muestra, c) colorimetría del IPF.	66

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo No. Descripción.	Página
Anexo 1. Gráfico esfuerzo deformación estructuras diamante con densidad constante.	87
Anexo 2. Gráfico esfuerzo deformación estructuras primitiva con densidad constante.	87
Anexo 3. Gráfico esfuerzo deformación estructuras split P con densidad constante.....	88
Anexo 4. Gráfico esfuerzo deformación estructuras diamante con densidad radial.	88
Anexo 5. Gráfico esfuerzo deformación estructuras primitiva con densidad radial.	89
Anexo 6. Gráfico esfuerzo deformación estructuras split P con densidad radial.....	89

I. INTRODUCCIÓN

A. Identificación de la empresa

El proyecto se realiza en el Instituto Kerttu Saalasti, el cual es parte de la Universidad de Oulu, en Finlandia. Este es un instituto de investigación internacional, el cual busca el desarrollo, la investigación y la educación en tecnologías de producción futuras, así como la búsqueda de aplicaciones para estas que tengan un impacto social real. Cabe decir que la Universidad de Oulu se fundó en 1958, mientras el Instituto se consolidó en 2015 [1].

Se ofrecen servicios de investigación para las diferentes empresas en diversos ámbitos, incluidos materiales biológicos, programas informáticos, bases de datos, invenciones y nuevas ideas comerciales. Análisis de materiales a nivel macro, micro y nano; servicios de producción, desde la fabricación digital, creación de prototipos hasta la fabricación o reparación a gran escala [2, 3].

Dentro de este marco, se trabaja con el grupo FMT, por sus siglas en inglés “Future Manufacturing Technologies”, el cual se centra en transferir las mejores propiedades de los materiales metálicos, especialmente los aceros, como factores superiores en los productos finales, utilizando métodos de producción rentables [4, 5]. El proyecto desarrollado es parte del área de la manufactura aditiva (MA), específicamente a través de fusión laser de lecho de polvo, donde se producen y analizan estructuras porosas que puedan llegar a utilizarse en implantes óseos y otras aplicaciones biomédicas.

B. Justificación del estudio

La necesidad de crear nuevos implantes para hueso trabecular, con correcta rugosidad superficial, rigidez, densidad, propiedades mecánicas y bajo coste, es un objetivo de investigación actual. Según la OMS los trastornos musco-esqueléticos son un problema creciente en la sociedad, 436 millones de personas en todo el mundo sufrieron fracturas y 175 millones amputaciones; además de esto existen diversas enfermedades óseas, como la osteoporosis, que actualmente afecta a más de 300 millones de personas y produce alrededor de 8.9 millones de fracturas [6 - 8].

Las fracturas y amputaciones, así como el tener que llegar a usar un implante o una prótesis es un proceso largo, doloroso y costoso. Causa dolor crónico, imposibilita una correcta actividad física y disminuye la calidad de vida, genera dependencia hacia los cuidadores, dificultad para realizar tareas, baja autoestima y depresión. Además de los altos costos, desde el tratamiento quirúrgico, cirugías de revisión, estancia hospitalaria, el costo del implante en sí, entre otros, alcanzando una media de más de \$14 000 por persona. Se informa que el costo anual directo del tratamiento de las fracturas osteoporóticas de las personas en promedio es entre 5000 y 6500 mil millones de dólares solo en Canadá, Europa y los EE. UU., sin tener en cuenta los costos indirectos como la discapacidad y la pérdida de productividad [9 - 11].

Tecnologías como Fusión Láser por Lecho de Polvo, “Powder Bed Fusion - Laser Beam” (PBF-LB), Fusión Selectiva por Láser “Selective Laser Melting” (SLM) y Manufactura aditiva (AM, por sus siglas en inglés) ofrecen una alternativa para generar implantes personalizados y de mejor calidad. En el desarrollo del diseño del andamio se deben considerar parámetros como material, porosidad y densidad, buscando la opción que logre las mejores propiedades mecánicas y de biocompatibilidad; la porosidad define la permeabilidad de los andamios, es decir, la facilidad con la que pueden fluir nutrientes, oxígeno, materiales de desecho; también afecta la capacidad con la que el hueso crece dentro del implante, permitiendo la osteointegración [12 - 14].

Las estructuras de superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS, por sus siglas en inglés) son una gran opción para asemejar la estructura del hueso trabecular, en este estudio se abarcarán 3 estructuras, diamante, primitiva y split P. Las estructuras tipo TPMS, están compuestas por infinitas superficies periódicas que no se intersecan entre sí en tres direcciones principales y se generan a partir de una ecuación algebraica. La estructura diamante es similar a la disposición atómica de este material, formada por un patrón repetitivo de átomos enlazados tetraédricamente; se puede conceptualizar como dos redes cúbicas centradas en las caras (FCC, por sus siglas en inglés) interpenetrantes, desplazadas entre sí a lo largo de la diagonal del cuerpo de la celda cúbica [15, 16].

La estructura primitiva está marcada por un patrón repetitivo de puntos de silla y túneles, sus simetrías son las de la red cúbica primitiva, las líneas rectas de la superficie se

encuentran de tres en tres en los puntos ramificados del mapa de Gauss, lo que hace evidente que la superficie es una cubierta doble ramificada sobre los vértices de un cubo. Las líneas rectas cortan la superficie en cuadriláteros mínimos, mientras los bordes siguen cuatro bordes no planos de un octaedro regular [15, 17].

La estructura Split P es bastante compleja de definir con palabras, con su ecuación se puede controlar la fracción de volumen, el área de superficie y la relación área de superficie a volumen de la red resultante; al final se forma una estructura con simetría cúbica, es decir que la matriz de rigidez tiene tres componentes independientes [18, 19]. Estas estructuras han presentado un buen comportamiento mecánico, evitando el fenómeno de protección de esfuerzos, en el cual el hueso no obtiene estimulación mecánica y comienza a deteriorarse, debido a que todo el esfuerzo va al implante [20, 21].

Por otro lado, la aleación Ti-6Al-4V es uno de los materiales comunes debido a sus propiedades mecánicas, como altas temperaturas de trabajo, alta resistencia a la fatiga, resistencia a la fluencia, excelente resistencia a la corrosión y biocompatibilidad [22 - 24], es importante estudiar tratamientos posteriores aplicables que puedan mejorar las propiedades del implante, ya sea modificando sus propiedades mecánicas o mejorando su superficie, dado que la presencia de partículas sueltas que puedan fluir por el cuerpo puede causar reacciones alérgicas, infecciones y hasta la pérdida del implante, entre los tratamientos que pueden mejorar esto se encuentran el electropulido y el grabado químico [25, 26].

Probar las propiedades del andamio es muy importante para demostrar que se puede utilizar en aplicaciones clínicas, por lo que se pueden realizar varios análisis. Un análisis en el microscopio electrónico de barrido (SEM, por sus siglas en inglés) para estudiar la superficie, tamaño de los puntales y porosidad, estudios de rugosidad y metalografías para analizar cambios en la microestructura del grano de titanio. Así como análisis mecánicos, ensayos de compresión estática y estudios de fatiga dinámica, para definir el módulo elástico, límite elástico y resistencia a la fatiga [27 - 30].

C. Impacto socioambiental

En cuanto al impacto social, el desarrollo de nuevas estructuras que puedan ser utilizadas para implantes porosos tiene un papel crucial en la mejora de la salud humana y la calidad de vida de pacientes con enfermedades óseas, fracturas o amputaciones. Con la

manufactura aditiva y el proceso PBF-LB se podrían fabricar implantes personalizados, que tengan una buena biocompatibilidad y osteointegración, reduciendo las posibilidades de rechazo por parte del cuerpo y otras complicaciones post operatorias, para propiciar una correcta sanación [25, 31].

Además, con los implantes actuales se tiene un problema crítico, el “stress shielding”, lo cual podría traducirse a apantallamiento de tensión o redistribución de estrés, y se refiere a cuando, por la mayor rigidez del implante, produce pérdida ósea como consecuencia de la disminución de la carga fisiológica del hueso según la ley de Wolff; esto porque se elimina la carga dinámica necesaria para mantener la resistencia ósea. Dicho problema se puede reducir utilizando estructuras porosas como las que se plantean en este proyecto, ya que permiten una mejor distribución de las cargas entre el hueso natural y el implante [32 - 34].

Por otro lado, manufactura aditiva, es más eficiente que los métodos tradicionales como la forja, la fundición y el mecanizado, ya que el desperdicio de material se reduce significativamente, utilizando solo lo necesario para un modelo específico y permitiendo el uso de polvo metálico reciclado, lo que mejora la eficiencia del material entre un 35 y un 80 %. También se mejora la eficiencia energética, con el uso controlado de la energía sólo en las áreas necesarias. Esto contrasta con procesos como la fundición, que requiere calentar grandes cantidades de metal, y el mecanizado, que utiliza grandes cantidades de energía en múltiples pasos de procesamiento. Cabe decir que estas ventajas son especialmente relevantes para piezas complejas y en pequeñas cantidades, como los implantes porosos, otros casos deben analizarse individualmente [35 - 37].

D. Objetivos del proyecto

Objetivo General

- Estudiar las propiedades mecánicas, morfológicas y superficiales de estructuras reticulares fabricadas mediante Fusión Láser por Lecho de Polvo (PBF-LB) para aplicaciones biomédicas.

Objetivos Específicos

- Fabricar estructuras porosas de Ti-6Al-4V utilizando PBF-LB, optimizando características morfológicas como la geometría de la celda unitaria y la densidad relativa.
- Caracterizar la microestructura mediante análisis metalográficos y SEM para evaluaciones detalladas de la morfología de la superficie, considerando un tratamiento superficial.
- Evaluar las propiedades mecánicas de las probetas porosas con diferentes tipos de estructura, densidades relativas y tratamiento superficial, mediante análisis estáticos.

E. Alcances y limitaciones

Alcances

Los alcances de este proyecto incluyen el diseño y la fabricación de estructuras porosas de Ti-6Al-4V utilizando PBF-LB, abarcando 3 estructuras distintas: diamante, primitiva y split P. Además de esto en 2 variantes, se estudió cada estructura con una densidad constante y también con una densidad que presente un gradiente radial, manteniendo siempre una densidad relativa general de 0.3. Además de esto, una vez fabricadas las piezas se analizaron sin procesar y con un tratamiento superficial, donde se realizó tanto un electropulido como un ataque químico. Se hizo un estudio de la morfología de la superficie, donde se tomaron en cuenta análisis de rugosidad, de la forma estructural, de la capacidad de penetración del tratamiento y análisis metalográficos de la microestructura. También se analizaron las propiedades mecánicas de las probetas porosas mediante análisis estáticos de compresión.

Limitaciones

Este proyecto enfrenta diversas restricciones, como límites en el presupuesto, el tiempo disponible y la cantidad de muestras, lo que restringe la extensión de los análisis. Además, la distribución geográfica de los laboratorios en Finlandia y Costa Rica requiere una coordinación precisa de las pruebas y la dispensación de muestras. Por lo anterior se prioriza el alcanzar un correcto tratamiento superficial, análisis superficiales, metalográficos y estudios estáticos; mientras se plantea tentativamente la realización de ensayos como pruebas de fatiga, pruebas in vitro e in vivo, así como la aplicación de tratamientos térmicos que puedan proporcionar nuevas mejoras en las propiedades de los implantes. En caso de no poder abarcar todo en el tiempo de este estudio, se espera propiciar futuras investigaciones que aborden estas cuestiones con más detalle y profundidad.

II. MARCO TEÓRICO

1. Salud

1.1. Salud humana

La exigencia en la mejora de procesos médicos es siempre una prioridad en los campos de investigación, ya que cada año se descubren nuevas enfermedades o aparecen diversos problemas que atacan la calidad de vida de las personas; además de esto, cada año la población mundial tiene un mayor porcentaje de personas adultas mayores, se espera que para 2050 la cantidad de personas mayores de 65 años aumente en un 20% [14]. Según la OMS los trastornos musco-esqueléticos representan un reto actual, 436 millones de personas en todo el mundo sufrieron fracturas y 175 millones amputaciones; además de esto existen diversas enfermedades óseas, como la osteoporosis, que actualmente afecta a más de 300 millones de personas y produce alrededor de 8.9 millones de fracturas [6 - 8].

La generación de implantes en este campo tiene una diversidad de retos, se requieren propiedades mecánicas específicas, biocompatibilidad, una correcta geometría; entre otros que serán abarcados más adelante. Es una zona con alta actividad biológica y dinámica, que participa en la locomoción, la proyección de órganos, entre otros. Los implantes basados en materiales sólidos tienen una baja osteointegración y generan diversos problemas como el fenómeno de “protección de esfuerzos”. Estos problemas se pueden reducir con la introducción de materiales porosos, los cuales han sido introducidos en 1960 y desde entonces su utilidad continua incrementando [25].

1.2. Estructura del hueso

Los huesos del cuerpo humano se dividen en dos tipos principales: hueso cortical y hueso trabecular esponjoso, cada uno de estos tipos de huesos cumple una función específica y adicional en el esqueleto. El hueso cortical es compacto y denso y representa el 80% de la masa ósea total, se encarga de dar rigidez, resistencia mecánica y ayuda con la movilidad. Suele tener un módulo elástico de aproximadamente entre 7-30 GPa y un límite elástico entre 100-200 MPa [25, 38].

Por otro lado, el hueso trabecular es menos denso y tiene una porosidad entre el 50% y el 90%, es más flexible y ligero, lo que permite absorber los golpes y distribuir el peso de forma eficaz dentro del esqueleto. Representa sólo el 20% de la masa ósea total, pero desempeña un papel importante en funciones vitales como la producción de células sanguíneas y el intercambio iónico. Su estructura permite que el esqueleto soporte cargas cíclicas y la variación. Tiene un módulo de elasticidad más bajo, entre 0.1 y 3 GPa en sus partes más internas y hasta 6 GPa llegando al exterior; y un valor de resistencia al límite elástico de 2–80 MPa, lo que refleja su capacidad para deformarse bajo carga sin romperse; sin embargo, sus propiedades varían grandemente dependiendo de la zona del cuerpo en la que se encuentre, ya que su densidad y geometría varía para adaptarse a diferentes orientaciones y tamaños de carga, actúa como un material heterogéneo y con anisotropía, lo que dificulta replicar sus propiedades [39 - 41].



Figura 1. Variación de la estructura ósea según la ubicación, en este ejemplo, del fémur humano [42].

2. *Implantes óseos*

2.1. *Aplicaciones de los implantes óseos*

Los implantes óseos se utilizan para reemplazar, reparar o reforzar el tejido óseo dañado o faltante. Estos andamios incluyen una variedad de materiales biocompatibles, como aleaciones metálicas, cerámicas o polímeros, que son compatibles con los tejidos circundantes. En la medicina moderna, los trasplantes permiten que el cuerpo se regenere y restablezca su funcionamiento normal, lo que ayuda a los pacientes a recuperar la movilidad, reducir el dolor y mejorar su calidad de vida [43 - 45].

Se utilizan ampliamente en campos de la medicina como traumatología y reconstrucción. Uno de los grandes ejemplos son los implantes de cadera, donde estas prótesis se utilizan para reemplazar articulaciones que han sido severamente dañadas por enfermedades degenerativas como la osteoartritis o la artritis [46, 47].

También existen las placas de fijación ósea, que se colocan para inmovilizar y sostener zonas como el fémur, la tibia y el húmero [48, 49]. Además, cuando se presenta una anomalía o deformidad en la columna, se utilizan dispositivos de fusión espinal para unir permanentemente dos o más vértebras. Estos ejercicios ayudan al cuerpo a volver a la normalidad, ayudan a aliviar el dolor y previenen un mayor daño a las articulaciones [50, 51].

Otros casos son en huesos más pequeños, como los implantes dentales y maxilofaciales, esenciales para restaurar la función y la apariencia después de la pérdida ósea o la desfiguración facial. Los implantes dentales se colocan en la mandíbula superior o inferior y actúan como hueso artificial para sostener la corona o el puente, restaurando la función y mejorando la calidad de vida del paciente [26, 52].

2.2. Materiales comunes en implantes óseos

Escoger el material adecuado para un implante es esencial para el éxito y la longevidad de este en el cuerpo. Las aleaciones de cobalto-cromo son altamente utilizadas en aplicaciones de carga elevada debido a su alta resistencia y dureza. Pero su alta densidad puede provocar protección contra el estrés, por lo que se utilizan más en prótesis articulares y en componentes de alta carga como cabezas femorales [53, 54].

También se pueden utilizar aceros inoxidable como el AISI 316L, que se utiliza especialmente para aplicaciones temporales como placas, tornillos y clavos intramedulares; esto porque a largo plazo puede llegar a corroerse, pero en casos de menor tiempo resulta menos costoso que otros materiales [55]. También se utilizan aleaciones basadas en níquel, aluminio, cobre, tantalio y otros aceros en elementos fijos, así como materiales biodegradables como el hierro, magnesio, zinc y calcio para implantes que no necesitan ser retirados del cuerpo y se espera su degradación y fusión con el cuerpo [14, 56].

El titanio y sus aleaciones, especialmente Ti-6Al-4V, se utilizan ampliamente en materiales para implantes debido a sus altas propiedades mecánicas, resistencia al desgaste y

seguridad. Estas características hacen que las aleaciones de titanio sean adecuadas para aplicaciones que requieren una resistencia a la tracción extremadamente alta y baja, como también la fabricación de prótesis de cadera y rodilla, su uso se profundizará más adelante [53, 57, 58].

Por otro lado, se tienen polímeros como el polietereetercetona (PEEK), un material flexible y flexible que se utiliza en implantes dentales y dispositivos médicos [51]. También existen diversos materiales cerámicos como la hidroxiapatita, la policaprolactona, el bioglass, el alginato, el quitosano, el colágeno y sus derivados. Que se utilizan habitualmente como recubrimientos de implantes metálicos para mejorar la osteointegración, ya que facilitan su unión con el hueso natural y la restauración ósea debido a su fuerte adhesión y capacidad para reparar el hueso [59 - 61].

2.3. Características críticas de los implantes

El éxito y la longevidad de los implantes óseos dependen de varios parámetros críticos para garantizar una integración y función adecuadas en el hueso de un ser humano. Uno de los principales factores es la biocompatibilidad, que no se presenten efectos secundarios como reacciones alérgicas, infecciones o intoxicaciones que puedan provocar el rechazo del trasplante y complicaciones médicas graves [46, 62].

Otro factor importante es el tamaño de poro y la porosidad, ya que esto interfiere en la facilidad con la que el implante se adhiere al tejido circundante. El tamaño de poro debe facilitar la migración celular y la absorción de nutrientes, mejorando así la curación de los tejidos y el entorno circundante, para esto se recomienda un diámetro entre 50 y 500 μm [63, 64]. El flujo de células y nutrientes se ve afectado además por la interconectividad de los poros y la morfología de la estructura, por lo que se debe optimizar el diseño [14].

El cambio en el diseño puede a su vez variar las propiedades mecánicas también deben ser compatibles con el tejido óseo, especialmente para evitar la protección contra el estrés, que provoca la pérdida de tejido por una mala distribución de las fuerzas. Para esto es crucial controlar el módulo de elasticidad y resistencia a la compresión y la fatiga [65, 66].

Por otro lado, para que se dé la osteointegración se necesitan diversas etapas, primero una absorción de proteínas por parte del implante, las cuales están en fluidos como la sangre; esto dará paso a la adhesión celular, donde los osteoblastos y células madre mesenquimales,

reconocen y se adhieren a estas proteínas, una vez adheridas se puede dar la proliferación y migración celular, abarcando toda la superficie del implante. Después se da la diferenciación celular, la formación de la matriz extracelular y mineralización, y finalmente la integración ósea, donde el nuevo tejido óseo está firmemente adherido al implante [58, 67].

Aquí es importante la osteo-conductividad, que se refiere a la capacidad de un implante para controlar el crecimiento del hueso suprayacente, mientras que la osteo-inductividad es la capacidad de inducir la formación de hueso nuevo mediante la activación de células progenitoras. Estos factores son importantes para la integración del implante con el hueso existente y para su estabilidad y longevidad. La incorporación de compuestos orgánicos, como la hidroxiapatita, puede mejorar mucho estas propiedades [25, 39].

En algunos casos, es mejor que el implante sea biodegradable, lo que significa que se descompone lentamente en el cuerpo a medida que el hueso natural se regenera y fortalece. Esto es especialmente importante en el caso de implantes temporales, donde se desea que el tejido implantado se regenere sin fallo alguno. Es importante que los productos de degradación del implante no sean tóxicos y no causen complicaciones [68, 69].

2.4. Estructuras porosas y materiales celulares

Los implantes porosos mejoran la fijación del implante en el sistema a través de una correcta osteointegración, reducen el riesgo de “protección contra el estrés” al reducir la rigidez del implante, lo que facilita una mejor distribución de las cargas mecánicas en el área circundante [63, 64].

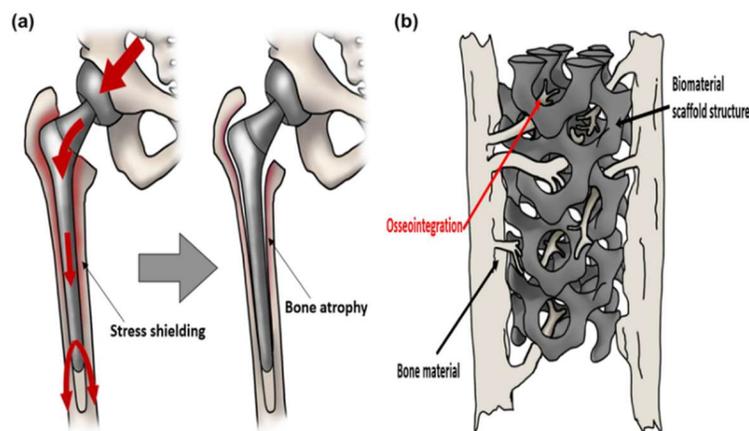


Figura 2. Beneficio de utilizar estructuras porosas: a) Protección contra el estrés que produce atrofia ósea, b) osteointegración en una estructura de andamiaje intrincada [70].

Existen diversos tipos de estructuras, en primer lugar, estas pueden ser de porosidad no gradual o uniforme, en donde el tamaño de los poros permanece constante en todo el implante; o pueden tener un gradiente, ya sea radial, longitudinal, mixto o libre [12]. También existen diversas categorías, están las estructuras reticuladas, estas son geometrías de celdas unitarias que se repiten exactamente en todo el patrón, algunos ejemplos son las geometrías tetraédrica, octaédrica y cúbica [27].

Dentro de las estructuras reticulares existe la categoría TPMS o estructuras de superficies mínimas triplemente periódicas, las cuales son un subconjunto de superficies reticulares caracterizadas por su curvatura promedio igual a cero dentro de la celda unitaria. Algunos ejemplos son las estructuras diamante, primitiva, giroide, I-WP, split P, entre otras [14, 67].

Una categoría aparte son las estructuras estocásticas o voronoi, que, a diferencia de las estructuras reticulares, estas no tienen una celda unitaria repetitiva definida en la estructura del implante, sino que utilizan métodos de aleatoriedad intentando imitar la estructura del hueso trabecular [71]. Finalmente, existen estructuras de arquitectura libre, las cuales son muchas veces generadas a partir de imágenes médicas DICOM, intentando copiar una pieza ósea en específico [22].

2.5. Estructuras con gradiente

El diseño de estructuras porosas utilizando gradientes se ha convertido en una técnica avanzada y prometedora para fabricar implantes óseos debido a su capacidad para imitar mejor la morfología y las propiedades mecánicas del hueso natural. A diferencia de los implantes porosos uniformes, donde la estructura porosa es constante en todo el implante, los diseños de gradiente permiten una variación controlada de la porosidad en diferentes direcciones (x, y, z), lo que mejora tanto la integración biológica como las propiedades mecánicas [25, 72].

Un gradiente implica un cambio gradual en la porosidad, el tamaño de los poros en una o más direcciones del implante. Esta variación pretende imitar las diferencias naturales en la estructura ósea que se observan en el humano, que tiene hueso cortical denso en la superficie y hueso trabecular esponjoso. Este diseño permite una mayor rigidez del implante en áreas

donde es necesario, manteniendo al mismo tiempo una mayor porosidad en otras áreas para facilitar el crecimiento óseo y la integración biológica [12, 73].

Un enfoque común para el diseño de gradientes es el diseño en capas, en el que el implante se fabrica como capas separadas de porosidad variable. Esta estructura en capas imita la transición del hueso cortical denso al hueso trabecular menos denso [41]. También se puede aplicar gradientes radiales, para facilitar la osteointegración en la superficie del implante, pero manteniendo las características mecánicas con un interior más denso; o se pueden realizar gradientes variados adecuados a un caso específico [74].

3. Estructuras de superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS)

Las estructuras TPMS son estructuras avanzadas que imitan notablemente las propiedades topológicas del hueso trabecular. Estas se distinguen por una alta resistencia a la fatiga, tienen valores de permeabilidad comparables y ofrecen propiedades mecánicas únicas, como un módulo elástico bajo y una alta resistencia al estrés. También permiten una mejor osteointegración, a diferencia de los diseños tradicionales basados en geometría con bordes rectos y curvas pronunciadas que no brindan condiciones óptimas para la adhesión, migración y proliferación celular [12, 14].

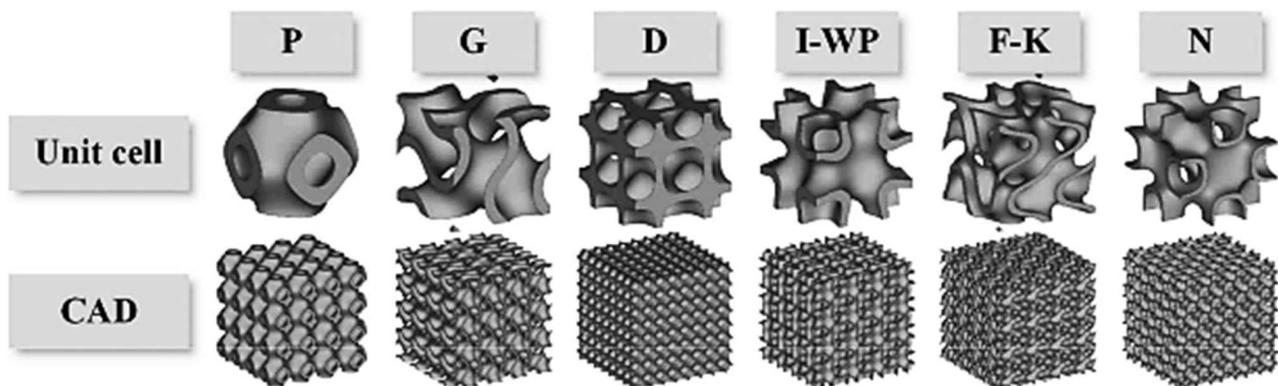


Figura 3. Modelo CAD de diferentes estructuras TPMS [75].

3.1. Estructura primitiva

La estructura primitiva, también llamada de superficie P o Schwartz, se caracteriza por su predominio de deformaciones por estiramiento, lo que le confiere excelentes propiedades mecánicas. Al fabricar andamios con esta estructura de baja porosidad, se puede obtener un módulo de Young similar al del hueso cortical, proporciona una distribución uniforme de la

tensión y una alta resistencia al colapso bajo carga, imitando eficazmente la estructura trabecular del hueso, también suele presentar una buena osteointegración y permeabilidad [29, 75, 76]. Dicha estructura se define por la siguiente ecuación [77].

$$\cos(x) + \cos(y) + \cos(z) = t \quad (1)$$

3.2. Estructura diamante

La estructura diamante o de superficie D es otra variación de TPMS que domina la deformación por flexión, ofreciendo una combinación de propiedades mecánicas que la hacen ideal para aplicaciones donde la resistencia y la flexibilidad son esenciales. También una buena permeabilidad, facilitando la integración ósea y el crecimiento celular. Su diseño geométrico contribuye a la distribución eficiente del estrés, reduciendo así el riesgo de fallas mecánicas en aplicaciones biomédicas [28, 78]. Dicha estructura se define por la siguiente ecuación [77].

$$\begin{aligned} & \sin(x) \cdot \sin(y) \cdot \sin(z) + \sin(x) \cdot \cos(y) \cdot \cos(z) + \cos(x) \cdot \sin(y) \\ & \cdot \cos(z) + \cos(x) \cdot \cos(y) \cdot \sin(z) \end{aligned} \quad (2)$$

3.3. Estructura split P

La estructura split P es una versión “dividida” de la estructura primitiva, esta estructura ha sido poco estudiada, especialmente en aplicaciones médicas utilizando metales, por lo que no se tienen tantas referencias. A pesar de esto, se espera que tenga buena capacidad para resistir y distribuir tensiones en direcciones diagonales y eficiencia en la absorción de energía, lo que la convierten en una opción prometedora para aplicaciones médicas [16, 19]. Dicha estructura se define por la siguiente ecuación [77].

$$\begin{aligned} & 1.1 \cdot (\sin(2x) \cdot \sin(z) \cdot \cos(y) + \sin(2y) \cdot \sin(x) \cdot \cos(z) + \sin(2z) \\ & \cdot \sin(y) \cdot \cos(x)) - 0.2 \cdot (\cos(2x) \cdot \cos(2y) + \cos(2y) \\ & \cdot \cos(2z) + \cos(2z) \cdot \cos(2x)) - 0.4 \cdot (\cos(2x) \\ & + \cos(2y) + \cos(2z)) \end{aligned} \quad (3)$$

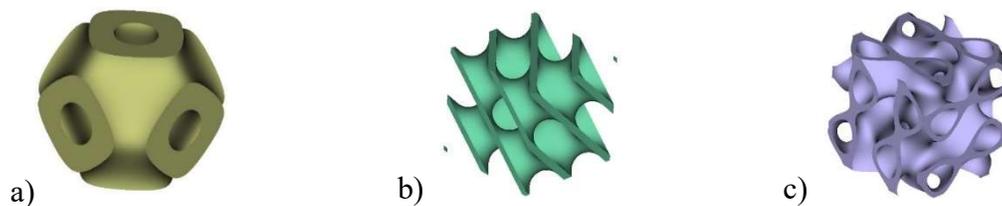


Figura 4. Celda unitaria de estructuras TPMS: a) primitiva, b) diamante, c) split P [77].

4. *Procesos de manufactura de implantes*

El desarrollo de implantes médicos es un campo altamente especializado que requiere precisión, biocompatibilidad y durabilidad. Se han desarrollado varios métodos de fabricación para cumplir con estos requisitos, cada uno con sus propias ventajas y desventajas. Por ejemplo, se utilizan procesos de fundición, como la fundición por cera perdida para la fabricación de implantes metálicos complejos. Esta técnica es conocida por su capacidad para crear formas complejas y detalladas, aunque puede tener limitaciones en su precisión de medición y repetibilidad [79, 80].

Otro método es el mecanizado de Control Numérico por Computadora (CNC) este tiene una alta precisión y capacidad para trabajar con una variedad de materiales, incluidos metales y plásticos. El proceso implica retirar material de un bloque sólido utilizando herramientas de corte, lo que permite implantes con tolerancias más estrictas y un mejor acabado superficial; sin embargo, la eliminación de material puede generar desperdicio y el proceso puede ser menos eficiente para crear formas complejas, especialmente piezas huecas [81].

La forja es otra técnica común utilizada en la fabricación de implantes, el acero se calienta y deforma mediante fuerzas de compresión, lo que mejora sus propiedades mecánicas al alinear la estructura granular del material. Este proceso es adecuado para implantes que necesitan soportar cargas pesadas o ser extremadamente duraderos, pero no para estructuras porosas o complejas [82].

El sinterizado de polvo metálico es un proceso en el que los polvos metálicos se comprimen hasta darle la forma deseada y luego se calientan a una temperatura por debajo de su punto de fusión para que las partículas se adhieran. Este proceso permite la creación de piezas porosas controlables; sin embargo, la sinterización puede tener limitaciones en cuanto a resistencia mecánica y precisión [83]. También existen otros procesos más avanzados como

el forjado isostático en caliente y el electro formado, pero su aplicación en la fabricación de implantes es limitada debido a la complejidad del proceso y el tiempo requerido.

4.1. Manufactura Aditiva (MA)

La manufactura aditiva es un proceso de fabricación avanzado que permite la creación de objetos tridimensionales añadiendo sucesivamente capas de material, a diferencia de las técnicas tradicionales de eliminación de material. Esta técnica permite un ajuste preciso, especialmente útil para implantes médicos donde se requiere personalización. Las tecnologías de fabricación aditiva permiten la fabricación de estructuras complejas que imitan las propiedades mecánicas del hueso natural, incluida la porosidad, reduciendo así problemas como la resistencia al estrés en los implantes óseos [12, 14, 44].

Existen diversas técnicas mediante las cuales se aplica esta tecnología, entre estas está la fusión láser en lecho de polvo, dentro de la cual se encuentra la fusión selectiva por láser, esta utiliza un láser de alta densidad para fundir y mezclar polvos metálicos en capas basándose en un modelo CAD digital, hasta generar la estructura completa [22, 46]. También se tiene la sinterización selectiva por láser (SLS, por sus siglas en inglés), esta es utilizada para plásticos o materiales compuestos, ya que utiliza un láser de menor intensidad para sinterizar partículas de polvo, fusionándolas sin derretirlas por completo [53].

Por otro lado, está la fusión por haz de electrones (EBM, por sus siglas en inglés), esta técnica utiliza haces de electrones para fundir polvos metálicos en el vacío [21, 25]. La deposición de energía dirigida (DED, por sus siglas en inglés), que combina las características de extrusión de material y síntesis de lecho de polvo, utilizando un láser o un haz de electrones para fundir el material depositado en forma de polvo o alambre a través de una boquilla [16]. Adicionalmente se tiene la estereolitografía (SLA, por sus siglas en inglés), que utiliza un láser ultravioleta para depositar selectivamente un fotopolímero, capa por capa, creando objetos precisos y de alta resolución [61].

4.2. Fusión láser por lecho de polvo (PBF-LB)

La fusión por láser en lecho de polvo es una técnica de fabricación aditiva que utiliza un láser de alta potencia para fundir y fusionar selectivamente partículas de polvo metálico, capa por capa, para formar una pieza completa. Este proceso se lleva a cabo en una cámara cerrada, normalmente llena de gas inerte, para evitar la oxidación y degradación del material

en polvo. El procedimiento comienza extendiendo una fina capa de polvo, normalmente de 0,1 mm de espesor, sobre una plataforma de fabricación. Un láser enfocado puede apuntar a áreas específicas de esta capa, calentando el material hasta su punto de fusión y uniendo las partículas. Una vez completada una capa, se baja la plataforma y se coloca una nueva capa de polvo para repetir el proceso hasta que se construya el objeto completo. Este método se valora por su capacidad para producir geometrías complejas y personalizadas con alta precisión y resistencia mecánica [22, 25, 46].

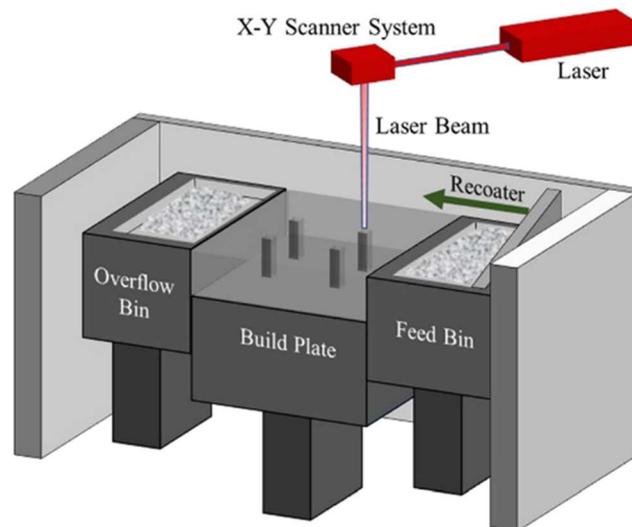


Figura 5. Esquema del proceso de PBF-LB [84].

5. *Ti-6Al-4V desarrollado por PBF-LB*

En este proyecto se utilizó la aleación Ti-6Al-4V ELI (Grado 23), esta es una versión de alta pureza de la aleación Ti-6Al-4V (Grado 5), ya que sus elementos intersticiales extra, como el oxígeno y hierro, se presentan en menores cantidades, esta reducción mejora tanto la ductilidad como la tenacidad a la fractura. Comúnmente conocida como Ti64, es ampliamente utilizada en aplicaciones de alto rendimiento debido a sus excelentes propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad. Es una excelente opción para implantes médicos, especialmente por su biocompatibilidad, ya que cumple con las especificaciones químicas de ASTM F1472 y ASTM F2924, lo que hace que su composición sea adecuada para aplicaciones biomédicas [25, 72, 85].

Presenta una alta resistencia y bajo desgaste, exhibe un módulo de Young entre 110-125 GPa y un límite elástico de 825-965 MPa; por otro lado, tiene una dureza aproximada de

320 HV5. La aleación Ti64 se puede tratar térmicamente y mecanizar, lo que permite optimizar sus propiedades mecánicas y utilizarla en métodos de trabajo pesado. La temperatura de funcionamiento de esta aleación en fase alfa-beta está entre 870-980 °C, y su punto de fusión está entre 1604-1660 °C [86, 87].

Tabla 1. Composición química de la aleación Ti-6Al-4V ELI (wt-%) [88].

Elemento	Mínimo	Máximo
Al	5.5	6.5
V	3.5	4.5
O	-	0.13
N	-	0.03
C	-	0.08
H	-	0.012
Fe	-	0.25
Y	-	0.005
Otros	-	0.4
Ti	Balance	Balance

5.1. Propiedades mecánicas

El Ti64 impreso mediante PBF-LB se usa ampliamente en la fabricación de estructuras porosas para imitar el hueso trabecular. Sus propiedades mecánicas pueden variar grandemente según el diseño, la porosidad, densidad, tratamientos aplicados, entre otros; permitiendo que tengan diversas aplicaciones. Las estructuras diamante y primitiva han dado buenos resultados obteniendo propiedades mecánicas similares a la del hueso, las cuales son un módulo de elasticidad bajo, menor a 30 GPa y un valor de resistencia al límite elástico entre 100-200 MPa [71, 75, 78]. La estructura split P por otro lado no ha sido tan estudiada en estas aplicaciones, pero por su similitud siendo parte de las estructuras TPMS se esperan buenos resultados [16, 19].

Cabe decir que sus propiedades mecánicas cambian en gran medida a dependiendo de la porosidad y densidad utilizada, la densidad es la cantidad de masa que hay en un volumen de material, y la porosidad es el porcentaje del volumen total que está ocupado por poros o espacios vacíos, generalmente una mayor porosidad, menor densidad, genera una

disminución en las propiedades como el módulo de Young, por lo que esto se puede modificar intentando disminuir el efecto de protección de esfuerzos, generalmente se recomienda una densidad de 0.3 para estructuras TPMS [12 - 14].

En caso de fractura, su modo de falla en compresión para estructuras de densidad uniforme suele ser con ángulos de corte a 45° , esto contrasta con el colapso de piso a piso que se observa en estructuras pretensadas, como las estructuras que utilizan celdas unitarias cúbicas, cabe decir también que dependiendo de la configuración se puede generar una alta anisotropía, variando estos valores [28, 39]. Ahora bien, las estructuras experimentan diversos comportamientos de deformación, cuando los puntales están paralelos a la dirección de carga se da una falla dominada por estiramiento, mientras cuanto mayor es la inclinación se da una falla por corte, estas últimas suelen tener propiedades mecánicas más bajas; así entonces la estructura primitiva suele fallar por estiramiento, mientras la diamante por corte [75, 76, 78].

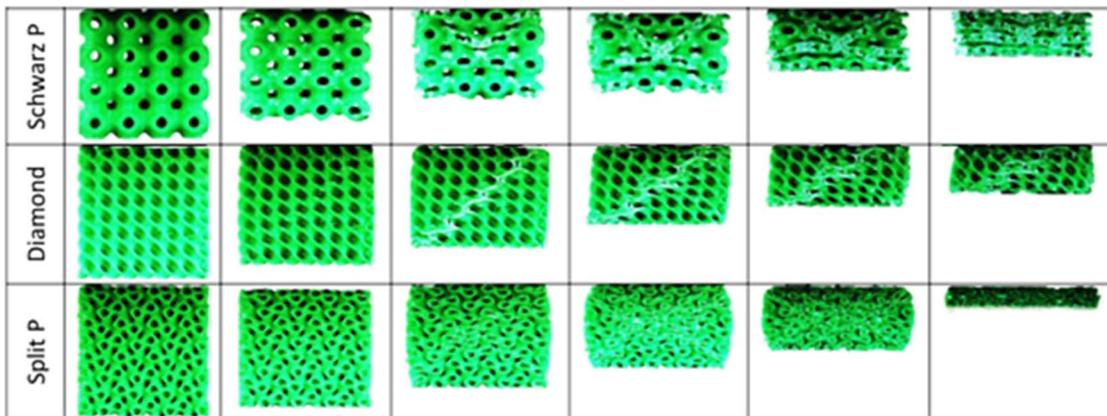


Figura 6. Mecanismos de deformación en compresión de estructuras TPMS [16].

También estas estructuras muestran una resistencia a la fatiga 2 o 3 veces mayor que las estructuras simples, gracias a la interconectividad de sus poros [72]. Además, al utilizar este tipo de estructuras porosas se suele eliminar el problema de protección de esfuerzos, ya que el módulo de Young suele reducirse a medida que aumenta la porosidad [25, 26]. Por esto, variando los diversos parámetros se puede adecuar este material a la diversidad de aplicaciones en la industria médica, especialmente en los implantes óseos.

5.2. Propiedades morfológicas

El Ti64 presenta una combinación de propiedades α (hexagonal compacta, hcp) y β (cúbica centrada en el cuerpo, bcc). Esta aleación $\alpha + \beta$ tiene una excelente resistencia a la corrosión en medios oxidantes clorados y ácidos, lo que la convierte en un excelente candidato para implantes [22, 25, 89]. En el proceso de impresión 3D, el Ti64 experimenta altas tasas de enfriamiento que inducen la transformación de la fase β en la fase martensítica α' acicular (hcp). Esta fase martensítica está sobresaturada y distorsionada, generando mayor dureza y resistencia en comparación con la aleación Ti64 en su estado normal, pero a su vez puede aumentar la fragilidad y el efecto de protección de esfuerzos, por lo que debe propiciarse el aumento de la fase β [22, 90].

La microestructura puede variar entre diferentes partes de una misma pieza debido a la diferencia en la tasa de relajación. Cuanto más frías son las zonas periféricas, menor crecimiento del grano, mientras que las zonas centrales más grandes, rodeadas de elementos más calientes, se da un mayor crecimiento de grano; cabe decir que por el método de impresión “hacia arriba”, se suelen observar columnas de grano β en los cortes transversales [91, 92]. Por otro lado, las fases pueden variarse con tratamientos térmicos posteriores al proceso de impresión. Por ejemplo, el tratamiento térmico en la región α - β alrededor de 780 °C, puede causar la descomposición de la martensita α' en una estructura laminar compuesta de α y β , mejorando la ductilidad del material [93, 94].

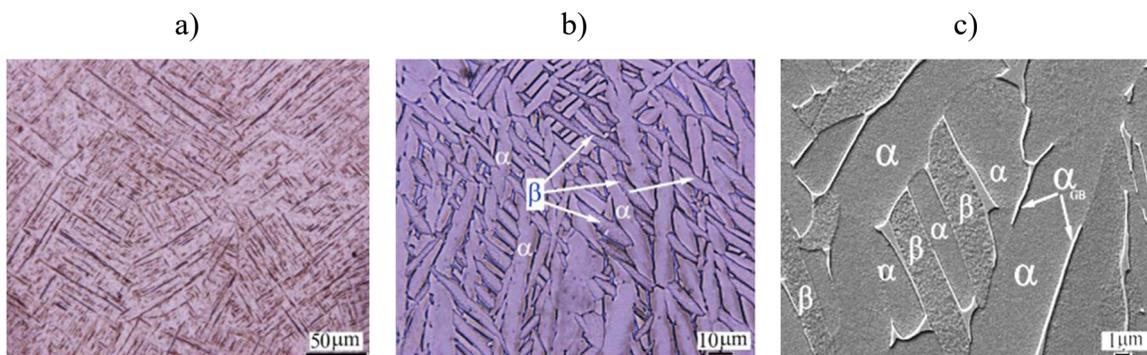


Figura 7. Evolución de la microestructura de la aleación Ti64: a) tal como se construyó con un espesor de capa de 50 mm, b) recocido posterior, c) SEM de recocido posterior [93].

5.3. Biocompatibilidad

La aleación Ti-6Al-4V destaca por su excelente biocompatibilidad, lo que la convierte en una excelente opción para implantes óseos. Su alta relación resistencia-peso y su capacidad de osteointegración permiten que se deposite hueso nuevo directamente sobre la superficie del implante, proporcionando estabilidad mecánica a largo plazo [46]. La naturaleza bioinerte y biocompatible del Ti64, junto con la formación espontánea de una capa de óxido, asegura su estabilidad y resistencia a la corrosión en el cuerpo humano [25, 57]. A pesar de la presencia de elementos como el titanio y el vanadio, conocidos por su citotoxicidad, se ha demostrado que no presenta efectos secundarios significativos [71].

6. Tratamientos superficiales

Los tratamientos superficiales aplicados, particularmente aquellos que modifican la rugosidad y eliminan las partículas sueltas, desempeñan un papel importante en la mejora de las propiedades funcionales y biocompatibles de los implantes, para garantizar su rendimiento a largo plazo en aplicaciones médicas. La rugosidad de la superficie es un factor en la osteointegración, ya que una superficie rugosa promueve la adhesión celular y la proliferación ósea, lo que mejora la estabilidad mecánica del implante en el cuerpo [40, 52].

Al mismo tiempo, la presencia de partículas sueltas que quedan tras la impresión 3D, por la consolidación del polvo metálico, son una de las mayores preocupaciones, especialmente los iones de titanio y vanadio, ya que puede generar efectos adversos al fluir por el cuerpo, como respuestas inflamatorias, reacciones alérgicas e infecciones [25, 46]. Por lo anterior, lo mejor es aplicar tratamientos para eliminar estas partículas, ejemplos de estos son métodos como el electropulido, el grabado químico, la pulverización catódica, pasivado, deposición química en fase de vapor, tratamientos alcalinos, entre otros [26, 72].

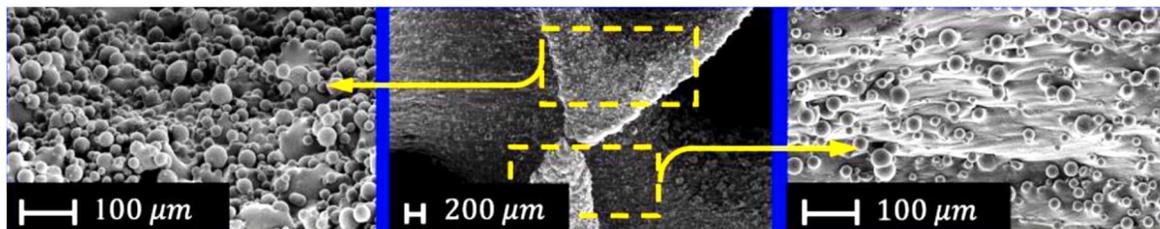


Figura 8. Ejemplo de polvo de metal parcialmente derretido adherido a la superficie tras impresión por SLM [18].

6.1. Electropulido

El proceso de electropulido es un candidato eficaz para eliminar los polvos adheridos o alisar la superficie rugosa dentro de los materiales porosos, este consiste en introducir la pieza en algún electrolito, aplicando un voltaje constante durante una cantidad de tiempo determinada, está basado en el principio de la electrólisis que se produce gracias a un flujo de corriente entre un cátodo (una placa metálica auxiliar) y un ánodo (la pieza o superficie a tratar) dentro de un electrolito. En implantes porosos suele realizarse con un voltaje de alrededor de 20 V, a bajas temperaturas (menores a 4°), durante 5-10 minutos. Suelen utilizarse electrolitos compuestos por ácido acético, ácido perclórico o ácido fluorhídrico, y algún alcohol o agua destilada. Se debe tener cuidado de mantener una baja temperatura para no corroer las piezas, pero mientras esto se controle se puede tener bastante precisión en el acabado que se desea [95, 96].

6.2. Grabado químico

En ciertas ocasiones el electropulido no logra eliminar por completo las partículas sueltas de la superficie, además de que no siempre penetra lo suficiente en las muestras, ya que la complejidad de la estructura lo impide; por esto es una gran opción combinarlo con otras técnicas para obtener resultados más favorables, un ejemplo de esto es el grabado químico, que consiste en introducir las muestras en algún ácido fuerte, como el ácido fluorhídrico y el ácido nítrico, de modo que se desprendan las primeras capas de la superficie. Cabe decir que los ácidos utilizados en el grabado químico son altamente tóxicos y peligrosos para el medio ambiente, por lo que se debe utilizar la protección adecuada al realizarlos y se debe tener cuidado a la hora de aplicar el tratamiento para no dañar las muestras, utilizando tiempos bajos [23, 24, 97].

7. Análisis de superficie

7.1. Pruebas de rugosidad

Las pruebas de rugosidad de los implantes óseos son importantes para evaluar la calidad de la superficie y su impacto en el rendimiento del implante, a su vez pueden evaluar el efecto de los tratamientos aplicados. Las técnicas comunes de medición de rugosidad incluyen perfilometría táctil, microscopía de barrido láser confocal (CLSM, por sus siglas en inglés), interferometría de luz blanca, microscopía de fuerza atómica y análisis de imágenes.

La perfilometría proporciona un perfil detallado midiendo parámetros como rugosidad media aritmética (R_a , por sus siglas en inglés), rugosidad máxima (R_z , por sus siglas en inglés) y rugosidad media del área (S_a , por sus siglas en inglés), estos permiten determinar la calidad de la superficie y sus efectos biomecánicos y biológicos [98, 99].

7.2. Microscopio electrónico de barrido (SEM)

El SEM, es un instrumento versátil que tiene un cañón de electrones y un detector. Hay tres tipos de detectores, para electrones secundarios, retro dispersados y rayos X, por lo que las señales corresponden a electrones secundarios para la topografía, electrones retro dispersados y rayos X para química. Se puede obtener una imagen topográfica o un espectro, para el caso de realizar espectroscopia de energía dispersiva (EDS, por sus siglas en inglés). El SEM permite obtener imágenes de alta resolución de la morfología de los andamios, el tamaño de la estructura y los efectos de los distintos tratamientos [100, 101].

8. Análisis microestructural

Los análisis microestructurales son esenciales para identificar las fases presentes en la aleación utilizada, en este caso especialmente para estudiar la presencia de fase martensítica, la cual podría tener un efecto en las propiedades mecánicas del implante, aumentando su rigidez. Para esto se debe preparar la muestra, esta generalmente se corta y se coloca en resina, después se debe pulir repetidamente hasta llegar al efecto espejo, esto se puede realizar con distintas lijas y con reactivos como la suspensión de alúmina; en el caso de estudiar la muestra en un microscopio óptico o SEM se debe realizar también un ataque químico a la muestra [93, 102].

En el caso de realizar un análisis de difracción de retrodispersión de electrones esto no es necesario, esta técnica mide directamente la orientación cristalográfica de un grano mediante indexación automática de su diagrama de difracción, compuesto por varias bandas de Kikuchi y puede brindar datos de las fases presentes, sus porcentajes, el tamaño de grano, los planos de difracción, entre muchos otros datos [103 - 106].

9. Análisis mecánicos

Los análisis mecánicos son esenciales para evaluar las propiedades de las estructuras, intentando simular las condiciones en las que se utilizará el implante, para garantizar que

cumple con los estándares funcionales y de seguridad requeridos. Las pruebas mecánicas comunes incluyen pruebas de tensión estática, de tracción, de flexión y de fatiga. Cada una de estas pruebas tiene un propósito específico y se realiza de acuerdo con regulaciones internacionales, como ASTM F2996 para estrés y ASTM F1264 para fatiga, de modo que los resultados sean repetibles y aseguren precisión [12, 58].

En el caso de este estudio se evalúa la prueba de compresión estática basada en la norma ISO 13314 “Ensayos mecánicos de metales - Ensayos de ductilidad - Ensayos de compresión para metales porosos y celulares”, la cual recomienda utilizar velocidades de 10^{-2} s^{-1} , con una celda de carga de 50 kN [30]. En este proceso se aplica una carga creciente en la muestra hasta que ocurre la falla, generando una curva esfuerzo-deformación, la cual permite obtener valores como el módulo de Young y el esfuerzo último de fluencia [38, 107, 108].

Esta curva cuenta con diferentes partes, una región lineal y elástica, punto donde si se retira la carga el material puede volver a su forma original, el punto más alto en esta región se conoce como límite elástico, que representa la tensión máxima que el material puede soportar sin deformación permanente. El módulo elástico o módulo de Young es justamente la pendiente en la gráfica y permite saber qué tan rígido es el material [38, 107, 108].

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{PL}{A\delta} \quad [4]$$

En la ecuación E representa el módulo de Young, σ la tensión o fuerza uniaxial por superficie de la unidad y ϵ la deformación o deformación proporcional (esto quiere decir el cambio de longitud dividido por la longitud original), P es la fuerza aplicada, L la longitud inicial, A el área de la sección transversal y δ la deformación lineal [38, 107, 108].

Luego se tiene una zona plástica, donde la materia sufre cambios estructurales permanentes. Dentro de esta región se encuentra el punto de fluencia, que es la tensión necesaria para iniciar la deformación plástica. En un caso ideal el límite de fluencia y el límite elástico son iguales, pero esto no suele ser así, especialmente en casos prácticos, por lo que para obtener el límite de fluencia se suele colocar una línea paralela a la línea elástica, pero a 2%, el punto donde esta toca la curva se considera como el punto de fluencia. Esta región continua hasta llegar al punto de ruptura, donde el material no puede soportar más esfuerzos y falla [38, 107, 108].

III. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

1. *Materiales*

1.1. *Materia prima*

Para la fabricación de las probetas se utilizó la aleación Ti-6Al-4V, de Nikon SLM Solutions en formato de polvo metálico, en grado 23 ELI; el mismo regido bajo las normas ASTM B348, ASTM F136, ASTM F3001. Definido por el proveedor como una aleación con alta relación resistencia-densidad y una alta resistencia a la corrosión; aplicable comúnmente en implantes médicos por su gran biocompatibilidad. Cuenta con un tamaño de partícula de 20 - 63 μm , una densidad de masa de aproximadamente 4.43 g/cm^3 y una forma esférica.

1.2. *Probetas*

Se estudiaron 3 estructuras, primitiva, diamante y split P, en densidad relativa general de 0.3; cada estructura se estudió aplicando una densidad constante, y aplicando una densidad de gradiente radial, en la sección del diseño de la probeta se especifican los detalles de estas; así pues, se tienen 6 diseños diferentes. Estos tienen forma de cilindro geométrico, de 10 mm de diámetro y 20 mm de altura, de los cuales 1 mm en la parte superior y otro en la parte inferior corresponden a “tapas” sólidas. Por otro lado, se estudió el caso de las probetas sin ningún tratamiento y el caso donde se aplicaron tratamientos superficiales de electropulido y grabado químico, dando un total de 12 variantes. Cada variante se realizó 3 veces, para tener un mejor margen de estudio, dando un total de 36 probetas a través de todo el proyecto.

2. *Fabricación de las probetas*

2.1. *Diseño de andamio*

Para generar los implantes primero se investigaron diferentes geometrías que se pudieran generar, analizando las ventajas y desventajas de las variantes, se estudiaron estructuras estocásticas, TPMS y reticulares, con densidades relativas de 0.1 a 0.3. Finalmente se escogieron las estructuras TPMS en densidad de 0.3, específicamente las variantes, primitiva, diamante y split P, ya que como se mencionó en el marco teórico, estas presentan un gran potencial en aplicaciones biomédicas.

Para el diseño de estas se decidió utilizar modelado implícito a través del software nTopology, en el caso de la estructura diamante y split P; a través de este el programa utiliza ecuaciones matemáticas para construir objetos y replicando una celda unitaria a través del espacio. En el caso de la estructura primitiva se realizó un bloque personalizado para la generación de la unidad celular y el control de sus variables en el mismo software; sin embargo, cabe decir que el programa nTopology sí trae la ecuación para realizar esta estructura, con la diferencia de que se encuentra bajo el nombre Schwartz P.

Una vez se tiene la celda unitaria en el espacio se define la densidad de 0.3 y se le pide al software que replique la celda unitaria en el espacio formando un cilindro geométrico de 10 mm de diámetro y 18 mm de altura; posteriormente se agregan 1 sección sólida de 10 mm de diámetro y 1 mm de altura tanto en la parte inferior como en la parte superior del implante. Esto porque el proceso de impresión 3D se da de mejor manera cuando se tiene una sección sólida a partir de la cual se construye la pieza. Así, los andamios tienen la relación recomendada 2:1 para altura respecto al diámetro, para realizar los estudios mecánicos.

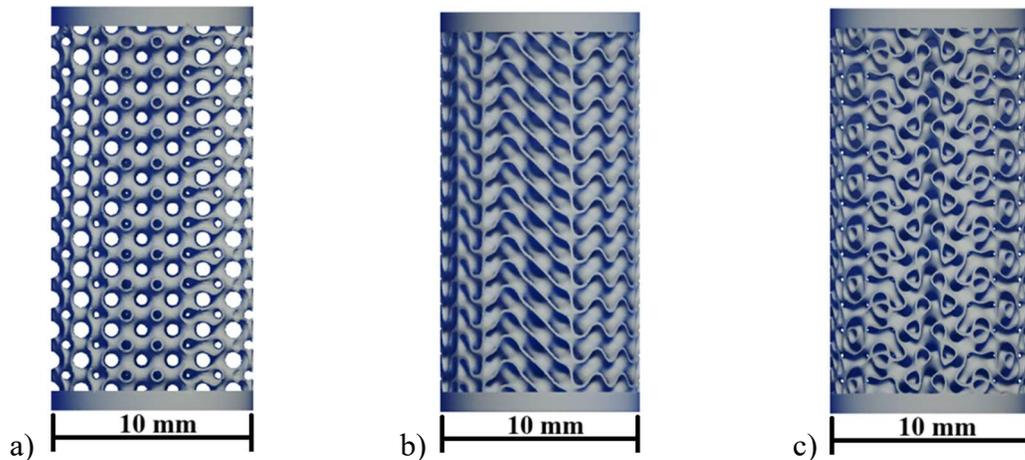


Figura 9. Diseño de probetas TPMS: a) primitiva, b) diamante, c) split P.

En el caso de la estructura con gradiente radial, se coloca un cilindro geométrico en el espacio de 10 mm de diámetro y 18 mm de altura, pero esta vez no se le pide al software simplemente que “rellene” el cilindro con la celda unitaria; en su lugar, se coloca una línea que atraviesa el eje vertical del cilindro y se escoge mediante una opción de campo, que la estructura vaya reduciendo su densidad conforme se aleja de este eje central y se acerca a la zona externa del cilindro.

Se considera que los elementos estructurales en la parte más externa del andamio deben tener un espesor mínimo de 100-200 μm , por lo que se define el valor de 100 μm para la estructura primitiva y 200 μm para las estructuras diamante y split P, esto para que sean compatibles con el proceso de impresión 3D. Después, se prueban distintos valores de espesor para la zona más interna de la estructura, hasta que el software lea una densidad general relativa para la estructura de 0.3. Una vez se tiene esto se agregan las 2 secciones sólidas en la parte inferior y superior del cilindro.

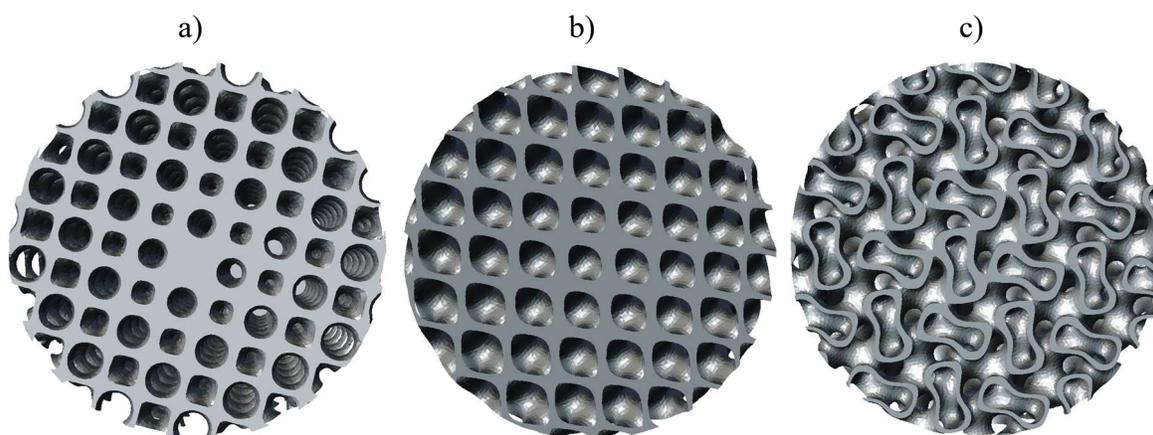


Figura 10. Corte transversal de probetas TPMS con gradiente radial: a) primitiva, b) diamante, c) split P.

2.2. Impresión por medio fusión láser por lecho de polvo

Una vez diseñados los andamios se transfirieron al software Materialise Magic 25.0, el cual se utilizó para definir el mallado, soportes, colocación de las piezas en la cama de impresión, así como la velocidad y potencia del proceso. Para este proyecto los parámetros utilizados fueron una potencia de 100 W y velocidad de impresión de 450 mm/s en los contornos o límites exteriores, mientras el patrón de relleno se realizó con 275 W y 1100 mm/s. Las piezas se imprimieron utilizando la impresora SLM 280 HL 700 W de Solutions GmbH, los parámetros antes mencionados son los recomendados por esta para las aleaciones de titanio, en este caso para Ti-6Al-4V. El proceso de impresión tomó en total 16.5 horas.



Figura 11. Impresora SLM 280 HL 700 W de Solutions GmbH [85].

3. Aplicación de tratamiento superficial

3.1. Electropulido

El proceso de electropulido se realizó utilizando un voltaje de alrededor de 16 V y manteniendo una corriente menor a 5 A. Se utilizó una solución de electrolítica de metanol (60%), etilenglicol (30%) y ácido perclórico (10%), con un sistema de enfriamiento LAUDA Ecoline Staredition RE-212 J para mantener el proceso a aproximadamente 0°C, esto porque a altas temperaturas la solución puede comenzar a ebullición y corroer la muestra. Además, se colocó una pastilla electromagnética para mantener la agitación durante el proceso y propiciar una mayor penetración.

Primeramente, se colocó la probeta en la solución, con agitación, pero sin corriente, durante 1 minuto, para ayudar a que el sistema se enfríe y evitar el riesgo de corrosión, después se activó la corriente y se dejó por aproximadamente 6 minutos. Después se sacó la probeta de la solución y se lavó bajo el chorro de agua, seguidamente con etanol y finalmente, se secó con aire caliente, para parar el proceso de electropulido y evitar una posterior corrosión. Esto se realizó esto para cada probeta individualmente, hasta completar la mitad de las probetas del estudio.



Figura 12. Proceso de electropulido.

3.2. Grabado químico

Posterior al electropulido las muestras no mostraron una alta penetración del tratamiento superficial, como se explicará en la sección de resultados. Por lo que para intentar mejorar la penetración del ataque y la calidad superficial se decidió realizar también un grabado químico en las muestras ya tratadas, para esto se utilizó una solución de 30% HNO_3 + 3HF por 180 segundos, esto dentro de un baño ultrasónico a temperatura ambiente. Una vez se sacaron las probetas de la solución se lavaron bajo el chorro de agua, seguidamente con etanol, y finalmente se secaron con aire caliente, para parar el proceso del tratamiento superficial y evitar la corrosión de las muestras.

4. Análisis superficial

4.1. Análisis de rugosidad

El análisis de rugosidad de perfil se realizó en el microscopio confocal láser de barrido (CLSM) Keyence VK-X200, junto con el programa VK Viewer, se escanearon las piezas antes del tratamiento, después del electropulido y después del grabado químico, para tener los datos de las tres fases del proceso. Se coloca la muestra sobre su sección longitudinal y se escanea, así se obtiene una imagen 3D generada por el software, así como las gráficas que muestran el cambio en la rugosidad a través de la estructura.

Ahora bien, al tomar en cuenta toda la pieza se tienen errores en las mediciones producto de los relieves y agujeros propios de cada estructura, por lo que estos datos deben editarse manualmente, para esto se toma la imagen 3D de la estructura y se trazan líneas sobre los elementos estructurales, así se toma la rugosidad de cada puntal individual. Se estudiaron 2 muestras distintas de cada tipo de estructura, en cada una se trazaron 3 líneas de medición sobre diferentes puntales, considerando solo las zonas descritas. Después se analizaron los datos y se obtuvo el promedio y la desviación estándar la rugosidad superficial promedio en cada tipo de estructura.

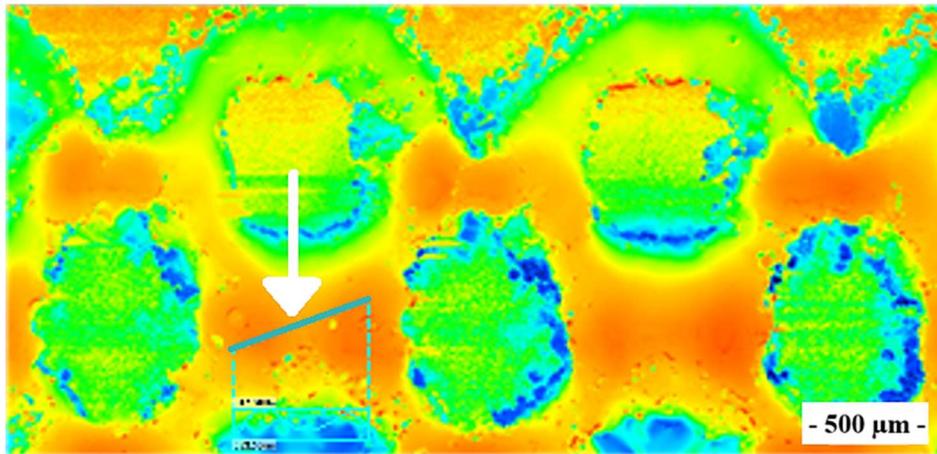


Figura 13. Ejemplo de línea trazada sobre puntal en andamio con estructura primitiva posterior a los tratamientos superficiales.

4.2. Análisis SEM

Se llevó a cabo una caracterización SEM en el microscopio JEOL JSM-7900F, utilizando 15 kV y magnificaciones entre 30 X y 400 X. En primer lugar, se observaron las muestras en su condición inicial, donde se observó la cantidad de partículas sueltas presentes, el tamaño del puntal y la calidad de impresión. Para estudiar el cambio en el tamaño de los puntales se tomaron imágenes SEM de las diferentes estructuras y en cada caso se tomaron 6 mediciones del grosor de los elementos estructurales o puntales, después se obtuvo el promedio de estas medidas tanto para el caso inicial, la muestra sin tratamientos, como en el caso posterior a estos, y se pasaron estos valores a términos porcentuales para comprender más fácilmente el efecto provocado por los tratamientos.

Además, se volvieron a observar las probetas una vez realizada la prueba de compresión, para observar la dirección y el modo de falla de las piezas, la dirección de falla se midió con el programa Image J. Antes de observar las muestras falladas en el microscopio se les realizó una limpieza con alcohol en baño ultrasónico por 5 minutos, para eliminar las partículas sueltas, poder observar más fácilmente la zona de fractura y evitar daños en el equipo; después se secaron con aire caliente.

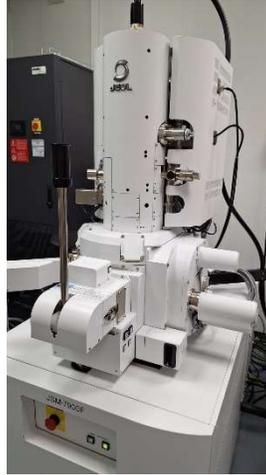


Figura 14. Microscopio SEM utilizado en el estudio.

5. *Análisis de densidad relativa*

La masa de las muestras de las distintas estructuras fue medida utilizando una balanza analítica, además, se utilizó un vernier para medir su altura y diámetro; para a partir de estos datos obtener el volumen general de la muestra. Así, se obtuvo la densidad relativa de las muestras dividiendo su masa por su volumen; después se obtuvo un promedio de las muestras, junto con su desviación estándar. Esto se realizó para el estado inicial, con las muestras tal cual se retiraron de la cama de impresión y para el estado final, una vez se aplicó tanto el electropulido como el grabado químico.

Cabe decir que se tomaron en cuenta las “tapas” sólidas de los andamios, no solo la parte porosa, por lo que esto puede generar un ligero rango de error en el resultado obtenido. Para un análisis más exacto se podría repetir el proceso cortando las tapas de las muestras; esto no se realizó porque la base sólida facilita la colocación de las probetas al realizar la prueba de compresión.

6. Pruebas estáticas de compresión

Los ensayos de compresión estática se realizaron en el equipo de ensayo servo-hidráulico Instron 8802 con el programa de ensayo Blue Hill y una celda de carga máxima de 100 kN. La velocidad de deformación por compresión utilizada fue de 1.3 mm/min. Se ensayaron 3 ejemplares para cada configuración, desde su altura inicial de 20 mm hasta bajar a 10 mm, se utilizaron tornillos de cabeza ancha como base para colocar las probetas. Cada ensayo de compresión estática está relacionado con una curva tensión-deformación para cada estructura, a partir de la cual se calcularon los siguientes valores: módulo elástico (E_0) y límite elástico (σ_y). Las gráficas y cálculos de módulo y límite elástico se realizaron en el programa Origin.



Figura 15. Prueba de compresión.

7. Análisis metalográfico

Se realizaron cortes de la parte basal de los andamios, horizontales o longitudinales y verticales o transversales con el equipo Struers Secotom-50. Posteriormente las piezas se ensamblaron en frío en resina fenólica Polyfast, especial para estudios SEM con el equipo Struers CitoPress-1. Finalmente se pulieron con el equipo Struers Tegamin-30, con lijas de 600, 1000 y 2000 y con una suspensión de diamante de 1 μm hasta llegar a acabado espejo. Posteriormente el microscopio electrónico JEOL JSM-7900FS fue empleado para evaluar la microestructura de las probetas, esta vez activando el detector EBSD, utilizando 15 kV y magnificaciones entre 250 X y 2000 X. Las imágenes fueron procesadas con el programa

AZtecCrystal para obtener el porcentaje de las diferentes fases presentes y las imágenes de los límites de grano.

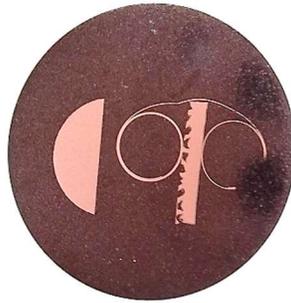


Figura 16. Muestra utilizada en análisis microestructural.

8. *Simbología de los resultados*

En la sección de análisis de resultados del estudio se presentarán distintos gráficos e imágenes con los datos obtenidos, para una mayor facilidad en el acomodo de los títulos se asignó una terminología en siglas para cada muestra y caso, la cual se explica a continuación. Las letras mayúsculas D, P y S corresponden a las estructuras diamante, primitiva y split P respectivamente; las letras minúsculas corresponden a los distintos estados del proceso, i el paso inicial, la estructura impresa; m el paso medio, es decir después del electropulido; y f el estado final, después del electropulido y el grabado químico. Además, cuando se agrega al inicio de las siglas una letra C, significa que esta tiene densidad constante, mientras una letra R representa la rampa radial. Así, por ejemplo, si se tiene la simbología CDi, se refiere al andamio con densidad constante y estructura diamante, en su estado inicial.

IV. RESULTADOS Y ANÁLISIS

1. Proceso de los tratamientos superficiales

A las muestras se les realizó inicialmente un electropulido, comenzando el tratamiento a un voltaje de 16 V; sin embargo, a medida que el tiempo del tratamiento avanza se debió regular este valor, cuidando que la corriente medida no se supere los 5 A, dado que esta corriente genera que la temperatura de la solución suba hasta el punto de ebullición; esto es perjudicial, ya que debe detenerse el proceso y esperar a que la solución se enfríe nuevamente; además, se corre el riesgo de dañar las muestras o generar corrosión e impurezas que luego puedan afectar la biocompatibilidad de estas [26, 72].

Estas señales de corrosión fueron notorias a simple vista e impidieron que se pudiera aumentar el tiempo del electropulido para propiciar una mayor penetración. Por lo tanto, se decidió agregar un segundo tratamiento superficial, en este caso un grabado químico, este también se debe realizar con sumo cuidado y por un corto tiempo. En las secciones posteriores se analizan detalladamente los efectos de ambos tratamientos en los andamios.

2. Efecto de los tratamientos superficiales en el grosor de los puntales, tamaño de poro y apariencia de la muestra

Al analizar el cambio porcentual en el espesor de los elementos estructurales se obtiene el siguiente gráfico, donde se muestra el cambio porcentual al pasar del estado inicial al estado medio, y del estado inicial al estado final en cada estructura estudiada.

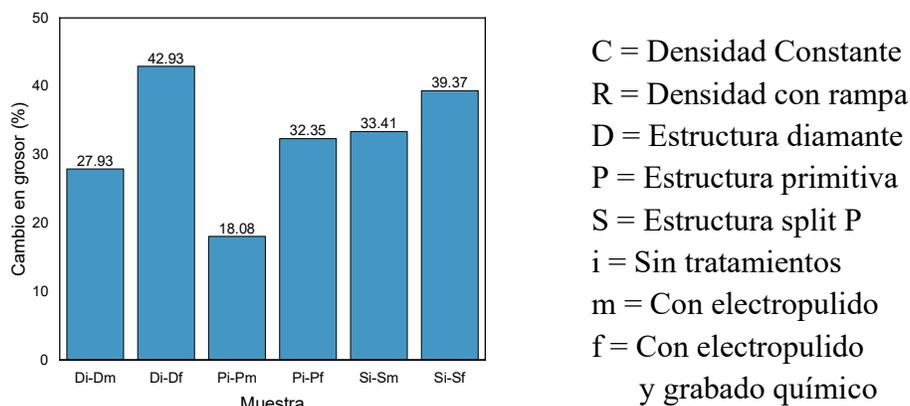


Figura 17. Gráfico del cambio porcentual en el grosor del elemento estructural.

En el caso de la estructura diamante, al aplicar el electropulido se tiene una reducción del espesor del puntal del 27.93%, mientras al aplicar el grabado químico este porcentaje sube hasta 42.93%, un cambio significativo del 14.99% entre un tratamiento y otro. En la siguiente figura se puede ver como la zona externa de esta estructura se compone de una zona base, o valles, sobre los cuales se generan los puntales en forma de ondas [28, 77, 78]. Esta es una geometría bastante densa, a pesar de que se tienen orificios hacia el interior del andamio, estos son pequeños, lo que dificulta la penetración de la solución utilizada en los tratamientos superficiales.

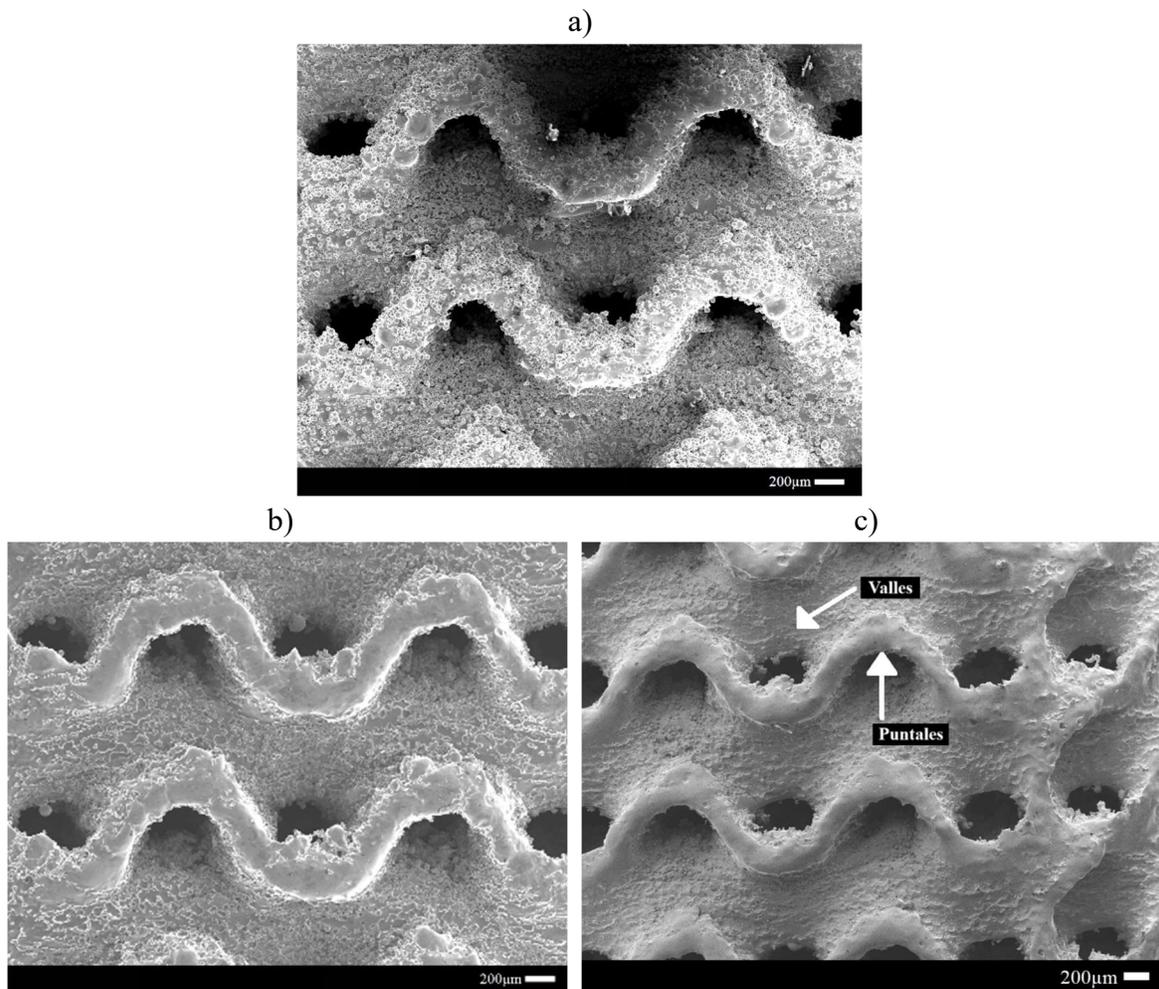


Figura 18. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.

En la figura 17 se puede observar una notoria diferencia entre los 3 estados de la muestra diamante. Resaltando una notoria disminución en la cantidad de partículas sueltas presentes posterior al grabado químico, lo que permite decir que el tratamiento tuvo éxito, al

eliminar los residuos que podrían causar efectos perjudiciales en el individuo; por otro lado, el electropulido no tuvo un efecto notorio más allá de las capas superficiales. Los tratamientos superficiales son fundamentales en las piezas impresas, ya que las partículas sueltas que no se eliminan pueden desviarse hacia otras zonas del cuerpo, bloqueando zonas de flujo de nutrientes, causando fisuras, inflamación y otros efectos adversos en el portador del implante [25, 46].

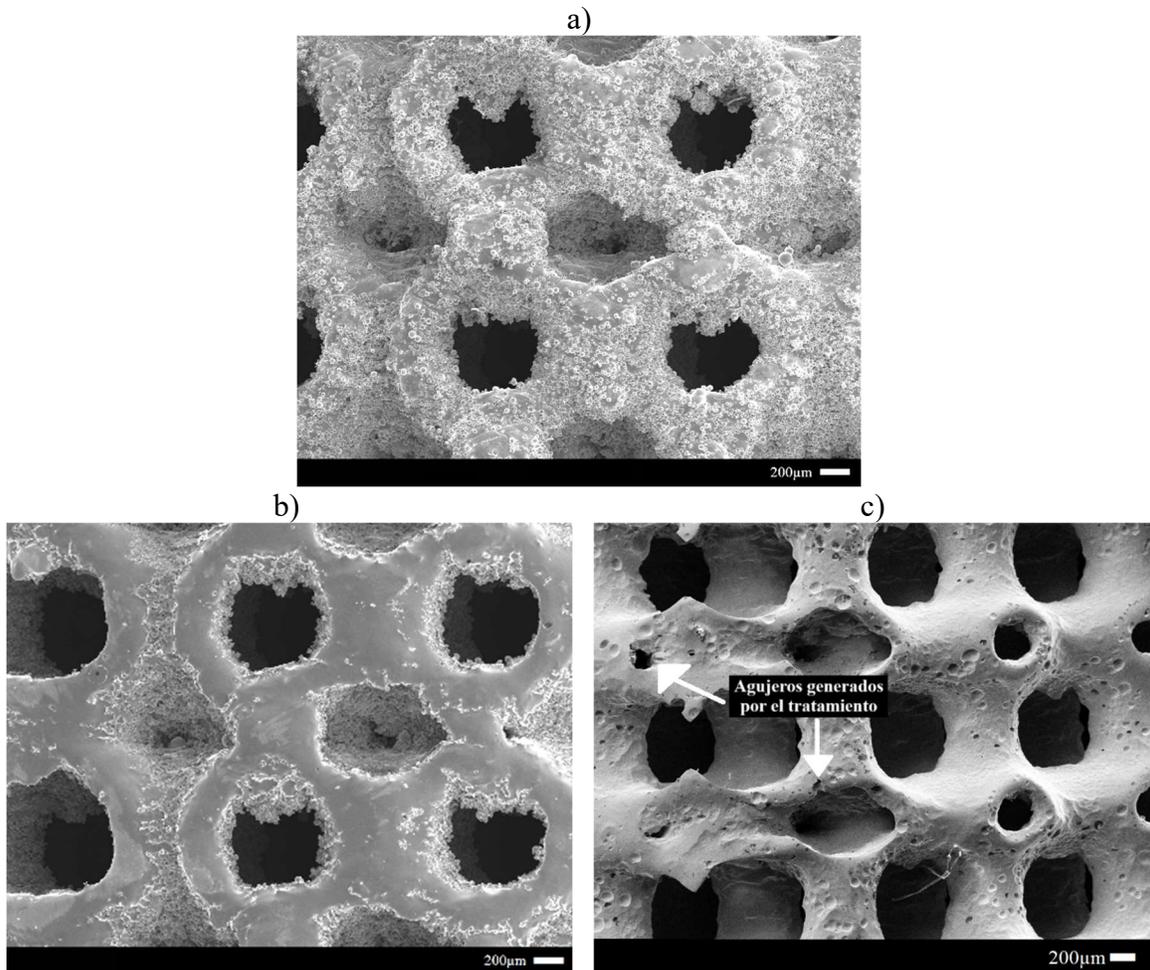


Figura 19. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.

Al analizar la reducción del elemento estructural en la estructura primitiva, el electropulido tuvo un efecto bajo, de solo el 18.07%, mientras el grabado químico redujo el espesor en un 32.34%, un cambio del 14.27% entre ambos estados, similar al cambio en la estructura diamante. En este caso el electropulido no tuvo un efecto satisfactorio, se puede observar que solo generó cambios en la capa más superficial del andamio y no logra disminuir

en gran medida la cantidad de partículas sueltas. Por otro lado, se presenta una notoria diferencia posterior al grabado químico, con una mayor disminución de las partículas sueltas; sin embargo, también se tienen algunos agujeros en la estructura producto del desprendimiento de material. Se debe tener especial cuidado al realizar tratamientos superficiales, ya que si se elimina más material del debido se puede ver afectada la integridad de la pieza y con esto afectar sus propiedades mecánicas o propiciar el riesgo de fracturas.

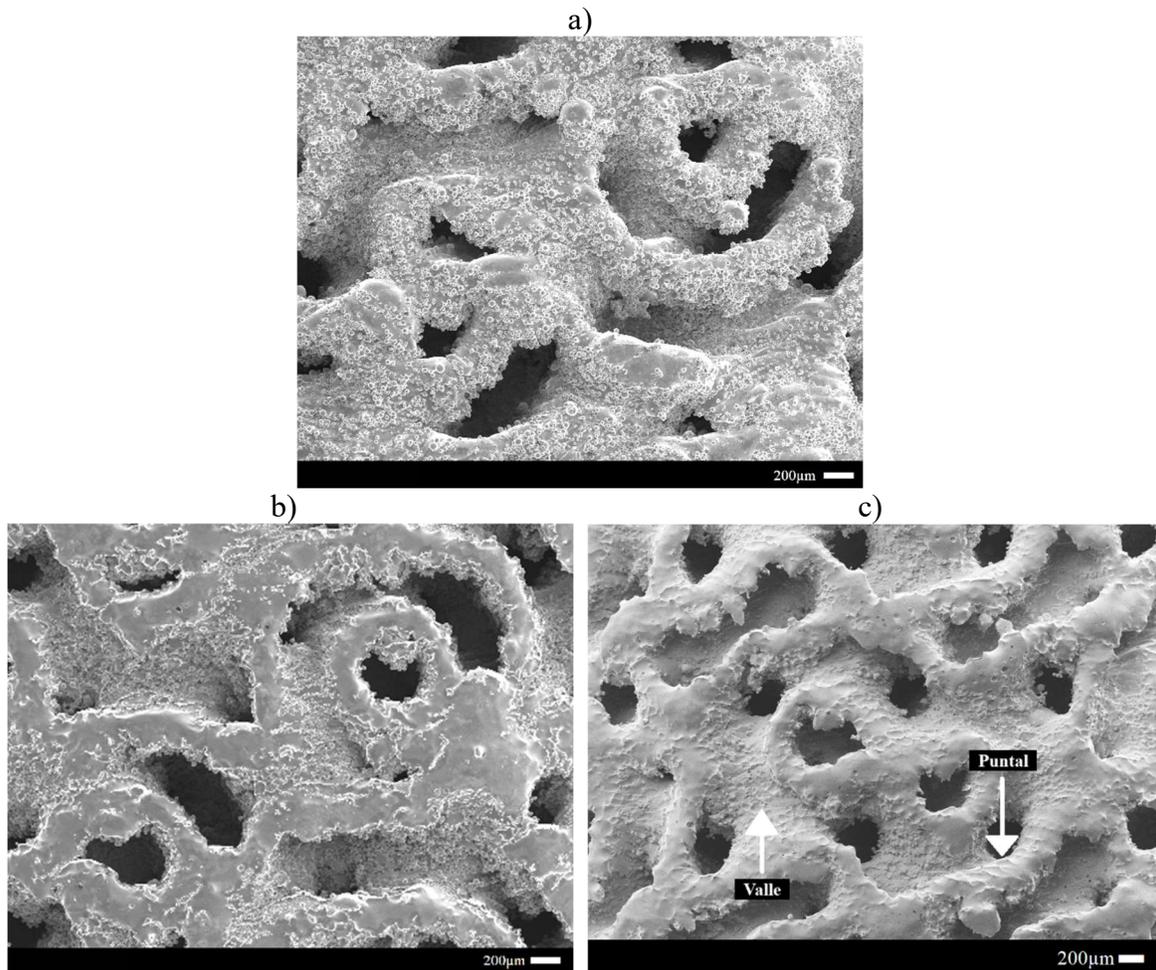


Figura 20. Imagen SEM de estructura diamante: a) estado inicial, b) después del electropulido, c) después del grabado químico.

En el caso de la estructura split P, primeramente, se tiene una reducción del espesor del 33.40%, mientras con el grabado este porcentaje sube a 39.37%, una diferencia de apenas el 5.97%. Esto porque, tal como se ve en la imagen, esta estructura es mucho más compacta y compleja que las otras [16, 19, 77], sus puntales no sobresalen demasiado sobre los valles y

al ser más pequeños se ven más afectados ante los tratamientos aplicados. Además, esta estructura cerrada no permite que la solución penetre en la misma, por lo que tanto el electropulido como el grabado químico solo logran afectar la capa superficial. Sin embargo, sí se nota una superficie mucho más limpia, con una menor cantidad de partículas.

Cabe destacar que se debe cuidar el tiempo del tratamiento y el efecto que este pueda tener en la integridad de la estructura, ya que si bien se desea eliminar la mayor cantidad de partículas, no se quiere dañar los puntales de la misma, estos son necesarios para propiciar la osteointegración, ya que se requiere una estructura rugosa e intrincada a la cual el hueso pueda adherirse y crecer a través de ella, esta fricción generada entre los puntales y el hueso permite una mejor fusión de las partes y le da mayor estabilidad al implante[40, 52].

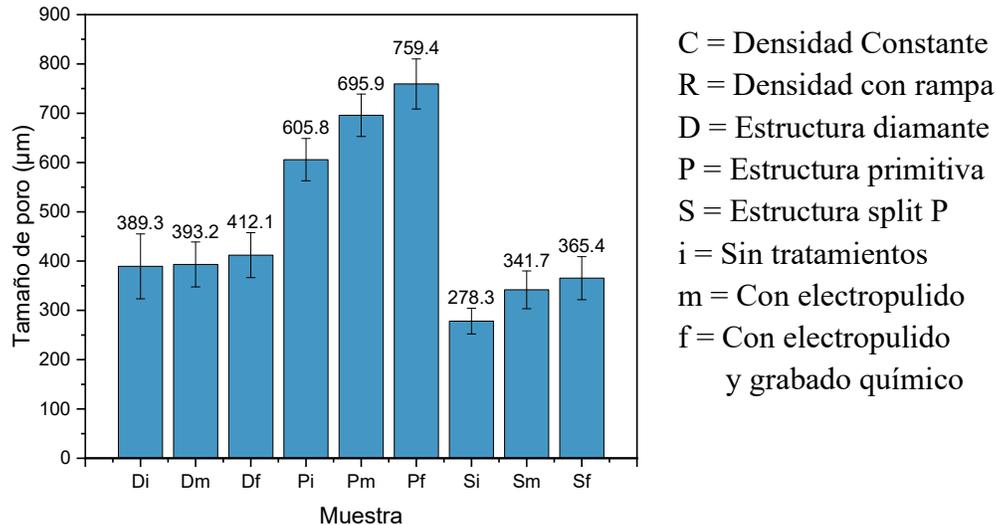


Figura 21. Gráfico del cambio en el tamaño de poro de las distintas estructuras.

El tamaño de poro es un factor importante por analizar, más allá del porcentaje de reducción en el grosor del puntal, ya que se requiere una medida mínima de entre 50 y 500 µm, dependiendo de la zona del cuerpo, para facilitar la migración celular y la absorción de nutrientes, mejorando así la curación de los tejidos y el entorno circundante [63, 64]. Sin este flujo, el hueso no podría regenerarse y se tendrían grandes complicaciones médicas como rechazo del implante, infecciones y muerte ósea.

Se puede ver que en la estructura diamante no se tiene un cambio significativo en el tamaño de poro a través de los 3 estados, manteniéndose entre un rango de 389.3 – 412.1 µm; aun así, estos tamaños de poro son buenos, pudiendo utilizarse en casi cualquier zona del

cuerpo. La estructura split P tiene el tamaño de poro más pequeño, entre 278.3 – 365.4 μm , por lo que se debe escoger cuidadosamente el sitio donde se aplicará esta geometría, para asegurar que cumpla con las condiciones de flujo necesarias en dicha área, no se debe correr el riesgo de colocar una estructura de baja porosidad en una zona donde se requiera un alto flujo de nutrientes, ya que el limitar la esta capacidad traería consigo grandes inconvenientes como rechazo y necesidad de cambio del implante, afectar la calidad de vida del paciente, generar pérdidas económicas, entre otros.

La estructura primitiva tiene un alto rango de utilidad al observar su tamaño de poro, el cual está entre 605.8 – 759.4 μm , bastante por encima del mínimo necesario de 500 μm , además es la más afectada por los tratamientos superficiales. Esta geometría podría aplicarse en distintas zonas del cuerpo y permitir un correcto flujo de nutrientes. Se puede decir entonces, que las tres estructuras estudiadas muestran escenarios prometedores en aplicaciones médicas de regeneración y refuerzo óseo; teniendo especial cuidado en decidir la zona en la que se aplicará cada estructura, para asegurar que se cumpla con el flujo de nutrientes necesario para asegurar la osteointegración y el bienestar del paciente.

3. *Análisis de rugosidad superficial*

A partir de los estudios realizados se obtiene la rugosidad superficial promedio de los puntales o elementos estructurales de cada pieza. Esto para el estado inicial, es decir las muestras sin tratamiento; el estado medio, las muestras con electropulido y el estado final, donde las muestras tienen tanto el electropulido como el grabado químico.

Tabla 2. Medida de rugosidad superficial promedio de las muestras (μm).

Estado	Diamante		Primitiva		Split P	
	Constante	Con Rampa	Constante	Con Rampa	Constante	Con Rampa
Inicial	24.0 \pm 3.8	17.0 \pm 2.1	20.0 \pm 3.6	19.4 \pm 3.9	18.8 \pm 1.9	21.0 \pm 2.8
Medio	20.4 \pm 4.5	11.8 \pm 3.1	13.6 \pm 3.7	13.6 \pm 2.9	14.0 \pm 0.9	11.2 \pm 1.7
Final	6.2 \pm 2.5	9.0 \pm 2.7	6.0 \pm 2.5	10.1 \pm 3.2	11.4 \pm 1.5	7.3 \pm 1.9

Los valores iniciales de rugosidad de las muestras dan entre 17.0-24.0 μm , siendo este un valor bastante alto, esto se debe a las partículas sueltas y otros defectos generados durante la consolidación del polvo metálico en el proceso de impresión 3D. Posterior a los tratamientos se puede notar una clara reducción de la rugosidad de todas las estructuras,

donde el electropulido genera una rugosidad más baja, entre 11.0-20.4 μm ; y el grabado químico reduce aún más este valor, llegando a 6.2-11.4 μm . Esto confirma el efecto satisfactorio de los tratamientos superficiales.

Analizando los datos más a detalle, se puede ver que en el estado final las estructuras primitiva y diamante tienen valores ligeramente más bajos que la split P; es decir, tienen menor rugosidad, esto concuerda con lo visto en las imágenes SEM, donde se aprecia que el tratamiento no penetra en la split P como lo hace en las otras estructuras. Esto se ve especialmente en la estructura de densidad constante, la cual tiene un tamaño de agujero más pequeño que la geometría con densidad radial; la cual es más compacta en el centro y más abierta conforme se acerca a la circunferencia [25, 72].

Por otro lado, en la estructura diamante y primitiva, la geometría con rampa tiene una mayor rugosidad que la geometría constante, esto porque al tener estructuras más abiertas tanto en diseño como en densidad, el ataque pudo tener mayor efecto; pero en este caso no solo eliminó las partículas superficiales, sino que el desprendimiento de material generó orificios en la probeta y estos defectos se ven reflejados en un aumento de rugosidad; se resalta que este efecto es desfavorable, ya que se puede ver afectada la integridad de la estructura, aumentando los puntos débiles que funcionan como concentradores de esfuerzos y propician la falla del andamio.

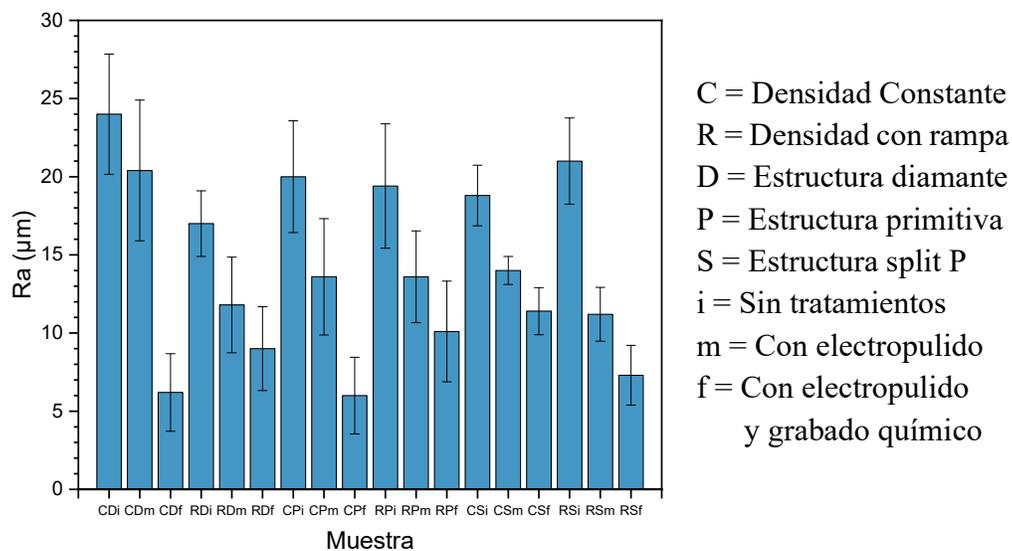


Figura 22. Gráfico de la medida de rugosidad superficial promedio de las muestras.

En este tipo de análisis se debe tener especial cuidado tanto al realizar la prueba como al interpretar los datos, ya que las estructuras son complejas, tienen distintas formas y relieves que afectan los resultados del estudio, por lo que se debe escoger adecuadamente la sección sobre la cual se trazan las líneas de medición de rugosidad. Sin embargo, esto a su vez genera error humano, lo que explica la alta desviación estándar presente en la mayoría de los resultados obtenidos para la medición de rugosidad, por lo que es importante comparar los resultados numéricos con imágenes microscópicas para poder llegar a conclusiones más certeras, tal como se hizo en este proyecto.

4. Cambio en la masa y la densidad relativa

Al comparar la masa de las probetas antes y después de los tratamientos superficiales se tiene una notoria reducción en los resultados. Los valores más bajos se presentaron en la estructura split P, con una reducción del 8.9%; mientras los valores más altos los tiene la estructura primitiva, con un valor del 13.8%, lo que deja ver que los tratamientos superficiales sí eliminan una importante cantidad de materia de las probetas, incluyendo las partículas sueltas y otros residuos propios del proceso de impresión 3D.

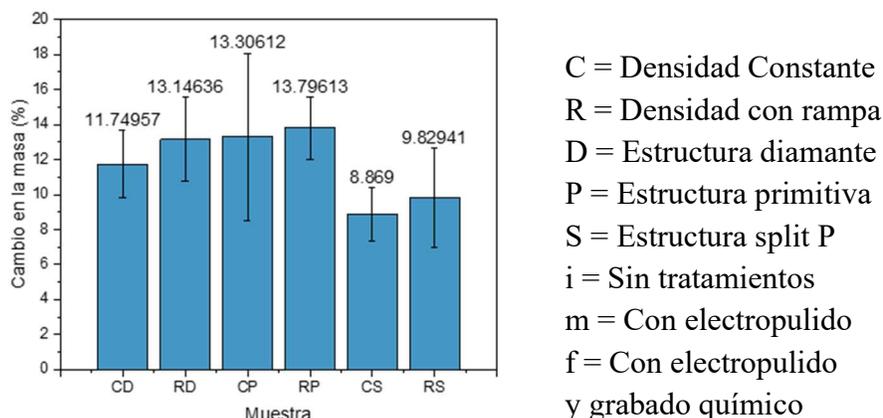


Figura 23. Cambio porcentual en la masa de las muestras.

Se puede notar que en todos los casos las estructuras con densidad radial pierden más materia que las estructuras constantes, esto debido a que su forma más abierta en el exterior permite una mayor penetración de la solución química, logrando tener contacto con más áreas de la probeta y, por ende, eliminando una mayor cantidad de materia. Lo anterior, además de significar una mejor calidad superficial en las muestras libres de partículas sueltas, podría ser un indicativo de que la geometría más abierta permitirá que las células y nutrientes fluyan

más fácilmente a la hora de colocar el implante en un individuo, generando una mejor osteointegración y biocompatibilidad [63, 64]. Por otro lado, se puede observar que la estructura con menor afectación es la split P, debido a que, tal como se analizó en secciones anteriores, esta es más compacta y compleja, permitiendo una menor penetración del tratamiento.

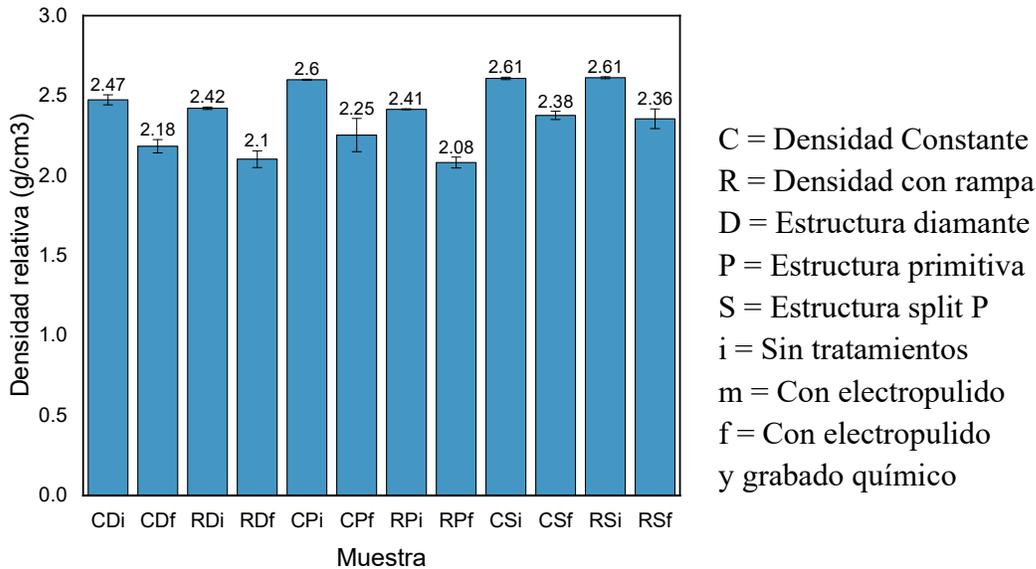


Figura 24. Densidad relativa real de las muestras, en el estado inicial y después de los tratamientos superficiales.

Al estudiar la densidad relativa, se tienen valores entre 2.41-2.61 g/cm³, para el estado inicial, estos valores son menores a la densidad relativa teórica o esperada, la cual es de 3.0 g/cm³. Tener una densidad relativa real menor a la teórica es usual en el proceso de impresión 3D, en primer lugar, por la porosidad que se puede generar; en este caso no se refiere a la porosidad propia de la geometría diseñada, sino a que se pueden generar vacíos no intencionados dentro de la estructura, debido a la consolidación incompleta del polvo, desde microporosidades hasta huecos o cavidades notorias, esto por falta de fusión de las partículas, por una mala distribución del polvo, falta de potencia del láser, incorrecta velocidad del proceso, enfriamiento no homogéneo, entre otras [22, 25, 46].

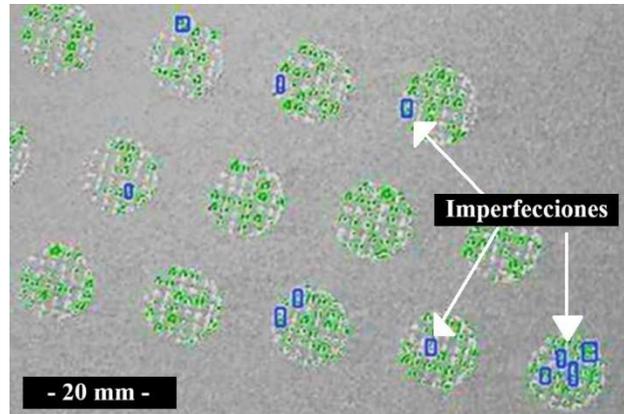


Figura 25. Imágenes del proceso de impresión de las muestras.

Los errores en el proceso de generación de las muestras se pueden comprobar al observar las señales de “imperfecciones”, mostradas por el software durante la impresión, las cuales corresponden a las zonas azules señaladas por el sistema, que indican que se presentan diferencias en la capa de impresión respecto al modelo digital. Aun así, se tienen valores aceptables, cercanos a una densidad relativa de 2.5 g/cm^3 . Por otro lado, como es esperable debido al material desprendido, en el estado final se tienen densidades menores, entre $2.10\text{-}2.38 \text{ g/cm}^3$, estos valores tampoco son negativos para el estudio; sin embargo, no se puede dar una conclusión solo con los valores de densidad relativa o masa medida, ya que se debe analizar si la pérdida de masa provoca o no, efectos negativos en las propiedades mecánicas de las probetas.

5. *Análisis de módulo de Young y límite elástico en compresión*

Se obtuvo el módulo de Young y el límite elástico tanto para las muestras sin tratamiento como para las muestras que recibieron tratamientos superficiales. El módulo de Young indica la capacidad del material para deformarse elásticamente cuando se le aplica una carga. El hueso cortical compacto tiene un módulo entre $7\text{-}30 \text{ GPa}$, mientras el trabecular tiene valores entre $0.1\text{-}3 \text{ GPa}$ [39 - 41]. Para las muestras estudiadas se obtuvieron valores entre $6.48\text{-}8.65 \text{ GPa}$, lo que las coloca en el rango bajo del hueso cortical, esto es beneficioso para aplicaciones médicas, ya que las estructuras imitan la rigidez del hueso sin provocar el fenómeno de protección contra el estrés, previniendo complicaciones como la pérdida de masa ósea a largo plazo [20, 21].

En el módulo elástico la estructura diamante tuvo los valores más altos, seguida de la split P, mientras la primitiva tuvo los valores más bajos. Esto se puede atribuir a la geometría de la estructura, ya que la tipo diamante está más interconectada, tiene un diseño robusto que distribuye mejor las tensiones, lo que genera mayor resistencia inicial a la deformación [15, 16]. Mientras la estructura primitiva tiene una geometría simple y menos densa, lo que genera un rango de deformación más bajo [15, 17]. La estructura split P, por su parte, tiene una geometría homogénea e interconectada [18, 19], mostrando un comportamiento intermedio entre la flexibilidad de la primitiva y la rigidez de la diamante.

Tabla 3. Módulo de Young y límite elástico en compresión de las muestras evaluadas.

Muestra	Módulo de Young (GPa)	Límite elástico (MPa)
CDi	7.92 ± 0.17	280.55 ± 7.61
CDf	6.95 ± 0.41	263.92 ± 6.53
RDi	8.65 ± 0.23	270.29 ± 2.15
RDf	8.02 ± 0.31	246.54 ± 3.12
CPi	6.57 ± 0.23	262.42 ± 6.70
CPf	6.48 ± 0.22	224.66 ± 22.37
RPi	7.06 ± 0.08	253.37 ± 3.71
RPf	6.49 ± 0.13	235.37 ± 1.08
CSi	7.48 ± 0.77	284.04 ± 3.01
CSf	7.39 ± 0.11	272.07 ± 8.22
RSi	7.76 ± 0.02	288.95 ± 6.56
RSf	7.16 ± 0.08	274.93 ± 6.46

Al estudiar el efecto del gradiente de densidad en el módulo de Young, las estructuras diamante y primitiva, con densidad radial, tuvieron resultados mayores que las de densidad constante, mientras en la split P no se tiene demasiada diferencia entre ambos casos. Esto puede deberse a la zona central más compacta en las estructuras con gradiente, que funciona como una columna o eje de soporte, ya que la probeta no colapsa hasta que esta zona llegue a su punto de falla, lo que maximiza la rigidez de las muestras; diferente de las probetas con densidad constante, las cuales no poseen un soporte central [12, 73]. En el caso de la estructura split P, esta tiene una geometría más homogénea y compleja, lo que disminuye el efecto del gradiente; además de que su complejidad puede propiciar fallos en la impresión y

permanencia de residuos en las zonas intersticiales, lo que aumentan la rigidez general del material.

Para el límite elástico se obtuvieron valores entre 246-288 MPa, estos son mayores a los presentes en el hueso, los cuales son 2-80 MPa para hueso trabecular y 100-200 MPa para hueso cortical [39 - 41]. Los resultados más altos indican que las estructuras son más resistentes, lo que es positivo en términos de durabilidad y capacidad para resistir cargas elevadas sin sufrir deformaciones permanentes; pero valores demasiado altos podrían generar una distribución desigual de cargas y con esto, el fenómeno de protección contra esfuerzos. Aun así, el bajo módulo de Young obtenido debería evitar este efecto [20, 21].

Al estudiar el efecto de la geometría en el límite elástico, la estructura split P tuvo los valores más altos, seguida de la diamante, y nuevamente, la primitiva tuvo los valores más bajos. La estructura primitiva tiene una geometría más simple y constante, menos densa, lo que genera fragilidad y facilita la fractura de sus nodos, causando que no soporte altas cargas antes de fallar; la estructura diamante le sigue en complejidad e interconectividad de sus puntales, causando una estructura más estable que soporta cargas mayores. La estructura split P, siendo la más compleja y compacta, es la que tiene menos puntos débiles que puedan llevarla rápidamente a la falla, mostrando así un alto límite elástico.

Ahora bien, en las estructuras diamante y primitiva, las muestras con gradiente radial mostraron límites elásticos más bajos que las de densidad constante, lo que podría indicar que, aunque el centro más compacto soporta más carga, las zonas externas, al ser más débiles, alcanzan la deformación plástica o incluso la falla más rápidamente. En la estructura split P no se tiene demasiada diferencia entre ambos casos, aquí aplica el mismo análisis que para el módulo elástico, pero de manera contraria; la estructura split P más compacta permite una mayor resistencia antes de llegar a la deformación plástica y no se ve notoriamente afectada por la rampa.

En todas las estructuras, tanto para el módulo de Young como para el límite elástico, las estructuras sin tratamiento superficial tienen resultados mayores a las estructuras con tratamiento, esto porque poseen mayor cantidad de material, puntales más gruesos y una mayor cantidad de residuos y partículas sueltas, lo que genera fricción interna y aumenta la resistencia al colapso estructural. Mientras los tratamientos como el grabado químico

suavizan la superficie, reduciendo el grosor de los puntales y los puntos de anclaje y, por lo tanto, disminuyen la resistencia.

6. Análisis de modo de falla en compresión

Para analizar el modo de falla en esta sección se muestran imágenes SEM de la zona de fractura y curvas representativas del gráfico esfuerzo deformación, cabe decir que la totalidad de los gráficos, dado que se probaron 3 muestras para cada caso, se encuentran en la sección de anexos.

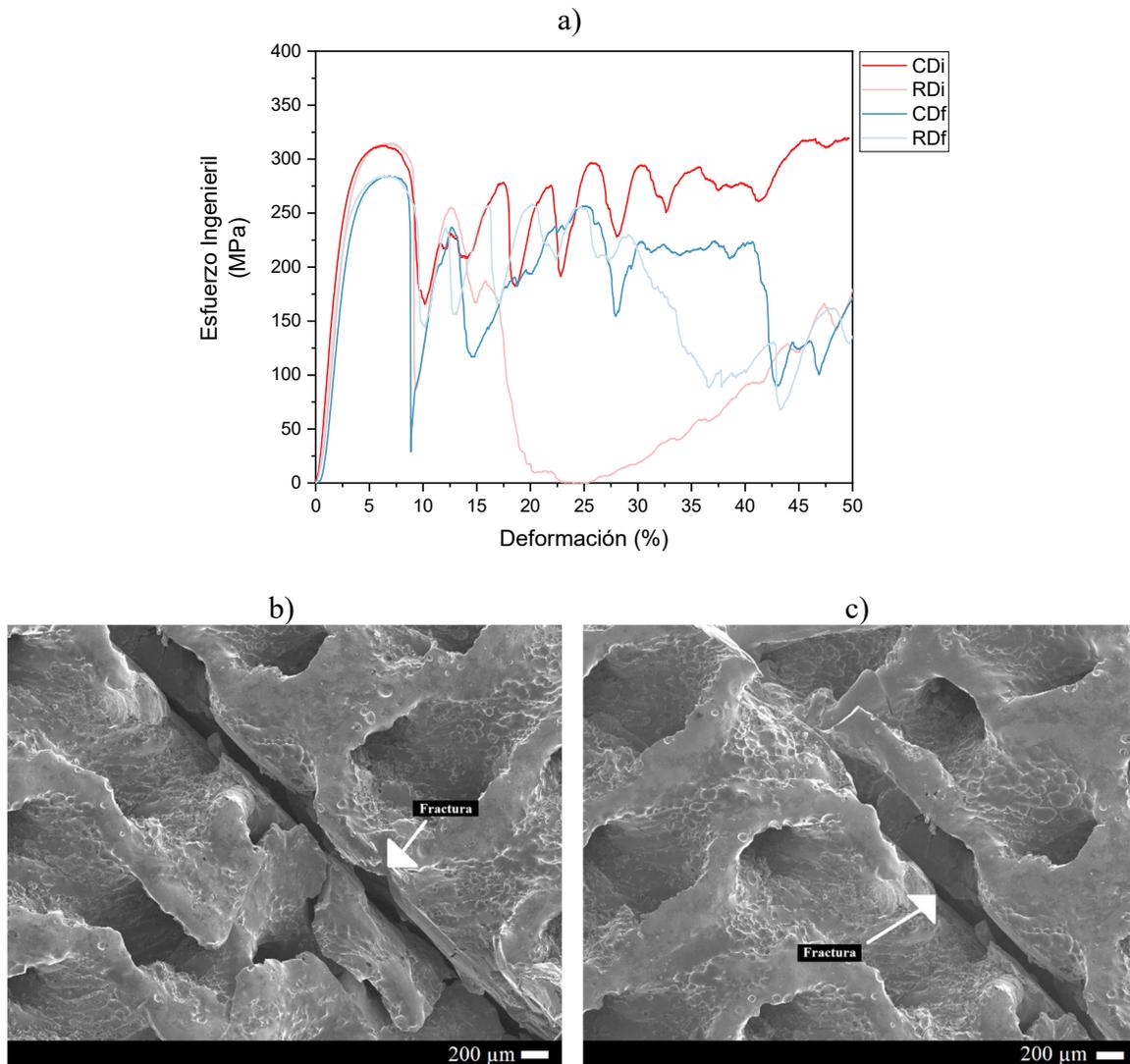


Figura 26. Modo de falla por compresión de estructura diamante: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.

Como se ve puede ver en las distintas curvas, dentro de una misma geometría siempre se tiene el mismo comportamiento, sin importar si esta tiene o no una densidad radial y si se le han aplicado o no tratamientos superficiales; por lo que aquí se muestran solo las imágenes de las probetas después del grabado químico, haciendo énfasis en que se tuvieron imágenes similares en las estructuras sin tratamiento, con la diferencia de que esas presentan muchos más residuos como polvo y partículas sueltas.

En la estructura diamante, de la Figura 25, se nota una caída repentina en la curva después del 9% de deformación y no se tiene una zona clara de fluencia o de endurecimiento por deformación, en su lugar se tienen picos abruptos y descontrolados producto del rompimiento de las capas. Además, en las imágenes SEM de la fractura se puede observar una sola zona línea fractura a 45° , sin signos notorios de compactación o de apilamiento de las capas. Lo anterior indica un comportamiento frágil, la estructura diamante tiene un modo de falla por flexión, en el cual los elementos estructurales de la red fallan de manera repentina al no poder redistribuir las cargas, una vez que se sobrepasa el límite elástico [75, 76].

El comportamiento frágil de la estructura diamante no es positivo para los implantes, ya que una falla abrupta, sin previo aviso, podría generar daños graves al paciente; liberando fragmentos en el cuerpo que dañen el tejido circundante debido a los bordes afilados de estos, generar dolor, hemorragias y daño a tejidos nerviosos; así como fallo temprano del implante e inestabilidad mecánica, lo que generaría la urgencia de remplazo e incurriría en una mayor gasto económico para el paciente y una experiencia dolorosa, con complicaciones y mayores tiempos de recuperación [25, 26].

En el caso de la estructura primitiva, presente en la Figura 26, se tiene una fractura ligeramente más dúctil, con una zona de fluencia extensa, entre el 7.5% y el 18%, seguido de una zona de endurecimiento por deformación hasta el 33%. La presencia de una zona de fluencia más prolongada indica que esta estructura tiene una mayor capacidad para deformarse plásticamente antes de fallar; y una vez que lo hace, la compactación de sus capas comienza a generar un endurecimiento que le permite resistir mayores deformaciones. Esto demuestra un mecanismo de falla por estiramiento, lo que permite una mayor deformación de la estructura antes de la falla [75, 76, 78].

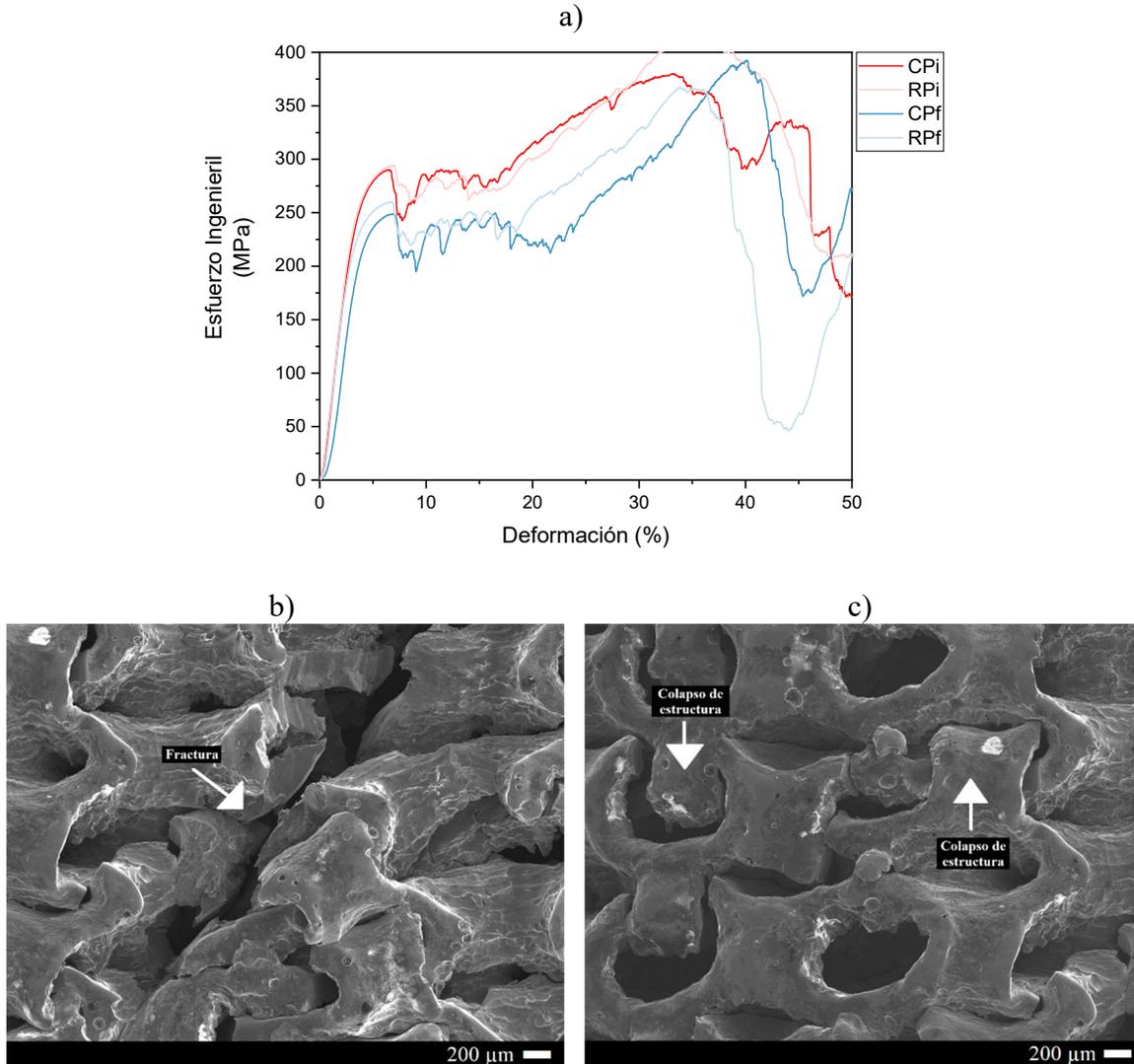


Figura 27. Modo de falla por compresión de estructura primitiva: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.

En el análisis SEM de la estructura primitiva, se pueden observar algunas zonas con una notoria línea de fractura, con un mayor ángulo de falla que la estructura diamante, alrededor de 55° , pero también se observa el apilamiento de las capas descrito, donde gracias a los orificios propios de la geometría primitiva, se genera un traslape de las capas, esto propicia un aumento de la resistencia mecánica y un comportamiento más dúctil que el presente en la estructura diamante, lo que es beneficioso para aplicaciones médicas, ya que hay menos posibilidades de causar daños al pacientes y permite prever o retrasar la falla total del implante [75, 76, 78].

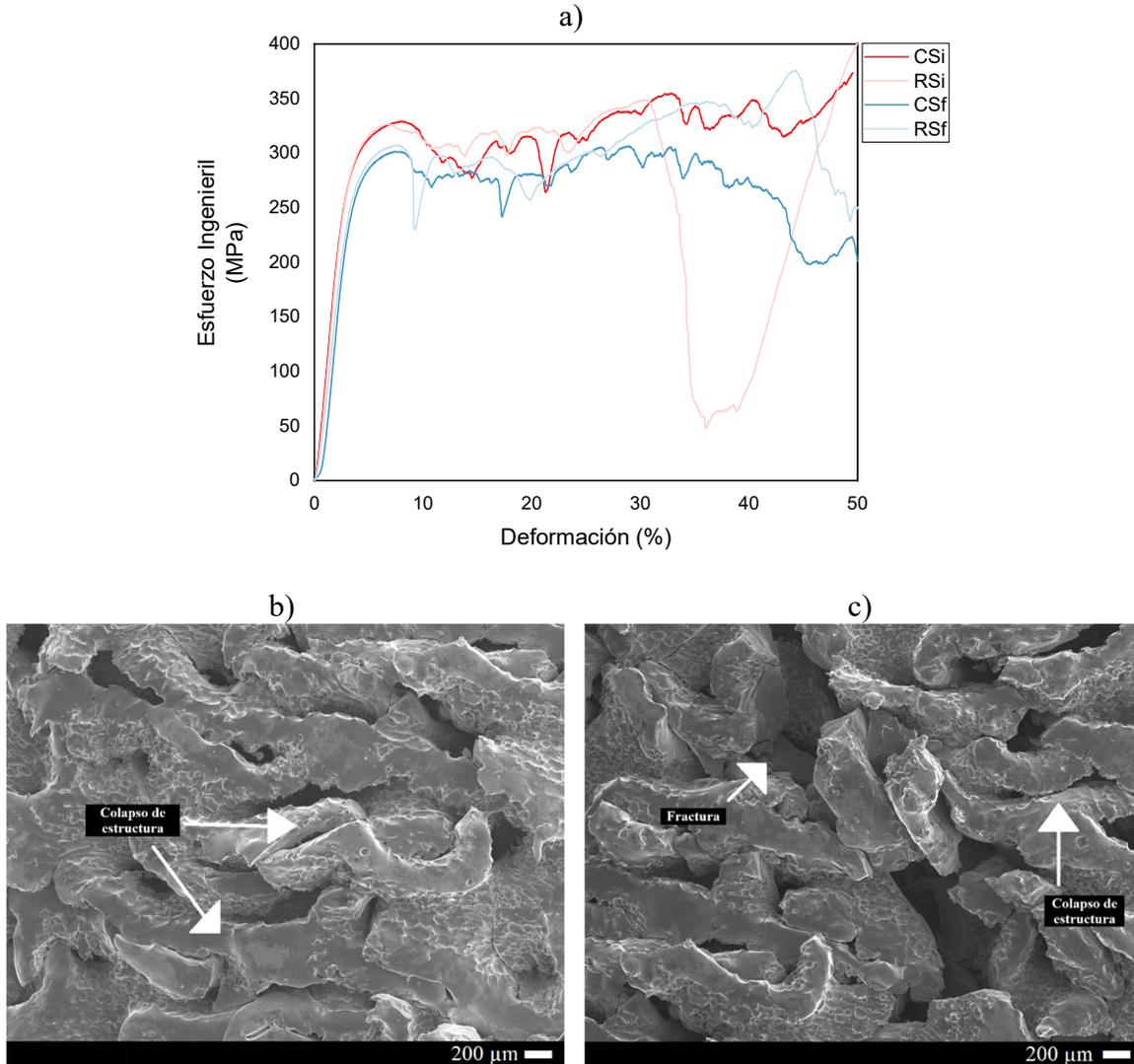


Figura 28. Modo de falla por compresión de estructura split P: a) gráfico de esfuerzo deformación representativo, b) y c) ejemplos de zonas de falla.

En cuanto a la estructura split P, en la Figura 27, esta muestra el comportamiento más dúctil, teniendo una transición más suave entre la fase elástica y plástica, con una zona de fluencia entre el 10% y el 30% con picos menos abruptos que las otras estructuras, esto podría deberse a una mejor distribución de las tensiones internas, dando lo compacta e interconectada que es esta estructura. La falta de una zona definida de endurecimiento por deformación sugiere que el material se sigue deformando sin un aumento considerable en la resistencia, indicando un comportamiento más uniforme a través del tiempo [75, 76, 78].

La estructura split P presenta un modo de falla combinado entre flexión y estiramiento, donde su diseño geométrico permite que las capas se estiren y fracturen por flexión sucesivamente, redistribuyendo las tensiones de manera más eficiente antes de la fractura final. En la imagen SEM se puede observar como las diferentes capas se destruyen y se enciman las unas con las otras, generando un comportamiento más constante y dúctil [16], [19]. Esto es altamente beneficioso para sus aplicaciones, ya que este comportamiento haría que el implante resista mejor los esfuerzos generados al estar en uso dentro del cuerpo y daría un mayor rango de tiempo antes de que sea crucial cambiar el implante.

7. *Análisis microestructural*

Las fases obtenidas durante el análisis EBSD después del proceso de impresión 3D son: titanio hexagonal, el cual corresponde a la fase alfa y titanio cúbico, correspondiente a la fase beta; sin embargo, para esta última se obtuvieron valores bajos, de entre el 1% y el 2%, por lo que no se considera significativa, ya que índices tan bajos no tendrían un gran impacto en las propiedades mecánicas de la pieza; así entonces, las estructuras tienen un comportamiento dirigido por la influencia de la fase α .

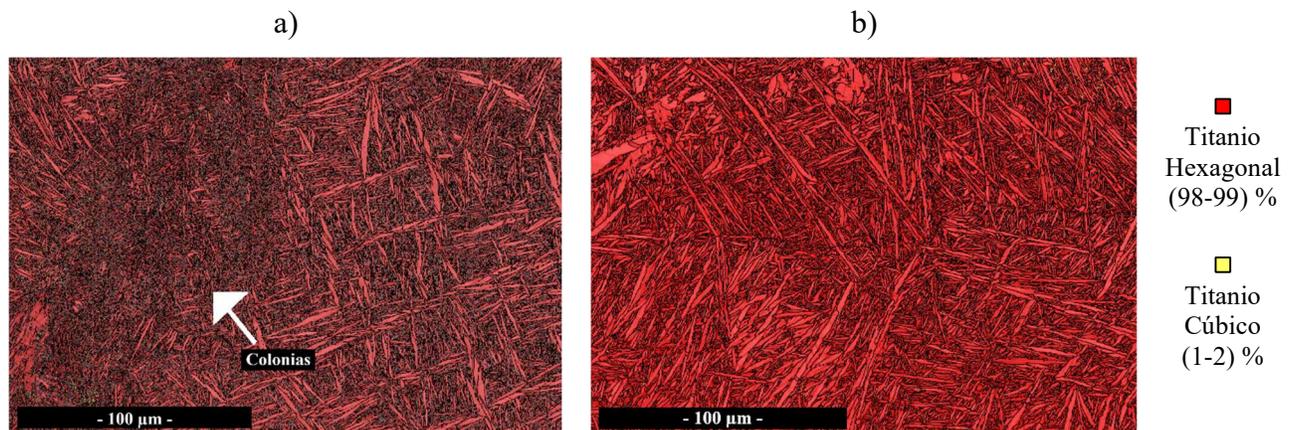


Figura 29. Imagen EBSD de granos y fases presentes en la muestra: a) vista superior de la muestra, b) vista lateral de la muestra.

Los granos presentes conforman principalmente estructuras martensíticas y widmanstatten, estas dan al material una alta resistencia y una baja ductilidad, lo que no es beneficioso para los implantes, ya que propician un alto módulo de Young y con esto el efecto de protección de esfuerzos, donde el hueso no recibe la suficiente estimulación mecánica y se genera una pérdida de masa ósea. Además, en la Figura 28 (a) se pueden observar un

cúmulo de granos más pequeños, correspondientes a colonias martensíticas, estos sitios podrían comportarse como concentradores de esfuerzos y debilitar la muestra, generando una fractura frágil, por lo que sería recomendable realizar tratamientos térmicos para propiciar el crecimiento de la fase β , la cual es más dúctil [22, 90].

Dentro de la fase alfa se tienen 4 categorías: primaria, secundaria, terciaria y cuaternaria, las cuales varían desde micrones en el caso de α' primaria hasta nanómetros para α' cuaternaria, pero para descifrar cuál es la presente en las muestras se deben realizar más técnicas de caracterización, como lo es el XRD; sin embargo, se mantiene el caso de que es preferible la presencia de granos beta que propicien la ductilidad, por lo que esto no es tan relevante qué tipo de fase alfa está presente [22, 90].

En la imagen figura de polo inversa (IPF, por sus siglas en inglés) se muestra la orientación cristalográfica de los granos en la muestra, se puede ver que la fase alfa muestra los planos $[0,0,0,1]$, $[-1,2,-1,0]$ y $[0,1,-1,0]$, mientras la fase β muestra los planos $[0,0,1]$, $[1,0,1]$ y $[1,1,1]$. En la vista superior se pueden observar ciertas zonas pequeñas con una orientación específica, pero no de una manera tan relevante, es mayormente anisotrópica; sin embargo, en la imagen lateral se pueden observar zonas claramente diferenciadas, principalmente la parte superior en tonos morados (orientados en la dirección $[0,1,-1,0]$) y la parte inferior en tonos verdosos (orientados en la dirección $[-1,2,-1,0]$).

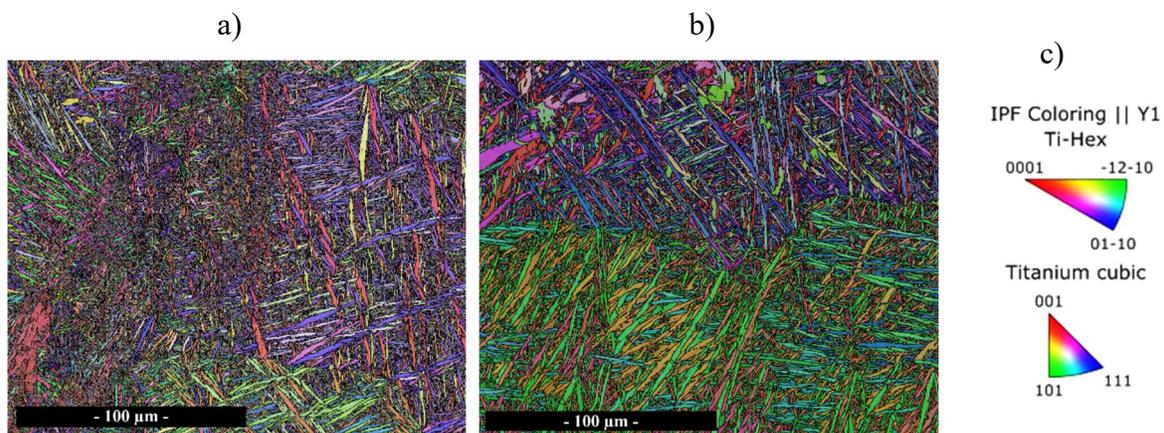


Figura 30. Imagen EBSD con IPF paralelo a la dirección Y1 y a) vista superior de la muestra, b) vista lateral de la muestra, c) colorimetría del IPF.

La dirección de impresión de la muestra en la imagen lateral es de derecha a izquierda, es decir, se está observando un corte de la muestra “acostada”. Entonces la orientación de los granos sigue el patrón de impresión, esto se debe a que primeramente se da la formación de granos β , creciendo epitaxialmente a lo largo de las capas de deposición; sin embargo, debido a la rápida tasa de enfriamiento estos se transforman en la microestructura α' predominante, pero manteniendo una disposición dentro de los granos β anteriores. En la imagen superior los granos están perpendicular a la dirección de impresión, por lo que no se ve esta orientación diferenciada [91, 92, 103, 104].

8. Reporte de costos

En el presente trabajo de investigación no se realizará un análisis económico tradicional, ya que el proyecto no tiene como objetivo principal la rentabilidad financiera de una empresa específica, por lo que no hay datos tales como costos y ganancias directas. En su lugar, debido a que este proyecto se enmarca en un entorno académico, se presentará un informe de los costos incurridos durante el proceso de investigación, incluyendo los recursos materiales, uso de equipos especializados, y otros gastos relacionados con el desarrollo experimental.

Tabla 4. Tabla de costos del proyecto.

Implemento	Costo individual ¢	Elementos totales	Costo total ¢
Material de muestras	170 000 /kg	0.22 kg	37 400
Impresión 3D	34 000 /h	16.5 h	561 000
Tratamientos superficiales	50 000	(costo total)	50 000
Pruebas de compresión	7 000 / muestra	36 muestras	252 000
SEM y EBSD	23 200 /h	10 h	232 000
Costos totales			1 132 400

El costo de los tratamientos superficiales y las pruebas de compresión es aproximado, ya que se utilizan los insumos y equipos de la universidad, además de que el proceso lo realizaron los integrantes del equipo de investigación. Dicho esto, el proyecto tuvo un costo aproximado de 1.13 millones de colones, o alrededor de \$2200, este es un costo que podría considerarse moderado para una investigación en el contexto universitario, especialmente

considerando que se utiliza PBF-LB, la cual es una tecnología con un alto costo en estos momentos [109]. Cabe decir, además, que estos costos corresponden específicamente a Finlandia, donde se realizó el proyecto, por lo que no aplican a otros mercados.

9. Análisis ambiental

La manufactura aditiva es un proceso más eficiente en términos de uso de material y energía, en comparación con los métodos tradicionales como la forja o la fundición. La tecnología AM reduce significativamente el desperdicio de material al utilizar solo lo necesario para fabricar la pieza, con la opción de reciclar el polvo metálico, lo que mejora la productividad del material hasta en un 80 %. Desde una perspectiva energética, la energía se aplica sólo a las áreas donde se necesita, a diferencia de procesos como la fundición, que implica calentar grandes cantidades de materiales, o el mecanizado, que utiliza energía en diferentes etapas del proceso. Estas ventajas son particularmente importantes para componentes personalizados y geometrías complejas, como implantes porosos, lo que hace que la fabricación aditiva sea una opción más viable en términos de recursos y energía [35 - 37].

Sin embargo, es importante considerar los impactos ambientales del tratamiento superficial necesario para garantizar la calidad adecuada del implante. El electropulido y el grabado químico, utilizados para mejorar las superficies de los implantes, presentan importantes desafíos medioambientales. El grabado químico, en particular, utiliza ácidos corrosivos que, si no se manejan correctamente, pueden ser perjudiciales tanto para el operador como para el medio ambiente. Los residuos químicos resultantes deben recibir un tratamiento estricto para evitar la contaminación del suelo y del agua. El electropulido también implica el uso de materiales peligrosos y electricidad, por lo que es necesario implementar medidas de seguridad como sistemas de ventilación, uso de equipos de protección personal y protocolos de manejo de residuos para no generar efectos adversos en el ambiente [110 - 112].

10. Análisis del impacto social

Este proyecto podría dar lugar a grandes avances y beneficios en la salud humana. Los implantes rígidos y compactos utilizados comúnmente corren el riesgo de generar protección de esfuerzos, ya que estos cuentan con módulos de Young mucho más altos que los del hueso,

lo que genera un desequilibrio en la distribución de los esfuerzos, donde todo el trabajo lo realiza el implante; con el tiempo, la falta de estimulación mecánica genera que el hueso se atrofie, sufra osteoporosis y pierda densidad, aumentando el riesgo de fractura periprotésica. Además, la pérdida de masa ósea genera el aflojamiento aséptico del implante, donde a pesar de que no se producen infecciones, no se da la osteointegración y posteriormente se requiere un remplazo del implante para ajustar el tamaño de este a la pérdida de masa.

Las estructuras reticulares evitan estos efectos adversos, en primer lugar, porque su módulo de young es similar al presente en el hueso, evitando la protección de esfuerzos, como se pudo ver en secciones anteriores, las estructuras de este estudio se colocan en el rango bajo del hueso cortical, por lo que podrían interactuar con el hueso sin generar pérdida ósea. También, se obtuvieron altos límites elásticos, por lo que la prótesis podría soportar el peso impuesto por el cuerpo del paciente, además de las diversas cargas dinámicas cuando este se encuentre en movimiento.

Se observó que la densidad relativa utilizada de 0.3 da tamaños de puntales y de poros beneficios para la osteointegración, ya que esta geometría permite que el hueso crezca dentro de los implantes y se dé un correcto flujo de nutrientes y otras sustancias a través de este, favoreciendo la actividad biológica regular del cuerpo. Por otro lado, se observó que después de los tratamientos superficiales se reduce la cantidad de partículas sueltas presentes en el cuerpo y se tiene una baja rugosidad, esto es beneficioso en diversos aspectos, ya que disminuye los mecanismos de iniciación de grietas en las proximidades de la superficie, y evita el movimiento de las partículas hacia otras zonas del cuerpo donde puedan causar infecciones, rechazos y otros problemas.

El mejorar la biocompatibilidad de los implantes y su comportamiento mecánico es esencial para aumentar el éxito de las operaciones y mejorar la calidad de vida del paciente, ya que podría permitir una rápida recuperación, aumentar la vida útil del implante, disminuir la urgencia de remplazo, evitar fallas abruptas, entre otros; por lo que la utilización de estructuras reticulares es altamente recomendada respecto al uso de implantes convencionales. Cabe destacar que se debe realizar un análisis de caso antes de aplicar una estructura, ya que no todas las zonas del cuerpo tienen la misma porosidad, requerimiento de

flujo de nutrientes o propiedades mecánicas, por lo que se debe ser minucioso al realizar un plan de acción.

Esta investigación podría dar lugar también a grandes beneficios económicos a futuro, ya que la tecnología de impresión 3D podría permitir fabricar implantes personalizados con geometrías complejas, mejorando la integración ósea y minimizando las complicaciones postoperatorias, así como reduciendo el tiempo de recuperación del paciente y la necesidad de cambiar el implante. A nivel social, esto implica menores costos de hospitalización y seguimiento. La capacidad de fabricar implantes bajo demanda, con un mínimo desperdicio de material, reduce los costos de fabricación en comparación con los métodos tradicionales, lo que potencialmente hace que los implantes médicos avanzados sean accesibles a una población más amplia.

V. CONCLUSIONES

En cuanto a los tratamientos superficiales, el electropulido resultó ser difícil de controlar y no tuvo un efecto notorio más allá de la superficie externa, por lo que no se considera exitoso en este proyecto. Por otro lado, el grabado químico logró en un menor tiempo mucho mejores resultados, eliminando la mayor parte de las partículas superficiales. El tratamiento penetró más en las estructuras diamante y primitiva, llegando incluso a generar algunos agujeros, por lo que sería recomendable utilizar tiempos más cortos para evitar dañar la integridad de las piezas. En la estructura split P sí se eliminaron gran cantidad de partículas, pero el tratamiento no pudo penetrar tan profundo como en los otros casos.

Producto de los tratamientos superficiales se pudo ver una disminución en la rugosidad y en la masa en todos los casos. Teniendo el menor efecto en la estructura split P, esto también evidencia que en esta geometría se tiene un menor impacto del tratamiento y, por ende, menor pérdida de partículas y residuos. Las estructuras con rampa tienen mayor rugosidad y pierden más masa que las estructuras constantes, esto porque al ser menos compactas el tratamiento penetra en mayor medida, pero en este caso llegó incluso a causar algunos agujeros en la muestra; aun así, los valores de rugosidad obtenidos son aceptables. Se pudo ver también que la densidad relativa real de las muestras es menor a la teórica, pero no de manera preocupante, esto se da por defectos durante la consolidación de las muestras en el proceso de impresión.

En cuanto al módulo elástico, las estructuras dieron valores entre 6.48-8.65 GPa, lo cual coloca las muestras en el rango bajo del hueso cortical. Mientras para el límite elástico se tuvieron resultados entre 246-288 MPa, mayores a los presentes en el hueso. El módulo Young obtenido debería ser lo bastante bajo como para evitar el efecto de protección de esfuerzos, mientras el alto límite elástico permite alta durabilidad y la capacidad de resistir cargas elevadas sin deformaciones permanentes.

La estructura split P muestra las mejores propiedades mecánicas, con un módulo elástico intermedio y mayor límite elástico al compararse con las otra estructuras, además de una fractura dúctil y la zona de fluencia más extensa; pero al mismo tiempo, es una estructura más compacta que dificulta la aplicación de tratamientos superficiales y la remoción de partículas sueltas; con lo que también podría presentar mayor dificultad de osteointegración, ya que el hueso tiene menos espacio para crecer.

La estructura primitiva muestra buenas propiedades mecánicas, un módulo elástico bajo, es ligeramente dúctil y aunque su límite elástico es el menor, los valores siguen siendo aceptables, además de que es bastante dócil a la hora de recibir tratamientos superficiales, por lo que se esperaría una buena biocompatibilidad de esta estructura. Mientras la estructura diamante presenta las peores propiedades, un módulo de Young alto y un comportamiento frágil con una fractura abrupta, lo que podría ocasionar problemas en el paciente.

En cuanto a si es beneficioso o no el aplicar un gradiente de densidad, se puede ver que en las estructuras diamante y primitiva tiene efectos negativos, aumentando el módulo y reduciendo el límite elástico, mientras en la split P no tiene efectos significativos; aun así, los valores no son negativos y esta geometría debería presentar mejor biocompatibilidad y facilidad de osteointegración, por lo que se requieren más estudios, especialmente pruebas in vitro e in vivo, para descartar o recomendar esta geometría.

En cuanto a la microestructura de las muestras, se observó que las estructuras son mayormente α' martensítica, que crece en la disposición de los granos β anteriores, los cuales crecen epitaxialmente a lo largo de las capas de deposición; aun así, la presencia de granos β se reduce a alrededor del 1% debido al rápido enfriamiento, lo cual es negativo para las muestras ya que propicia un comportamiento frágil, por lo que se deberían agregar tratamientos térmicos que propicien el crecimiento de la fase beta.

De manera general, los resultados obtenidos indican que las estructuras planteadas tienen un potencial prometedor para su utilización futura en aplicaciones biomédicas, lo que podría traer grandes beneficios a la sociedad, como la personalización de implantes, reducción de los casos de rechazo del cuerpo y minimización de fenómenos como la protección esfuerzos, por lo que se considera que este proyecto tuvo un final satisfactorio y se espera que sirva de base para futuras investigaciones.

VI. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar el estudio utilizando únicamente el grabado químico y reduciendo los tiempos de este en las estructuras primitiva y diamante, para evitar causar picaduras y otros daños en las piezas; en caso de utilizar el electropulido se recomienda modificar los parámetros utilizados para un mejor resultado, Además, se alerta de los cuidados que se deben tener siempre que se realizan estos tratamientos, debido al uso de químicos altamente tóxicos que pueden tener efectos negativos en las personas y en el medio ambiente.

También se alienta a probar el uso de tratamientos térmicos en las muestras que puedan aumentar la concentración de la fase β , para aumentar la ductilidad de estas. Así como la realización de estudios in vitro e in vivo para probar la biocompatibilidad de las estructuras, especialmente para notar si el uso de un gradiente radial tiene un alto impacto favoreciendo la osteointegración.

Además, las estructuras podrían verse altamente beneficiadas con tratamientos superficiales adicionales, como recubrimientos de hidroxiapatita, fosfato de calcio o técnicas de oxidación anódica, para mejorar la disfuncionalidad del implante y favorecer una mejor adherencia celular y osteointegración. Así como la realización de pruebas de fatiga, sometiendo las estructuras a estudios dinámicos en condiciones cíclicas para simular el uso dentro del cuerpo humano.

VII. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Kerttu Saalasti Institute, “University of Oulu Kerttu Saalasti Institute - Excellence in scientific quality and outstanding societal impact,” 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www oulu fi/en/blogs/kerttu-saalasti-institute-blog/university-oulu-kerttu-saalasti-institute-excellence-scientific-quality-and-outstanding-societal>
- [2] University of Oulu, “Research and laboratory services,” 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www oulu fi/en/research/research-infrastructures/research-and-laboratory-services>
- [3] University of Oulu, “Cooperation - Services for companies and organisations,” 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www oulu fi/en/cooperation/services-for-companies-and-organisations>
- [4] University of Oulu, “Future Manufacturing Technologies (FMT),” 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www oulu fi/en/research-groups/future-manufacturing-technologies-fmt>
- [5] Kerttu Saalasti Institute, “A ‘boom’ of metal 3D printing is underway in Finland,” 2021. [En línea]. Disponible en: <https://oulu fi/en/blogs/kerttu-saalasti-institute-blog/boom-metal-3d-printing-underway-finland>
- [6] Organización Mundial de la Salud, “Trastornos musculoesqueléticos,” 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www who int/es/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>
- [7] A. Barrios Moyano y C. De-la-Peña García, “Prevalencia de osteoporosis y osteopenia en pacientes laboralmente activos,” *Acta Ortopédica Mex.*, vol. 32, no. 3, pp. 131–133, 2018. [En línea]. Disponible en: https://www scielo org mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2306-41022018000300131#:~:text=Clínica de Detección y Diagnóstico
- [8] El Mundo, “La Osteoporosis en el Mundo - Fracturas Por Osteoporosis,” 2022. [En línea]. Disponible en: <https://fracturasporosteoporosis.com/fractura/mundo/#:~:text=Cada año se producen alrededor de 330.000 fracturas por osteoporosis>

- [9] D. A. P. V.- Reumatólogo, “Impacto de una fractura ósea sobre la calidad de vida en imágenes,” *Clínica Reumatológica Doctor Ponce*, 2014. [En línea]. Disponible en: <https://www.doctorponce.com/impacto-de-una-fractura-osea-sobre-la-calidad-de-vida-en-imagenes/#:~:text=Fracturas como la de muñeca>
- [10] D. González Martín *et al.*, “Impacto económico de las fracturas periprotésicas de cadera,” *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, vol. 6, no. ibc-210673, pp. T59–T66, 2022, doi: 10.1016/j.recot.2022.07.019.
- [11] A. Rashki Kemmak, A. Rezapour, R. Jahangiri, S. Nikjoo, H. Farabi, y S. Soleimanpour, “Economic burden of osteoporosis in the world: A systematic review,” *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, vol. 34, no. 154, p. 154, 2020, doi: 10.34171/mjiri.34.154.
- [12] H. Chen, Q. Han, C. Wang, Y. Liu, B. Chen, y J. Wang, “Porous Scaffold Design for Additive Manufacturing in Orthopedics: A Review,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 8, 2020, doi: 10.3389/fbioe.2020.00609.
- [13] C. Tan *et al.*, “Review on field assisted metal additive manufacturing,” *International journal of machine tools & manufacture*, vol. 189, p. 104032, 2023, doi: 10.1016/j.ijmachtools.2023.104032.
- [14] S. Attarilar, M. Ebrahimi, F. Djavanroodi, Y. Fu, L. Wang, y J. Yang, “3D Printing Technologies in Metallic Implants: A Thematic Review on the Techniques and Procedures,” *International Journal of Bioprinting*, vol. 7, no. 1, 2021, doi: 10.18063/ijb.v7i1.306.
- [15] Ansys Model, “Commonly used lattice and TPMS structures in 3D additive manufacturing,” *Linkedin.com*, 2024. <https://www.linkedin.com/pulse/commonly-used-lattice-tpms-structures-3d-additive-manufacturing-8ewzf/>
- [16] R. Miralbes, D. Ranz, F. J. Pascual, D. Zouzias, y M. Maza, “Characterization of additively manufactured triply periodic minimal surface structures under compressive loading,” *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, vol. 29, no. 13, pp. 1841–1855, 2022, doi: 10.1080/15376494.2020.1842948.
- [17] Minimal Surfaces, “Schwarz P-Surface,” *Minimal Surfaces*, 2018.

<https://minimalsurfaces.blog/home/repository/triply-periodic/schwarz-p-surface/>

- [18] M. Rezapourian, I. Jasiuk, M. Saarna, y I. Hussainova, “Selective Laser Melted Ti6Al4V Split-P TPMS lattices for bone tissue engineering,” *SSNR*, p. 36, 2022, [En línea]. Disponible en: https://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract_id=4281376
- [19] F. Claybrook, M. Mohammed, y D. Southee, “Investigation of additive manufactured Split P TPMS elastomeric structures for diabetic foot insoles,” *Transactions on Additive Manufacturing Meets Medicine*, vol. 4, no. 664, p. 4, 2022, doi: 10.18416/AMMM.2022.2209664.
- [20] A. Busch, A. Wegner, M. Haversath, y M. Jäger, “Bone Substitutes in Orthopaedic Surgery: Current Status and Future Perspectives,” *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, vol. 159, pp. 304–313, 2020, doi: <https://doi.org/10.1055/a-1073-8473>.
- [21] T. Zhang *et al.*, “Three-dimensional-printed individualized porous implants: A new ‘implant-bone’ interface fusion concept for large bone defect treatment,” *Bioactive Materials*, vol. 6, no. 11, pp. 3659–3670, 2021, doi: 10.1016/j.bioactmat.2021.03.030.
- [22] C. Song *et al.*, “Research progress on the design and performance of porous titanium alloy bone implants,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 23, pp. 2626–2641, 2023, doi: 10.1016/j.jmrt.2023.01.155.
- [23] A. Cheng *et al.*, “Laser Sintered Porous Ti–6Al–4V Implants Stimulate Vertical Bone Growth,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 8, pp. 2025–2035, 2017, doi: 10.1007/s10439-017-1831-7.
- [24] C. Yin *et al.*, “Effects of the micro-nano surface topography of titanium alloy on the biological responses of osteoblast,” *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 105, no. 3, pp. 757–769, 2016, doi: 10.1002/jbm.a.35941.
- [25] N. Koju, S. Niraula, y B. Fotovvati, “Additively Manufactured Porous Ti6Al4V for Bone Implants: A Review,” *Metals (Basel)*, vol. 12, no. 4, p. 687, 2022, doi: 10.3390/met12040687.
- [26] S. R. Kandavalli *et al.*, “A Brief Review on the Evolution of Metallic Dental Implants: History, Design, and Application,” *Frontiers in Materials*, vol. 8, no. May, 2021, doi:

10.3389/fmats.2021.646383.

- [27] J. An, J. E. M. Teoh, R. Suntornnond, y C. K. Chua, “Design and 3D Printing of Scaffolds and Tissues,” *Engineering*, vol. 1, no. 2, pp. 261–268, 2015, doi: 10.15302/j-eng-2015061.
- [28] N. Novak *et al.*, “Development of novel hybrid TPMS cellular lattices and their mechanical characterisation,” *J. Journal of Materials Research and Technology*, vol. 15, pp. 1318–1329, 2021, doi: 10.1016/j.jmrt.2021.08.092.
- [29] A. K. Mishra, H. Chavan, and A. Kumar, “Effect of material variation on the uniaxial compression behavior of FDM manufactured polymeric TPMS lattice materials,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 46, pp. 7752–7759, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.02.276.
- [30] International Organization for Standardization, “ISO 13314:2011: Mechanical testing of metals - Ductility testing - Compression test for porous and cellular metals,” 2011. [En línea]. Disponible en: <https://www.iso.org/standard/53669.html>
- [31] A. Bandyopadhyay, I. Mitra, J. D. Avila, M. Upadhyayula, y S. Bose, “Porous metal implants: processing, properties, and challenges,” *International journal of extreme manufacturing*, vol. 5, no. 3, p. 32014, 2023, doi: 10.1088/2631-7990/acdd35.
- [32] D. Nicoletti, “Stress shielding after fracture fixation | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org,” *Radiopaedia*. 2023. [En línea]. Disponible en: <https://radiopaedia.org/articles/stress-shielding-after-fracture-fixation>
- [33] M. M. Shahzamanian, R. Banerjee, N. B. Dahotre, A. R. Srinivasa, y J. N. Reddy, “Analysis of stress shielding reduction in bone fracture fixation implant using functionally graded materials,” *Composite Structures*, vol. 321, p. 117262, 2023, doi: 10.1016/j.compstruct.2023.117262.
- [34] S. A. Naghavi *et al.*, “Stress Shielding and Bone Resorption of Press-Fit Polyether–Ether–Ketone (PEEK) Hip Prosthesis: A Sawbone Model Study,” *Polymers (Basel)*, vol. 14, no. 21, p. 4600, 2022, doi: 10.3390/polym14214600.
- [35] S. Jung, L. B. Kara, Z. Nie, T. W. Simpson, y K. S. Whitefoot, “Is Additive Manufacturing an Environmentally and Economically Preferred Alternative for Mass

- Production?,” *Environmental Science & Technology*, vol. 57, no. 16, pp. 6373–6386, 2023, doi: 10.1021/acs.est.2c04927.
- [36] P. H. Maheshwari, N. Khanna, H. Hegab, G. Singh, y M. Sarıkaya, “Comparative environmental impact assessment of additive-subtractive manufacturing processes for Inconel 625: A life cycle analysis,” *Sustainable Materials and Technologies*, vol. 37, pp. e00682–e00682, 2023, doi: 10.1016/j.susmat.2023.e00682.
- [37] A. Mecheter, F. Tarlochan, y M. Kucukvar, “A Review of Conventional versus Additive Manufacturing for Metals: Life-Cycle Environmental and Economic Analysis,” *Sustainability*, vol. 15, no. 16, p. 12299, 2023, doi: 10.3390/su151612299.
- [38] C. Y. Lin y J. H. Kang, “Mechanical properties of compact bone defined by the stress-strain curve measured using uniaxial tensile test: A concise review and practical guide,” *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 15, 2021, doi: 10.3390/ma14154224.
- [39] X. Y. Zhang, G. Fang, y J. Zhou, “Additively manufactured scaffolds for bone tissue engineering and the prediction of their mechanical behavior: A review,” *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 1, 2017, doi: 10.3390/ma10010050.
- [40] I. Yadroitsava, A. du Plessis, y I. Yadroitsev, "Bone regeneration on implants of titanium alloys produced by laser powder bed fusion: A review," *Elsevier Inc.*, 2019. doi: 10.1016/B978-0-12-815820-3.00016-2.
- [41] S. J. P. Callens, D. C. Tourolle né Betts, R. Müller, y A. A. Zadpoor, “The local and global geometry of trabecular bone,” *Acta Biomater*, vol. 130, pp. 343–361, 2021, doi: 10.1016/j.actbio.2021.06.013.
- [42] Medcell.org, “Bone Lab,” *System Cell Biology*, 2024. https://medcell.org/systems_cell_biology/bone_lab.php
- [43] G. Simon y V. S. Poór, “Applications of 3D printing in forensic medicine and forensic pathology. A systematic review,” *Annals of 3D Printed Medicine*, vol. 8, 2022, doi: 10.1016/j.stlm.2022.100083.
- [44] M. Żukowska, M. A. Rad, y F. Górski, “Additive Manufacturing of 3D Anatomical Models—Review of Processes, Materials and Applications,” *Materials (Basel)*, vol. 16, no. 2, 2023, doi: 10.3390/ma16020880.

- [45] J. E. Telich-Tarriba, L. E. Ramírez-Sosa, D. Palafox, E. Ortega-Hernández, y M. A. Rendón-Medina, “Aplicaciones de la impresión 3D en cirugía plástica reconstructiva,” *Revista de la Facultad de Medicina*, vol. 68, no. 4, pp. 603–607, 2020, doi: 10.15446/revfacmed.v68n4.77862.
- [46] X. Lin *et al.*, “Biocompatibility of Bespoke 3D-Printed Titanium Alloy Plates for Treating Acetabular Fractures,” *BioMed Research International*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/2053486.
- [47] G. Durastanti, C. Belvedere, M. Ruggeri, D. M. Donati, B. Spazzoli, y A. Leardini, “A Pelvic Reconstruction Procedure for Custom-Made Prosthesis Design of Bone Tumor Surgical Treatments,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 12, no. 3, pp. 5–7, 2022, doi: 10.3390/app12031654.
- [48] A. M. Crovace *et al.*, “3D biomimetic porous titanium (Ti6Al4V) scaffolds for large bone critical defect reconstruction: An experimental study in sheep,” *Animals*, vol. 10, no. 8, pp. 1–14, 2020, doi: 10.3390/ani10081389.
- [49] L. Guo *et al.*, “On the design evolution of hip implants: A review,” *Materials and Design*, vol. 216, p. 110552, 2022, doi: 10.1016/j.matdes.2022.110552.
- [50] C. G. Musser, R. C. Windsor, y F. Wininger, “Corpectomy and spinal stabilization using a 3D-printed spine model and custom jigs to address severe spinal deformities from T9-11 and L2-4 in a 6-month-old German shepherd puppy,” *Clinical Case Reports*, vol. 9, no. 12, pp. 3–9, 2021, doi: 10.1002/ccr3.5229.
- [51] A. Warburton, S. J. Girdler, C. M. Mikhail, A. Ahn, y S. K. Cho, “Biomaterials in spinal implants: A review,” *Neurospine*, vol. 17, no. 1, pp. 101–110, 2020, doi: 10.14245/ns.1938296.148.
- [52] F. Yang *et al.*, “Laser beam melting 3D printing of Ti6Al4V based porous structured dental implants: Fabrication, biocompatibility analysis and photoelastic study,” *Scientific Reports*, vol. 7, no. Noviembre 2016, pp. 1–12, 2017, doi: 10.1038/srep45360.
- [53] M. Revilla-León, M. Sadeghpour, y M. Özcan, “A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry,”

- Journal of Prosthodontics*, vol. 29, no. 7, pp. 579–593, 2020, doi: 10.1111/jopr.13212.
- [54] A. Iatecola *et al.*, “Osseointegration improvement of co-cr-mo alloy produced by additive manufacturing,” *Pharmaceutics*, vol. 13, no. 5, pp. 1–19, 2021, doi: 10.3390/pharmaceutics13050724.
- [55] J. M. Chacón, P. J. Núñez, M. A. Caminero, E. García-Plaza, J. Vallejo, y M. Blanco, “3D printing of patient-specific 316L–stainless–steel medical implants using fused filament fabrication technology: two veterinary case studies,” *Bio-Design Manufacturing*, vol. 5, no. 4, pp. 808–815, 2022, doi: 10.1007/s42242-022-00200-8.
- [56] J. Ni *et al.*, “Three-dimensional printing of metals for biomedical applications,” *Materials Today Bio*, vol. 3, no. Agosto, 2019, doi: 10.1016/j.mtbio.2019.100024.
- [57] J. J. Ni *et al.*, “3D-printed Ti6Al4V femoral component of knee: Improvements in wear and biological properties by AIP TiN and TiCrN coating,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 14, pp. 2322–2332, 2021, doi: 10.1016/j.jmrt.2021.07.143.
- [58] X. Zhou *et al.*, “Mechanical properties, corrosion behavior and cytotoxicity of Ti-6Al-4V alloy fabricated by laser metal deposition,” *Materials Characterization*, vol. 179, no. Diciembre 2020, p. 111302, 2021, doi: 10.1016/j.matchar.2021.111302.
- [59] R. Roque, G. F. Barbosa, y A. C. Guastaldi, “Design and 3D bioprinting of interconnected porous scaffolds for bone regeneration. An additive manufacturing approach,” *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 64, no. Enero, pp. 655–663, 2021, doi: 10.1016/j.jmapro.2021.01.057.
- [60] Y. Wang, C. Liu, T. Song, Z. Cao, y T. Wang, “3D printed polycaprolactone/ β -tricalcium phosphate/carbon nanotube composite – Physical properties and biocompatibility,” *Heliyon*, vol. 10, no. 5, p. e26071, 2024, doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e26071.
- [61] J. A. Semba, A. A. Mieloch, y J. D. Rybka, “Introduction to the state-of-the-art 3D bioprinting methods, design, and applications in orthopedics,” *Bioprinting*, vol. 18, no. Noviembre 2019, p. e00070, 2020, doi: 10.1016/j.bprint.2019.e00070.
- [62] X. Zhou, M. Zhang, D. Xu, S. Geng, Q. Wang, y F. Wang, “Microstructural evolution,

- corrosion behavior and cytotoxicity of Ti-6Al-4V/ZrO₂ composite fabricated by directed energy deposition for implant biomaterial,” *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 892, p. 161820, 2022, doi: 10.1016/j.jallcom.2021.161820.
- [63] J. Markhoff, J. Wieding, V. Weissmann, J. Pasold, A. Jonitz-Heincke, y R. Bader, “Influence of different three-dimensional open porous titanium scaffold designs on human osteoblasts behavior in static and dynamic cell investigations,” *Materials (Basel)*, vol. 8, no. 8, pp. 5490–5507, 2015, doi: 10.3390/ma8085259.
- [64] American College of Foot and Ankle Surgeons, “Bone Healing - Foot Health Facts,” *Foothealthfacts.org*. 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.foothealthfacts.org/conditions/bone-healing>
- [65] P. Wang, X. Li, Y. Jiang, M. L. S. Nai, J. Ding, y J. Wei, “Electron beam melted heterogeneously porous microlattices for metallic bone applications: Design and investigations of boundary and edge effects,” *Additive Manufacturing*, vol. 36, no. Junio, p. 101566, 2020, doi: 10.1016/j.addma.2020.101566.
- [66] M. Kahlin, H. Ansell, y J. J. Moverare, “Fatigue behaviour of notched additive manufactured Ti6Al4V with as-built surfaces,” *International Journal of Fatigue*, vol. 101, pp. 51–60, 2017, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2017.04.009.
- [67] J. Deering y K. Grandfield, “Current interpretations on the in vivo response of bone to additively manufactured metallic porous scaffolds: A review,” *Biomaterials and Biosystems*, vol. 2, no. Diciembre 2020, p. 100013, 2021, doi: 10.1016/j.bbiosy.2021.100013.
- [68] J. Z. Parrado-Agudelo y C. Narváez-Tovar, “Caracterización mecánica de piezas de ácido poliláctico, policaprolactona y Lay-Fomm 40 fabricadas por modelado de deposición fundida, en función de los parámetros de impresión,” *Iteckne*, vol. 16, no. 2, pp. 111–117, 2019.
- [69] M. S. Izgordu *et al.*, “Investigation of 3D-Printed Polycaprolactone-/Polyvinylpyrrolidone-Based Constructs,” *Cartilage*, vol. 13, no. 2_suppl, pp. 626S-635S, 2021, doi: 10.1177/1947603519897302.
- [70] M. Naim, A. Alhussein, y M. Chemkhi, “Tribocorrosion of Additively Manufactured

- (AM-ed) Metallic Biomaterials in Hip Implants : Review on Methodology and Post Treatments,” *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*, vol. 9, no. 4, pp. 1–29, 2023, doi: 10.1007/s40735-023-00783-4.
- [71] S. Kanwar y S. Vijayavenkataraman, “3D printable bone-mimicking functionally gradient stochastic scaffolds for tissue engineering and bone implant applications,” *Materials and Design*, vol. 223, p. 111199, 2022, doi: 10.1016/j.matdes.2022.111199.
- [72] A. A. Zadpoor, “Additively manufactured porous metallic biomaterials,” *Journal of Materials Chemistry B*, vol. 7, no. 26, pp. 4088–4117, 2019, doi: 10.1039/c9tb00420c.
- [73] Y. C. Wu *et al.*, “Structural design and mechanical response of gradient porous Ti-6Al-4V fabricated by electron beam additive manufacturing,” *Materials Design*, vol. 158, pp. 256–265, 2018, doi: 10.1016/j.matdes.2018.08.027.
- [74] Y. C. Wu *et al.*, “Empirical rule for predicting mechanical properties of Ti-6Al-4V bone implants with radial-gradient porosity bionic structures,” *Materials Today Communications*, vol. 27, no. Enero, 2021, doi: 10.1016/j.mtcomm.2021.102346.
- [75] N. Qiu, Y. Wan, Y. Shen, y J. Fang, “Experimental and numerical studies on mechanical properties of TPMS structures,” *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 261, no. Marzo 2023, p. 108657, 2024, doi: 10.1016/j.ijmecsci.2023.108657.
- [76] N. Letov y Y. F. Zhao, “A geometric modelling framework to support the design of heterogeneous lattice structures with non-linearly varying geometry,” *Journal of Computational Design and Engineering*, vol. 9, no. 5, pp. 1565–1584, 2022, doi: 10.1093/jcde/qwac076.
- [77] J. Walles, “What equations are used to create the TPMS types?,” *nTopSupport*, 2023. <https://support.ntop.com/hc/en-us/articles/360053267814-What-equations-are-used-to-create-the-TPMS-types>
- [78] Z. Dong y X. Zhao, “Application of TPMS structure in bone regeneration,” *Engineered Regeneration*, vol. 2, no. Setiembre, pp. 154–162, 2021, doi: 10.1016/j.engreg.2021.09.004.
- [79] J. E. Hennessy, “A method for implementation of manufacturing traceability in

orthopaedic implants,” *University of Limerick*, 2022.

- [80] G. Arroyo-Cruz, A. Orozco-Varo, P. Domínguez-Cardoso, y E. Jiménez-Castellanos, “A comparison of the passive fit of a 3-unit implant-supported fixed partial denture fabricated by lost-wax casting, milling soft metal blocks, or direct metal laser sintering: An in vitro study,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 128, no. 5, pp. 1055–1060, 2022, doi: 10.1016/j.prosdent.2021.02.019.
- [81] D. Alontseva, B. Azamatov, S. Voinarovych, O. Kyslytsia, T. N. Koltunowicz, y A. Toxanbayeva, “Development of technologies for manufacturing medical implants using CNC machines and microplasma spraying of biocompatible coatings,” *Przeglad Elektrotechniczny*, vol. 96, no. 4, pp. 154–157, 2020, doi: 10.15199/48.2020.04.32.
- [82] S. O. Rogachev, V. A. Andreev, M. V. Gorshenkov, D. V. Ten, A. S. Kuznetsova, y A. B. Shcherbakov, “Rotary Forging to Improve the Strength Properties of the Zr–2.5% Nb Alloy,” *Physics of Metals and Metallography*, vol. 123, no. 9, pp. 939–944, 2022, doi: 10.1134/S0031918X22090113.
- [83] A. Rodriguez-Contreras, M. Punset, J. A. Calero, F. J. Gil, E. Ruperez, y J. M. Manero, “Powder metallurgy with space holder for porous titanium implants: A review,” *Journal of Materials Science and Technology*, vol. 76, pp. 129–149, 2021, doi: 10.1016/j.jmst.2020.11.005.
- [84] J. Liu, J. Ye, D. Izquierdo, A. Vinel, N. Shamsaei, y S. Shao, “A review of machine learning techniques for process and performance optimization in laser beam powder bed fusion additive manufacturing,” *Journal of Intelligent Manufacturing*, vol. 34, pp. 1–27, 2022, doi: 10.1007/s10845-022-02012-0.
- [85] Nikon SLM Solutions, “SLM Metal Powder & Material Parameters,” *Nikon SLM Solutions*, 2024. <https://www.slm-solutions.com/products-and-solutions/powders/>
- [86] EOS GmbH Electro Optical Systems, “Material data sheet EOS Titanium Ti64 Material data sheet Technical data,” *EOS GmbH Electro Optical Systems*, 2011.
- [87] Technical Datasheet Carpenter Technology, “Titanium Alloy Ti 6Al-4V,” *Carpenter Technology*, pp. 1–10, 2000. [En línea]. Disponible en: [https://www.carpentertechnology.com/hubfs/7407324/Material Safety Data Sheets/Ti](https://www.carpentertechnology.com/hubfs/7407324/Material%20Safety%20Data%20Sheets/Ti)

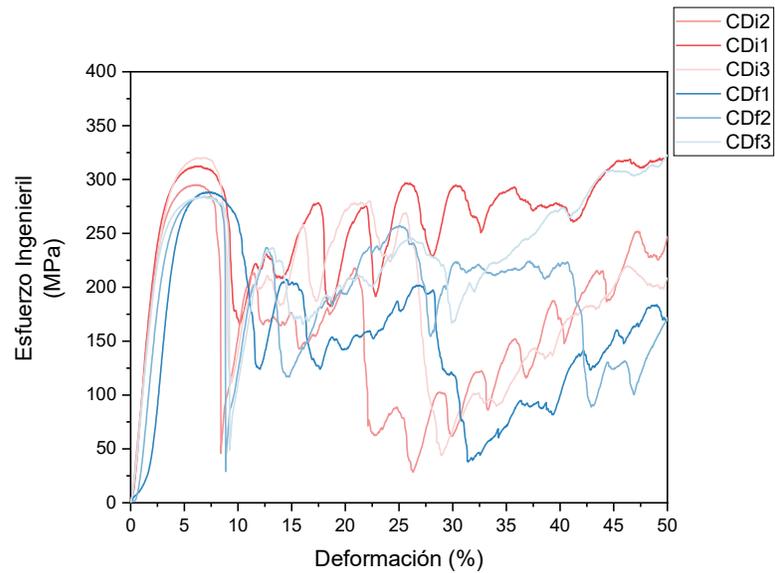
6Al-4V.pdf

- [88] Nikon SLM Solutions, “Ti6Al4V Grade 23 ELI ASTM B348 / ASTM F136 / ASTM F3001. MATERIAL DATA SHEET,” 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.slm-solutions.com/products-and-solutions/powders/>
- [89] F. de Oliveira Campos, A. C. Araujo, A. L. Jardini Munhoz, y S. G. Kapoor, “The influence of additive manufacturing on the micromilling machinability of Ti6Al4V: A comparison of SLM and commercial workpieces,” *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 60, pp. 299–307, 2020, doi: 10.1016/j.jmapro.2020.10.006.
- [90] Z. Feng, Y. Yang, Z. Xu, y Q. Shi, “Effect of Martensitic Transformation on Elastic Modulus Anisotropy of Ti-6Al-4V Alloy,” *Materials Research*, vol. 21, 2018, doi: 10.1590/1980-5373-MR-2018-0197.
- [91] A. Dareh Baghi, S. Nafisi, R. Hashemi, H. Ebendorff-Heidepriem, y R. Ghomashchi, “Effective post processing of SLM fabricated Ti-6Al-4 V alloy: Machining vs thermal treatment,” *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 68, pp. 1031–1046, 2021, doi: 10.1016/j.jmapro.2021.06.035.
- [92] S. Ghose, R. N. Oosterbeek, A. T. Mehmood, F. Vecchiato, D. Dye, y J. R. T. Jeffers, “Vacuum heat treatments of titanium porous structures,” *Additive Manufacturing*, vol. 47, p. 102262, 2021, doi: 10.1016/j.addma.2021.102262.
- [93] T. Rautio, A. Hamada, J. Mäkikangas, M. Jaskari, y A. Järvenpää, “Laser welding of selective laser melted Ti6Al4V: Microstructure and mechanical properties,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 28, pp. 907–911, 2019, doi: 10.1016/j.matpr.2019.12.322.
- [94] Y. Hu, H. Chen, X. Jia, X. Liang, y J. Lei, “Heat treatment of titanium manufactured by selective laser melting: Microstructure and tensile properties,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 18, pp. 245–254, 2022, doi: 10.1016/j.jmrt.2022.02.106.
- [95] Z. Chaghazardi y R. Wüthrich, “Review—Electropolishing of Additive Manufactured Metal Parts,” *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 169, no. 4, p. 043510, 2022, doi: 10.1149/1945-7111/ac6450.
- [96] C. Nan Kuo, Y. P. Wang, y C. K. Chua, “Effect of electropolishing on mechanical

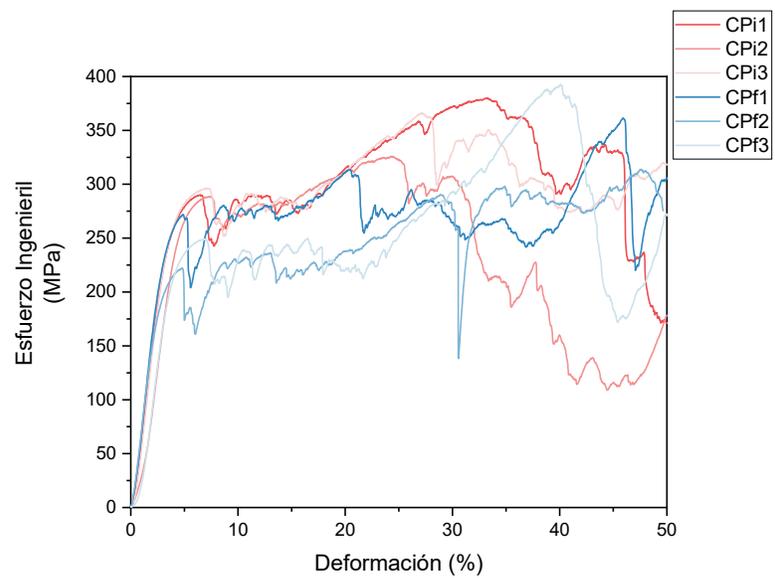
- property enhancement of Ti6Al4V porous materials fabricated by selective laser melting,” *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 17, no. 4, pp. 919–931, 2022, doi: 10.1080/17452759.2022.2090383.
- [97] A. E. Medvedev, H. P. Ng, R. Lapovok, Y. Estrin, T. C. Lowe, y V. N. Anumalasetty, “Effect of bulk microstructure of commercially pure titanium on surface characteristics and fatigue properties after surface modification by sand blasting and acid-etching,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 57, pp. 55–68, 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.035.
- [98] X. Teng, F. Li, y C. Lu, “Visualization of materials using the confocal laser scanning microscopy technique,” *Chemical Society Reviews*, vol. 49, no. 8, pp. 2408–2425, 2020, doi: 10.1039/c8cs00061a.
- [99] S. R. Falsafi, H. Rostamabadi, E. Assadpour, y S. M. Jafari, “Morphology and microstructural analysis of bioactive-loaded micro/nanocarriers via microscopy techniques; CLSM/SEM/TEM/AFM,” *Advances in Colloid and Interface Science*, vol. 280, 2020, doi: 10.1016/j.cis.2020.102166.
- [100] Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, “Microscopio Electrónico de Barrido, (Scanning Electron Microscopy, SEM),” [En línea]. Disponible en: <https://www.pucv.cl/uuaa/asistencia-tecnica-y-capacitacion-instituto-de-quimica/sem#:~:text=El Microscopio electrónico de barrido>
- [101] JEOL, “Scanning Electron Microscope (SEM) | Products | JEOL Ltd.,” 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.jeol.com/products/scientific/sem/>
- [102] P. Kumar, O. Prakash, y U. Ramamurty, “Micro-and meso-structures and their influence on mechanical properties of selectively laser melted Ti-6Al-4V,” *Acta Materials*, vol. 154, pp. 246–260, 2018, doi: 10.1016/j.actamat.2018.05.044.
- [103] A. Janda, S. Ebenbauer, A. Prestl, I. Siller, H. Clemens, y P. Spoerk-Erdely, “In-situ high-temperature EBSD characterization during a solution heat treatment of hot-rolled Ti-6Al-4V,” *Materials Characterization*, vol. 192, no. Junio, p. 112207, 2022, doi: 10.1016/j.matchar.2022.112207.
- [104] M. Neikter, A. Huang, y X. Wu, “Microstructural characterization of binary

- microstructure pattern in selective laser-melted Ti-6Al-4V,” *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 104, no. 1–4, pp. 1381–1391, 2019, doi: 10.1007/s00170-019-04002-8.
- [105] H. Zhang, W. Wang, L. Yuan, Z. L. Wei, H. Zhang, y W. Zhang, “Quantitative phase analysis of Ti-3Al-5Mo-4.5 V dual phase titanium alloy by XRD whole pattern fitting method,” *Materials Characterization*, vol. 187, no. Agosto 2021, p. 111854, 2022, doi: 10.1016/j.matchar.2022.111854.
- [106] L. Zhang, Z. Zhao, P. Bai, y W. Du, “EBSD investigation on microstructure evolution of in-situ synthesized TiC/Ti6Al4V composite coating,” *Materials Letters*, vol. 290, p. 129449, 2021, doi: 10.1016/j.matlet.2021.129449.
- [107] Servosis, “El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal,” *Servosis*, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.servosis.com/el-modulo-de-young-o-modulo-de-elasticidad-longitudinal/>
- [108] J. DeWolf, D. Mazurek, y F. Beer, *Mechanics of Materials*, 6th ed. McGraw-Hill Education, 2011.
- [109] Faster Capital, “Cost of research: The Cost of Research: A Look at the Numbers,” *Faster Capital*, 2024. <https://fastercapital.com/content/Cost-of-research--The-Cost-of-Research--A-Look-at-the-Numbers.html>
- [110] Prevor: Laboratorio de Toxicología y Dominio de Riesgo Químico, “El riesgo químico en la metalurgia,” 2011. [En línea]. Disponible en: <https://www.prevor.com/es/el-riesgo-quimico-en-la-metalurgia/>
- [111] HSE Tools, “Riesgos medioambientales más comunes en industrias químicas,” *HSE Software*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://hse.software/2021/09/21/riesgos-medioambientales-mas-comunes-en-industrias-quimicas/>
- [112] Ferros Planes, “Impacto ambiental de la metalurgia: desafíos y posibles soluciones,” *Ferros Planes*, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://ferrosplanes.com/impacto-ambiental-de-la-metalurgia/>

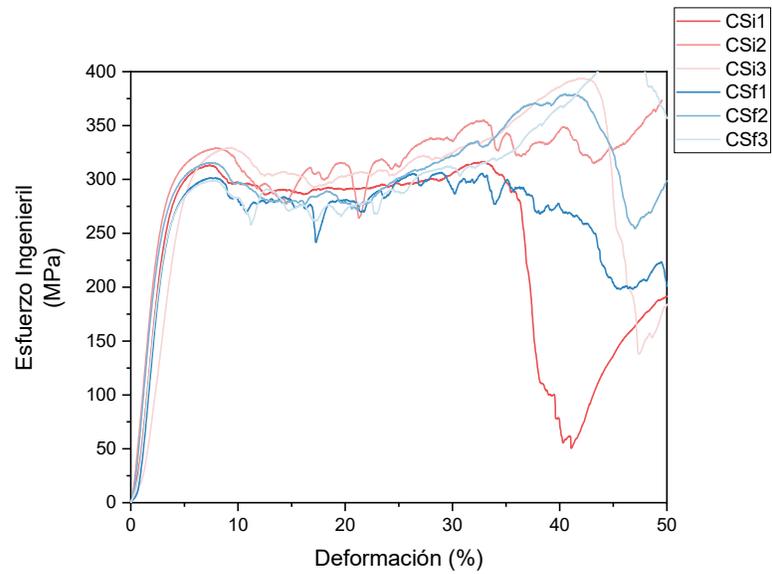
ANEXOS



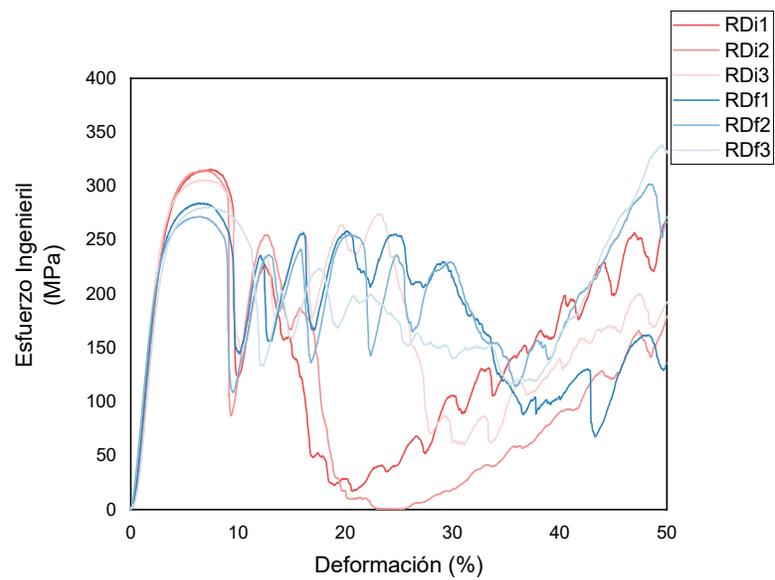
Anexo 1. Gráfico esfuerzo deformación estructuras diamante con densidad constante.



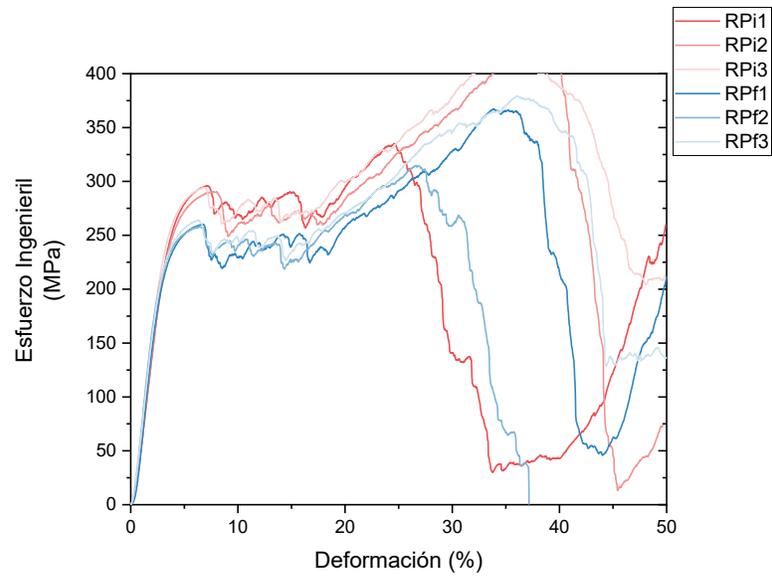
Anexo 2. Gráfico esfuerzo deformación estructuras primitiva con densidad constante.



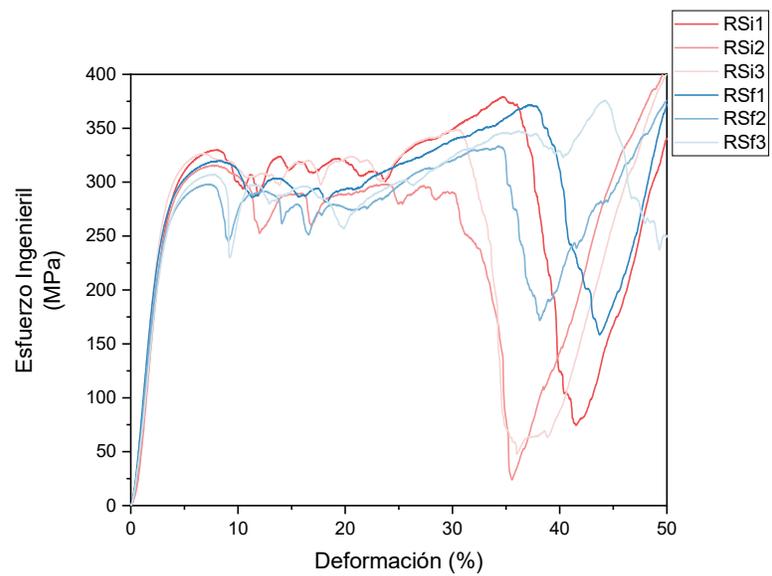
Anexo 3. Gráfico esfuerzo deformación estructuras split P con densidad constante.



Anexo 4. Gráfico esfuerzo deformación estructuras diamante con densidad radial.



Anexo 5. Gráfico esfuerzo deformación estructuras primitiva con densidad radial.



Anexo 6. Gráfico esfuerzo deformación estructuras split P con densidad radial.

