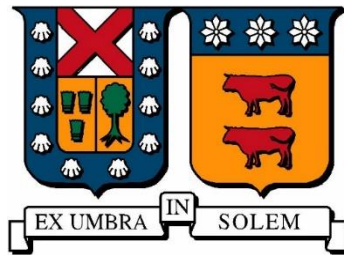


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO – CHILE



“Modelos digitales porosos para desarrollar estructuras
Ti-6Al-4V biomecánicamente compatibles con
fabricación mediante manufactura aditiva”

Carlos Pelayo Estay Garrido

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE:
INGENIERO MECÁNICO INDUSTRIAL

Profesora Guía: Dr. Ing. Sheila Lascano Farak

Profesor Correferente: Dr. Ing. Joaquín Mura

Profesor Correferente: Dr. Ing. Reynaldo Cesar

Noviembre - 2022

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi familia por el amor y formación dado desde el inicio de mi vida. Por el apoyo incondicional en cada paso dado, por sus consejos y palabras de ánimo, desde la época del colegio hasta la universitaria. Gracias por labrar en mi la formación que actualmente tengo como persona, ciudadano y profesional. Por el infinito amor y dedicación dado por mis padres, muchísimas gracias.

A mis tías, primas y abuela por el apoyo dado en mis primeros años de la universidad, por recibirme y acogerme en su casa.

A mi profesora guía Sheila Lascano por permitirme trabajar con ella en el desarrollo de mi tesis, un tema de mi completo interés, por invitarme a participar en las distintas actividades de investigación y desarrollo, por confiar en ser su ayudante y depositar su prestigio para mi postulación de Doctorado. Además, agradezco las sugerencias, correcciones y risas compartidas con cada miembro del grupo GRIM3A, en particular a Daniela Muñoz, Ricardo Chávez y Sergio Saucedo.

A cada uno de los profesores de la universidad con los que tuve la oportunidad de cursar ramos, cada uno tuvo lo suyo, entregaron sus conocimientos y tiempo, ayudaron a templar mi paso por nuestra institución. En particular agradezco con mayor ahínco a quienes tuvieron convicción, dedicación y respeto por sus alumnos, en especial al profesor Mario Toledo y Guillermo González.

También agradezco a cada uno de mis amigos, compañeros y conocidos con los que tuve el placer de compartir. A mis primeros amigos en la etapa temprana de la universidad, a la familia de la JIM con quienes pase grandes momentos, a mis amigos Los Ernestos, a los que fueron parte de una etapa en mi vida universitaria, a los amores y desamores. A todos ellos gracias por su amistad, compañerismo y apoyo moral.

Finalmente agradezco a Dios y a la Virgen que con su mano invisible me han guiado por el camino, y además a San Josemaría Escrivá por su enseñanza dada a través de su oración en el cumplimiento de los deberes ordinarios del cristiano.



DEDICATORIA

Este trabajo culmina en dedicación a mi madre y padre por su interminable apoyo, dedicación y cariño, y a nuestro benefactor Federico Santa María por darnos semejante universidad donde poder desarrollarnos y crecer.

RESUMEN

La Manufactura Aditiva (AM) según la norma ISO/ASTM 52900:2021 se define como el proceso de unión o adición de materiales para fabricar piezas a partir de los datos de un modelo 3D, usualmente capa por capa, como un opuesto a las metodologías de manufactura sustractiva y formativa. La AM ofrece en el área biomédica la oportunidad de fabricar estructuras que repliquen el diseño de los tejidos óseos y a su vez posibilita la producción de superficies con distintas propiedades que facilitan la adherencia de las células. En consecuencia, esto ha abierto una línea de trabajo en torno al diseño de modelos digitales biomecánicamente compatibles con los huesos corticales, en los cuales se busca lograr valores de indicadores mecánicos cercanos a los del hueso, esto es módulo de elasticidad entre $3\sim 30[GPa]$ y un límite al esfuerzo de fluencia superior o igual a $180[MPa]$. Hasta ahora, la tarea de identificar los parámetros óptimos de fabricación en SLM (Selective Laser Melting) haciendo uso de polvos metálicos de Ti-6Al-4V ha sido la vía para la obtención de piezas para implantes. La posibilidad que brinda la manufactura aditiva de aumentar la complejidad de la forma y reducir la cantidad de material empleado ha cambiado el paradigma del diseño de prótesis e implantes. En la literatura se ha encontrado que utilizando superficies minimizadas periódicas triple (TPMS) en particular la estructura Gyroide y con una densidad relativa de la celosía en torno a $31\sim 41[\%]$ y $15[\%]$, así podrían desarrollarse estructuras bio-equivalentes con resistencia y rigidez cercana a las del hueso. El objetivo de este trabajo es diseñar modelos digitales, que permitan fabricar muestras bio inspiradas de titanio mediante manufactura aditiva, de la cual, previamente se tendrán que identificar las variables de fabricación. Se simulará una estructura biomecánicamente compatible con el fémur, donde el módulo de elasticidad se encontrará en un rango de $3\sim 30[GPa]$ y un límite a la fluencia superior o igual a $180[MPa]$, tal que el tamaño de los poros se encuentre en un rango entre lo que ayudaría en la biocompatibilidad. El diseño se basará en el DfAM (Design for Additive Manufacturing) pensando en que será fabricado mediante un proceso de SLM (Selective Laser Melting) con ello se buscará optimizar el número de soportes necesarios para enfriar y sostener la pieza. A través de varios autores se identifica que el valor óptimo parámetro de fabricación usado en Ti-6Al-4V para valores de VED (Volumetric Energy Density) están en un rango de $50 - 100[\frac{J}{mm^3}]$. Es imperante identificar correctamente el biomaterial, impresora y parámetros de fabricación.

ABSTRACT

Additive Manufacturing (AM) according to ISO/ASTM 52900:2021 is defined as the process of joining or adding materials to manufacture parts from 3D model data, usually layer by layer, as an opposite of subtractive and formative manufacturing methodologies. Additive Manufacturing offers in the biomedical field the opportunity of manufacture metallic structures which replicate the design found in bone tissues also enabling the use of different surfaces, each with its own properties which facilitates the bonding of cells to the final product. Consequently, this manufacturing opportunity allows interest in designing digital models biomechanically compatible with cortical bones, where the Elasticity modulus between $3\sim 30[GPa]$ and Yield strength limit is equal or greater than $180[MPa]$. Until now, the task of identifying the optimal parameters for manufacturing by SLM (Selective Laser Melting) method, utilizing metallic powders of Ti-6Al-4V has been the way to obtain pieces for implants. Additive Manufacturing offer possibility to make more complex form and cut back material used, these change the paradigm of prosthesis and implants design. In literature, the use of TPMS (Triply Periodical Minimal Surface) has been found, particularly the “Gyroid” structure with a relative density between $31 - 41[\%]$ and $15[\%]$, thus, biomimetic structures with resistance and rigidity close to those of bone could be developed. The objective of this work is to design digital models, which allow the manufacture of bio-inspired samples of titanium by Additive Manufacturing, which, previously manufacturing variables will have to be identified. A biomechanically compatible structure with the femur will be simulated, where the modulus of elasticity will be in a range of $3\sim 30[GPa]$ and a yield limit greater than or equal to $180[MPa]$ such that the size of the pores is in a range between $225\sim 456[\mu m]$ what would help in biocompatibility. The design will be based on the DfAM (Design for Additive Manufacturing) thinking that it will be manufactured through a SLM (Selective Laser Melting) process, with this it will be sought to optimize the number of supports necessary to cool and hold the part. Through various authors it is identified that the optimum fabrication parameters using Ti-6Al-4V is found for VED (Volumetric Energy Density) values within a range of $50 - 100[\frac{J}{mm^3}]$. It is imperative to correctly identify the biomaterial, printer, and parameters of fabrication.

GLOSARIO

Símbolo	Cantidad	Unidades
AM	Por sus siglas en inglés “Additive Manufacturing”, Manufactura Aditiva	
P/M	Por sus siglas en inglés “Powder Metallurgy”, Metalurgia de polvos	
DfAM	Por sus siglas en inglés “Desing for Additive Manufacturing”, Diseño para Manufactura Aditiva	
SLM	Por sus siglas en inglés “Selective Laser Melting”, Fundido por Láser Selectivo	
L-PBF	Por sus siglas en inglés “Laser-Powder Bed Fusion”, Cama de fundición de Polvos por Láser	
SLS	Por sus siglas en inglés “Selective Laser Sintering”, Sinterizado por Láser Selectivo	
CAD	Por sus siglas en inglés “Computer Aided Desing”, Diseño Asistido por Ordenador	
RP	Por sus siglas en inglés “Rapid Prototyping”, Prototipado Rápido	
SEM	Por sus siglas en inglés “Scanning Electron Microscope”, Microscopio Electrónico de Barrido	
STL	Por sus siglas en inglés “STereoLithography”, Estereolitografía	
E	Módulo de elasticidad, Módulo de Young o Módulo de rigidez	[GPa]
UTS	Por sus siglas en inglés “Ultimate Tensile Strenght”, Último Esfuerzo de Tracción	[MPa]
US	Por sus siglas en inglés “Ultimate Strenght”, Último Esfuerzo	[MPa]
UCS	Por sus siglas en inglés “Ultimate Compressive Strenght”, Último Esfuerzo de Compresión	[MPa]
E_s	Módulo de elasticidad de un material sólido	[GPa]
E_c	Módulo de elasticidad bajo cargas de compresión	[GPa]
E_t	Módulo de elasticidad bajo cargas de tracción	[GPa]
σ_{ys}	Esfuerzo de fluencia	[MPa]
σ_{ycs}	Límite de esfuerzo de compresión a la fluencia	[MPa]
σ_c	Esfuerzo de compresión	[MPa]
σ_t	Esfuerzo de tracción	[MPa]
G	Módulo de corte	[GPa]
K	Módulo de compresibilidad o Módulo volumétrico efectivo	[MPa]
ε_c	Densificación por deformación	[–]

ε	Deformación a la fractura	[%], [-]
ΔP	Variación de la presión ejercida	[MPa]
V	Volumen	[mm ³]
ΔV	Variación de volumen	[mm ³]
$\Delta \rho$	Variación de la densidad relativa del cuerpo	$\left[\frac{gr}{mm^3} \right]$
p	Porosidad	[%], [-]
ρ	Densidad de material poroso o del trazado	$\left[\frac{gr}{mm^3} \right]$
ρ_s	Densidad de un material sólido	$\left[\frac{gr}{mm^3} \right]$
$\frac{\rho}{\rho_s}, \rho_r$	Densidad relativa	[%], [-]
ρ_{rcr}	Densidad relativa con refuerzo	[%], [-]
G-A	Gibson-Ashby	
P^*	Propiedades físicas resultantes a partir de escalamiento de G-A	
P_s	Propiedades físicas de un material sólido	
α	Constante experimental de escalamiento de propiedades de G-A	[-]
β	Constante exponencial experimental de propiedades de G-A	[-]
VED	Por sus siglas en inglés “Volumetric Energy Density”, Densidad Energética Volumétrica	$\left[\frac{J}{mm^3} \right]$
Q	Energía necesaria para fusión	[J]
C_p	Calor específico	$\left[\frac{J}{grK} \right]$
L_f	Calor latente de fusión	[J]
T_o	Temperatura inicial	[K]
$T_{máx}$	Temperatura máxima	[K]
T_m	Temperatura de fusión	[K]
T_b	Temperatura de evaporación	[K]
P	Potencia del láser	[W]
v	Velocidad de escaneo	$\left[\frac{mm}{s} \right]$
ec	Espesor de capa fundida	[μm]
h	Distancia entre escaneo o espaciado	[μm]
d	Diámetro del láser	[μm]
X	Factor de elongación	[-]
F_f	Factor de forma	[-]
F_s	Factor de superficie	[-]
$\varphi(x, y, z)$	Función sinusoidal que describe el tipo de superficie TPMS	
$C(x, y, z)$	Función del Iso valor	
X, Y, Z	Direcciones en cada eje respectivo	

L_x	Longitud de la celda unitaria en la dirección X	[mm]
L_y	Longitud de la celda unitaria en la dirección Y	[mm]
L_z	Longitud de la celda unitaria en la dirección Z	[mm]
L_H	Longitud de altura de un paralelepípedo	[mm]
L_L	Longitud de largo de un paralelepípedo	[mm]
L_a	Longitud de ancho de un paralelepípedo	[mm]
H	Altura de un cilindro	[mm]
r	Radio	[mm]
$\lambda_{celda\ unitaria}$	Relación de máxima área-volumen	$\left[\frac{1}{mm}\right]$
χ^*	Constante topológica	[-]
$L_{celda\ unitaria}$	Longitud de la arista de una celda unitaria cúbica	[mm]
$V_{celda\ unitaria}$	Volumen de una celda unitaria cúbica	[mm ³]
S_{TPMS}	Superficie de la celda unitaria	[mm ²]
t	Espesor de la pared de la celosía	[μ m]
TCU	Tamaño de celda unitaria cúbica	[mm]
ESP	Espesor poroso	[mm]
$\Phi_{m\acute{a}x}$	Tamaño/diámetro de poro máximo	[μ m]
$\Phi_{m\acute{i}n}$	Tamaño/diámetro de poro mínimo	[μ m]
AR	Relación de aspecto	[-]
w	Ancho	[mm]
W_v	Energía absorbida por unidad de volumen	$\left[\frac{MJ}{m^3}\right]$
R^2	Coefficiente de determinación	[-]

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	XVIII
2	OBJETIVOS	XX
2.1	Objetivo general	XX
2.2	Objetivos específicos.....	XX
3	Capítulo 1. Diseño y fabricación de implantes mediante Manufactura aditiva.....	1
3.1	Apantallamiento de tensiones, sus causas y formas de mitigar	1
3.2	Fabricación de implantes metálicos	3
3.3	Prototipado de implantes por Selective Laser Melting.....	4
3.3.1	Características generales del proceso	4
3.4	Parámetros y defectos del proceso	7
3.4.1	Características del láser y escaneo	13
3.4.2	Procesamiento de polvos metálicos.....	24
3.4.3	Ventajas del uso de SLM para la fabricación de piezas de Ti-6Al-4V	28
4	Capítulo 2. Propiedades de las celdas/celosías sólidas metálicas.....	30
4.1	Estructuras de enrejado	33
4.2	Estructuras de Superficies Minimizadas Periódicas Triple	36
4.3	Caracterización de la microestructura de las TPMS.....	43
4.3.1	Propiedades mecánicas en topologías de Red de hoja y Red sólida.....	51
4.3.2	Propiedades más relevantes en el diseño de estructuras TPMS	57
5	Capítulo 3. Diseño y desarrollo de estructuras TPMS	71
5.1	Una introducción desde la visión de los puntales, gradientes y geometrías simples.....	71
5.2	Topología de Gyroide para estructuras de Ti-6Al-4V apuntado a huesos corticales	79
6	Capítulo 4. Metodología.....	82
6.1	Establecimiento de parámetros óptimos para la fabricación	82
6.2	Planteamiento de la densidad relativa de la estructura.....	84
6.3	Caracterización del diseño de Gyroide con y sin núcleo sólido.....	85
7	Capítulo 5. Resultados.....	88
7.1	Establecimiento de parámetros óptimos para la fabricación	88
7.2	Planteamiento de la densidad relativa de la estructura.....	95
7.3	Caracterización del diseño de Gyroide con y sin núcleo sólido.....	97
8	Capítulo 6. Discusión.....	101



9	Capítulo 7. Conclusiones.....	110
10	REFERENCIAS	112

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3-1: Apantallamiento de tensiones. (A) Hombro izquierdo con un vástago de ajuste a presión de longitud estándar (100-150[mm]) demuestra medicamente la osteólisis calcar (flecha azul) 2 años después de una artroplastia. (B) Hombro derecho con un vástago de a ajuste a presión corto (50 – 100mm) demuestra osteopenia y adelgazamiento cortical lateral proximal (flecha verde) 2 años después de la operación [11]. 2

Figura 3-2: Comparación de Módulo elástico y Ultimo esfuerzo de los huesos humanos corticales (A, B) y trabeculares (C, D). Recopilación realizada a partir de la literatura para edades desde los 14 hasta 89 años, tanto para sexo femenino como masculino [12]. 3

Figura 3-3: Esquema de proceso basado en láser sobre una cama de fusión de polvos (Power Bed Fusion Process), también llamado SLM [16]. 5

Figura 3-4: Vista isométrica de diseño 3D de Vertebra L5 con porosidad de Gyroide en el software MSLatticePro. 6

Figura 3-5: Módulo y esquematización de operación de galvanómetro y lente F-theta para el proceso SLM. Fuente: <https://www.laser2000.de/en/multi-element-lenses/41320-f-theta-linse-f-1004-mm-266-nm.html> 7

Figura 3-6: Principales parámetros del proceso involucrados en SLM[18]. 8

Figura 3-7: Diferentes tipos de defectos en el proceso de fabricación SLM en función de la densidad energética (A) Normal; (B) Pobre fusión del material; (C) Sobrecalentamiento; (D) Calentamiento insuficiente [19]. 9

Figura 3-8: Tomografía computarizada de rayos X de una probeta después de un ensayo de tracción. (A) Pobre fusión del material ($VED = 32.7Jmm^3$); (B) Normal. ($VED = 58.8Jmm^3$); (C) Sobrecalentamiento ($VED = 132.4Jmm^3$) [20]. 10

Figura 3-9: Fractura de las superficies con diferentes aumentos de visualización de una probeta de aleación de Ti-6Al-4V bajo fabricación para distintos VED. (a-b) Pobre fusión del material; (c-d) Normal; (e-f) Sobrecalentado [20]. 11

Figura 3-10: Curva de esfuerzo-deformación bajo acción de tracción para 3 muestras de distinto VED. (A) Pobre fusión; (B) Óptimo; (C) Sobrecalentado [20]. 12

Figura 3-11: Mapa de la microestructura de especímenes de CP-Ti para distintas combinaciones de potencia del láser y velocidad de escaneo. Las regiones están divididas en completamente fundidas, parcialmente fundidas y sin fundir [21]. 14

Figura 3-12: (1) Optimización de la densidad relativa de Ti-6Al-4V en función del VED. Se destacan muestras con distintas porosidades. (A) Pobre fusión; (B) Óptimo; (C) Sobrecalentado [20]. (2) Optimización de la densidad relativa para AlCu-TiB₂ en fusión del VED [22]. 15

Figura 3-13: Esquema de áreas de fusión en función de parámetros de fabricación del VED y sus principales defectos [22]. 16

Figura 3-14: Esquema del fenómeno de fusión en L-PBF para el proceso AM [24]. 16

Figura 3-15: Resultado experimentales para variación de potencia del láser y velocidad de escaneo, pero usando valores de VED constantes, diámetro del láser y distancia de escaneo se mantiene constante [23] 17

Figura 3-16: Vista superior para trazado (100W, 100mms) y medida del tamaño del perfil con Microscopio confocal. El láser se mueve una vez de izquierda a derecha con un pico inicial del tamaño de cordón y un decaimiento al final cuando se apaga el láser. Desarrollado con VED de 242Jmm³ [23] 18

Figura 3-17: Vista superior para trazado (200W, 400mms) y medida del tamaño del perfil con Microscopio confocal. El láser se mueve una vez de izquierda a derecha con un pico inicial y un decaimiento al final cuando se apaga el láser. Se destacan picos y valles en todo el trazado [23]. .. 18

Figura 3-18: Modelos de probetas para ensayos de tracción. Construido en tres orientaciones distintas (vertical, de costado y plano) por proceso SLM [25]..... 20

Figura 3-19: Curvas de ensayo de tracción sin remover térmicamente esfuerzos residuales [25]... 21

Figura 3-20: Imagen SEM de la morfología de la superficie para una fabricación con Ti-6Al-4V en SLM para discos con distintos ángulos aditivos o de fabricación. Las flechas verdes indican los bordes de cada capa producto de cada iteración [26]..... 22

Figura 3-21: Efecto escalera. Las discrepancias entre las geometrías previstas y fabricadas son el resultado del método de fabricación por capas de AM. La diferencia entre el grosor de la capa y la profundidad de fusión del láser permite la fusión entre capas en los solapamientos, pero también provoca la adhesión de partículas no fundidas a superficies orientadas hacia abajo [28]..... 22

Figura 3-22: Resultados de adhesión celular para aleación forjada y fabricación en proceso SLM para Ti-6Al-4V en distintos ángulos de fabricación. Se usan placas de cultivo celular para control positivo. Se comparan resultados para 3 horas, 3-5-7 días [26]..... 23

Figura 3-23: Patrones de escaneo. A) un cuadro con direcciones opuestas o en zig zag, B) múltiples bandas con direcciones opuestas, C) múltiples cuadros pequeños con pasadas en direcciones opuestas, D) a cada iteración se rota el plano de fabricación, suele usarse 45[°] y para cualquiera de los patrones anteriormente mostrados [29]..... 23

Figura 3-24: (a) Partículas de 316L SS generadas por atomización con gas y caracterizadas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), partículas mayoritariamente esféricas [23]. (b) Esquema de SEM [30]. 25

Figura 3-25: Descripción de la forma de una partícula. 26

Figura 3-26: Ejemplo de distribución del tamaño de partícula de aleación de polvos de Ti-6Al-4V caracterizadas por medio del método de difracción de láser. 26

Figura 4-1: Esquema de estructura porosa enrejada tipo Gibson-Ashby. (a) Poro de celda abierta. (b) Poro de celda cerrada. 30

Figura 4-2: Esquema de clasificación de Estructuras de Celdas [39], [40] 30

Figura 4-3: Efecto de la orientación de las fibras en la resistencia a la tensión de compuestos epóxicos reforzados con fibra de vidrio [42]..... 31

Figura 4-4: Curvas esfuerzo-deformación para espumas. Se muestran los comportamientos para cada zona, elástico-lineal, colapso o deformación plástica y densificación: A) Elastomérica; B) Elástica y perfectamente plástica; C) Elástica y quebradiza [5], [43]..... 32

Figura 4-5: Estructuras enrejadas basadas en puntales (Struts), son consideradas las más simples en su diseño topológico. A) BCC (Body Centred Cube), b) BCCZ (Body Centred Cube Z strut) c) FCC (Face Centred Cube), d) FCCZ, e) Cúbico, f) Haz octeto, g) Diamante [28]. 34

Figura 4-6: Curvas de deformación bajo compresión para el caso de Esfuerzo dominado por pandeo y dominado por estiramiento para zona elástica, plástica y la etapa de densificación. A) Esquema de estructura dominada por pandeo. B) Esquema de estructura dominada por estiramiento [28] 35

Figura 4-7: Esquema de un elemento infinitesimal bajo solicitaciones de compresión..... 36

Figura 4-8: Estructura unitaria de Primitiva de S. con topología de red de hoja. 39

Figura 4-9: Estructura unitaria de Gyroide de S. con topología de red de hoja. 39

Figura 4-10: Estructura unitaria de I-WP de S. con topología de red de hoja. 40

Figura 4-11: Estructura unitaria de Fischer-Koch de S. con topología de red de hoja. 40

Figura 4-12: Estructura unitaria diamante de Swarz con topología de red de hoja. 41

Figura 4-13: Estructura unitaria de FRD de S. con topología de red de hoja. 41

Figura 4-14: Estrategias de celdas unitarias Gyroide para distintos Valores Iso a) Red Sólida b) Red de hoja [45]. 42

Figura 4-15: Estructura TPMS tipo Gyroide de red de hoja con el volumen y Valor Iso fijos. A) *LCelda unitaria = 2mm*. B) *LCelda unitaria = 1mm*, se destaca en rojo una celda unitaria pertenecientes al nuevo cuerpo. También se observa que al reducir a la mitad el tamaño de la celda unitaria se duplica la superficie y aumenta por 8 el número de celdas para este caso [50]..... 43

Figura 4-16: Dimensiones de una estructura TPMS ejemplificando con un Gyroide del tipo red de hoja. Se puede apreciar que hay un diámetro de poro máximo y mínimo. El espesor de las paredes es constante en el cuerpo si así se define..... 44

Figura 4-17: Dimensiones de estructuras TPMS constituidas por numerosas celdas unitarias, apreciar como son los bordes que limitan su geometría. A) Estructura limitada en su forma por un paralelepípedo. B) Estructura limitada en su forma por un cilindro. 45

Figura 4-18: Diferencia entre densidad relativa del diseño y densidad relativa de las muestras impresas [51]...... 46

Figura 4-19: Imágenes SEM que muestran el polvo pegado en la estructura impresa tipo Gyroide de red sólida. A) Vista superior. B) Vista inferior donde se aprecia acumulación importante de polvo metálico en la superficie. C) Vista superior del punto de unión entre celosías en el cuál aprecian los trazados del láser. D) Vista inferior de C) la cual también confirma la presencia de polvos [51]. ... 48

Figura 4-20: Imagen SEM de estructuras basadas en puntales. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) Estructura de Kelvin. D-F) Haz Octeto. G-I) Estructura de Gibson Ashby [51]. 49

Figura 4-21: Imagen SEM de estructuras TPMS de red sólida. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) I-WP. D-F) Gyroide. G-I) Diamante [51]. 50

Figura 4-22: Imagen SEM de estructuras TPMS de red de hoja. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) I-WP. D-F) Diamante. G-I) Gyroide [51]. 51

Figura 4-23: **A)** Curva de compresión-deformación para 7 muestras distintas de topología tipo Diamante. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida.; **B)** Curva de compresión-deformación para 8 muestras distintas de topología tipo Gyroide. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida, **C)** Curva de compresión-deformación para 8 muestras distintas de topología tipo IWP. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida [51]. 53

Figura 4-24: Deformación de estructuras Red sólida basadas en TPMS [51]. 54

Figura 4-25: Deformación de estructuras de Red de hoja basadas en TPMS [51]. 55

Figura 4-26: Registro experimental de propiedades mecánicas de distintas estructuras metálicas de Red de hoja y Red sólida basadas en TPMS. **A)** Módulo de elasticidad. **B)** Resistencia a la compresión [44]. 55

Figura 4-27: Módulo de compresibilidad volumétrica efectiva en función de la fracción de volumen, en la cual se muestra una clara superioridad para las estructuras de red de hoja por sobre las de red sólida [44]..... 56

Figura 4-28: Ejemplo de etiquetado de variables del diseño del Gyroide [47]...... 58

Figura 4-29: Categorías de modelos de Gyroide, donde se estudiarán los efectos del espesor de pared y número de celdas (2, 3, 4 y 5 celdas) [52]..... 60

Figura 4-30: Comparación del A) Módulo de elasticidad y B) Esfuerzo máximo a la compresión, comparando variaciones del espesor y número de celdas [52]..... 61

Figura 4-31: Estudio de la relación de curvas de esfuerzo-deformación con permutaciones de Gyroide. A) Topologías idénticas con variaciones de espesor desde 0.3[mm] hasta 0.6[mm]. B) Idénticos espesores (0.3[mm]) pero variando el número de celdas [52]. 62

Figura 4-32: Absorción de energía para las permutaciones del Gyroide en cuatro categorías [52]. 62

Figura 4-33: Permutaciones del Gyroide variando el tamaño de la estructura completa y el número de celdas [52]. 63

Figura 4-34: Comparación de las respuestas mecánicas de las permutaciones del Gyroide en lo que respecta a A) tamaño de celda unitaria y B) espesor de la superficie [52]. 63

Figura 4-35: Relación entre la capacidad de absorber energía de deformación por unidad de volumen para distintos tamaños de celda unitaria [52]. 64

Figura 4-36: Estudio del efecto sobre del módulo de elasticidad para permutaciones de la relación de aspecto (Altura/ancho) [52]. 65

Figura 4-37: Estudio de comparación de la absorción de energía de deformación por unidad de volumen al variar la relación de aspecto [52]. 66

Figura 4-38: Comparación del módulo de elasticidad para distintos espesores y Iso valores [52]. 67

Figura 4-39: Estudio de los efectos sobre la energía de deformación por unidad de volumen al variar el Iso valor y espesor de la pared [52]. 68

Figura 4-40: Comparación del Módulo de elasticidad en función de la densidad relativa para las distintas estructuras de Gyroide desarrolladas por E. Yang et al. [52]. 69

Figura 4-41: Densidad relativa para variaciones de la constante del Iso valor en estructuras basadas en TPMS Gyroide y Diamante. **A)** Red de hoja. **B)** Red sólida [50], [52] y [47]. 69

Figura 5-1: Registro de resultados experimentales para distintas estructuras de matriz celular basadas en TPMS y puntales (Struts), además las curvas punteadas en negro y rojo muestran los límites superior e inferior respectivamente según la ecuación para prototipado de Gibson-Ashby para celdas abiertas, interconectadas y con superficies suavizadas. 72

Figura 5-2: Especímenes desarrollados para ensayo de compresión: Completamente sólido, con superficie sólida, con superficie porosa (1 y 2mm) y completamente poroso [53]. 73

Figura 5-3: Curvas de resultados experimentales de Esfuerzo a la compresión en función de la deformación para estructuras con celdas unitarias basadas en puntales de rombo dodecaedro con densidad relativa del 15% según diseño, la densidad por ensayo de Arquímedes es de 17% [54]. 74

Figura 5-4: Resultados experimentales a la compresión para Rombo dodecaedro de distintas densidades relativas. A) Resultados del Módulo de elasticidad. B) Resultados para Esfuerzo de fluencia [54]. 75

Figura 5-5: Resultados de propiedades mecánicas a la compresión en función de la porosidad. Las curvas son arreglos lineales definidas con la ecuación (23) [53]. 76

Figura 5-6: Especímenes porosos de Ti-6Al-4V fabricados por SLM. El nivel de las porosidades va de izquierda a derecha y son las siguientes: 43[%], 49[%], 60[%], 67[%] y 71[%] [56]. 77

Figura 5-7: Imagen SEM tomadas desde vista superior (a) y (c), y vista lateral (b) y (d) [56]. 78

Figura 5-8: Variación del esfuerzo de compresión para celdas unitarias con diferentes densidades relativas [60]. 80

Figura 6-1: Esquema de metodología. 82

Figura 6-2: Vistas de la probeta normada según ASTM E8M 2016, apta para ensayo de tracción. 84

Figura 6-3: Restricciones geométrica de la probeta porosa cilíndrica. El cuerpo verde corresponde a la parte de interés, la probeta porosa y la parte gris a un sujetador para su manipulación previo ensayo de compresión. 85

Figura 6-4: Interfaz de MSLattice [62]. Se tiene la visualización de la estructura TPMS en formato STL. 86

Figura 6-5: Formato para identificar características de diseño de cada estructura. 87

Figura 7-1: Densidad relativa sobre el 99[%] en función del VED. 91

Figura 7-2: Histograma de densidad relativa para resultados optimizados sobre 99[%] de densidad relativa..... 92

Figura 7-3: Mapa de Velocidad de escaneo y Potencia del láser en función de la densidad relativa. A) Todos los resultados investigados. B) Solo resultados con densidad relativa por sobre el 99%. 93

Figura 7-4: Se presentan las impresoras aditivas SLM reportadas en los resultados. A) SLM 250 HL (Fuente: SLM Solutions GmbH). B) 3D System ProX - 200 Equipment (Fuente: 3D Systems). C) M3 Linear Machine (Fuente: Concept Laser). D) mLab (Fuente: General Electric Additive). E) RenAM 500M LPBF System (Fuente: Renishaw PLC). F) Renishaw AM250 (Fuente: Renishaw PLC). G) EOS M270 DMLS (Fuente: EOS Group). 95

Figura 7-5: Resultados experimentales para módulo de elasticidad y esfuerzo de fluencia en función de la densidad relativa para probetas enfocadas al desarrollo de biocompatibilidad [47], [53], [54]. 96

Figura 7-6: Comparación de propiedades mecánicas entre las tres principales estructuras para densidades relativas bajo 50% y con celdas unitarias de 1mm y 2mm. El área cierra la suma de las curvas descritas es la zona objetivo [47], [53], [54]..... 97

Figura 7-7: Diseños de estructuras basadas en TPMS del tipo Gyroide de red de hoja. A) Estructura completamente porosa. B) Estructura porosa con núcleo sólido con el diámetro mínimo. C) Estructura porosa de núcleo sólido con diámetro máximo. 99

Figura 8-1: Comparación de simulación de curva de esfuerzo deformación con curva real en especímenes. (Estructura, material, espesor de pared, tamaño de celda unitaria) [61]. 106

Figura 8-2: Distribución de fuerzas en un espécimen fabricado por L-PBF [61]. 107

Figura 8-3: Desarrollo de estructuras porosas para aplicaciones médicas con celdas unitarias basadas en TPMS de Gyroide de red de hoja. A) Disco L1 sólido y B) poroso. C) Tornillo quirúrgico sólido y D) poroso. E) Vertebra L1 sólida y F) porosa..... 109

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3-1: Valores medios del módulo de elasticidad y último esfuerzo para el hueso [10].	2
Tabla 3-2: Propiedades de tensión para fabricación de probetas en SLM usando Ti-6Al-4V [25].	21
Tabla 3-3: Sumario de propiedades mecánicas para aleaciones de Ti-6Al-4V en distintos métodos de manufactura [32].	29
Tabla 4-1: Relaciones de escalamiento de propiedades mecánicas de estructuras porosas [5].	33
Tabla 4-2: Comparación de áreas de superficies para topologías basadas en puntales y TPMS de red de hoja y sólidas. Comparación para mismas dimensiones de celdas unitarias de 7mm y una densidad relativa de 10% [51].	46
Tabla 4-3: Matriz de Taguchi L'16 para el estudio de la influencia de los factores [52].	58
Tabla 4-4: Propiedades mecánicas resultantes a partir de proyección de resultados estudiados en un Gyroide [52].	70
Tabla 5-1: Caracterización de especímenes fabricados por medio de SLM y aleación de polvos metálicos de Ti-6Al-4V [53].	72
Tabla 5-2: Propiedades morfológicas de la estructura porosa original sin refuerzos para ensayo de compresión [54].	74
Tabla 5-3: Valores para ecuación para distintas propiedades mecánicas. R2 es el coeficiente de determinación que indica que tan bueno es el arreglo de la ecuación [53].	76
Tabla 5-4: Reporte de los resultados de las propiedades mecánicas y características de la microestructura de los especímenes, además de la diferencia entre diseño fabricación [56].	78
Tabla 5-5: Comparación de propiedades mecánicas y porosidad entre la aleación Ti-6Al-4V y huesos humanos [59].	80
Tabla 5-6: Resultados experimentales del módulo de elasticidad y esfuerzo a la fluencia para 3 muestras cilíndricas de Gyroide en función de la densidad relativa [47].	81
Tabla 7-1: Parámetros experimentales óptimos para fabricación mediante SLM haciendo uso de Ti-6Al-4V a partir de resultados de terceros recopilados.	88
Tabla 7-2: Resultados de ensayos de tracción para probetas bajo norma ASTM E8M 2016 con impresora 3D System ProX – 200 Equipment haciendo uso de aleación de polvos metálicos de Ti-6Al-4V [20].	94
Tabla 7-3: Dimensiones de estructuras cilíndricas basadas en TPMS Gyroide del tipo red de hoja para una densidad relativa del 15 al 41% para las celosías y 24.3 a 56.52[%] con núcleo sólido, Las cuales cuentan con aproximadamente 502 celdas unitarias.	99
Tabla 7-4: Resultados usando G-A por medio de constantes idealizadas cuando se tiene una estructura porosa con curvas suavizadas y con los poros abiertos e interconectados. Con y sin núcleo sólido.	100
Tabla 8-1: Comparación de las constantes que se pueden obtener con la ecuación de G-A a partir de los resultados de M. Fousová et al ([53]).	104
Tabla 8-2: Resultados proyectados en su mínimo y máximo para las condiciones de biocompatibilidad ósea cortical con las estructuras porosas de núcleo sólido [53].	104
Tabla 8-3: Muestra de resultado para estructura porosa del tipo rombododecaedro sin núcleo sólido [54].	104
Tabla 8-4: Comparaciones porcentuales de elasticidad y fluencia para probetas porosas sin núcleo sólida con iguales densidades relativas. Las comparaciones de los resultados obtenidos por medio de G-A y resultados de terceros.	79



Tabla 8-5: Comparaciones porcentuales de elasticidad y fluencia para probetas porosas con núcleo sólido con densidades relativas próximas o equivalentes. Las comparaciones de los resultados obtenidos por medio de G-A y resultados de terceros..... **¡Error! Marcador no definido.**

1 INTRODUCCIÓN

La carga socioeconómica impuesta por las prolongadas expectativas de vida y asociado a índices de mortalidad a resultado en esfuerzos interdisciplinarios para el desarrollo de soluciones bio inspirados y aloplásticos (naturalmente inerte y no orgánico). La Ingeniería de Tejido integra los principios de la ingeniería y ciencias alrededor del diseño, construcción, modificación y mantenimiento del tejido en función del uso de matrices extracelular, células y factores de crecimiento, combinadas o en solitario [1]. Las células son cosechadas e incorporadas a una estructura de material natural o sintético, matrices extracelulares (*Scaffolds*), en la instancia final es implantada en el sitio deseado. Las células se deben adherir, colonizar y proliferar en la matriz extracelular. En la implantación e integración, los vasos sanguíneos deben adherirse al nuevo tejido, el cual puede disolverse o no, debe crecer entre y/o alrededor del implante. Por medio de las distintas tecnologías desarrolladas se pueden tener tejidos análogos al hueso, cartílago, tendón, ligamento, piel, vasos sanguíneos, cornea, válvulas cardíacas, hígado, sistema gastrointestinal, regeneración guiada de los nervios y reparación de la médula espinal [2]. En consecuencia, a las actuales necesidades y a las nuevas tecnologías se continua con lo siguiente:

La manufactura aditiva nos ofrece la oportunidad de materializar diseños de estructuras metálicas que repliquen el diseño de los tejidos óseos y a su vez posibilita la producción de superficies con distintas propiedades que facilitan la adherencia de las células. Por esto, el diseño de modelos digitales bio inspirados es un área de gran interés en la ingeniería, gracias a la actual posibilidad de fabricar las estructuras óseas, altamente complejas, que son difíciles de obtener mediante otras técnicas. Además, los modelos digitales permiten el diseño de las estructuras posibles a fabricar y sus simulaciones para proyectar cuáles serán sus capacidades esperadas antes de tener que incurrir en gastos de fabricación. Por lo cual, el desarrollo de modelos digitales ayuda a tomar decisiones sobre las propiedades y estrategias sobre la estructura y poder visualizar en detalle lo que se quiere fabricar. Los modelos digitales pueden ser realizados empleando softwares comerciales tales como SolidWorks, Fusion360 o Inventor entre otros, o bien softwares más especializados en los cuales el desarrollo de estructuras altamente complejas puede ser descrito matemáticamente, controlando sus parámetros de diseño, un ejemplo de estos es el llamado MS Lattice basado en MatLab, el cual fue desarrollado por el Dr. Oraib Al-Ketan en la institución de New York University Abu Dhabi. Este software será empleado para el desarrollo de los modelos en este trabajo ya que esta optimizado para diseñar materiales inspirados en la naturaleza, como lo son las “*Triply Periodic Minimal Surface*” (TPMS), permite la selección del tipo de topología, densidad relativa y otras variables de la celosía, además de ser gratuita su licencia. MS Lattice al igual que los anteriores puede generar archivos STereoLithography (STL), permite definir la estructura tridimensional (3D) como un conjunto de planos bidimensionales (2D) y así poder efectuar el prototipado rápido asistido por computador mediante manufactura aditiva (AM).

El prototipado rápido de biomateriales en la manufactura aditiva de metales es realizado por técnicas como Powder Bed Fusion (PBF) y Direct Energy Deposition (DED), estos son los más usados para procesar metales directamente, ya que tienen la capacidad de producir piezas de alta calidad completamente densas. En este proyecto, nos enfocaremos en PBF, en particular con el proceso Selective Laser Melting (SLM), ya que es de gran interés por la capacidad que tiene de desarrollar

productos a partir de polvos metálicos, lo cual abre las posibilidades al desarrollo de nuevos materiales y es una técnica que tenemos a disposición. En el área de los biomateriales los polvos metálicos más comúnmente usados son 360L acero inoxidable, Ti-6Al-4V), y cobalto-cromo-molibdeno (CoCrMo) [3]. El proceso SLM es configurado por un conjunto de parámetros y según el equipo que se use, así se obtendrá una densidad relativa por sobre el 99[%]. Este proceso de fabricación de piezas línea por línea/capa por capa, tiene la ventaja de poder fabricar elementos con geometrías altamente complejas, además de optimizar el uso de material e inclusive eliminar parcialmente la necesidad de soportes, sin embargo, presenta desventajas que van en detrimento de sus propiedades mecánicas, las cuales son detectadas en su estructura interna y también por medio de ensayos mecánicos.

Desarrollar réplicas exactas en particular de estructuras óseas tales como las corticales o trabeculares resulta actualmente muy complicado por como sus estructuras internas están ordenadas estocásticamente (aleatoriamente), el tamaño de las celdas y las limitaciones propias del método de fabricación. Debido al nivel de complejidad de estas estructuras resulta muy difícil lograr hacer simulaciones mecánicas que sean aceptables con los resultados experimentales. Debido a esto, se presentan varias alternativas a las geometrías que se dividen en dos grandes grupos, las estructuras celulares basadas en puntales y las estructuras celulares basadas en Triply Periodic Minimal Surface (TPMS), en particular este trabajo se centrará en las TPMS.

La teoría celular de Schwann's desarrollada en 1838 y el descubrimiento de las TPMS por Schwarz's en 1865 permitió un significativo avance al actual desarrollo de estructuras bio inspiradas que nos permiten manipular computacionalmente el proceso de fabricación y caracterización de las propiedades del tejido basado en TPMS. Este tipo de estructuras tienen la ventaja de que permiten una mayor tasa regeneración y aceptación (biocompatibilidad) de la prótesis con respecto a las estructuras tradicionalmente usadas. Al ser descritas matemáticamente es aparentemente más fácil realizar simulaciones y proyecciones de las capacidades físicas buscadas, sin embargo, la complejidad y que se puede llegar a tener reporta que las simulaciones actuales no son convergentes, pero desde el punto de vista de diseño se puede hacer variar su geometría o combinarla con otras estrategias sin un nivel de dificultad tan alto como las simulaciones, en parte se requiere de un Software y equipo altamente capaz. Actualmente hay suficiente evidencia experimental de que estas estructuras son análogos viables [4]. Dentro de las estructuras TPMS se encuentran dos tipos de topologías llamadas por la forma geométrica que representan, estas son de esqueleto/sólida y de hoja, se definen según su interpretación matemática y el cómo deforman, si es por pandeo o por estiramiento. En particular a este trabajo y según la literatura se trabajará con la estructura Gyroide basada en hoja debido a que puede aproximarse mejor a las propiedades de las estructuras óseas y posea una mejor biocompatibilidad que otras estrategias. Todas las estructuras porosas se verán afectadas en sus propiedades físicas, respecto a las mecánicas principalmente en función de su nivel de porosidad y el tipo de celda generada, por ello se escalarán los valores esperados por medio la ecuación de Gibson-Ashby[5] que describe el comportamiento de esponjas metálicas, donde se definirán coeficientes experimentales recopilados en la literatura que van en función de la estrategia geométrica de la estructura. A partir de las estructuras de Gyroide desarrolladas se escalarán las propiedades para obtener las propiedades mecánicas en el rango para huesos corticales y trabeculares.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

El objetivo general de este trabajo de titulación es:

Diseñar modelos digitales, que permitan fabricar muestras bio inspiradas de titanio mediante manufactura aditiva.

Se simulará una estructura biomecánicamente compatible con el fémur, donde el módulo de elasticidad se encontrará en un rango de $3\sim 30[GPa]$ y un límite a la fluencia superior o igual a $180[MPa]$. El diseño se basará en el DfAM (Design for Additive Manufacturing) pensando en que será fabricado mediante un proceso de SLM (Selective Laser Melting) con ello se buscará optimizar el número de soportes necesarios para enfriar y sostener la pieza, como también la generación de porosidades no deseadas por efectos del mismo proceso de fabricación.

2.2 Objetivos específicos

Para cumplir el propósito antes señalado se deben abordar los siguientes objetivos específicos:

1. Establecer los parámetros óptimos para la fabricación de las probetas de Ti-6Al-4V mediante manufactura aditiva bajo proceso SLM.
2. Proponer un diseño de mejor desempeño bio inspirado en las estructuras del hueso para ser fabricado mediante el proceso de SLM.
3. Desarrollar modelos digitales de probetas porosas para ser fabricadas por SLM.
4. Simular el comportamiento mecánico de los modelos digitales.

3 Capítulo 1. Diseño y fabricación de implantes mediante Manufactura aditiva

3.1 Apantallamiento de tensiones, sus causas y formas de mitigar

Los huesos son estructuras compuestas por cristales de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) depositados dentro de una matriz orgánica (~95[%] es colágeno tipo I) [6]. La morfología está compuesta por huesos trabeculares los cuales tienen una estructura porosa del 50 – 90[%] (típica densidad aparente del hueso trabecular de la tibia tiene valores del $0.3 \pm 0.1 \left[\frac{\text{gr}}{\text{cm}^3} \right]$) y el tamaño del poro está en el orden de 1[mm] de diámetro con hueso cortical rodeándolo [7]. El hueso cortical tiene una estructura sólida con una serie de vacíos que resultan en una porosidad del 3 – 12[%] (típicos valores de densidad aparente para hueso cortical del fémur son de $1.85 \pm 0.06 \left[\frac{\text{gr}}{\text{cm}^3} \right]$) [8]. Las propiedades mecánicas del hueso dependen de la edad; 3, 5 y 35[años], para especímenes del fémur tienen módulos de elasticidad del 7.0, 12.8 y 16.7[GPa] respectivamente [9], después de la madurez, la capacidad del esfuerzo de tensión y módulo de elasticidad del hueso cortical del fémur empieza a caer un 2[%] por década. La complejidad de la arquitectura del hueso y la variabilidad de las propiedades del tejido óseo (porosidad, tamaño del poro, propiedades mecánicas, mineralización o densidad mineral, tipos de células), como también las diferencias de edad, estado nutricional, actividad (cargas mecánicas) y enfermedades de base en los individuos que establecen el mayor desafío en la fabricación de las celosías en una estructura porosa y en la ingeniería de tejido óseo, que satisfaga las necesidades de reparar en sitios (del cuerpo) específicos en pacientes específicos [10].

Debido a la longevidad de la población y a las diferencias en las características de los huesos, se requiere el desarrollo personalizado de prótesis que ayuden en la meta de reducir tiempos de operación, preservación de los huesos y fáciles revisiones. Actualmente, hay y están en desarrollo distintas opciones de diseño de implantes que ayudarán a cambiar la distribución de las cargas, importante concepto para preservación de los huesos y fijación del implante. El fenómeno negativo de una mala distribución de cargas es definido como el *apantallamiento de tensiones* que se produce debido a la diferencia de rigidez del implante y el tejido óseo circundante, lo cual impide un correcto flujo de carga al hueso (la carga sobre el hueso decae), que produce reabsorción ósea, y pérdida de resistencia del hueso (el hueso se vuelve menos denso por la continua falta de estímulo), incrementando el riesgo de fractura del implante. Una variedad de términos ha sido usada para describir radiográficamente el apantallamiento de tensiones, incluido reabsorción de tuberosidad, adelgazamiento cortical, u osteólisis. Todos estos son manifestaciones de similares conceptos. El grado de como ocurre el apantallamiento de tensiones que se da puntualmente varía simplemente por el tamaño y diseño de la prótesis. También partículas del implante que se desprendan de la estructura pueden generar osteólisis e incrementar el efecto de apantallamiento de tensiones producto del implante. El grado de fijación también depende del tamaño del implante, a partir de ello no se recomiendan diseños con grandes diámetros en los puntos de fijación porque se asocian a efectos de apantallamiento de tensiones, por lo tanto, es deseable que estas estructuras sean lo menos anchas. Conceptualmente la meta es minimizar tanto como sea posible el efecto de apantallamiento de

tensiones para preservar el hueso nativo [11]. Ejemplos de tal fenómeno se muestran en la **Figura 3-1**.

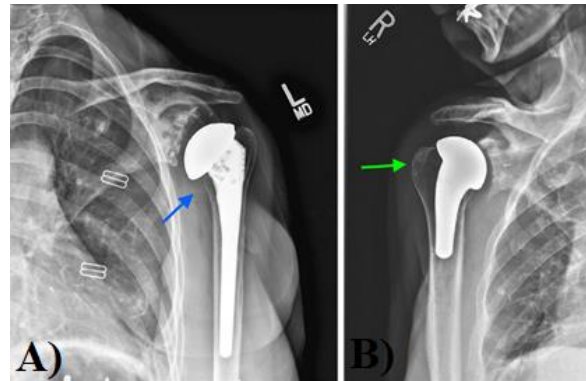


Figura 3-1: Apantallamiento de tensiones. **(A)** Hombro izquierdo con un vástago de ajuste a presión de longitud estándar (100-150[mm]) demuestra medicamente la osteólisis calcar (flecha azul) 2 años después de una artroplastia. **(B)** Hombro derecho con un vástago de a ajuste a presión corto (50 – 100[mm]) demuestra osteopenia y adelgazamiento cortical lateral proximal (flecha verde) 2 años después de la operación [11].

Desde el punto de vista del presente trabajo es que se buscará reducir el efecto del apantallamiento de tensiones por medio de la reducción del módulo de elasticidad hasta que se encuentre en el rango de los módulos de elasticidad de huesos humanos corticales y trabeculares reportados en la literatura. Por lo tanto, es de vital interés tener conocimiento de tales valores. En la **Tabla 3-1** se resume la diferencia en todas las propiedades mecánicas registradas al tener distintas direcciones de las cargas (de tensión, compresión y cizallamiento), demostrando que los huesos humanos debido al orden aleatorio (estocástico) y morfología de sus poros tiene propiedades anisotrópicas (sus propiedades biomecánicas varían en función de la dirección en la cual se aplica la fuerza). Para esta investigación es primordial tener los valores para la tibia, húmero y en especial el fémur en sus casos trabeculares y corticales bajo las cargas de compresión, tales cargas son las normales en el ciclo de vida de una persona, sin embargo, también es relevante conocer sus valores para la tracción, el registro se encuentra en la **Figura 3-2**. Con ambas informaciones registradas se observa que el Módulo de elasticidad debería estar en un rango de 3~36[GPa] y el esfuerzo último en un rango de 68 – 220[MPa], por lo tanto, el desafío presentado en los objetivos generales es válido apuntando al ser humano.

Tabla 3-1: Valores medios del módulo de elasticidad y último esfuerzo para el hueso [10].

Tipo de hueso	Dirección y tipo de carga	US [MPa]	E [GPa]	Referencias
Cortical (medio femoral)	Tensión longitudinal	133	17	[6]
	Compresión longitudinal	193	17	[6]

	Cizallamiento longitudinal	68	3	[6]
	Tensión transversal	51	11.5	[6]
	Compresión transversal	33	11.5	[6]
Trabecular (tibia proximal)		5.3	0.445	[12]
Trabecular (femoral proximal)	Axial	6.8	0.441	[13]

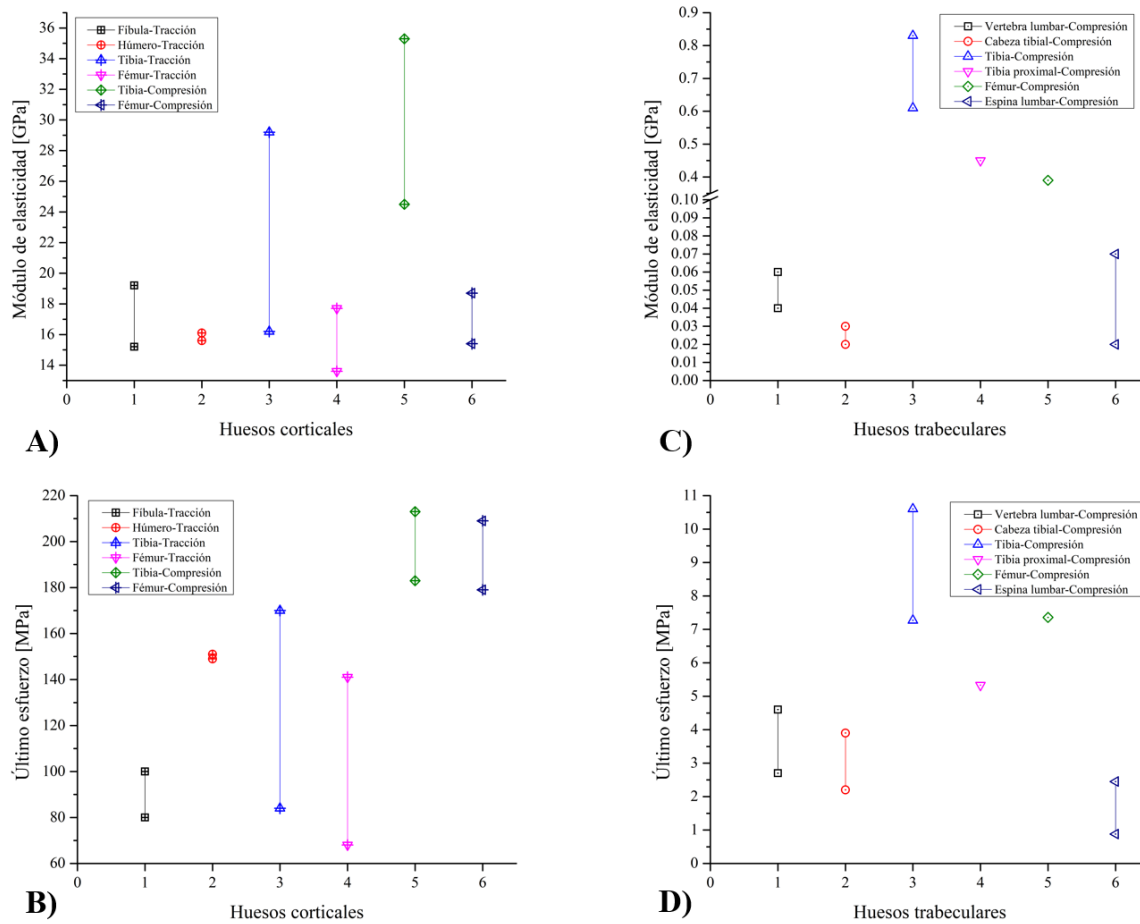


Figura 3-2: Comparación de Módulo elástico y Último esfuerzo de los huesos humanos corticales (A, B) y trabeculares (C, D). Recopilación realizada a partir de la literatura para edades desde los 14 hasta 89 años, tanto para sexo femenino como masculino [12].

3.2 Fabricación de implantes metálicos

Los metales han estado siendo usados de varias formas como implantes. El primer metal desarrollado específicamente para ser usado en el humano es el “Sherman Vanadio Acero”, fue usado en la manufactura de pletinas y tornillo para fracturas de huesos. Los metales más usados para la manufactura de implantes (por ejemplo: Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo y W) pueden ser tolerados por el cuerpo en mínimas cantidades. Algunos de estos elementos son esenciales en el desarrollo y funcionamiento de algunas partes del cuerpo, sin embargo, no son tolerados por el cuerpo en grandes cantidades. La biocompatibilidad del implante metálico es de considerable interés porque se verán sujetos al ambiente hostil del cuerpo. Las consecuencias de la corrosión incluyen la pérdida de material, lo que resulta en debilitación del implante, y aún más importante, es que la corrosión puede infiltrarse a los tejidos, resultando en efectos indeseables. Es por ello por lo que conocer la composición, estructura y propiedades de los metales y aleaciones es relevante para la fabricación de implantes [14]. Los implantes en el tiempo pueden fallar, y eso es una probabilidad, pueden fallar por infección dentro de los cinco primeros años, por incremento del aflojamiento a lo largo del tiempo y por fractura cuando ya a pasado una década con el implante.

Los implantes pueden ser clasificados según el tiempo de permanencia en el cuerpo, teniendo los permanentes que son usados como implantes cosméticos, para tejidos suaves, asociado a los sentidos, sistema nervioso, genitourinario, digestivo, respiratorio, cardiovascular y musculo esquelético. Mientras que también se tienen implantes de uso transitorio, que correspondería a dispositivos de fijación ortopédica, ayudas de diagnóstico (sondas), apósitos externos y sistemas extracorporales para reemplazar o asumir la función de un órgano [15].

3.3 Prototipado de implantes por Selective Laser Melting

3.3.1 Características generales del proceso

El proceso de manufactura Selective Laser Melting (SLM) como se esquematiza en la **Figura 3-3** es una tecnología basada en el uso de un láser para fundir completamente una trayectoria determinada en una cama de polvos metálicos. Para evitar la oxidación, contaminación y combustión de algunos polvos metálicos lo que es crítico para el uso de biomateriales tal como el Ti-6Al-4V, el proceso se ejecuta en un ambiente inerte con gas argón o nitrógeno y hasta con 200[PPM] de oxígeno [16]. Además, el flujo del gas ayuda a remover la condensación producto de la fusión y mejorar la transferencia de calor, su rol es importante para la calidad final de la pieza. Este proceso se controla con la velocidad del láser, su trayectoria o escaneo en ubicaciones predeterminadas y la potencia en forma de calor, con tal de fundir el polvo metálico, completamente, como es el caso del SLM (ocurre un cambio de estado físico de la materia de sólido a líquido) o parcialmente, como en Selective Laser Sintering (SLS). La cama de polvos metálicos es previamente caracterizada identificando la distribución del tamaño de partícula, esfericidad y formas presentes en la muestra adquirida de la materia prima. A medida que se fabrica, la mesa donde se depositan controladamente los polvos provenientes de una tolva va bajando verticalmente en el eje “Z” en cada escaneada del láser o iteración, generando un espesor de capa (Layer Thickness) por lo tanto un volumen, y una nueva superficie de polvos que es depositada y aplanada ordenadamente (rasa) para luego hacer uso del láser hasta que termina su escaneo y solidificación del material derretido, luego se repite el proceso hasta

obtener el cuerpo deseado, finalmente se retira la pieza de la mesa o plato y los polvos remanentes se aspiran de regreso a la tolva para futuros usos. Al aumentar el número de procesos o reducir el espesor depositado se puede ayudar a mejorar la rugosidad y la unión de la estructura resultante, se debe destacar que el espesor debe ser homogéneo [16].

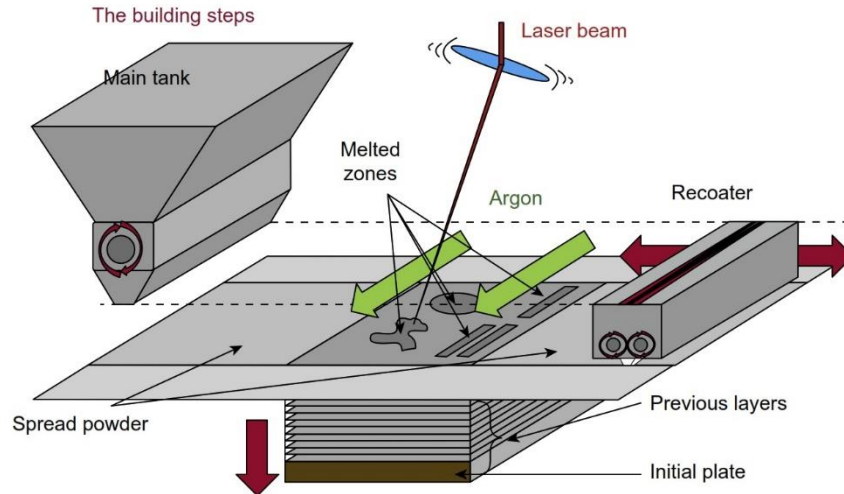


Figura 3-3: Esquema de proceso basado en láser sobre una cama de fusión de polvos (Power Bed Fusion Process), también llamado SLM [16].

Los objetos por fabricar se definen previamente por medio de modelos computacionales 3D asistidos por CAD, al combinar la asistencia computacional con la técnica de fabricación SLM se puede desarrollar capa por capa cualquier tipo forma de estructura sólida y detalles muy complicados como los mostrados en la **Figura 3-4**, solo siendo limitados por las tolerancias, dimensiones espaciales del equipo y capacidad del computador a emplear. El uso de este tipo de AM se justifica para sólidos que no pueden ser obtenidos por otros métodos tradicionales debido a su alta complejidad geométrica. La aplicación de esta técnica es ampliamente usada en prototipado rápido de biomateriales, industria aeroespacial y automovilística, diseños disruptivos, joyería, ingeniería biomédica, implantes, e investigación y desarrollo [17]. Esta forma simplifica la fabricación de estructuras con porosidades complejas y diseños biomorfcos tal como se mostrará más adelante.

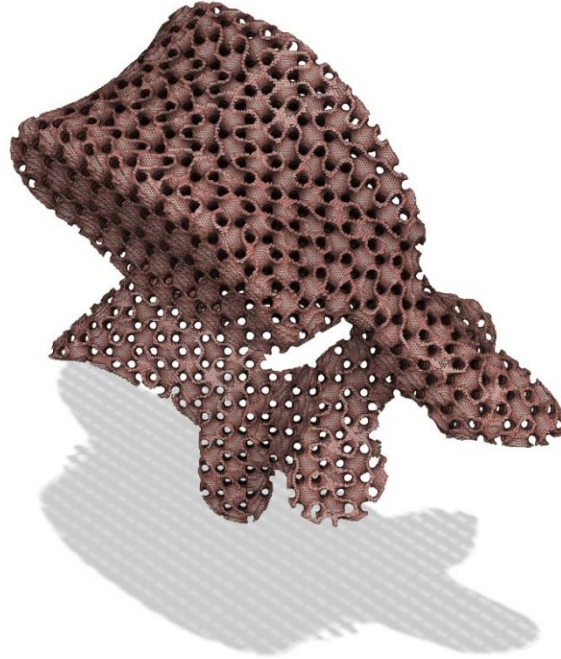


Figura 3-4: Vista isométrica de diseño 3D de Vertebra L5 con porosidad de Gyroide en el software MSLatticePro.

La categoría de SLM corresponde a Powder Bed Fusion (PBF) y es una de las siete categorías de AM (Binder jetting, Directed energy deposition, Material extrusión, Material jetting, Power bed fusion, Sheet lamination, Vat photopolymerization) [3] definidas por los estándares en ISO/ASTM 52900:2021, la cual se destaca por ser un proceso de AM en la que se hace uso de energía de radiación térmica en forma de láser para llevar a fusión una región determinada sobre una cama de polvos metálicos (materia prima). Los materiales en polvo más usados y registrados en la literatura son las aleaciones de acero y basados en hierro (32.3[%]), titanio y aleaciones basadas en titanio (24.1[%]), aleaciones basadas en níquel (8.6[%]), materiales compuestos (10.5[%]), cerámicos (5.2[%]) y otros metales (19.3[%]) [17]. El láser es la piedra angular del proceso SLM pues puede operar con potencias superiores a 1[kW] con distintos diámetros de láser según el módulo del láser instalado y posee las variables más relevantes para la impresión óptima de las unidades. El galvanómetro y lente F-theta controlan el punto focal y movimiento del haz la cama de polvos tal como se muestra en la **Figura 3-5**. Se registra en la literatura que los equipos SLM logran resoluciones de espesor de la capa de polvos en un rango de 20 – 100[μm] [17].

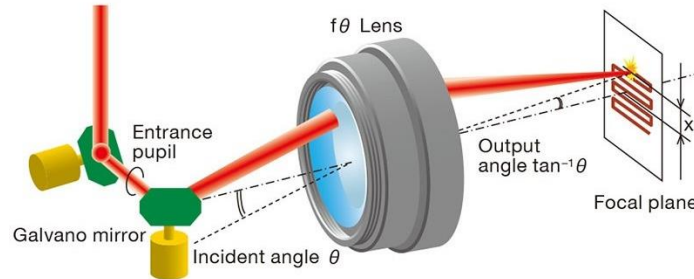


Figura 3-5: Módulo y esquematización de operación de galvanómetro y lente F-theta para el proceso SLM. Fuente: <https://www.laser2000.de/en/multi-element-lenses/41320-f-theta-linse-f-1004-mm-266-nm.html>

3.4 Parámetros y defectos del proceso

Los principales parámetros del proceso de fabricación en SLM consideran el espesor de la capa (ec), potencia del láser (P), velocidad de escaneo del láser (v), distancia entre escaneo o espaciado (h), diámetro del láser (d), la estrategia de escaneo, distribución del tamaño de partícula y la temperatura de precalentado del plato. Sin embargo, se presentan dificultades que varían en la composición química de la materia prima, absorción del láser, tensión superficial, viscosidad del metal fundido, conductividad térmica, diferencias entre capacidades y características de equipos SLM [16]. Algunos de los parámetros más destacados en los estudios registrados en la literatura se muestran en la **Figura 3-6**.

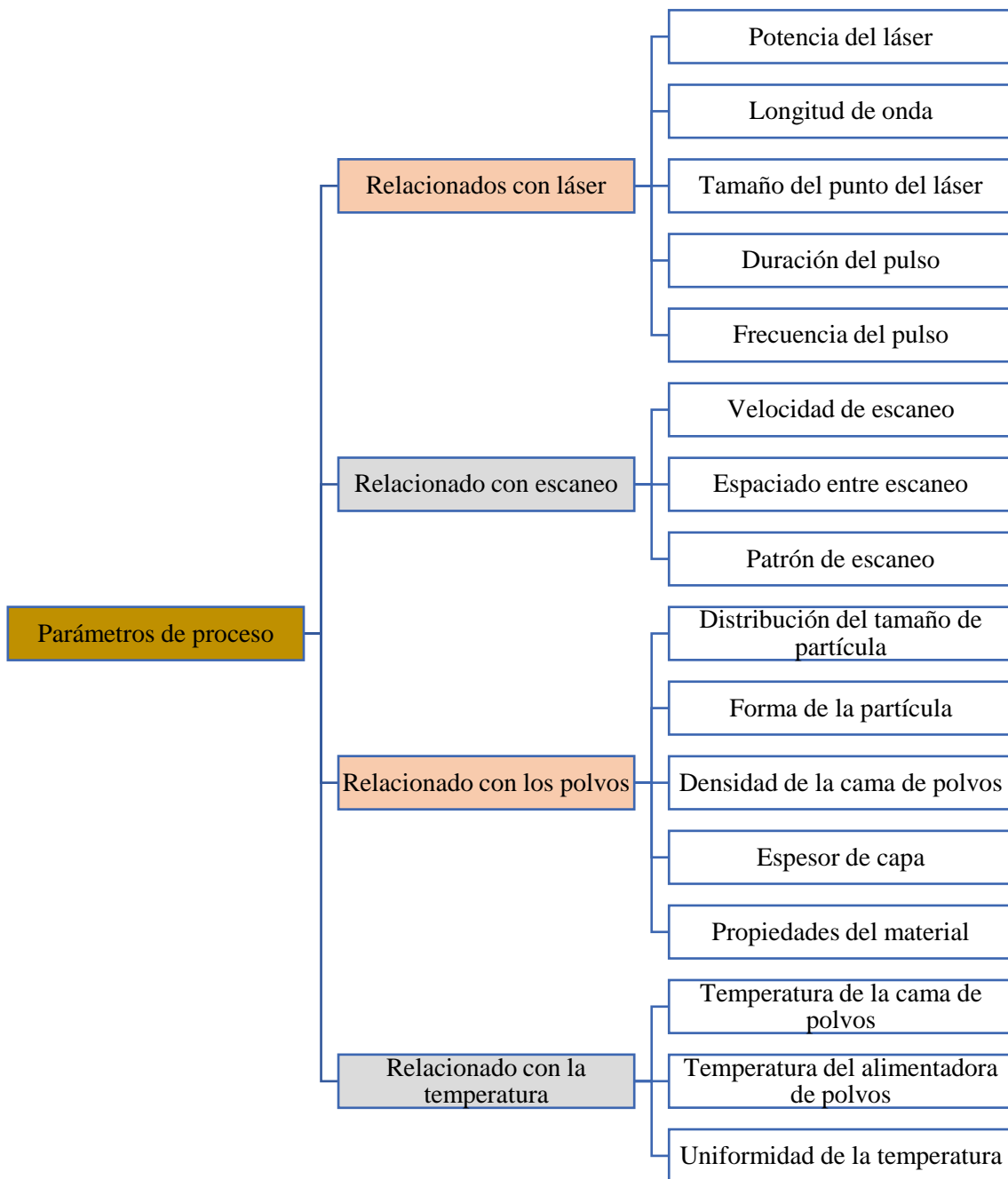


Figura 3-6: Principales parámetros del proceso involucrados en SLM[18].

La combinación óptima de los parámetros permitirá obtener densidades relativas que podrían estar por encima del 99.95[%] lo cual es muy significativo en lo que respecta a calidad de la impresión 3D. Sin embargo, desarrollar estructuras con parámetros no optimizados previamente puede generar la formación de imperfecciones y características no deseadas como se muestra en las capas de la **Figura 3-7** presentada a continuación.

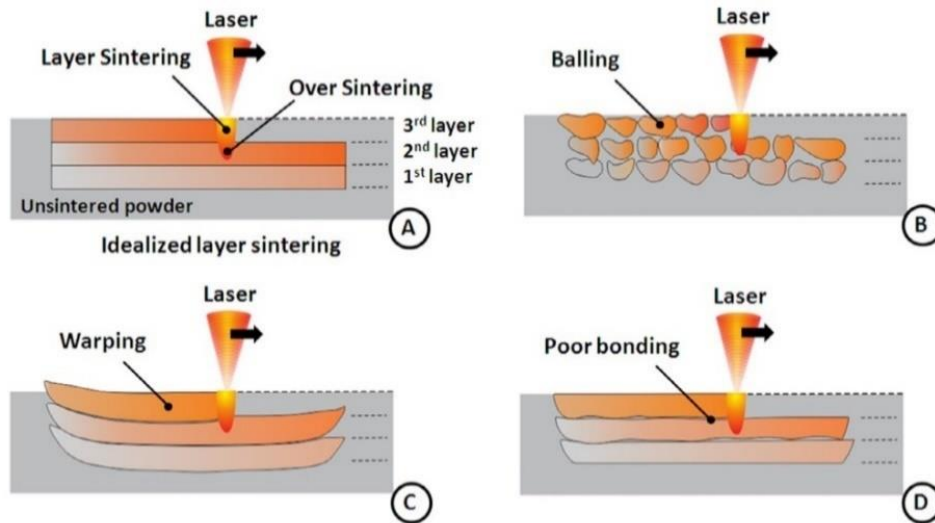


Figura 3-7: Diferentes tipos de defectos en el proceso de fabricación SLM en función de la densidad energética (A) Normal; (B) Pobre fusión del material; (C) Sobrecalentamiento; (D) Calentamiento insuficiente [19].

No optimizar los parámetros generará propiedades mecánicas defectuosas, pues la irregularidad de las uniones estructurales del cuerpo será difícil de predecir. Tales problemas se verán reflejados en propiedades mecánicas inferiores, poros, propagación de grietas y microgrietas, vacíos y hendiduras como se demuestra en el trabajo de Wei Liu et al [20]. La **Figura 3-8** muestra tres tomografías computarizadas de rayos X en probetas después de un ensayo de tracción, las imágenes obtenidas revelan que cuando hay pobre fusión del material (A) se obtiene alta porosidad no deseada que a su vez es irregular en su forma, y es de grandes tamaños, cuando hay sobrecalentamiento (C) también se tiene una alta porosidad, pero los poros que hay presentes son altamente esféricos (keyhole) y de tamaños bastante más reducidos que para el caso de pobre fusión. Ahora bien, cuando se logra optimizar (B) los parámetros se pueden lograr probetas con una cantidad de poros muy inferior, con formas esféricas y de pequeños tamaños logrando así un material prácticamente sólido.

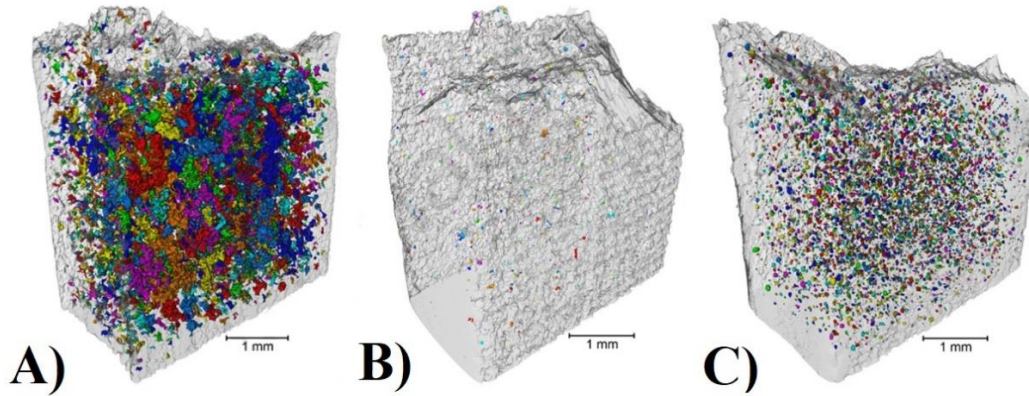


Figura 3-8: Tomografía computarizada de rayos X de una probeta después de un ensayo de tracción. (A) Pobre fusión del material ($VED = 32.7 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$); (B) Normal. ($VED = 58.8 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$); (C) Sobrecalentamiento ($VED = 132.4 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$) [20].

A partir de la **Figura 3-8** analizaron con mayor profundidad con imágenes SEM las probetas tal como se muestra en la **Figura 3-9** y en ellas encontraron que para cada optimización las superficies presentan diferentes resultados como es de esperar. En las imágenes (a - b) de pobre fusión del material se nota gran presencia de polvos sin fundir y vacíos, en (e - f) de sobrecalentado no se aprecian polvos sin fundir, pero si muchos vacíos/poros del tipo keyhole (poros encapsulados), y en (c - d) para parámetros optimizados solo se observan vacíos/poros esféricos y en muy bajas cantidades. La presencia de defectos como los mostrados en las **Figura 3-8** y **Figura 3-9** se refleja sobre las propiedades mecánicas tal como se muestra en la **Figura 3-10**, donde es posible observar que las muestras con defectos resultan en propiedades inferiores a las logradas en materiales con una óptima fabricación.

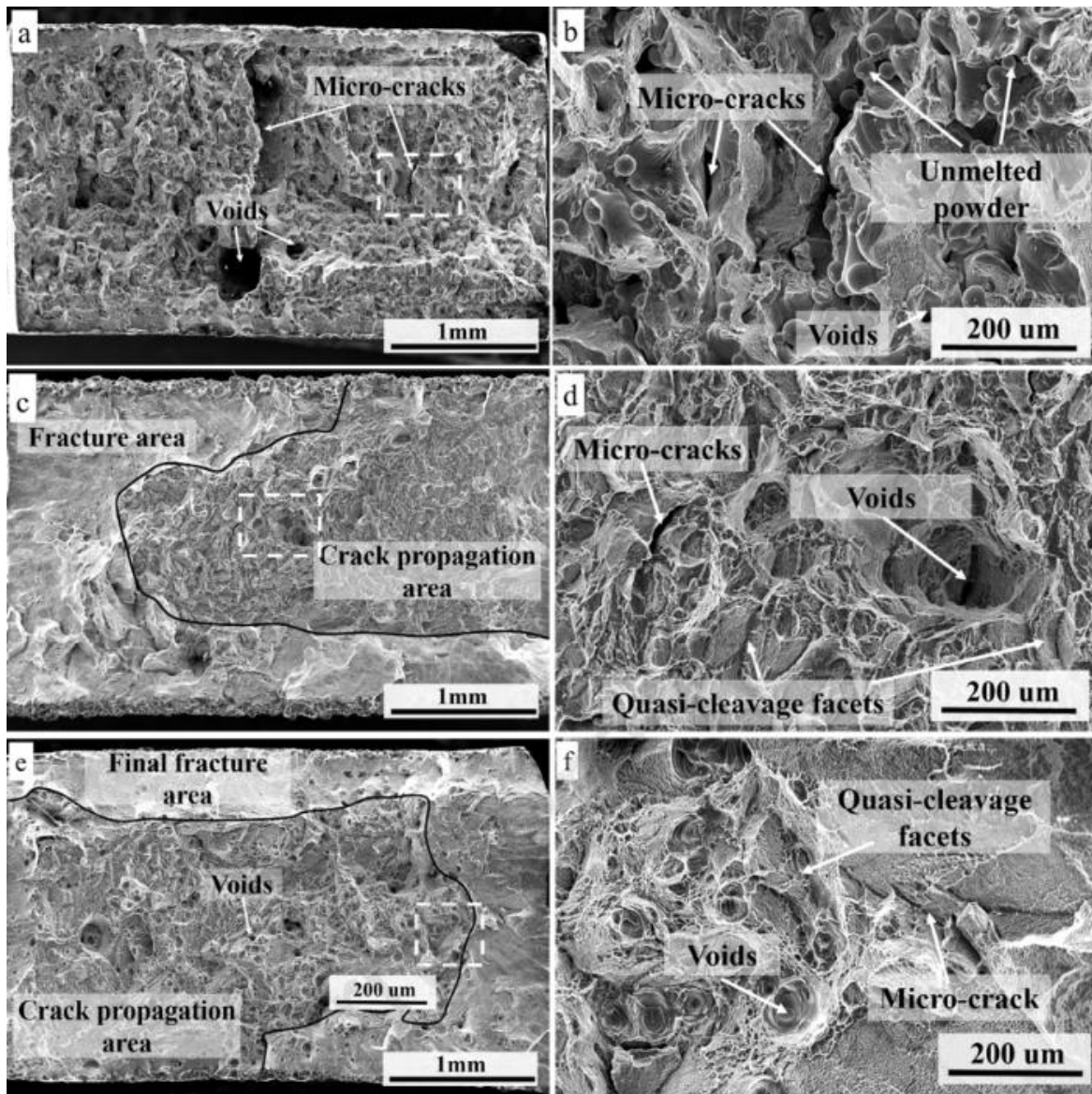


Figura 3-9: Fractura de las superficies con diferentes aumentos de visualización de una probeta de aleación de Ti-6Al-4V bajo fabricación para distintos VED. (a-b) Pobre fusión del material; (c-d) Normal; (e-f) Sobrecalentado [20].

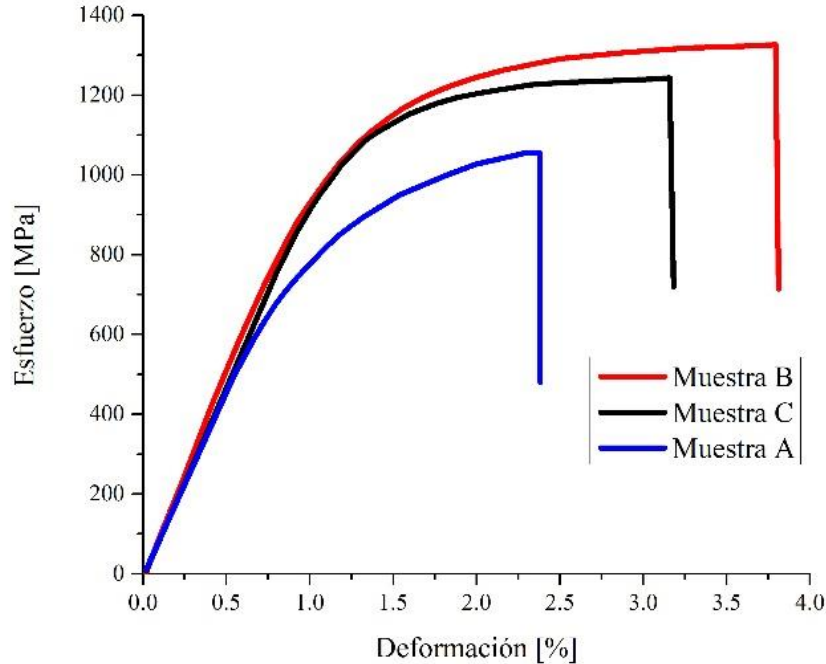


Figura 3-10: Curva de esfuerzo-deformación bajo acción de tracción para 3 muestras de distinto VED. (A) Pobre fusión; (B) Óptimo; (C) Sobrecalentado [20].

Defectos como la porosidad, pobre fusión y grietas son a menudo producidas en la AM. Estos defectos tienen efectos adversos sobre las propiedades y rendimientos de los materiales porque se ven reducidas las densidades de las piezas y además de aumento de los esfuerzos residuales. Los defectos incluyen:

- Poros con gas: típicamente son poros esféricos formados por el gas atrapado dentro de la piscina fundida que no alcanza a salir antes de la solidificación. Estos defectos son inherentes a los polvos atomizados o a la humedad sobre las partículas de polvo superficial y con hidrógeno disuelto en el polvo, estos son los principales defectos que contribuyen a la formación de porosidades en el caso de aleaciones de aluminio aplicadas en procesos SLM. Sin embargo, no tienen un efecto significativo en la porosidad cuando se trabaja con Ti-6Al-4V, en las cuales predomina el efecto de los parámetros de fabricación.
- Poros Keyhole: son producto del colapso precipitado y profundo de la piscina de metal fundido el cual es formado al inicio y fin de la trayectoria del láser o cuando la potencia del láser es muy elevada.
- Fusión pobre o incompleta: algunas partículas sin fundir quedan atrapadas dentro de los poros si el aporte de energía es insuficiente para fundir completamente todos los polvos metálicos. Este tipo de defecto se sitúa entre capas y es conocido por poros alargados.
- Piscina de fundido inestable: poros irregulares pueden ser formados por baja velocidad de escaneo del láser como resultado de inestabilidad hidrodinámica de la piscina de fundidos.

También se da para altas densidades energéticas junto a altas velocidades de escaneo del láser. La inestabilidad del flujo de fundido durante el proceso SLM es atribuido a las fuerzas de Marangoni y al culatazo o retroceso producto de la presión de la evaporación de la piscina de fundido. La inestabilidad de la piscina se incrementa cuando se aumenta la velocidad de escaneo del láser y el espesor de la pared o capas (layer thickness) lo cual resulta en salpicaduras de pequeñas gotas líquidas calientes alrededor de la superficie del sólido en fabricación.

- Pobre superposición: porosidad entre capas producto de una larga distancia entre escaneo. [16]

Como en todo proceso, para lograr un material homogéneo con mínima cantidad de defectos es importante optimizar los parámetros de fabricación. A continuación, se describen los parámetros más relevantes para tener en cuenta en la AM.

3.4.1 Características del láser y escaneo

Volumetric Energy Density

Para lograr la máxima densidad relativa se suele hacer uso de una combinación de variables claves controlables en el equipo que desembocan en un concepto llamado *Volumetric energy density* (VED) el cual corresponde a la energía contenida en una unidad de volumen sobre la cama de polvos metálicos. El VED es uno de los parámetros más usados y con resultados contundentes [17]:

$$VED = \frac{P}{v \cdot h \cdot ec} \left[\frac{J}{mm^3} \right] \quad (1)$$

El valor de la distancia entre escaneo (h) en algunos casos es reemplazada por el diámetro del láser [16]. Este conjunto de variables definidos en el concepto de VED cambia según la materia prima y el equipo SLM a usar, se suele encontrar en la literatura un mapa de densidad relativa donde se recomienda trabajar para lograr los mejores resultados y reducir o evitar los defectos propios de la fabricación en función de la potencia del láser y la velocidad de escaneo. Sin embargo, tal mapa no siempre es igual entre autores porque lo desarrollan para distintas distancias de escaneo, distintos diámetros de láser, estrategia de impresión, entre otros. En la **Figura 3-11** se hace uso de una distancia de escaneo y espesor de capa fija, y se hacen combinaciones para las distintas potencias del láser y velocidades de escaneo, en consecuencia, se obtienen distintos resultados, que al observar las superficies de las estructuras se identifica el grado de unión y fusión de los polvos metálicos, por lo tanto, la densidad relativa del espécimen. Se observa una región con fusión completa la cual se puede lograr con bajas velocidades de escaneo y alta potencia (1750-3500 [mm/s] y 240-480 [W] respectivamente) para Titanio comercialmente puro (CP Ti). Al trabajar a velocidades más altas o potencias más bajas se generan regiones con falta de fusión. La velocidad de escaneo mayor puede producir regiones parcialmente fundidas al no ser capaz el material de fundir correctamente pues no le suministra la cantidad adecuada de calor.

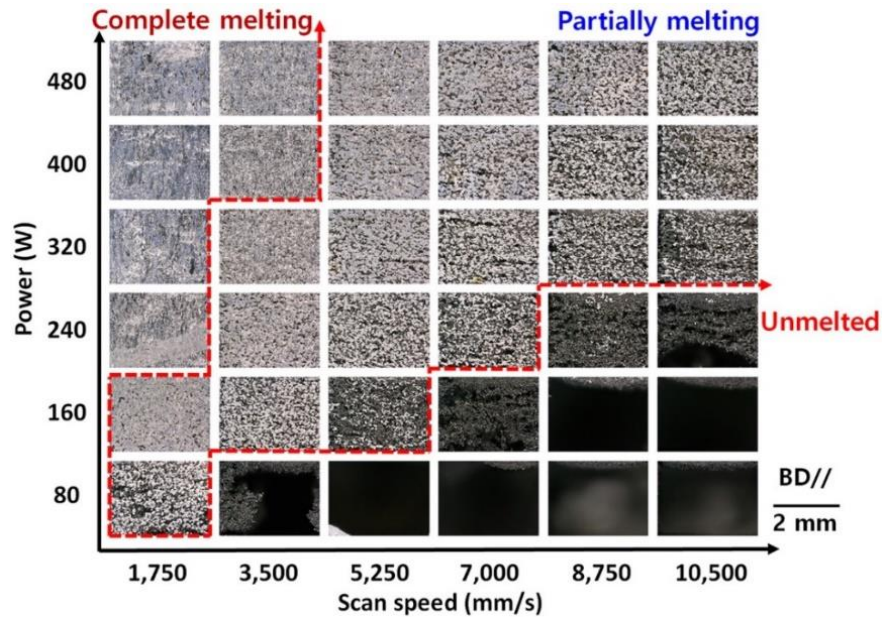


Figura 3-11: Mapa de la microestructura de especímenes de CP-Ti para distintas combinaciones de potencia del láser y velocidad de escaneo. Las regiones están divididas en completamente fundidas, parcialmente fundidas y sin fundir [21].

También se suele usar la densidad relativa en función del VED, variable que no siempre se explicita de la mejor manera con respecto a lo que hay detrás para cada punto obtenido **Figura 3-12**. Por otro lado, al combinar el estudio con un mapa como el de la **Figura 3-11** se puede tomar una mejor decisión, y extrapolarlo a otros estudios con distintos equipos siempre y cuando sea con una misma materia prima.

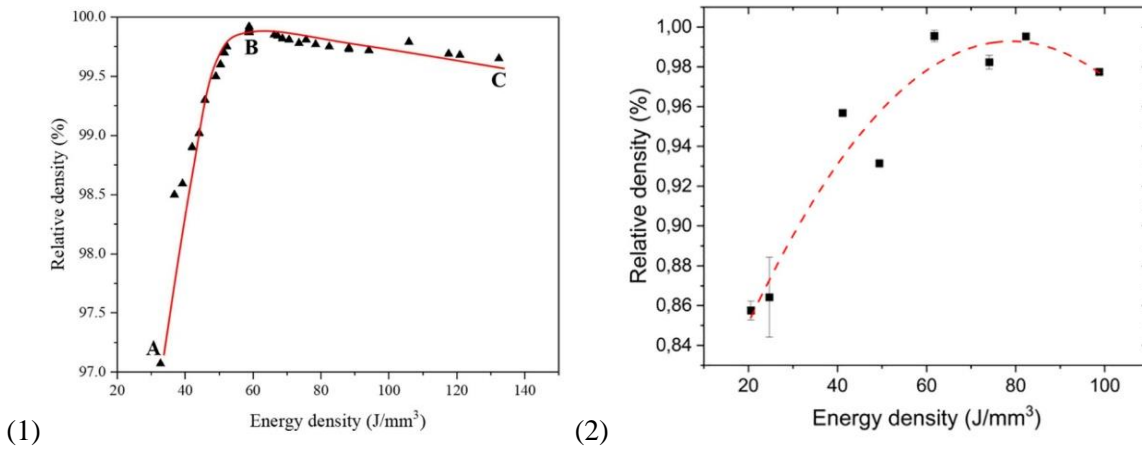


Figura 3-12: (1) Optimización de la densidad relativa de *Ti-6Al-4V* en función del VED. Se destacan muestras con distintas porosidades. (A) Pobre fusión; (B) Óptimo; (C) Sobrecalentado [20]. (2) Optimización de la densidad relativa para AlCu-TiB₂ en fusión del VED [22].

El uso del VED y la optimización de sus variables deben ser cuidadosamente seleccionadas para obtener la estructura con el valor de densidad relativa más alto posible (sobre 99[%]). El criterio de selección empleado permitirá identificar la región o zona conductiva o de fusión completa. Cabe destacar que una mala optimización saldrá de la región de fusión completa generando problemas como la formación de porosidades no deseadas tales como los *Keyhole* (espacios vacíos o bolsas de condensación de tamaño muy reducido en la zona de escaneo, revisar **Figura 3-9**) producto del exceso de potencia del láser, una fusión incompleta (los polvos no se funden completamente) por una alta velocidad de escaneo a su vez con insuficiente potencia, y formación de *Balling* (fenómeno donde el metal fundido solidifica en cuerpos sólidos con formas de esferas) producto de un exceso de potencia del láser y velocidad de escaneo (**Figura 3-13**).

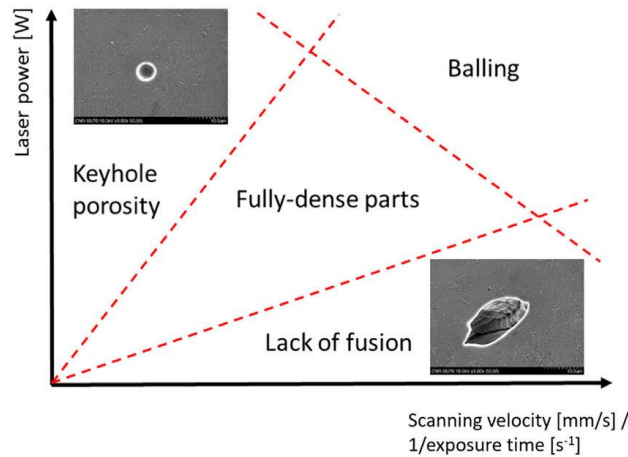


Figura 3-13: Esquema de áreas de fusión en función de parámetros de fabricación del VED y sus principales defectos [22].

Sin embargo, se presentan limitaciones en el uso del VED como parámetro de diseño en SLM: Umberto Scipione et al. [23] produjo líneas únicas por iteración en polvos metálicos de 316L SS y observó que el uso del VED no captura los comportamientos físicos de la piscina de fusión mostrada en la **Figura 3-14**, debido a ello se debe cuidar en la selección de los valores de VED. En este caso, el autor hace uso de un diámetro de láser constante a $55[\mu m]$ (no hace variar el lente F-theta), una longitud de onda de $1070[nm]$ para la fibra láser de Yb, con una potencia máxima de $540 [W]$, velocidad escaneo máxima de $5000 \left[\frac{mm}{s} \right]$ y una distribución de tamaño de partícula de 16 a $45[\mu m]$.

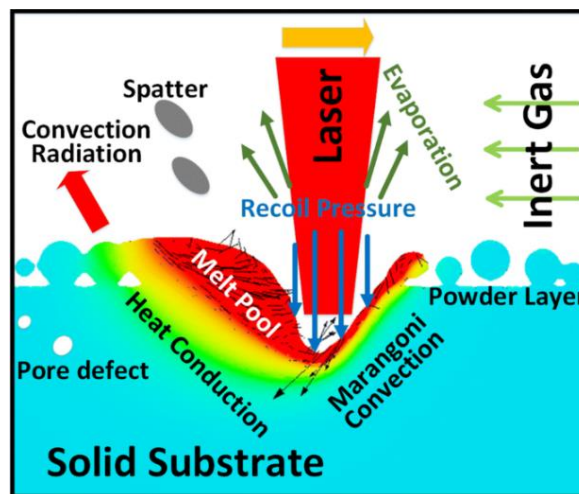


Figura 3-14: Esquema del fenómeno de fusión en L-PBF para el proceso AM [24].

Los resultados de este estudio, mostrados en la **Figura 3-15**, demuestran que las 5 iteraciones son distintas en sus morfologías y se destacan 3 comportamientos categorizados anteriormente en la

Figura 3-13 a saber: (i) cuando el valor de VED es óptimo para lograr una formación adecuada suave y continua, (ii) cuando el VED es lo suficientemente bajo para obtener formas irregulares y no homogéneas, y (iii) cuando el VED es demasiado alto generando un continuo de bolitas. Entonces en la **Figura 3-15** se destacan los 3 fenómenos principales, pero para un mismo VED, en consecuencia, se debe tener extremo cuidado al seleccionar y ajustar las variables que se puedan controlar, pues el proceso SLM está efectivamente sujeto a fenómenos que son difíciles de controlar y predecir por el usuario (presión de retroceso, evaporación, convección, radiación, conducción, salpicaduras).

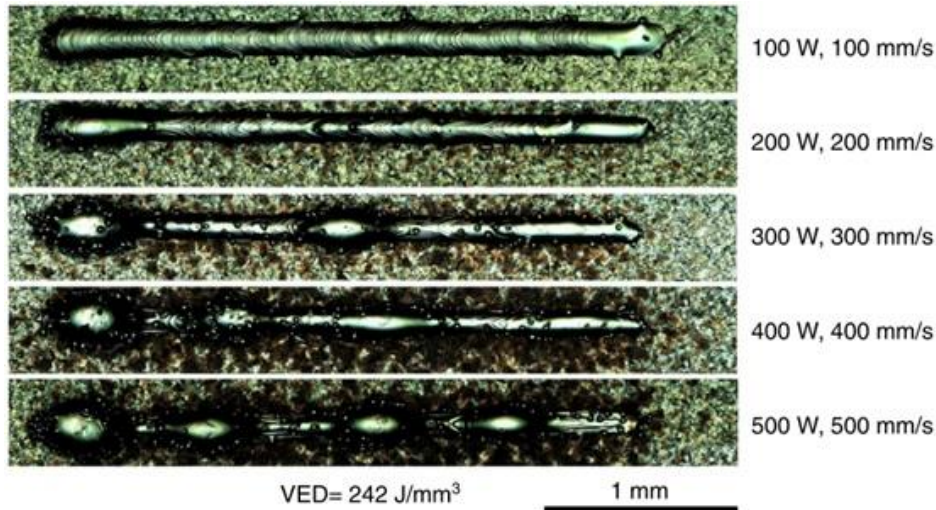


Figura 3-15: Resultado experimentales para variación de potencia del láser y velocidad de escaneo, pero usando valores de VED constantes, diámetro del láser y distancia de escaneo se mantiene constante [23]

Las etapas del escaneo se dividen en 3 (gobernadas por el comportamiento del láser): cuando el láser enciende o hace contacto en primera instancia, luego la zona estacionaria y más amplia, y finalmente cuando el láser se apaga o termina la iteración. En estas 3 etapas se observan distintos comportamientos a lo largo de la morfología del cordón, en los resultados reportados por U. Scipioni et al. [23] principalmente se detalla el comportamiento de la altura y espesor que tiene cada punto de la trayectoria. Como se muestra en la **Figura 3-16** (correspondiente a una muestra con VED optimizado) que al encender el láser hay un pico de tamaño del cordón para luego decaer hasta llegar a un estado estacionario o con variaciones menores del tamaño del cordón, mientras que al apagar el láser tiende a generar el efecto de formación de bolitas en donde hay variaciones superiores e inferiores abruptas en el tamaño del cordón. Esto se puede comparar con el caso extremo de la formación de bolitas y la constante oscilación de las dimensiones en el desarrollo en la **Figura 3-17**.

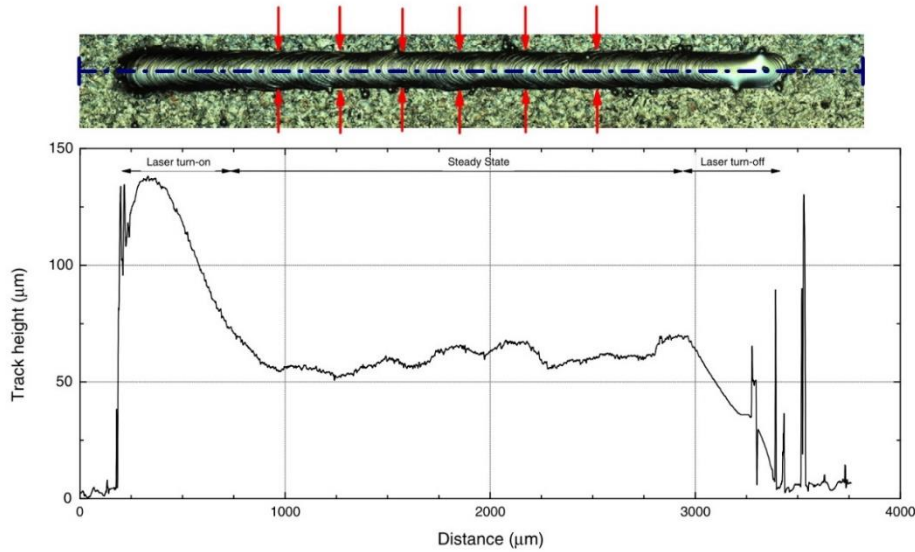


Figura 3-16: Vista superior para trazado ($100[W]$, $100 \left[\frac{mm}{s} \right]$) y medida del tamaño del perfil con Microscopio confocal. El láser se mueve una vez de izquierda a derecha con un pico inicial del tamaño de cordón y un decaimiento al final cuando se apaga el láser. Desarrollado con VED de $242 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$ [23]

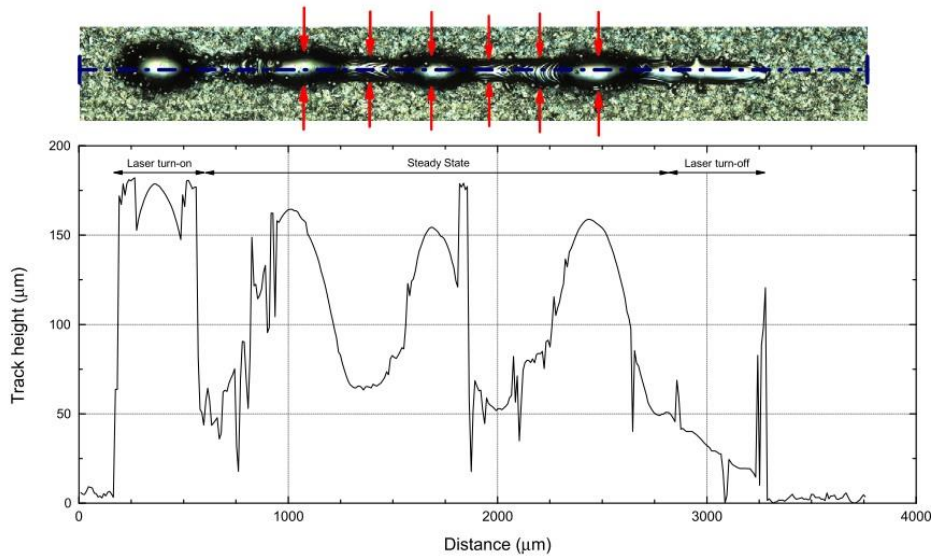


Figura 3-17: Vista superior para trazado ($200[W]$, $400 \left[\frac{mm}{s} \right]$) y medida del tamaño del perfil con Microscopio confocal. El láser se mueve una vez de izquierda a derecha con un pico inicial y un decaimiento al final cuando se apaga el láser. Se destacan picos y valles en todo el trazado [23].

Se determina que al comparar mismos valores de VED los efectos que gobiernan el modo de fusión de la piscina líquida con mejores resultados de densidad relativa es por *conducción o Keyhole* (con

menor calidad). Pues si la entrada de energía es lo suficientemente alta el pico de temperatura (T_{max}) puede llegar a superar el punto o temperatura de evaporación (T_b) de un metal entrando al régimen de *Keyhole*. Si el régimen de entrada de energía es lo suficientemente bajo ($T_{max} < T_b$) pero sobre la temperatura de fusión (T_M) se logra la zona de fusión conductiva y la aproximación a la configuración de los parámetros para los resultados deseados en una fabricación del tipo SLM [23]. El estudio de la termodinámica del proceso SLM es fundamental para la profundización y optimización de la operación pues se debe identificar la energía necesaria para cada materia prima y así evitar los excesos o falta de energía, sin embargo, esto no será profundizado en este informe. De acuerdo con la ecuación (2) se define la energía necesaria para la fusión del material

$$Q = \rho[C_p(T_M - T_0) + L_f] \quad (2)$$

Donde ρ es la densidad del material sólido, C_p calor específico, T_M temperatura de fusión, T_0 temperatura inicial y L_f calor de fusión respectivamente.

Cuando la energía de entrada se halla muy por encima de la aquella necesaria para fusión se asume que la piscina de fusión se comportará en el régimen de *Keyhole* y penetrará en la cama de polvos generando una re-fusión del material ya trabajado. Sin embargo, Scipioni concluye que las dimensiones del ancho y alto del trazado tienen relación directa con el VED y dependiendo del pico de temperatura se identificará el régimen de fusión, que no tiene necesariamente relación directa con el VED [23].

Estrategia de escaneo

Con respecto a la *estrategia de escaneo* se detalla el porqué es un factor clave para conocer los efectos térmicos sobre la fabricación, tales como las microestructuras y esfuerzos residuales, como también sus efectos sobre las propiedades mecánicas como módulo de elasticidad, esfuerzo a la fluencia, último esfuerzo y además los tiempos de fabricación. La estrategia se refiere a la orientación de fabricación (ángulo de adición), el patrón que sigue el láser en la superficie de fabricación y si el láser funciona de manera continua o como pulso. Como se indicó anteriormente la selección de la estrategia tendrá diferentes resultados, sin embargo, algunos defectos solo pueden ser mitigados, porque hay geometrías que tienen distintas complejidades y además están presentes las limitaciones propias del conjunto de parámetros seleccionados particularmente, las capacidades del equipo y las limitaciones propias del proceso SLM.

Por su parte, M. Simonelli et al. [25], estudió los efectos de la *orientación de fabricación* sobre las propiedades mecánicas y sus modos de falla como también los tiempos de fabricación involucrados. La investigación se realizó sobre tres probetas de Ti-6Al-4V, cada una con una orientación de fabricación diferente, con respecto a los planos “XY” (plano), “XZ” (de lado) y “ZX” (vertical) como se detalla en la **Figura 3-18**. En el desarrollo se destaca el número de iteraciones o capas que toma cada probeta, para la “ZX” necesita 2000 capas, para la “XZ” 200 y para la “XY” tan solo 60, tal diferencia de iteraciones decanta notoriamente en el tiempo de trabajo del equipo [25]. La fabricación en el plano “XY” cuenta con un total de capas bastante reducido lo cual minimiza el tiempo de fabricación y sus capas se orientan paralelas a la fuerza de tracción, son capas continuas e iguales.

Para la fabricación en el plano “XZ” se tienen un número moderadamente mayor de capas continuas, pero no todas son iguales. Al igual que en el caso anterior, la adición de cada plano es paralelo a la fuerza de tracción del ensayo, y en el caso de orientación “ZX” la adición es perpendicular a las fuerzas de tracción que se van a aplicar, su forma es como de emparedado, una capa sobre otra, en consecuencia, posee el mayor número de adiciones.

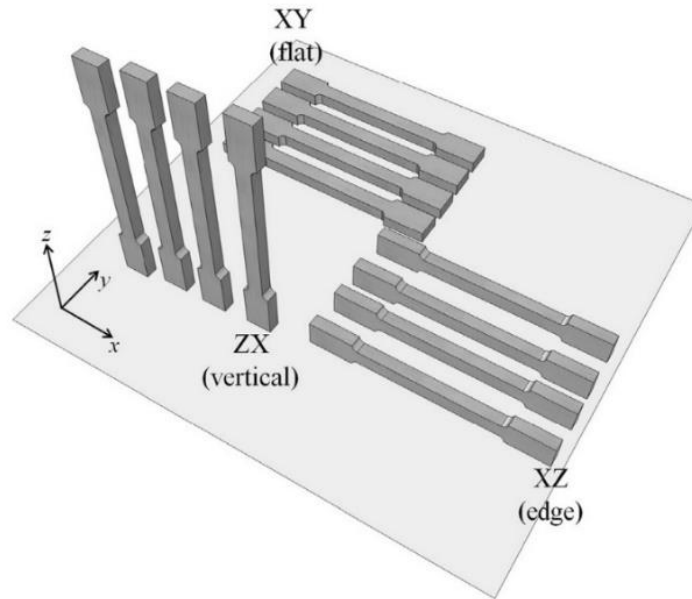


Figura 3-18: Modelos de probetas para ensayos de tracción. Construido en tres orientaciones distintas (vertical, de costado y plano) por proceso SLM [25]

En consecuencia, a la orientación de fabricación se observó que las propiedades mecánicas de módulo de elasticidad, esfuerzo a la fluencia y esfuerzo último a la tracción tienen resultados similares. Sin embargo, la capacidad de deformación/elongación es apreciablemente distinta en cada caso, afectando claramente en la ductilidad de la probeta y dejando una clara conclusión de efectos de anisotropía respecto al sentido de fabricación. En la **Figura 3-19** y en la **Tabla 3-2** se presentan los resultados que obtiene el autor y compañía para una fabricación sin remover esfuerzos residuales producto del alto gradiente térmico de la fabricación.

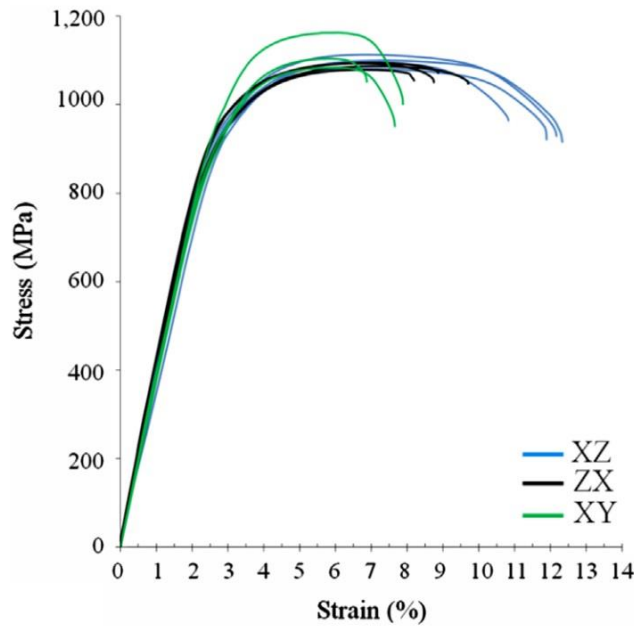


Figura 3-19: Curvas de ensayo de tracción sin remover térmicamente esfuerzos residuales [25].

Como se puede observar en la **Tabla 3-2** la decisión de orientación se tendrá que tomar si se desea tener el menor tiempo de fabricación junto a mayores capacidades de esfuerzo a la fluencia como también a la última tracción, como es el caso de fabricación plana (“XY”), pero sacrificando ductilidad, la cual es rescatada a favor de la fabricación con orientación de lado (“XZ”), pero reduciendo el esfuerzo a la fluencia y última tracción.

Tabla 3-2: Propiedades de tensión para fabricación de probetas en SLM usando Ti-6Al-4V [25].

	E[GPa]	σ_y [MPa]	UTS [MPa]	ϵ (fractura)[%]
Propiedades de tensión para fabricación en SLM para Ti-6Al-4V sin remover esfuerzos residuales				
XZ	115 ± 6	978 ± 5	1143 ± 6	11.8 ± 0.5
ZX	119 ± 7	967 ± 10	1117 ± 3	8.9 ± 0.4
XY	113 ± 5	1075 ± 25	1199 ± 49	7.6 ± 0.5

También la *orientación o ángulo de fabricación* afecta características como biocompatibilidad y la presencia de polvos metálicos sin fundir en los bordes de las superficies [26]. Al aumentar el ángulo de adición hasta la vertical con respecto al plato de fabricación del equipo, se podrá encontrar un mayor número de partículas metálicas sin fundir en los bordes, este fenómeno de polvos sin fundir se manifiesta porque el gradiente de temperatura se pierde entre los polvos y las zonas o capas ya solidificadas, los polvos resultan sinterizados (sin lograr fundirse en su totalidad) a las capas. La **Figura 3-20**, muestra una pérdida del efecto escalera (**Figura 3-21**) en la adición a medida que se aumentaba el ángulo de fabricación, siendo que el efecto de escalera es inherente a las fabricaciones

aditivas de capa por capa del prototipado rápido [26]. También se puede observar el aumento de la rugosidad a medida que se incrementa el ángulo aditivo, especialmente en el rango de $40 - 80^\circ$ y decae significativamente entre $80 - 90^\circ$. El desarrollo y adhesión celular es fundamental para los implantes de tejido y prótesis pues es necesario que las células y tejido óseo (osteoblastos) logren formarse en la superficie de las estructuras y lo antes posible para la aceptación por parte del tejido huésped. Características como rugosidad, mojabilidad, carga en la superficie y señales bioquímicas influyen en la biocompatibilidad de la estructura [27]. En sus resultados el autor concluye que la velocidad adhesión y proliferación de las células es similar a los 3, 5 y 7 días independiente del ángulo de fabricación. Sin embargo, observa que en las primeras 3 horas para ángulos bajos el desarrollo es más rápido [26]. Los resultados se muestran en la **Figura 3-22**.

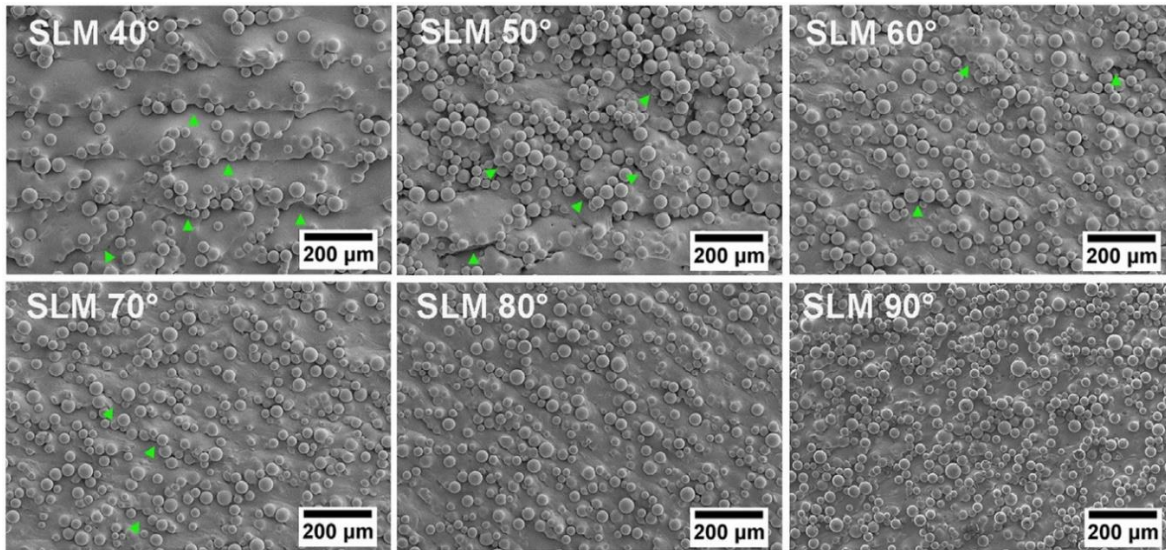


Figura 3-20: Imagen SEM de la morfología de la superficie para una fabricación con Ti-6Al-4V en SLM para discos con distintos ángulos aditivos o de fabricación. Las flechas verdes indican los bordes de cada capa producto de cada iteración [26].

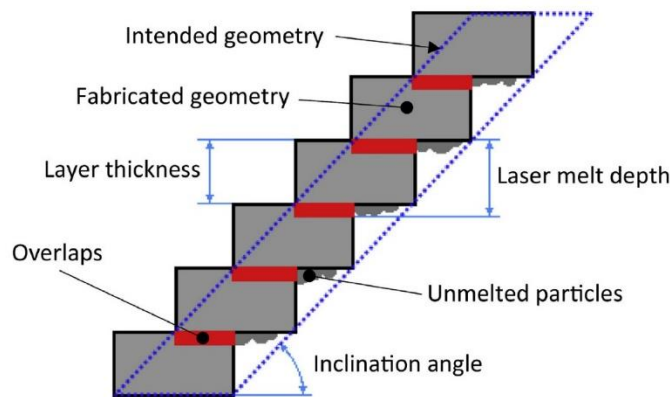


Figura 3-21: Efecto escalera. Las discrepancias entre las geometrías previstas y fabricadas son el resultado del método de fabricación por capas de AM. La diferencia entre el grosor de la capa y la

profundidad de fusión del láser permite la fusión entre capas en los solapamientos, pero también provoca la adhesión de partículas no fundidas a superficies orientadas hacia abajo [28].

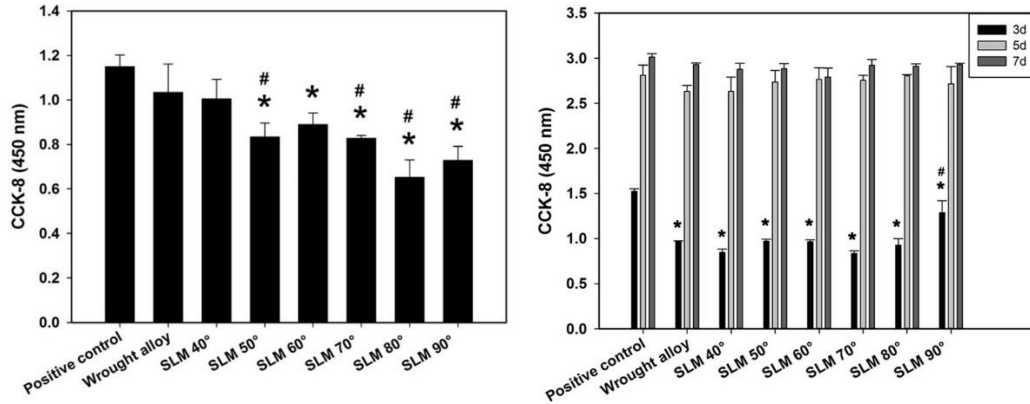


Figura 3-22: Resultados de adhesión celular para aleación forjada y fabricación en proceso SLM para Ti-6Al-4V en distintos ángulos de fabricación. Se usan placas de cultivo celular para control positivo. Se comparan resultados para 3 horas, 3-5-7 días [26].

Con respecto a lo relacionado con el *patrón de escaneo* del láser se recorren trayectorias dentro un perímetro determinado, en él se tienen distintas alternativas, cada una con efectos térmicos, de esfuerzos residuales, microestructura y velocidad de fabricación, en consecuencia, cada una de estas alternativas dará distintos resultados. Al realizar los patrones de escaneo se podrán fundir polvos que no lograron ser fundidos adecuadamente en iteraciones anteriores, se podrán tener mejores uniones entre capas, redondear bordes y reducción de poros entre otros [29].

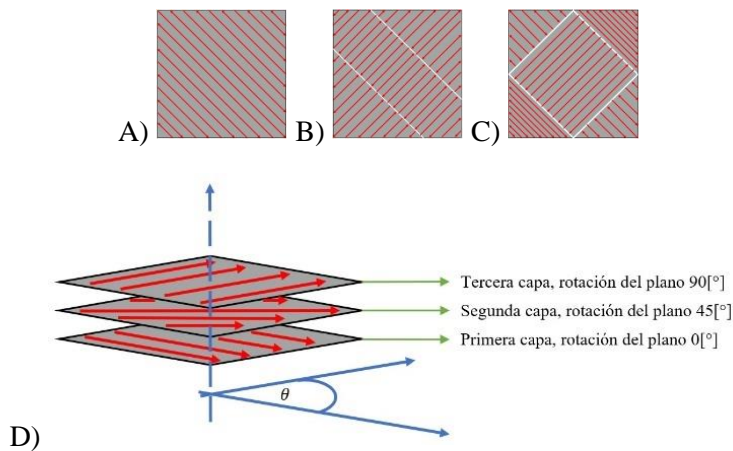


Figura 3-23: Patrones de escaneo. A) un cuadro con direcciones opuestas o en zig zag, B) múltiples bandas con direcciones opuestas, C) múltiples cuadros pequeños con pasadas en direcciones opuestas, D) a cada iteración se rota el plano de fabricación, suele usarse 45[°] y para cualquiera de los patrones anteriormente mostrados [29].

Principalmente se usa una de las tres estrategias (A-C) mostradas en la **Figura 3-23** y se le agrega D). La estrategia A) es la más rápida pues sus pasadas son largas y continuas, por lo cual son sin interrupciones en la superficie de fabricación lo cual significa que el pulso del láser no se interrumpe para continuar en la siguiente zona de la misma superficie. Sin embargo, debido a la intensa y continua aplicación de calor sobre el plano y sumando la altísima velocidad de disipación del calor por medio de los polvos y la atmósfera con gas inerte, se producen altos esfuerzos residuales no controlables ni uniformes que van en detrimento de las propiedades mecánicas. Por lo cual, se tiene que aplicar un procesamiento posterior para liberar las tensiones. Este patrón es recomendado para elementos pequeños. La estrategia C) tiene el ritmo de fabricación más lento, pues consta de pequeñas subzonas con forma de cuadros por donde pasa el láser en direcciones opuestas, al ser un conjunto de cuadros el tiempo de trabajo se ve considerablemente aumentado, pues como se explicó anteriormente el pulso debe ser discontinuado y reencendido para la siguiente subdivisión del mismo plano, además que para cada contorno de los cuadros debe pasar el láser para cerrarlos. Como cada pasada es corta se logra controlar o reducir los efectos térmicos sobre la fabricación, de esta manera los esfuerzos residuales son menores por lo tanto se reduce la necesidad de procesamiento posterior. Este patrón se recomienda para superficies grandes. La alternativa B) es el término intermedio entre A) y C). También se tiene la opción D) que consiste en que para cada capa se le rotan los planos de fabricación, suelen hacerse las rotaciones entre $45 - 90[^\circ]$, al realizar esta operación se logra reducir los polvos que no han sido fundidos y poder mitigarlos, logrando de esta manera mejorar la unión entre capas [29].

El uso de estrategias de escaneo tiene directa relación con la interacción del láser y los polvos metálicos, es por ello por lo que la calidad y caracterización de los polvos junto a su historial térmico tiene un rol importante en la calidad de las piezas finales.

3.4.2 Procesamiento de polvos metálicos

Introducción

Las materias primas usadas en PBF son metales y aleaciones, en forma de polvos, los cuales tienen características que pueden influir en las propiedades mecánicas, pero también en su comportamiento durante el proceso. A continuación, se detallan algunas características de los polvos empleados para AM. Características como fluidez del polvo, sinteribilidad, ángulo de reposo y vaciado, segregación, resistencia cohesiva dependen de la morfología y su tamaño.

Tamaño, forma y distribución de las partículas

El análisis del tamaño de partícula según norma ASTM E2651-13 puede ser medido a través de tamizado con distintos tamaños de malla según la norma ASTM E1638-13 y ASTM E11-13, así se puede ir segregando por tamaños, a medida que las partículas avanzan cayendo por acción de la gravedad o vibraciones a través de los tamices más anchos en sus agujeros hasta llegar al más fino o el que tiene el tamaño de malla más reducido, es decir cuanto más grande es el número de la malla, más pequeña es la abertura en el tamiz, de esa manera se conoce el tamaño de partícula y la población de partículas. Estas variables definen el estudio de la granulometría. Además del método de tamices existen otras formas de análisis del tamaño de partícula según ASTM E2651-13 tales como:

- Sedimentación: medición de la rapidez a la que las partículas sedimentan en un fluido.
- Análisis de microscopio: uso de la microscopía electrónica de transmisión y de barrido (SEM por sus siglas en inglés). Se puede identificar la forma y esfericidad de partícula, como también su tamaño y distribución granulométrica **Figura 3-24**.

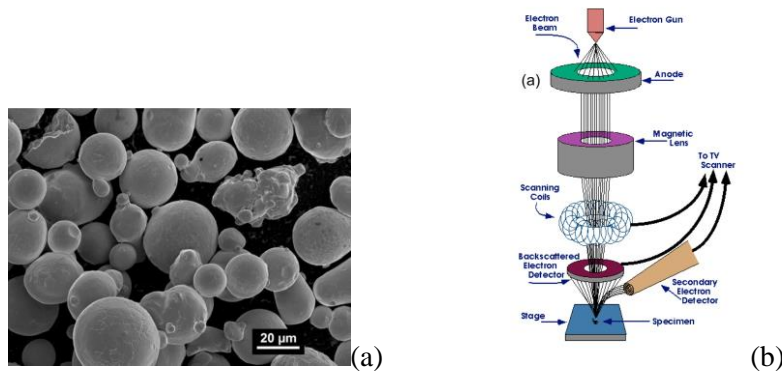


Figura 3-24: (a) Partículas de 316L SS generadas por atomización con gas y caracterizadas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), partículas mayoritariamente esféricas [23]. (b) Esquema de SEM [30].

- Difracción de láser: iluminación con un láser a las partículas suspendidas en un medio líquido haciendo uso de un detector digital que calcula la distribución del tamaño de partícula. Estos métodos nombrados permiten caracterizar las partículas de tres maneras [31]:
 - **Forma de las partículas:** debido a las características de su procesamiento u obtención, la forma de las partículas se puede clasificar en: aciculares (descomposición química), como barra irregular (descomposición química o trituración mecánica), hojuela (trituración mecánica), dendrítica (electrolítico), esférica (atomización, precipitación de un líquido), irregulares (atomización, descomposición química), porosa (reducción de óxidos), angular (desintegración mecánica). La forma de la partícula se describe por la *Relación de aspecto*. Es una relación entre las dimensiones más grandes y pequeñas de la partícula como se detalla en la **Figura 3-25** y ecuación(4). Suele usarse el *Nivel de esfericidad*. Esta información es importante para saber la calidad de las partículas pues es ideal trabajar con formas lo más esféricas posibles.
 - **Factor de forma:** relación del área de la superficie respecto del volumen de la partícula, normalizada por referencia a una partícula esférica de volumen equivalente. Se destaca

que la forma de hojuela tiene un *factor de forma mayor* que la esfera. Un factor de forma cercano a 1 denota una partícula más esférica.

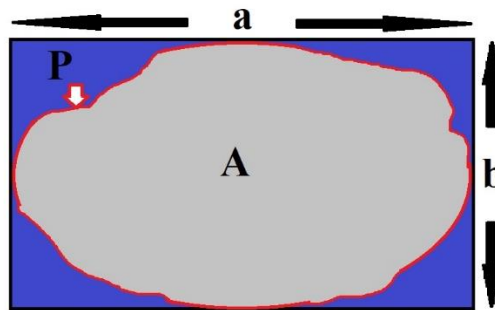


Figura 3-25: Descripción de la forma de una partícula.

Factor de elongación:
$$X = \frac{b}{a}; \quad 0 < X \leq 1 \tag{3}$$

Factor de forma:
$$F_F = \frac{4\pi A}{P^2}; \quad 0 < F_F \leq 1 \tag{4}$$

Factor de superficie:
$$F_S = \frac{P^2}{4\pi A}; \quad F_S \geq 1 \tag{5}$$

- **Distribución del tamaño de partícula:** es afectado por el procesamiento que se le dé al polvo en su obtención. Se expresa en términos de frecuencia y distribución, en él se puede identificar el tamaño medio de partícula, como se muestra en la **Figura 3-26**.

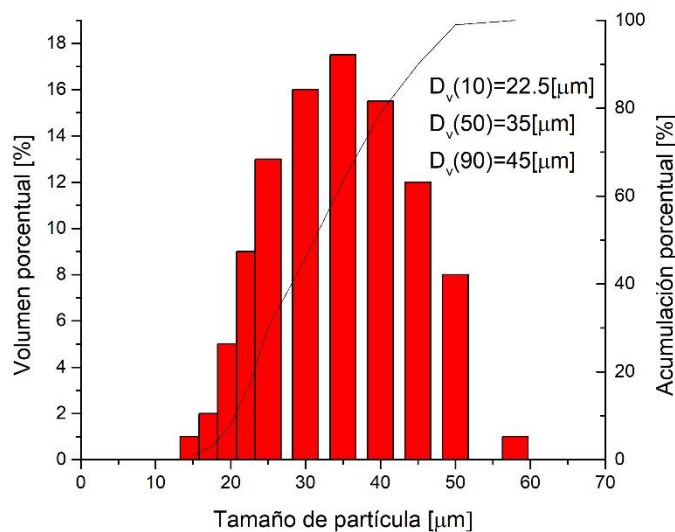


Figura 3-26: Ejemplo de distribución del tamaño de partícula de aleación de polvos de Ti-6Al-4V caracterizadas por medio del método de difracción de láser.

Método de fabricación del polvo

Hay diversas formas para generar polvos metálicos, sin embargo, no todos los métodos entregan los mismos resultados para el producto final. La elección del método de producción y el tipo de polvo puede afectar en la microestructura, propiedades de masa, superficie, pureza química, porosidad, forma y distribución del tamaño de las partículas. La literatura [31] indica que el tamaño de las partículas actualmente se obtiene en el rango de 0.1 a 1000[μm] para métodos como los indicados a continuación:

- **Atomización:** Se produce una corriente de metal líquido cuando se inyecta metal a través de un pequeño orificio. La corriente se divide con chorros de gas inerte o de aire, lo que se conoce como *atomización por gas* y *por agua*, respectivamente. El tamaño y la forma de las partículas formadas depende de la temperatura del metal fundido, la rapidez del flujo, el tamaño de la boquilla y las características del chorro. En general la atomización por gas produce partículas esféricas.
- **Reducción:** La reducción de óxidos metálicos (la eliminación de oxígeno) utiliza gases, entre ellos el hidrógeno y el monóxido de carbono, como agentes reductores. Por este medio, óxidos metálicos muy finos son reducidos al estado metálico. Los polvos producidos son esponjosos, porosos y tienen formas esféricas o angulares de tamaño uniforme.
- **Deposición electrolítica:** Utiliza soluciones acuosas o sales fundidas. Los polvos producidos se encuentran entre los más puros existentes.
- **Carbonilos:** Los carbonilos metálicos, como el carbonilo de hierro ($\text{Fe}(\text{CO})_5$) y el carbonilo níquel ($\text{Ni}(\text{CO})_4$), se forman al dejar que el hierro o níquel reaccionen con el monóxido de carbono. Después, los productos de la reacción se descomponen en hierro y níquel y se convierten en partículas pequeñas, densas, de alta pureza, con esfericidad uniforme.
- **Trituración o pulverización:** La trituración mecánica comprende la trituración por molido en un molino de bolas, o esmerilado de metales frágiles o menos dúctiles en pequeñas partículas. Un molino de bolas es una máquina con un cilindro hueco giratorio que se llena parcialmente con bolas de acero o de fundición blanca. En el caso de los materiales frágiles, las partículas de polvo producidas tienen formas angulares; si los metales son dúctiles tienen forma de hojuela y no son particularmente adecuadas para aplicaciones en metalurgia de polvos.
- **Aleación mecánica:** Se mezclan polvos de dos o más metales puros en un molino de bolas. Debido al impacto de las bolas duras, los polvos se fracturan y se unen por difusión, formando polvos de aleaciones. La fase dispersa puede producir el reforzamiento de las partículas o proporcionar propiedades eléctricas o magnéticas especiales al polvo.
- **Nano polvos:** Los desarrollos más recientes incluyen la producción de nano polvos de cobre, aluminio, hierro, titanio y diversos metales. Debido a que estos polvos son pirofóricos (se encienden de manera espontánea) o se contaminan de inmediato al exponerlos al aire, se embarran como lodos espesos bajo hexano gaseoso (es altamente volátil y combustible). Cuando el material se somete a una gran deformación plástica

mediante compresión y cizallado a niveles de esfuerzo de 5500 [MPa] durante el proceso de los polvos, se reduce el tamaño de las partículas, en tanto que el material queda libre de poros y posee propiedades mejoradas.

Polvos micro encapsulados: Estos polvos metálicos se recubren por completo con aglutinante. Para aplicaciones eléctricas (como los componentes magnéticos de bobinas de ignición y otras aplicaciones por pulsos), el aglutinante actúa como aislante, el cual evita que la electricidad fluya entre las partículas, reduciendo así las pérdidas por corrientes parásitas. Los polvos se compactan mediante prensado a temperatura media y se utilizan con el aglutinante todavía existente [31].

La caracterización de los polvos fabricados es de vital importancia para conocer su calidad y si son aptos para la aplicación específica o inclusive en el método SLM. Conocer sus características es fundamental para lograr los resultados deseados. Saber su procedencia, cómo fueron fabricados y su manipulación no es menor, pues son aspectos que pueden influir en los resultados finales de un producto fabricado por SLM. La correcta selección y adquisición de polvos de aleación metálica permitirá aprovechar al máximo las ventajas del método de manufactura SLM.

3.4.3 Ventajas del uso de SLM para la fabricación de piezas de Ti-6Al-4V

La optimización adecuada de los parámetros de fabricación usados en SLM repercuten en las propiedades mecánicas como esfuerzo a la tracción, esfuerzo a la fluencia, módulo de elasticidad, ductilidad y dureza. A su vez que el tratamiento térmico ayuda a lograr el máximo puntaje posible en las propiedades mecánicas, corrigiendo problemas de tensiones residuales propias del método SLM. Las aleaciones de Titanio en SLM poseen mejores propiedades mecánicas comparadas con los métodos convencionales como fundición y forjado [32]. Como se dijo anteriormente los tres parámetros principales (potencia del láser, velocidad de escaneo y espaciado entre escaneo) son los que determinan por su nivel de influencia en el producto final. Después de la fabricación el tratamiento térmico (recocido) usando temperaturas en el rango de 950 – 1050[°C] resultan en fortalecimiento gracias a la reducción de la presencia de fase α martensítica durante el enfriamiento. N. Rahulan et al. [32] detalla aumentos del 15 – 30[%] en la dureza y del 10 – 20[%] para esfuerzos de tracción al hacer el recocido a las probetas fabricadas previamente mediante SLM. La orientación de fabricación destaca con resultados apreciables en la ductilidad de las piezas (**Figura 3-19** y **Tabla 3-2**). Sin embargo, la orientación de fabricación tiene menores efectos sobre las propiedades de tracción [32], afirmación que es contrastable y afirmativa con los resultados de M. Simonelli et al [25] en la tabla **Tabla 3-2**. Cabe destacar que la orientación de fabricación tiene efectos poco apreciables sobre las propiedades asociadas con la tensión.

A continuación, se muestran en la **Tabla 3-3** la comparación del rendimiento del uso de la aleación de interés en cinco métodos de manufactura distintos y seis adiciones de aleaciones particulares en la aleación base para método SLM. Se observa que la fabricación con SLM permite obtener piezas con mayor dureza, elevada UTS y σ_{ys} , buena elongación comparado con técnicas de sinterización rápida (SPS), conformado, fundición y forja [32].

Tabla 3-3: Sumario de propiedades mecánicas para aleaciones de Ti-6Al-4V en distintos métodos de manufactura [32].

N°	Aleación Ti64: método	Dureza [HV]	UTS[MPa]	σ_{ys} [MPa]	ε [%]	Referencia
1	SPS	287	806	686	4.1	[33]
2	Conformado o modelado	315	942	836	12.5	[34]
3	Fundición	–	980	865	13.5	[35]
4	Forjado	–	1030	970	16	[36]
5	SLM	390	1140	1077	7.7	[37]
6	0.5wt[%]TiC	41.8[HRC]	1143	1027	2.2	[38]
7	0.8wt[%]CNT	–	1255	1162	3.2	[39]
8	1.18wt[%]TiB ₂	444	1422	1382	2.6	[37]
9	0.5wt[%]GNS	440	1526	1517	1.3	[33]
10	Ti64/20ZrO ₂	590	–	–	–	[40]
11	Ti64/40ZrO ₂	790	–	–	–	[40]

4 Capítulo 2. Propiedades de las celdas/celosías sólidas metálicas

La caracterización de los cuerpos porosos o de las estructuras de celdas sólidas se describe por medio de la identificación de la densidad relativa (ρ/ρ_s) y la condición si las celdas de la estructura son cerradas (caras sólidas) o abiertas (aristas sólidas) tal como se muestra en la **Figura 4-1**. Las celdas del tipo esponja o también llamadas espumas tienen una geometría de repetición irregular o estocástica mientras que también existen otras configuraciones con repetición regular de sus geometrías. En la naturaleza esta formación de celdas se puede encontrar en los huesos, plantas, madera, minerales y rocas con efecto de la erosión, corcho, burbujas de todo tipo, en fin, están un sin número de materiales [41].

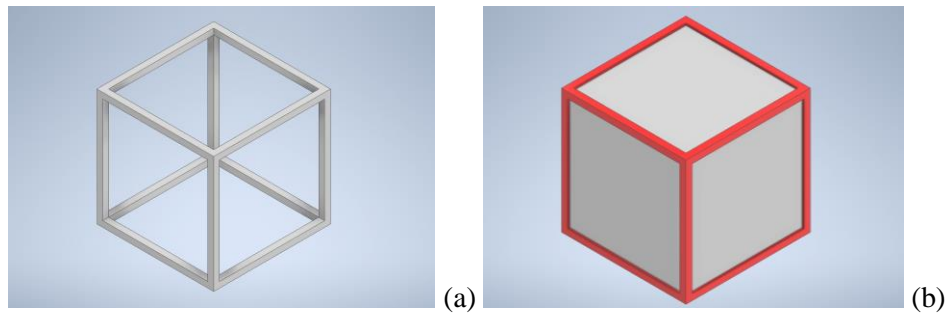


Figura 4-1: Esquema de estructura porosa enrejada tipo Gibson-Ashby. (a) Poro de celda abierta. (b) Poro de celda cerrada.

La investigación de las celosías sólidas metálicas se realiza por su rendimiento en distintas categorías según la aplicación específica. Por ejemplo, mayor resistencia, transferencia de calor, biocompatibilidad, absorción de energía y reducción del peso, sin mayor detrimento de las propiedades mencionadas. Las celdas o celosías se dividen en cuatro grupos los cuales a su vez se dividen dos subgrupos de celdas abiertas o cerradas (**Figura 4-2**).

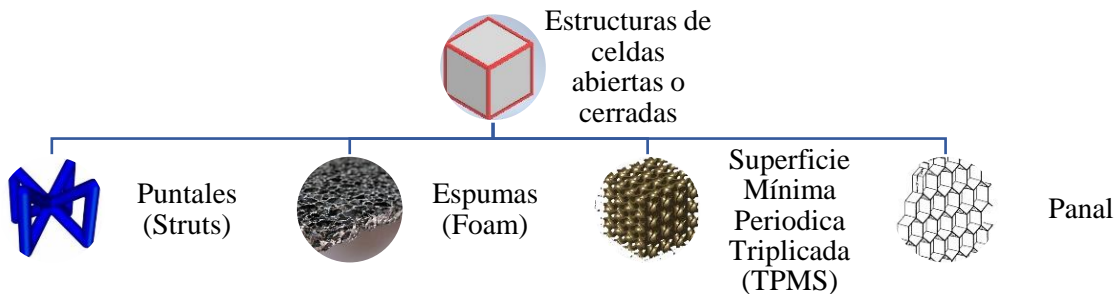


Figura 4-2: Esquema de clasificación de Estructuras de Celdas [39], [40]

También se identifica la influencia particular sobre las propiedades mecánicas debido a defectos en la fabricación y la anisotropía de la estructura, donde la orientación de cómo se fabrica y diseña puede diferenciar las capacidades, estos efectos se suelen ver claramente en los materiales compuestos como se muestra en la **Figura 4-3**, en los cuales se puede aprovechar la anisotropía para maximizar convenientemente los comportamientos de las propiedades mecánicas.

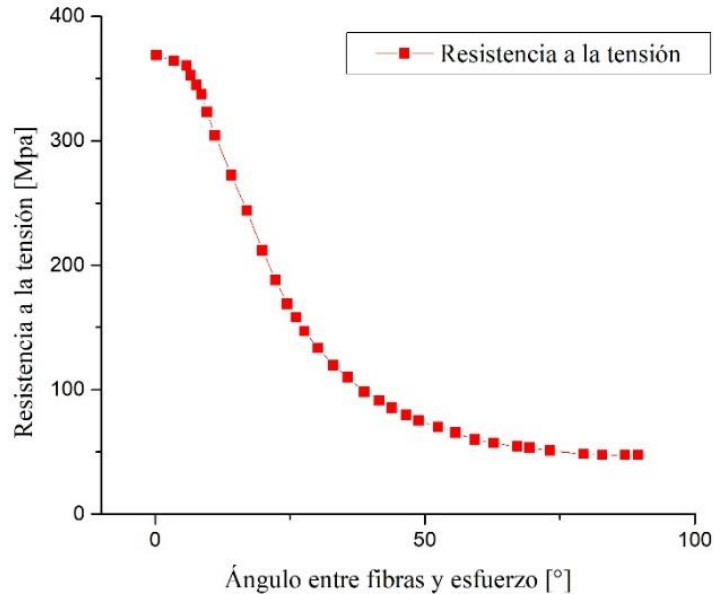


Figura 4-3: Efecto de la orientación de las fibras en la resistencia a la tensión de compuestos epóxicos reforzados con fibra de vidrio [42].

La caracterización de las propiedades mecánicas de la estructura de espumas depende principalmente del material con que se va a fabricar y la densidad relativa que se le dará. Sin embargo, hay influencia de la topología que hace variar las propiedades esperadas según lo que se puede proyectar por modelos de predicción para prototipado como el de Gibson-Ashby [5]. Se debe destacar que la selección del material se debe hacer cuidadosamente según el aspecto, uso o necesidad que se debe cumplir, las propiedades mecánicas entregadas por la selección deben ser apropiadas para la aplicación. Las propiedades mecánicas de las espumas se estudian por medio de las curvas de esfuerzo-deformación (**Figura 4-4**,) en donde se pueden estimar las propiedades de interés, tales como, el Módulo de Elasticidad (E), Esfuerzo a la Fluencia (σ_{y_s}) y Último Esfuerzo a la Tracción o Compresión (UTS o UCS). Sin embargo, es importante destacar que en sus gráficos se pueden apreciar otras propiedades relevantes que se diferencian por el tipo de configuración en sus estructuras.

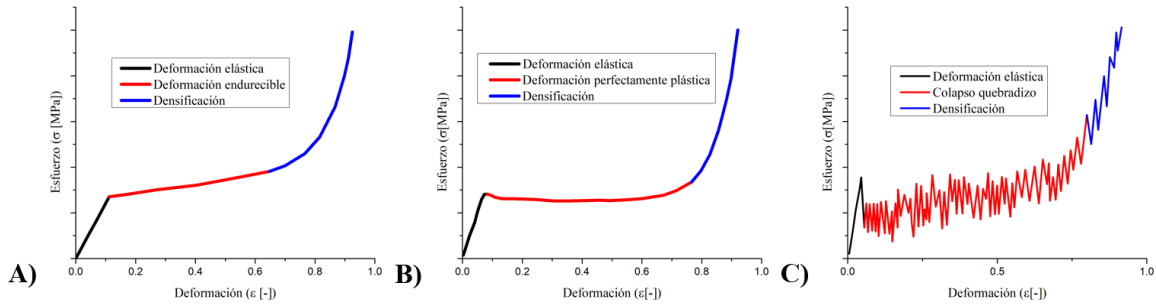


Figura 4-4: Curvas esfuerzo-deformación para espumas. Se muestran los comportamientos para cada zona, elástico-lineal, colapso o deformación plástica y densificación: A) Elastomérica; B) Elástica y perfectamente plástica; C) Elástica y quebradiza [5], [43].

El Módulo de elasticidad se mide dinámicamente o cargando la estructura en la región plástica. Para las proyecciones, las esponjas metálicas escalan las propiedades mecánicas por medio de la densidad relativa tal como es descrito por la ecuación (6) de Gibson-Ashby a continuación:

$$\frac{E}{E_s} \approx \alpha \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^n \quad 0 < \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) < 1 \quad (6)$$

Según la literatura n tiene un valor en el rango 1.8 a 2.2 y α está entre 0.1 a 4 ellos dependen netamente de las características particulares de la estructura porosa. Estos valores se obtienen experimentalmente. Sin embargo, se considera la regla de aproximar cuando se busca calcular el módulo de elasticidad a $n \approx 2$ y $\alpha = 1.5$, cuando los poros están completamente interconectados y las superficies son suavizadas [44]. El valor del Módulo de elasticidad a la compresión (E_c) no es el mismo que el Módulo de elasticidad a la tracción (E_t). Generalmente, el E_t es un 10% mayor que E_c . En las estructuras de celda abierta, se tienen bien definidas las deformaciones perfectamente plásticas después de la fluencia mientras que en las de celda cerrada hay mayores complicaciones en su deformación plástica, debido a como estas deforman y colapsan, generando varios picos fluctuantes que resultan en una clara tendencia a la densificación del cuerpo [5], [43].

La ecuación (7), base de Gibson-Ashby para la descripción por medio del escalamiento de las propiedades físicas de cuerpos porosos y ampliamente usada en prototipado rápido (RP) es la siguiente:

$$\frac{P^*}{P_s} = \alpha \left(\frac{\rho^*}{\rho_s}\right)^n \quad 0 < \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) < 1 \quad (7)$$

La **Tabla 4-1** resumen las relaciones de escalamiento y busca predecir las propiedades físicas del cuerpo poroso en función de la densidad relativa de la estructura porosa. A partir de pruebas en espumas de polímeros y parcialmente de arreglos empíricos de la información recabada [5]. La ecuación base de Gibson-Ashby para la descripción de las propiedades es la siguiente:

Tabla 4-1: Relaciones de escalamiento de propiedades mecánicas de estructuras porosas [5].

Propiedades mecánicas	Poros de celda abierta	Poros de celda cerrada
Módulo de Young [GPa]	$E = (0.1 - 4)E_s \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^2$	$E = (0.1 - 1) \left[E_s 0.5 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^2 + 0.3 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) \right]$
Módulo de corte [GPa]	$G \approx \frac{3}{8}E$	$G \approx \frac{3}{8}E$
Módulo de compresibilidad [GPa]	$K \approx 1.1E$	$K \approx 1.1E$
Esfuerzo a la compresión [MPa]	$\sigma_c = (0.1 - 1)\sigma_{c,s} \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^{3/2}$	$\sigma_c = (0.1 - 1)\sigma_{c,s} \left[0.5 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^{3/2} + 0.3 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) \right]$
Esfuerzo a la tensión [MPa]	$\sigma_t \approx (1.1 - 1.4)\sigma_c$	$\sigma_t \approx (1.1 - 1.4)\sigma_c$
Densificación por deformación [-]	$\varepsilon_c = (0.9 - 1) \left[1 - 1.4 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) + 0.4 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^3 \right]$	$\varepsilon_c = (0.9 - 1) \left[1 - 1.4 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right) + 0.4 \left(\frac{\rho}{\rho_s}\right)^3 \right]$

4.1 Estructuras de enrejado

Tal como se mostró en la **Figura 4-2** para esquematizar una estructura de celdas, como las mostradas, hay una clasificación corresponde a una de *enrejado/puntales*, las cuales son otro tipo de estructura de celdas (*Cellular Lattice*) muy distintas de las espumas (*foam*), pero con las características que sus patrones geométricos se repiten regularmente, hay una especie de constante en su geometría. Estas formas se pueden definir como una red interconectada de puntales/celosías como también de planos. La definición de esta red parte de una unidad básica llamada *Celda Unitaria* (**Figura 4-5**) la cual gobierna cómo será la estructura completa, pues con esta única y pequeña estructura (relativo a la AM) que se encuentra entre las escalas longitud de micras a milímetros se repite su forma en las tres direcciones tantas veces como sea necesario (diseñado) o como se encuentre en la naturaleza. Esta unidad básica de las estructuras no solo define forma, sino que también densidad relativa lo cual concluirá en las propiedades mecánicas en las cuales se va a diseñar o que se encuentran propias en la naturaleza .

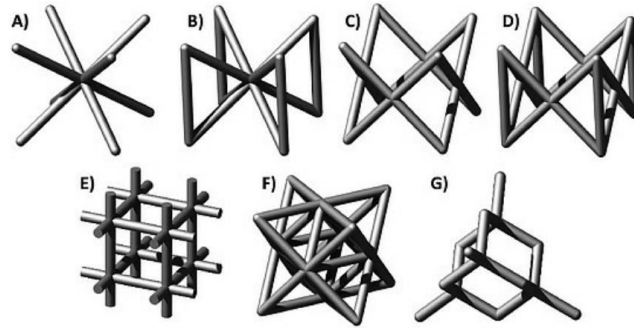


Figura 4-5: Estructuras enrejadas basadas en puntales (Struts), son consideradas las más simples en su diseño topológico. A) BCC (Body Centred Cube), b) BCCZ (Body Centred Cube Z strut) c) FCC (Face Centred Cube), d) FCCZ, e) Cúbico, f) Haz octeto, g) Diamante [28].

El diseño y prototipado de este tipo de estructuras se puede llevar a cabo por medio de CAD (pero limitado a la capacidad de la computadora usada) y además su fabricación por medio de la manufactura aditiva, en particular SLM gracias a sus capacidades de obtener alta calidad en piezas con geometrías complicadas y de tamaños sumamente reducidos. Por otro lado, la simulación de propiedades mecánicas para este tipo de estructuras es muy complicado hasta la fecha, esto debido entre otras cosas al número de celdas unitarias que se hayan repetido en los tres ejes y en el tamaño que vaya a tener la celda unitaria, pues a mayor tamaño de la estructura total y más reducido el tamaño de la celda unitaria habrá un mayor número de celdas. Nuevamente, simular el comportamiento de las propiedades mecánicas como la deformación de todas estas celdillas complicará la convergencia de resultados simulados y se verán complicaciones para lograr resultados aceptables en comparación a los resultados experimentales. Es por ello por lo que, hasta la fecha la mayoría de los resultados entregados por los distintos autores son experimentales según las variables de diseño que hayan seleccionado, lo cual converge en un mapeo de características de interés para cada material. Se hace uso de SLM desde el año 2005 en estructuras de enrejado y desde entonces se han visto importantes ventajas en la fabricación de estructuras de enrejado metálico por este método tal y como demuestran numerosos estudios [45]. Estos tipos de estructuras, generalmente está categorizado según su respuesta mecánica la cual es clasificada por dominado por pandeo o dominado por estiramiento (ver **Figura 4-6**). La estrategia que se vaya a seleccionar en el tipo particular de celda unitaria se verá reflejado en la forma de la respuesta mecánica del cuerpo lo cual tendrá distintos resultados sí la estructura es reforzada convenientemente según la dirección desde donde se apliquen las fuerzas sobre el cuerpo, encontrándose convenientemente efectos isotrópicos. Cuando la forma de deformación es por pandeo su capacidad de absorber energía será menor que cuando es dominado por estiramiento pues por la segunda forma se logrará comportarse con mayores vaivenes en la curva de esfuerzo/deformación (elástica y quebradiza) durante la zona plástica, en donde se observará la gran diferencia entre las dos formas [28]. Según como deforme tendrá que ver con la geometría en particular y si ha sido reforzada en la dirección de la carga. Al diseñar la estructura de enrejado enfocado con un dominio por estiramiento se puede proveer de mayor rigidez y resistencia en comparación de geometrías con misma densidad relativa pero diseñada para dominio por pandeo. En la **Figura 4-5** se aprecia que en A) hay una estructura de 1 nodo y 4 puntales, y además no hay un puntal al centro que provea refuerzo a la deformación, entonces al comprimir esa estructura de manera

uniaxial se reparten las fuerzas y se provoca la deformación, sin embargo, al comparar con la estructura B) que posee refuerzo uniaxial en los costados logrará evidentemente aminorar la deformación total de la estructura, resultando en mayores capacidades mecánicas en la dirección del refuerzo.

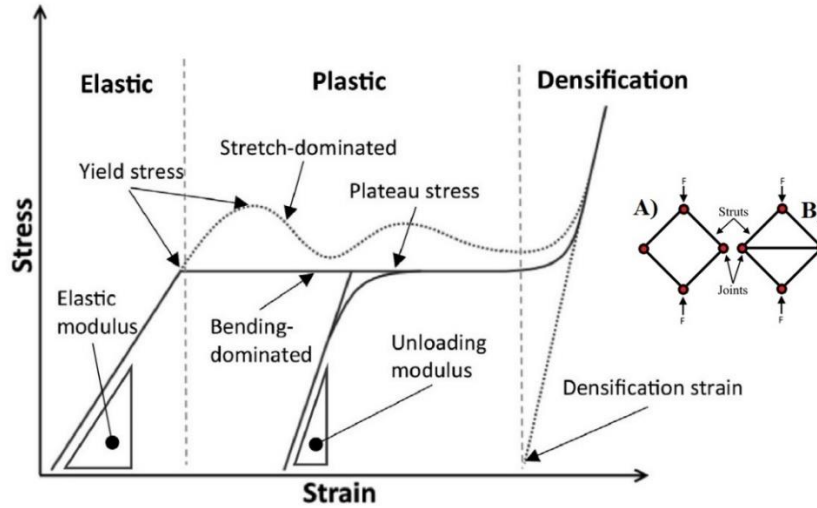


Figura 4-6: Curvas de deformación bajo compresión para el caso de Esfuerzo dominado por pandeo y dominado por estiramiento para zona elástica, plástica y la etapa de densificación. A) Esquema de estructura dominada por pandeo. B) Esquema de estructura dominada por estiramiento [28]

Es importante destacar que al ensayar por compresión las muestras se pueda conocer la capacidad de soportar compresión de manera uniforme (**Figura 4-7**) es decir obtener el Módulo Volumétrico Efectivo (K), pues ayuda a comparar el comportamiento de distintas estructuras o estrategias, K se define matemáticamente de la siguiente forma:

$$K > 0 \tag{8}$$

$$K = -V \frac{\Delta P}{\Delta V} = \rho \frac{\Delta P}{\Delta \rho} \tag{9}$$

Donde ΔP corresponde a la variación de presión ejercida, ΔV variación de volumen y $\Delta \rho$ variación de la densidad del cuerpo.

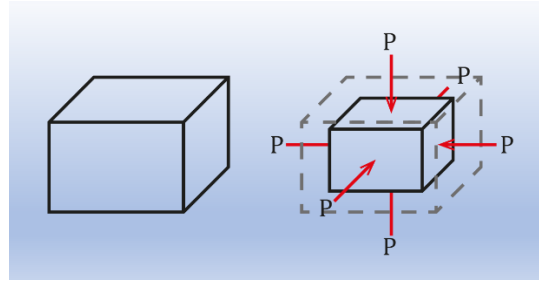


Figura 4-7: Esquema de un elemento infinitesimal bajo solicitaciones de compresión.

El desarrollador debe diseñar las celosías o enrejados de tal forma que se pueda predecir la forma de deformación. Es importante entender que la rigidez que se relaciona con la conectividad nodal y los puntales en el enrejado. Se plantea que la estructura de celda abierta Haz octeto en la **Figura 4-5 F)** es la más notable dentro de las investigaciones de las últimas dos décadas. Aunque, ciertas topologías como el haz octeto están técnicamente dominadas por el estiramiento según los modelos matemáticos se da que los resultados experimentales se encontraban dentro del rango de valores para las estructuras dominadas por pandeo [44].

Actualmente en el desarrollo de nuevos metamateriales optimizados para aplicaciones específicas (y los nuevos retos en la ciencia e ingeniería) se ha profundizado en estructuras que ya han sido estudiadas, pero por limitaciones tecnológicas no pudieron ser industrializadas ni alcanzar interés de estudios suficientes. Sin embargo, gracias a las herramientas modernas computacionales y de manufactura es posible desarrollar y analizar a conveniencia un sin número de opciones nuevas. El estudio de las “nuevas” estructuras celdas de matriz celular estarán enfocados en la optimización de todas las propiedades físicas de interés.

4.2 Estructuras de Superficies Minimizadas Periódicas Triple

Las Estructuras de Superficies Minimizadas Periódicas Triple o más conocidas por su sigla en inglés TPMS (Triply Periodical Minimal Surface) son superficies altamente complejas de fabricar y de diseñar, tienen geometrías observables en la naturaleza y a nivel de nano escala, se alude a que tienen configuración biomorfa y una topología naturalmente optimizada. Gracias al desarrollo y evolución de la AM ha sido posible poder fabricar estas estructuras con relativa sencillez (dependiendo del tamaño) pues su complejidad es tal que por medio de métodos convencionales es imposible de lograr, y además con la capacidad de CAD (dependiendo el Software) con computadores altamente capaces es posible diseñar estructuras TPMS, poder visualizarlas y modificarlas a conveniencia. El estudio de este tipo de estructuras se encuentra en el horizonte del conocimiento a pesar de que la teoría de las *Estructuras de Celdas* fue desarrollada por Schwann's en 1838 y el descubrimiento de las estructuras TPMS por Schwarz's en 1865, conectar ambos conocimientos significa un paso importante para la fabricación de estructuras óptimas biomórficas análogas a tejidos [4]. Las propiedades únicas de estas estructuras permiten abarcar muchos campos de la ingeniería y ciencia, en particular a lo que convoca en este escrito es a emular el desempeño del hueso humano. Las estructuras TPMS tienen grandes

ventajas por sobre las otras estructuras de celdas en particular a las basadas en puntales pues sobresalen en lo que es fijación de tejido óseo y fabricación. Además, que las estructuras TPMS no se ven restringidas por el ángulo de fabricación u orientación de la pieza en comparación de las basadas en puntales, debido a que en todo el cuerpo los ángulos normales a la superficie van cambiando con respecto al eje vertical, lo cual es porque cada capa anteriormente fabricada ayuda a soportar la siguiente capa [28]. Hay estudios que sugieren que la curvatura de la superficie tiene un rol crítico en el desarrollo de tejido óseo [46], además de geometrías similares a las del hueso trabecular, las estructuras TPMS tienen un gran potencial para la fijación ósea sobre las estructuras de puntales [47]. El uso de estas estructuras de matriz extracelular (celdas) debe abordar idealmente nueve puntos vinculados a la biocompatibilidad y biodegradación según lo explica *Srinivasan Rajagonpalan et al.* [4]:

- La arquitectura de la matriz extracelular debe ser estructurada y funcional bio-equivalente a toda la jerarquía estructural (ultraestructural, laminar, tejido y órganos) del entorno celular nativo.
- Imitar las múltiples estructuras porosas en la anatomía humana, permitiendo espacio para las células, facilitar la difusión de nutrientes y desechos propios del implante, y mejorando las conexiones de los vasos sanguíneos. Las matrices extracelulares deben en consecuencia ser porosas.
- Deben tener óptima área de superficie y volumen de poro. Una gran superficie permitirá que las células se ubiquen y proliferen, mientras que un gran volumen de poro permitirá la masa suficiente para reparación del tejido. Experimentalmente se llegó a que el óptimo tamaño de poro para neovascularización es de $5[\mu m]$, $5 - 15[\mu m]$ para crecimiento de fibroblastos, $20[\mu m]$ para crecimiento de hepatocitos, $100 - 350[\mu m]$ para regeneración del hueso y aproximadamente $500[\mu m]$ para tejido fibrovascular [48][49].
- Los poros deben estar interconectados dentro de las matrices extracelulares. Para el transporte y migración celular.
- La interconectividad de los poros debe ser mínimamente complicada.
- Para imitar las estructuras biomórficas las celdas deben tener particiones o uniones curvas en los poros.
- Las matrices extracelulares deben tener una rigidez apropiada para soportar la proliferación celular.
- La matriz extracelular debe tener suficiente resistencia mecánica para mantener la forma.
- La permeabilidad de las matrices debe ser lo suficientemente alta para proveer una difusión superior, facilitando la afluencia de nutrientes y desechos del metabolismo.

Las estructuras TPMS deben ser definidas en primera instancia según el tipo de celda unitaria y su periodicidad (cantidad de veces que se repita la celda unitaria). La caracterización de estas estructuras se hace matemáticamente y se explica en funciones de senos y cosenos. Se define la forma y tipo de celda TPMS, tamaño total de la estructura, el espesor de las paredes en consecuencia de la densidad relativa. La ecuación general Implícita que identifica las estructuras TPMS es la ecuación (10) y las ecuaciones (16) al (21) (representados en la **Figura 4-8** a la **Figura 4-13**) corresponden a algunas de la extensa cantidad de estructuras TPMS:

$$\varphi(x, y, z) - C(x, y, z) = 0 \quad (10)$$

Donde φ refiere al tipo de superficie TPMS en función de las tres direcciones, además que está descrita en expresiones sinusoidales. C llamado *Valor Iso* define una función de la densidad relativa ($\frac{\rho}{\rho_s}$) de la estructura para cada dirección, reflejándose en el espesor de las paredes y diámetros de los poros. Cuando $C = 0$ se entiende que el Valor Iso no tiene volumen es decir no es un cuerpo sólido como tal, sino que solo una superficie tridimensional, que indica la división del espacio, tal que los dominios tienen el mismo volumen. Sin embargo, para tener un cuerpo sólido se tienen dos caminos basados en *Celosía (Lattice)*, el primero corresponde a que la superficie se “solidifica” hacia su interior entre superficies tal fenómeno se describe con la ecuación (11) y es llamada como *Red Sólida (Solid Network Lattice)*, mientras que para el segundo explicado en la ecuación (12), la superficie produce un espesor sin llegar a traslapar la superficie o parte sólida siguiente y es llamado como *Red de Hoja (Sheet Network Lattice)*. Tales diferencias pueden ser vistas en la **Figura 4-14**.

$$\varphi(x, y, z) < C ; \varphi(x, y, z) > C \quad (11)$$

$$-C \leq \varphi(x, y, z) \leq C \quad (12)$$

Con respecto a x, y, z expresan periodicidad de la celda unitaria de la siguiente forma:

$$x = \frac{2\pi X}{L_x} \quad (13)$$

$$y = \frac{2\pi Y}{L_y} \quad (14)$$

$$z = \frac{2\pi Z}{L_z} \quad (15)$$

En el cual L_x, L_y, L_z [mm] corresponde al tamaño de la celda unitaria en las direcciones X, Y, Z .

A continuación, se presentan estructuras TPMS conocidas del tipo *Red de hoja*, destacando sus celdas unitarias:

Primitiva de Shwarz:

$$\varphi_p = \cos(x) + \cos(y) + \cos(z) = \pm C \quad (16)$$

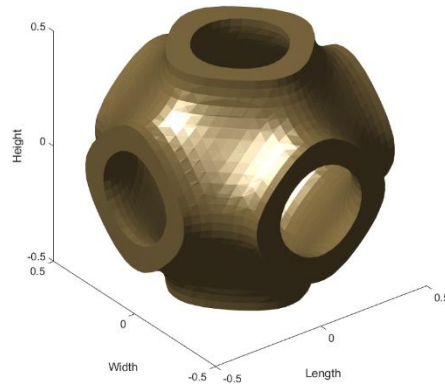


Figura 4-8: Estructura unitaria de Primitiva de S. con topología de red de hoja.

Gyroides de Schoen:

$$\varphi_G = \sin(x)(\cos(y) + \sin(y)\cos(z) + \sin(z)\cos(x)) = \pm C \quad (17)$$

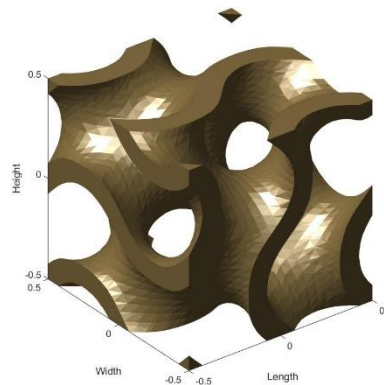


Figura 4-9: Estructura unitaria de Gyroides de S. con topología de red de hoja.

I-WP Schoen:

$$\begin{aligned} \varphi_{IWP} = 2(\cos(x)\cos(y) + \cos(y)\cos(z) + \cos(z)\cos(x)) - (\cos(2x) \\ + \cos(2y) + \cos(2z)) = \pm C \end{aligned} \quad (18)$$

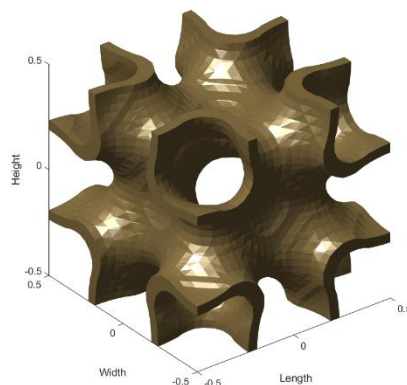


Figura 4-10: Estructura unitaria de I-WP de S. con topología de red de hoja.

Fischer-Koch Schoen:

$$\begin{aligned} \varphi_S = \cos(2x) \sin(y) \cos(z) + \cos(x) \cos(2y) \sin(z) \\ + \sin(x) \cos(y) \cos(2z) = \pm C \end{aligned} \quad (19)$$

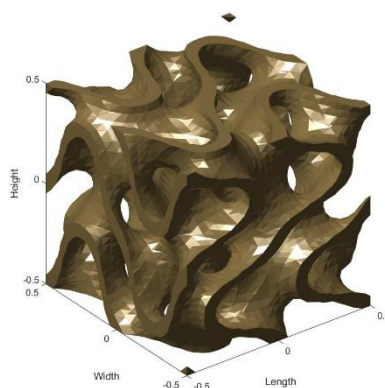


Figura 4-11: Estructura unitaria de Fischer-Koch de S. con topología de red de hoja.

Diamante de Schwarz:

$$\varphi_D = \cos(x) \cos(y) \cos(z) - \sin(x) \sin(y) \sin(z) = \pm C \quad (20)$$

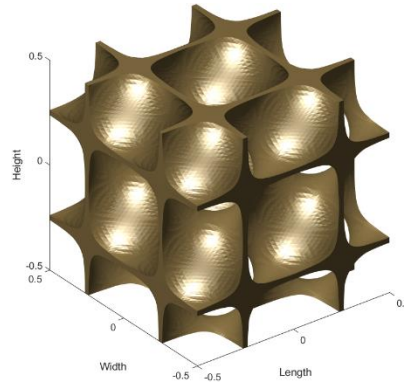


Figura 4-12: Estructura unitaria diamante de Swarz con topología de red de hoja.

FRD Schoen:

$$\begin{aligned} \varphi_{FRD} = & 4(\cos(x) \cos(y) \cos(z)) - (\cos(2x) \cos(2y) + \cos(2y) \cos(2z) \\ & + \cos(2z) \cos(2x)) = \pm C \end{aligned} \quad (21)$$

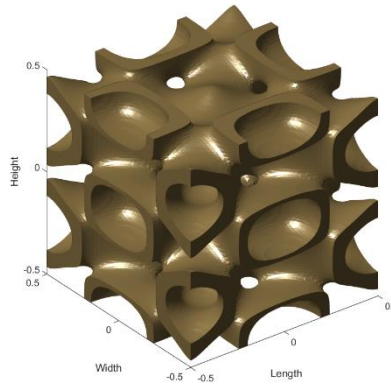


Figura 4-13: Estructura unitaria de FRD de S. con topología de red de hoja.

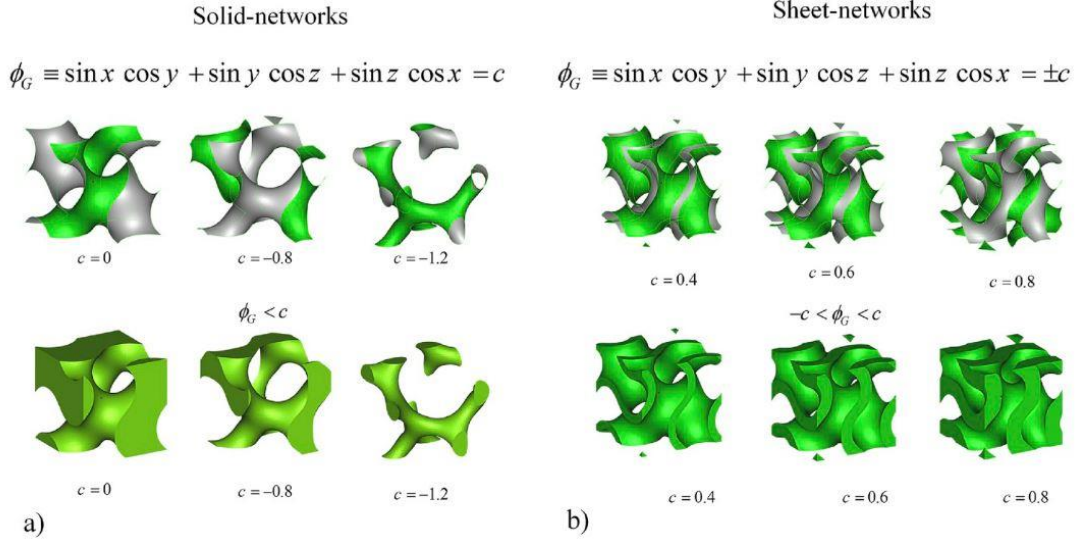


Figura 4-14: Estrategias de celdas unitarias Gyroide para distintos Valores Iso a) Red Sólida b) Red de hoja [45].

Una de las características más interesantes de las estructuras TPMS es cómo se comporta el área de la superficie aplicado en la ingeniería, como en reacciones químicas, transferencia de calor y masa en convertidores catalíticos, celdas de combustible, baterías y disipadores de calor entre tantos otros posibles usos [44]. En estas aplicaciones es muy apreciada la maximización de la superficie para mejorar los procesos, es por ello por lo que estas estructuras para un mismo volumen total pueden llegar a tener altísima superficie. En particular a este estudio estamos interesados en diseñar implantes que tengan la máxima superficie posible en relación con las propiedades mecánicas deseadas. Cada tipo de topología tiene un nivel de superficie, es por ello por lo que se define una relación máxima de área-volumen cuando el Valor Iso $C = 0$ respecto a los límites espaciales de un cubo, ver como l la ecuación de a continuación:

$$\lambda_{Celda\ unitaria} = \frac{S_{TPMS}}{V_{Celda\ unitaria}} = \frac{x^*}{L_{Celda\ unitaria}} \quad (22)$$

Donde S_{TPMS} es la superficie de una celda unitaria, $V_{Celda\ unitaria}$ el volumen de la celda unitaria, $L_{Celda\ unitaria}$ longitud de la arista del cubo de una celda unitaria y x^* es una constante que depende exclusivamente de la topología dónde $x_p^* = 4.7$ (primitiva), $x_G^* = 6.18$ (gyroide), $x_{IWP}^* = 7.25$ (IWP), $x_D^* = 7.6$ (diamante), $x_S^* = 10.8$ (FRD Shoen). [44] Se puede deducir de la ecuación que a mayor valor de la constante x^* mayor será la relación superficie volumen al comparar estructuras TPMS con mismo Valor Iso y dimensiones de la celda unitaria. Al reducir el tamaño de la celda unitaria, pero manteniendo el volumen total de la estructura, se produce que la superficie de una unidad de celda unitaria se vea reducida, sin embargo, aumenta el número de celdas unitarias en el mismo volumen total, y además, la totalidad de la superficie aumenta en relación con el volumen, resultando efectivamente en una optimización, tal fenómeno se muestra en la **Figura 4-15**.

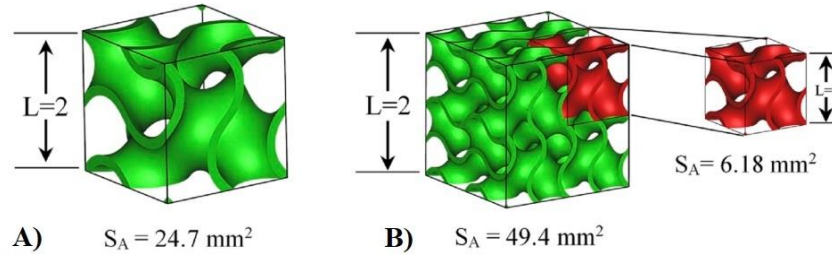


Figura 4-15: Estructura TPMS tipo Gyroide de red de hoja con el volumen y Valor Iso fijos. A) $L_{celda\ unitaria} = 2[mm]$. B) $L_{celda\ unitaria} = 1[mm]$, se destaca en rojo una celda unitaria pertenecientes al nuevo cuerpo. También se observa que al reducir a la mitad el tamaño de la celda unitaria se duplica la superficie y aumenta por 8 el número de celdas para este caso [50].

4.3 Caracterización de la microestructura de las TPMS

En la medida que se realizan fabricaciones de estructuras de matriz extracelular (biomórficas) con métodos de AM como SLM (lo que compete a este trabajo) para aplicaciones de biocompatibilidad con huesos trabeculares o corticales análogas a las del ser humano es necesario conocer las dimensiones a nivel micro que conforman la estructura asociada a la densidad relativa objetivo y topología seleccionada, y además poder diferenciar las dimensiones de diseño del CAD con las fabricadas por SLM. Para ello se debe realizar un paso a paso, mostrado a continuación:

- En primer lugar, se debe identificar el tipo de topología TPMS representadas en las ecuaciones (16)-(21) y en las anteriores correspondientes **Figura 4-8** a la **Figura 4-13**. Al hacer uso de la ecuación también se define el tamaño de la celda unitaria en sus tres direcciones (L_x, L_y, L_z) pudiendo ser cúbica o un paralelepípedo como se puede ver en la **Figura 4-15**.
- Después de haber establecido lo anterior se debe seleccionar la densidad relativa (ρ_r) de la estructura asociada al Valor Iso (C) de la ecuación general de las superficies TPMS el cual a su vez definirá el tipo de estructura TPMS en específico (Red de hoja o Red sólida).
- Al definir la densidad relativa se generará el cuerpo unitario deseado y en él se podrá encontrar el espesor de la pared sólida ($t[\mu m]$), y en los espacios vacíos entre paredes se encuentran un longitudes mínimas y máximas correspondiente al diámetro de poro ($\Phi_{poro}[\mu m]$), espacio muy importante que deberá permitir la reproducción celular. Revisar **Figura 4-16**.

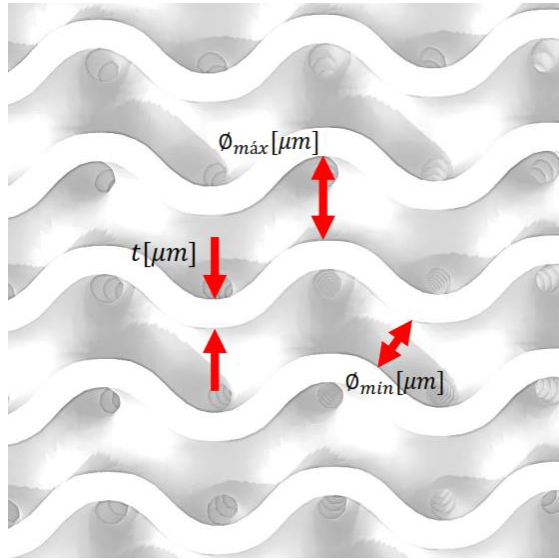


Figura 4-16: Dimensiones de una estructura TPMS ejemplificando con un Gyroide del tipo red de hoja. Se puede apreciar que hay un diámetro de poro máximo y mínimo. El espesor de las paredes es constante en el cuerpo si así se define.

- Luego se tiene que definir la geometría espacial (forma final del cuerpo) en la cual estará encasillada toda la estructura (bordes o límites), puede ser un paralelepípedo con alto ($L_h[mm]$), largo ($L_L[mm]$) y ancho ($L_a[mm]$), como también un cilindro (a lo que se apunta) constituido por una altura ($H[mm]$) y un radio ($r[mm]$), revisar **Figura 4-17**, inclusive se pueden usar bordes más complejos como los constituidos por huesos humanos, prótesis, tornillos o lo que se desee en particular por ello recordar la capacidad de libertad de forma y la compatibilidad del Software para interpretar las superficies o bordes que se quieran usar (**Figura 3-4**). Con respecto a la capacidad de interpretación se debe tener especial detención en entender que el Software tiene dos caminos para interpretar estos límites o bordes y es por una descripción matemática implícita siempre que el programa lo permita (nTopology y MSLatticePro) o por medio de la transformación de una geometría de CAD a una extensión STL extensión. STL (Fusion 360) en el cual el cuerpo sólido es cortado en planos (dos dimensiones) pero que solo sus contornos quedan almacenados.

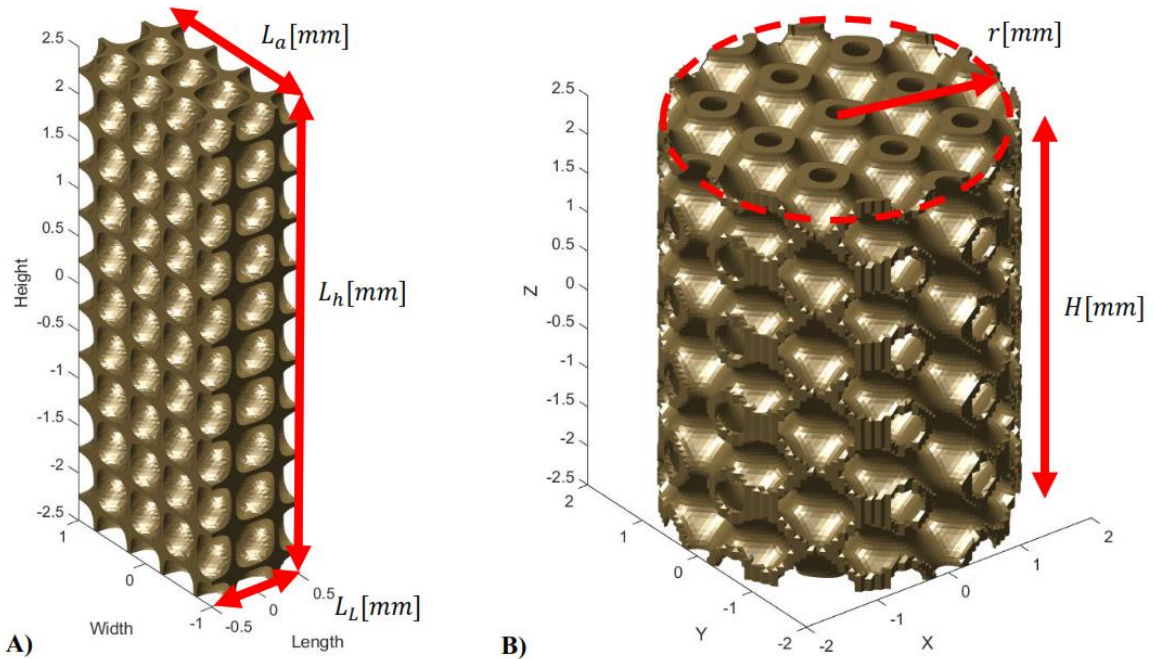


Figura 4-17: Dimensiones de estructuras TPMS constituidas por numerosas celdas unitarias, apreciar como son los bordes que limitan su geometría. A) Estructura limitada en su forma por un paralelepípedo. B) Estructura limitada en su forma por un cilindro.

- Luego de tener toda la información digital se podrá llevar a cabo la impresión de los elementos en una impresora SLM con los parámetros de fabricación previamente optimizados.
- Finalmente se tendrán que ensayar por compresión las piezas fabricadas para analizar sus propiedades mecánicas, como el módulo de elasticidad, esfuerzo a la fluencia, esfuerzo a la última compresión y porcentaje de deformación. En la evaluación identificar el comportamiento elástico quebradizo ejemplificado en la **Figura 4-4 C)** y la forma dominante de deformación esquematizado en **Figura 4-6**.

Diferencias entre densidad relativa de diseño y densidad relativa real

A pesar de lo diseñado en CAD, la fabricación no es exactamente lo que se diseña, se dan ciertos niveles de error, presentes en la orientación de fabricación, el nivel de inclinación de los ángulos de la estructura (la dificultad de la geometría) y las limitaciones propias del método de manufacturas. Se pueden encontrar diferencias entre la densidad relativa del diseño con la real (fabricada). En este contexto, las dimensiones de la microestructura y propiedades mecánicas se verán alteradas en distintos grados, dejando solo margen a tolerancias dimensionales. Es por ello por lo que se recomienda que cada fabricación sea revisada para verificar diferencias y aceptación de la pieza. Las diferencias de las densidades para celosías son reportadas en la **Figura 4-18**, donde las muestras impresas tienen una clara desviación de la densidad relativa diseñada, en la cual, las estructuras TPMS

de red de hoja son las que en mayor medida se desvían, en las estructuras basadas en puntales la desviación es menor, mientras las con menor diferencia son las TPMS de red sólida. Se explica que esta desviación tiene fuerte vinculación al tipo de topología en la celda unitaria en particular a la relación máxima de área/volumen (revisar ecuación (22)). Al aumentar la superficie se incrementa la interacción entre la estructura solidificada y la cama de polvos [51]. A partir de la **Figura 4-18** se puede obtener información del área de la superficie para cada topología con celda unitaria de 7[mm] y una densidad relativa diseñada del 10~25[%]. Información recopilada en la **Tabla 4-2**. La topología de diamante es la que presenta mayor desviación, llegando hasta una diferencia de casi 9 puntos porcentuales en términos de los resultados, esto a causa de que es la topología con mayor cantidad de superficie. Al comparar la **Figura 4-18** con la **Tabla 4-2** efectivamente se concluyó que al tener mayor cantidad de superficie disponible mayor será el margen de error de la densidad relativa. Como se puede ver, la constante exclusiva de la topología nos permite rápidamente analizar que topologías serán las con mayor o menor diferencia y en consecuencia su dificultad a fabricar.

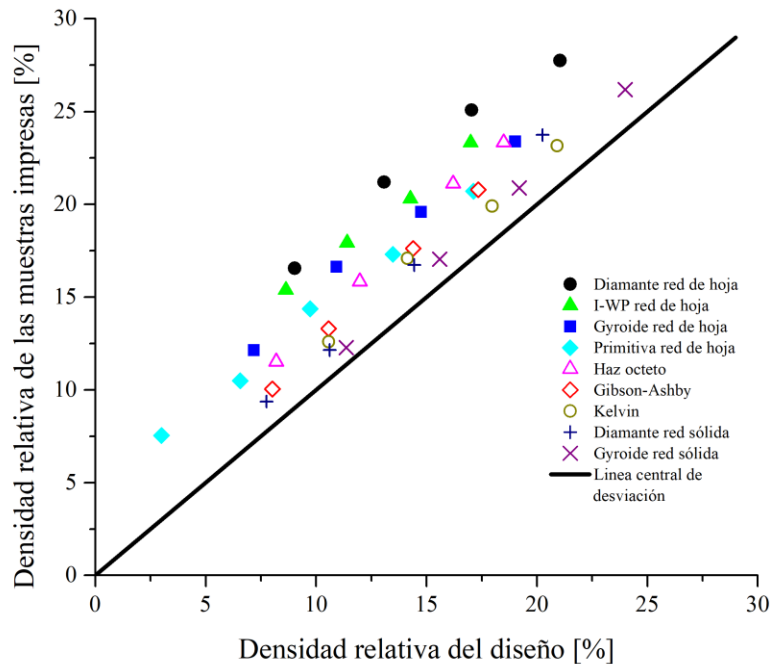


Figura 4-18: Diferencia entre densidad relativa del diseño y densidad relativa de las muestras impresas [51].

Tabla 4-2: Comparación de áreas de superficies para topologías basadas en puntales y TPMS de red de hoja y sólidas. Comparación para mismas dimensiones de celdas unitarias de 7[mm] y una densidad relativa de 10[%] [51].

Topología de la celda	Diamante red de hoja	I-WP red de hoja	Gyroide red de hoja	Primitiva red de hoja	Haz octeto	Gibson Ashby	Kelvin	Diamante red sólida	Gyroide red sólida
-----------------------	----------------------	------------------	---------------------	-----------------------	------------	--------------	--------	---------------------	--------------------

Área de la superficie [mm ²]	424.2	370.5	326.0	255.0	263.7	190.8	188.3	146.0	119.7
--	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

En consecuencia, al tener mayor superficie en un volumen determinado mayor será la desviación de la densidad relativa en la muestra. Como se explicó anteriormente la interacción entre la estructura solidificada y la cama de polvos está fuertemente vinculada, pues la topología TPMS es trabajada por medio de manufactura aditiva, y esta interacción se ve incrementada en SLM, proceso en el cual al aplicar calor se funde el polvo metálico y se espera a que solidifique generando la estructura. Sin embargo, como se mostró en la sección 3.4.1, este proceso tiene defectos como polvos que no se logran fundir completamente y quedan unidos a la estructura generando mayor peso o cantidad de material en la estructura, como si fuera algo pegajoso, tal material no es deseado por lo cual afectará los resultados si no se toman medidas, como diseñar subestimando las dimensiones para obtener las medidas y densidad relativa verdaderamente deseada o haciendo un tratamiento posterior. Por lo tanto, al tener mayor superficie en la celda unitaria la interacción entre estructura que se está solidificando con la cama de polvo será aún mayor. Este material al ser polvo proveniente de la cama se depositará bajo la estructura, se acumularán inferiormente diferenciando el acabado superficial de la vista superior e inferior, recordando el efecto de escalera (*Staircase effect*). Los resultados fueron reportados en la **Figura 4-19** donde se puede ver claramente la diferencia. En **Figura 4-19 B** se observa una extensa acumulación de polvo metálico pobremente fundido adyacente a la estructura producto de la gran cantidad de calor remanente durante la solidificación de las capas. Las imágenes SEM en las **Figura 4-20** a la **Figura 4-22** permiten comparar distintas densidades relativas y como son las uniones de las celosías para las estructuras basadas en puntales, TPMS red sólida y TPMS red de hoja, de esta manera es posible conocer las características de sus superficies. En las estructuras de puntales se aprecian unas intersecciones rectas/cerradas que generalmente están sujetas a concentradores de esfuerzos al aplicar cargas externas, mientras que las TPMS son uniones suaves las que resultan en una reducción de la concentración de esfuerzos. En todas las muestras se observa el efecto de escalera siendo menos severo para las estructuras TPMS, en general las imágenes SEM muestran buenas calidades de impresión [51].

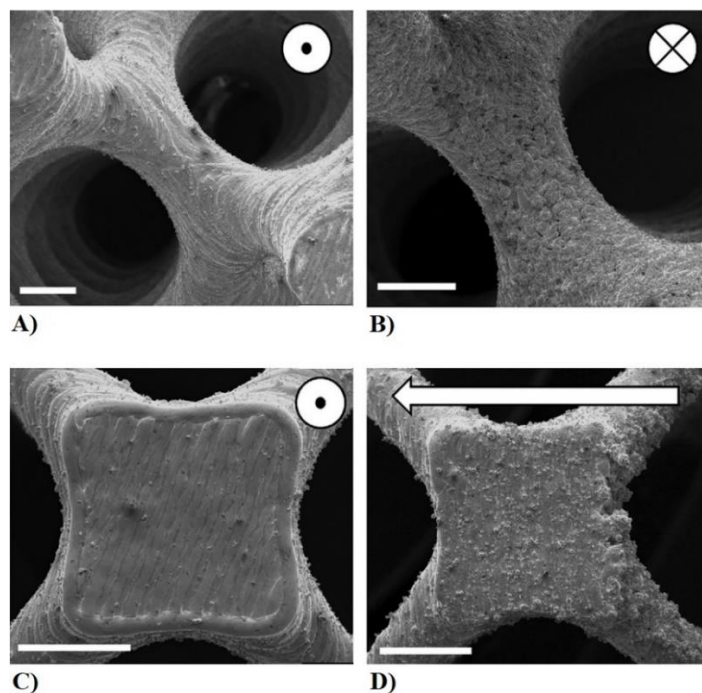


Figura 4-19: Imágenes SEM que muestran el polvo pegado en la estructura impresa tipo Gyroide de red sólida. A) Vista superior. B) Vista inferior donde se aprecia acumulación importante de polvo metálico en la superficie. C) Vista superior del punto de unión entre celosías en el cuál aprecian los trazados del láser. D) Vista inferior de C) la cual también confirma la presencia de polvos [51].

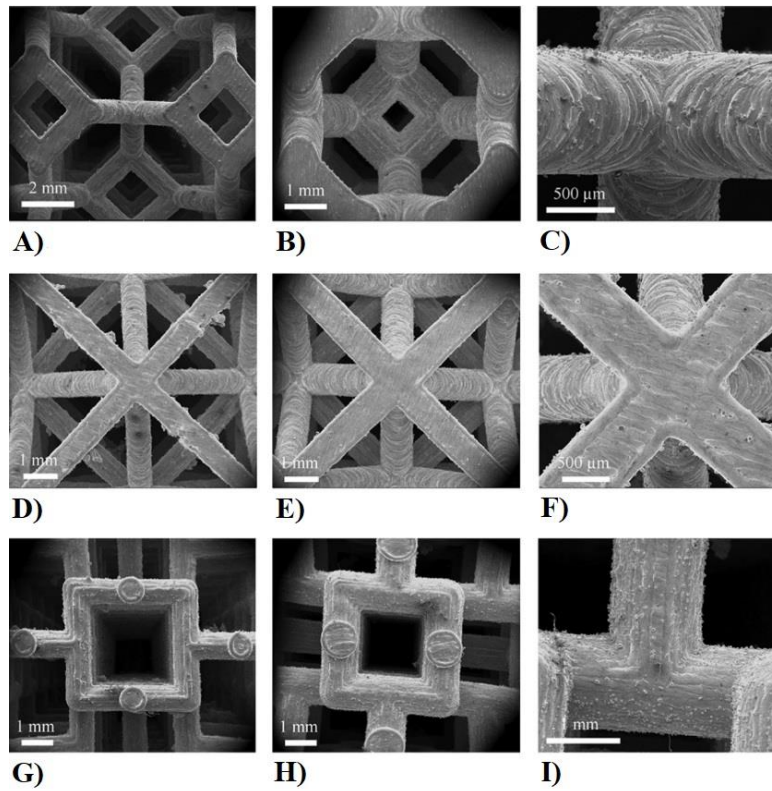


Figura 4-20: Imagen SEM de estructuras basadas en puntales. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) Estructura de Kelvin. D-F) Haz Octeto. G-I) Estructura de Gibson Ashby [51].

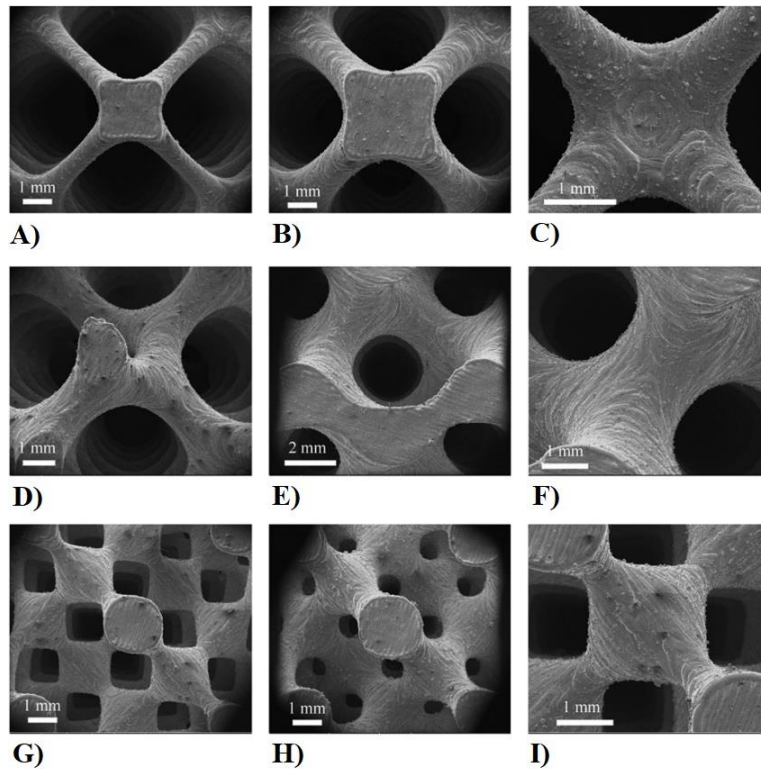


Figura 4-21: Imagen SEM de estructuras TPMS de red sólida. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) I-WP. D-F) Gyroide. G-I) Diamante [51].

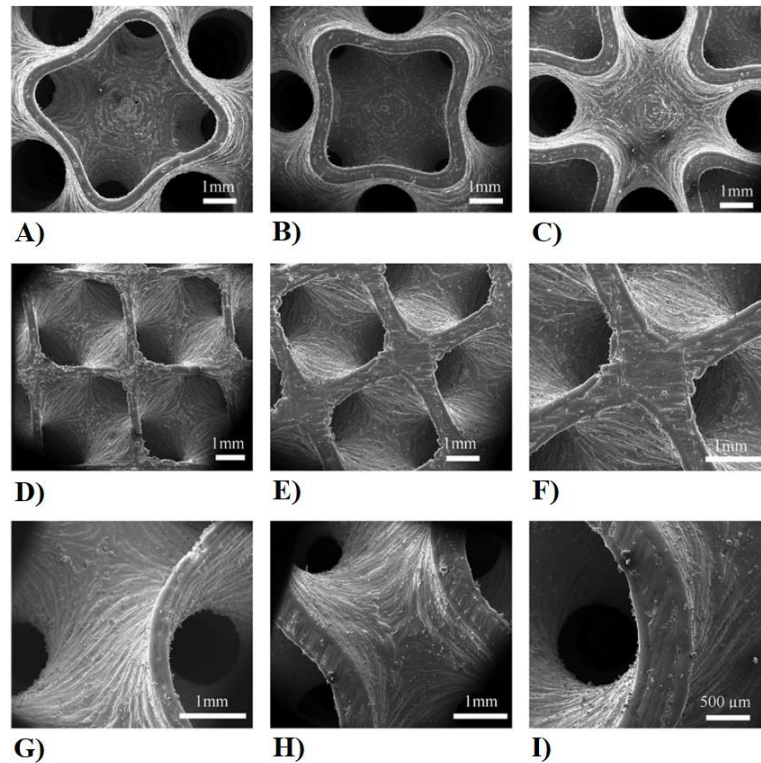


Figura 4-22: Imagen SEM de estructuras TPMS de red de hoja. La primera columna (de izquierda a derecha) corresponde a la estructura de menor densidad relativa, la segunda de mayor densidad y la tercera los puntos de intersección. A-C) I-WP. D-F) Diamante. G-I) Gyroide [51].

4.3.1 Propiedades mecánicas en topologías de Red de hoja y Red sólida

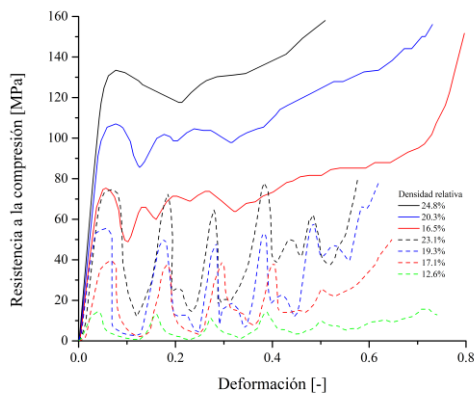
Como se ha explicado, las propiedades mecánicas de las estructuras metálicas de matriz celular están en función de la densidad relativa en base al material, la calidad de la fabricación y la arquitectura de la celda unitaria. En particular, en este inciso nos concentraremos en las diferencias de arquitectura de la celda unitaria, respecto a sus dos configuraciones identificadas como *Red de hoja* y *Red sólida* basadas en TPMS, ya que a nivel macro la forma de deformación de la celosía tiene variaciones según la configuración, estando presente los efectos de pandeo, estiramiento, torsión o combinación de ellos.

Por lo tanto, la selección de la topología óptima tiene relación con la búsqueda de las mejores propiedades mecánicas posibles con la menor cantidad de material, a su vez de poder lograr capacidades en rangos que en otras estrategias no es posible o no logra responder a las exigencias demandadas. El estudio y fabricación de las TPMS en la ingeniería es desafiante por su nivel de complejidad en las celdas y más aún cuando son de tamaños reducidos.

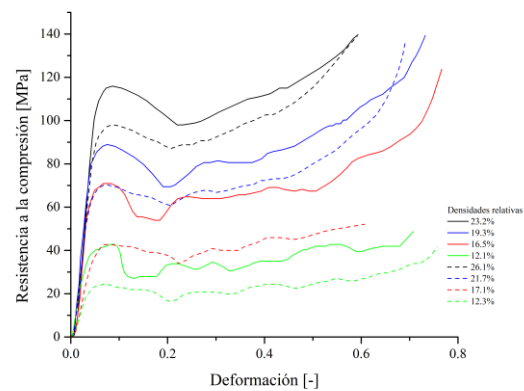
En base a el estado del arte se encuentra entre otros estudios la fabricación de muestras de aleación de polvos de acero martensítico para las dos configuraciones TPMS con celdas unitarias de 7[mm] tal que la estructura consta de 6 celdas unitarias por cada eje, por lo tanto, 42[mm] para cada dirección [51]. Este estudio se hace para determinar curvas de esfuerzo-deformación, ergo, sus propiedades

mecánicas, tales como módulo de elasticidad, resistencia a la compresión y además como deforman, esto en particular para celdas I-WP, Diamante, Gyroide. Los resultados reportados corresponden a densidades relativas para las estructuras en un espectro del 8.9[%] a 26.1[%] y el ensayo de compresión se hace perpendicular al sentido de fabricación. Los resultados a continuación:

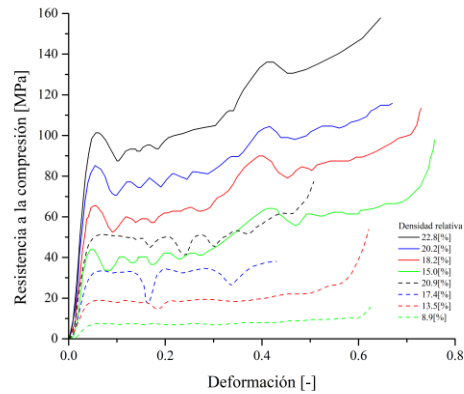
En la **Figura 4-23 A)** para el estudio de la topología de diamante se puede apreciar una clara diferencia o distanciamiento de resistencia a la compresión para densidades relativas muy próximas (“equivalentes” entre Red de hoja y Red sólida), además que las estructuras de Red sólida presentan en mayor medida colapsos quebradizos y más agresivos que para Red de hoja. En los resultados del Gyroide presentados en la **Figura 4-23 B)** se observa que los valores de esfuerzo están un poco más cercanos para densidades relativas muy próximas, a su vez que también la Red sólida es más quebradiza pero no tanto como la topología Diamante, la deformación de la Red de hoja tiende a perfectamente plástica, pero con una densificación paulatina. En el caso de la topología IWP los resultados mostrados en la **Figura 4-23 C)** presentan pocos colapsos quebradizos para Red Sólida y no son tan precipitados a excepción de algunos puntos. No obstante, en la Red de hoja hay una constante quebradiza que tiende a una rápida densificación tal como se expuso en la curva general de estas estructuras (**Figura 4-4**). Se destaca que, en la **Figura 4-23** las capacidades de resistencia a la compresión en la configuración de Red de hoja son superiores a la Red sólida para ensayos con densidades relativas inferiores al 30[%].



A)



B)



C)

Figura 4-23: A) Curva de compresión-deformación para 7 muestras distintas de topología tipo Diamante. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida.; B) Curva de compresión-deformación para 8 muestras distintas de topología tipo Gyroide. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida, C) Curva de compresión-deformación para 8 muestras distintas de topología tipo IWP. Las líneas continuas corresponden a Red de hoja y las líneas punteadas para Red sólida [51].

Visualmente la deformación de estructuras de Red sólida registradas en la **Figura 4-24** para las topologías IWP y Diamante la deformación y colapso es en una banda diagonal, mientras que el Gyroide deforma y colapsa en planos consecutivos y perpendiculares a la deformación. Por otro lado, en la **Figura 4-25** se observa una mejor distribución de la deformación en donde el Gyroide deforma y colapsa en una banda diagonal, IWP deforma ponderadamente en todas sus celdas y el Diamante deforma en dos bandas diagonales que se cruzan al centro. A diferencia de la estructura de Red sólida aquí la deformación es más ordenada, se podría inferir que la distribución de esfuerzos en los cuerpos de Red de hoja es más eficiente.

Red sólida

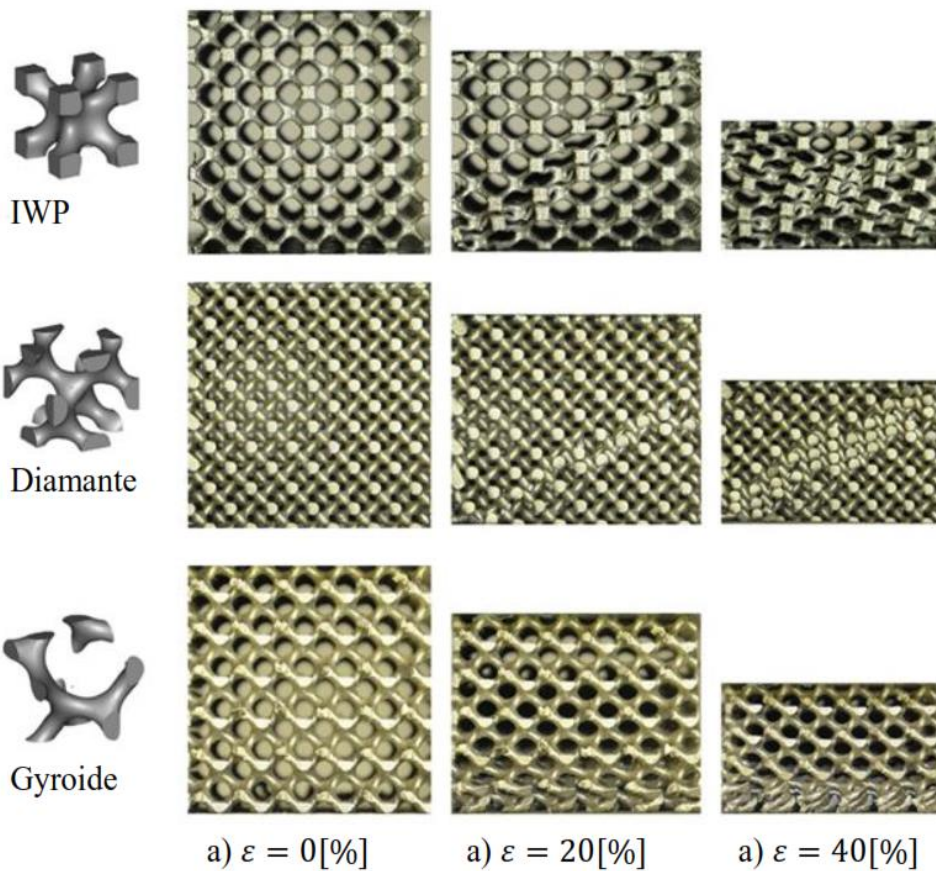


Figura 4-24: Deformación de estructuras Red sólida basadas en TPMS [51].

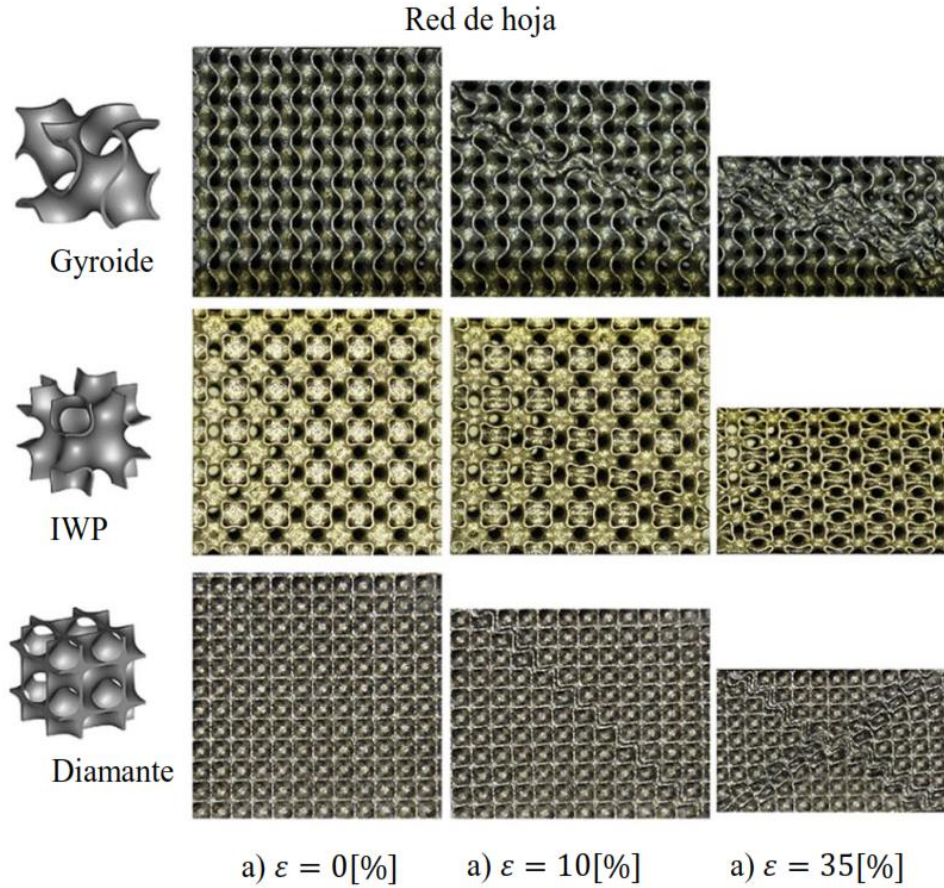


Figura 4-25: Deformación de estructuras de Red de hoja basadas en TPMS [51].

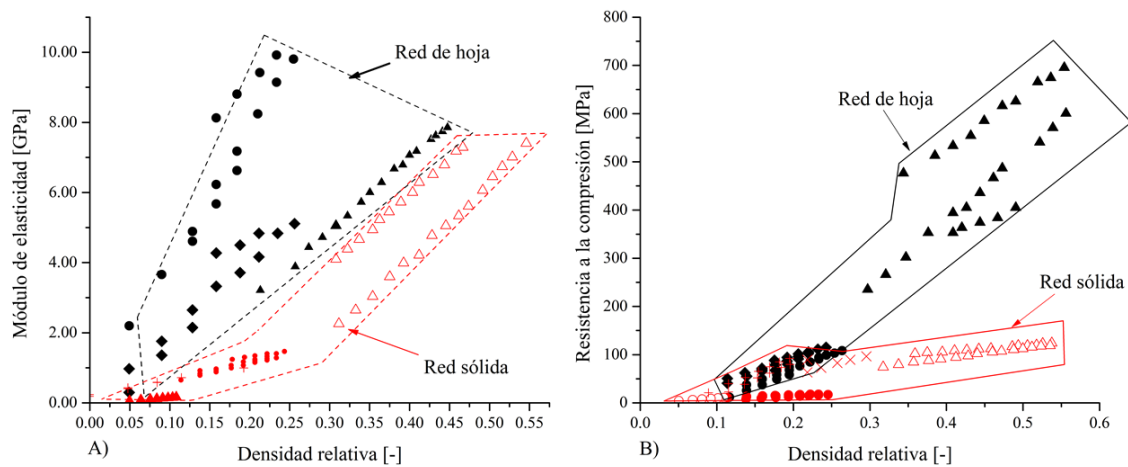


Figura 4-26: Registro experimental de propiedades mecánicas de distintas estructuras metálicas de Red de hoja y Red sólida basadas en TPMS. **A)** Módulo de elasticidad. **B)** Resistencia a la compresión [44].

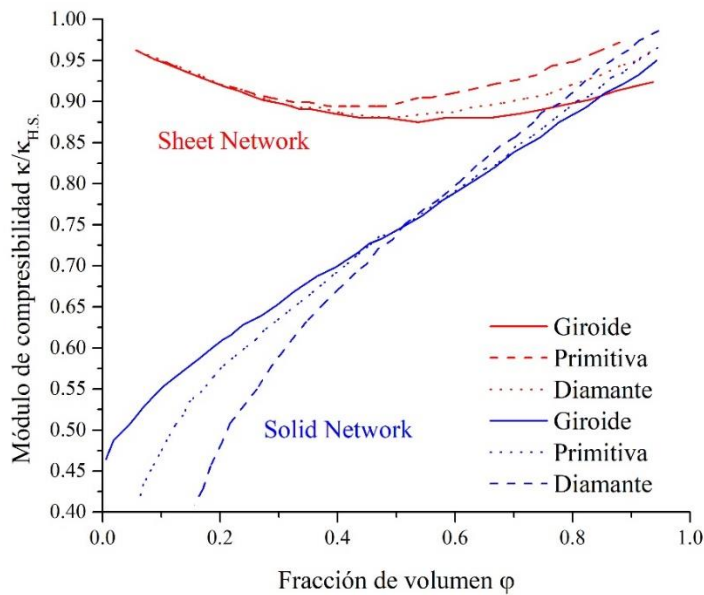


Figura 4-27: Módulo de compresibilidad volumétrica efectiva en función de la fracción de volumen, en la cual se muestra una clara superioridad para las estructuras de red de hoja por sobre las de red sólida [44].

Cabe resaltar que al comparar las curvas de esfuerzo-deformación presentadas en la **Figura 4-23 A)-B)-C)** para Red de hoja con Red sólida para densidades relativas muy próximas se da que la Red de hoja deforma por estiramiento mientras que la Red sólida por pandeo tal y como se esquematiza en la **Figura 4-6**, demostrando que las propiedades mecánicas de la Red de hoja son superiores, pues se refuerza lo dicho en base a los resultados experimentales de resistencia a la compresión y módulo de elasticidad en función a densidades relativas específicas muy bajas y hasta del 60[%] mostrados en la **Figura 4-26** a partir de una recopilación de resultados de distintos autores. Además, según la **Figura 4-27** como deforman a la compresión en función a la fracción volumétrica es superior para la Red de hoja desde fracciones muy bajas hasta que es alcanzada por primera vez en torno al 70[%] de fracción volumétrica por la Red sólida. Se observa que la topología Diamante de Red de hoja basada en TPMS muestra características que su rigidez es casi independiente de la densidad relativa (debido a la gran diferencia de resultado con su homólogo de Red sólida). Es un hecho que la estructura de matriz celular Diamante de Red de hoja presenta el mejor rendimiento mecánico (Resistencia mecánica/peso). Y en general la Red de hoja tuvo mejor desempeño de sus propiedades mecánicas. Tal como se aprecia en los resultados recolectados por terceros en la **Figura 4-27** a baja densidad relativa o fracción volumétrica implicará un pronunciamiento en los efectos de la geometría sobre las propiedades mecánicas. Factores que pudieron afectar en los resultados de la deformación están relacionados con defectos de la fabricación como las microporosidades o vacíos, clivajes internos, la distribución de las microfrazuras y sub o sobredimensionamiento de las muestras y además de procedimientos experimentales asociados al ensayo de compresión como la fricción no nula entre la

muestra y la superficie que trae la carga, pues puede obstaculizar la expansión lateral generando tensiones puntuales no esperadas.

4.3.2 Propiedades más relevantes en el diseño de estructuras TPMS

La gran cantidad de diseños basados en TPMS en particular las estructuras tipo Gyroides han demostrado méritos en AM y estructuras de ingeniería incluyendo por supuesto bio-implantes porosos. Las características de esta estructura sobresalen en propiedades mecánicas y permeabilidad en comparación a las estructuras tradicionales como las basadas en puntales. Como se ha comentado las TPMS permiten diseñar con expresiones matemáticas sus geometrías, permitiendo en tal solo una expresión indicar toda la información de su diseño, como el Iso valor, tipo de TPMS, densidad relativa, espesor de las paredes, tamaño de la estructura y tamaño de su celda unitaria, la periodicidad de la celda unitaria e inclusive el contorno de la forma final. Estas informaciones asociadas a la expresión tienen una respuesta en la estructura y en consecuencia en sus propiedades mecánicas.

La gran cantidad de diseños basados en TPMS en particular las estructuras Gyroides han demostrado méritos en AM y estructuras de ingeniería incluyendo por supuesto bio-implantes porosos. Las características de esta estructura sobresalen en propiedades mecánicas y permeabilidad en comparación a las estructuras tradicionales como las basadas en puntales. Como se ha comentado las TPMS permiten diseñar con expresiones matemáticas sus geometrías, permitiendo en tan solo una expresión indicar toda la información de su diseño, como su Iso valor, tipo de TPMS, densidad relativa, espesor de las paredes, tamaño de la estructura y tamaño de su celda unitaria, la periodicidad de la celda unitaria e inclusive el contorno de la forma final. Estas informaciones asociadas a la expresión tienen una respuesta en la estructura y en consecuencia en sus propiedades mecánicas. El estudio realizado por Eric Yang et al.[52], está apuntado a que las propiedades mecánicas sean equivalentes a las del hueso cortical humano y en específico a la estructura Gyroide de Red sólida. Su estudio consistió en cuantificar el nivel de la influencia de esa información sobre las propiedades mecánicas e identificar cuáles son las que más influyen, de esta manera poder calibrar los diseños a las propiedades mecánicas deseadas. Cabe destacar que según la **Figura 4-27**, la influencia de estas indicaciones tiene relación directa con la densidad relativa (a mayor densidad relativa el nivel de influencia de la arquitectura de la estructura decae). Además, en el estudio no solo logra cuantificar el nivel de influencia de ciertos parámetros, sino que también demuestra que la elasticidad y la resistencia mecánicas se incrementa a medida que aumenta el número de celdas y/o el espesor de las paredes (relación directa a la densidad relativa). Con los resultados obtenidos en sus proyecciones numéricas desarrolla una estructura capaz de tener 16.81[GPa] la elasticidad, valor que se encuentra dentro de lo deseado para un hueso cortical humano, así plantea la posibilidad de implantes ortopédicos biocompatibles. En el estudio se hace un modelo numérico en donde se detalla el efecto individual de variables vinculadas a la arquitectura de la estructura en donde se consideran cuatro factores de estudio: *espesor de la pared, tamaño de la celda o número de celdas unitarias, tamaño de la estructura e Iso valor*. La combinación de variables se estructura según lo informado en la **Figura 4-28**, además detallan una **Tabla 4-3** de dieciséis especímenes reproducida a continuación:

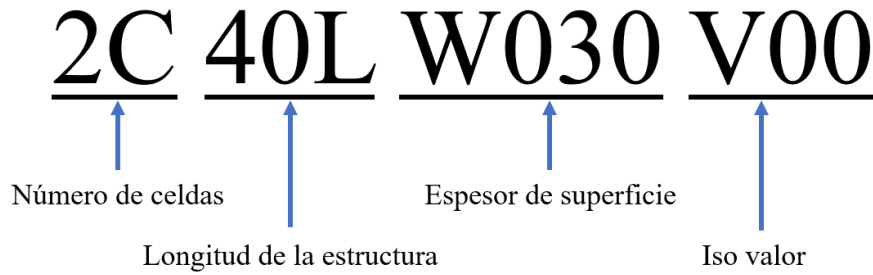


Figura 4-28: Ejemplo de etiquetado de variables del diseño del Gyroide [47].

Tabla 4-3: Matriz de Taguchi L'16 para el estudio de la influencia de los factores [52].

Matriz L'16 Taguchi Topología	Factores				Resultados	
	Número de celdas [–]	Longitud de la estructura [mm]	Espesor [mm]	Iso valor [–]	Módulo elástico [GPa]	Máximo esfuerzo [MPa]
2C25LW03V00	2	25	0.3	0.0	1.065	23.99
2C30LW04V05	2	30	0.4	0.5	0.494	21.76
2C35LW05V07	2	35	0.5	0.7	0.897.	19.76
2C40LW06V11	2	40	0.6	1.1	1.046	10.96
3C25LW04V07	3	25	0.4	0.7	2.241	59.63
3C30LW03V11	3	30	0.3	1.1	0.710	20.32
3C35LW06V00	3	35	0.6	0.0	3.312	69.92
3C40LW05V05	3	40	0.5	0.5	1.228	38.71
4C25LW05V11	4	25	0.5	1.1	2.568	66.42
4C30LW06V07	4	30	0.6	0.7	4.622	114.54
4C35LW03V05	4	35	0.3	0.5	2.234	47.22
4C40LW04V00	4	40	0.4	0.0	2.886	55.56
5C25LW06V05	5	25	0.6	0.5	14.981	338.64
5C30LW05V00	5	30	0.5	0	9.853	187.74
5C35LW04V11	5	35	0.4	1.1	2.174	55.24
5C40LW03V07	5	40	0.3	0.7	2.170	54.85

En primera instancia se estudia el efecto del espesor de la superficie y el tamaño de la celda unitaria. Haciendo permutaciones decreciendo el tamaño de la celda unitaria de 20[mm], 13.3[mm], 10[mm] y 8[mm] para un tamaño de cuerpo constante de 40[mm] en cada arista, además en cada categoría donde se hace variar el tamaño de la celda unitaria se encuentran cuatro variaciones del espesor de superficie compuestos por 0.3[mm], 0.4[mm], 0.5[mm] y 0.6[mm], detalle en la **Figura 4-29**. El análisis numérico muestra que al incrementar el espesor de la superficie puede efectivamente

incrementar la elasticidad y la capacidad de esfuerzo a la compresión de la estructura, en donde para cada color de las barras en la **Figura 4-30** hay un incremento de la superficie y para el cambio de color el incremento del número de celdas unitarias, en consecuencia, la reducción del tamaño de la celda. En los resultados se aprecia que al duplicar el espesor se puede tener un valor próximo o mayor que la estructura que se le aumentó el número de celdas en una unidad y manteniendo el espesor. Este fenómeno se hace notar aún más a medida que aumenta el número de celdas o estas son más reducidas. A su vez que al mantener el espesor y aumentar el número de celdas (reducción del tamaño de la celda unitaria) se denota una clara diferencia de resultados donde la influencia de la reducción del tamaño de la celda unitaria es mayor que el aumento del espesor, tal como se destaca en la **Figura 4-31**, además que en el estudio de la absorción de energía (revisar **Figura 4-32**) refuerza la mayor influencia de la reducción del tamaño de celda con un mismo espesor, en consecuencia al aumentar en una celda, la energía de absorción aumenta más que incrementando el espesor de la superficie en 0.1[mm].

En segunda instancia se estudia el efecto del tamaño total de la estructura y el tamaño de la celda unitaria, en donde se mantiene constante el tamaño de la celda de tan solo 10[mm] y solo se aumenta el tamaño de la estructura usando 20[mm], 30[mm] y 40[mm], el resultado es evidente porque al ser más grande hay más masa y por supuesto mayor número de celdas, por lo tanto, sus propiedades de fluencia, elasticidad y máximo esfuerzo son superiores (ver **Figura 4-33**). No obstante, al mantener constante el número de celdas unitarias y haciendo variar el tamaño de las estructuras en 20[mm], 25[mm], 30[mm], 35[mm], y 40[mm] se reporta que los resultados son mayores para cuando las celdas unitarias son más pequeñas e inclusive cuando la estructura es más reducida, pues se logran mejores propiedades mecánicas respecto a elasticidad, extensión de la zona elástica en la curva esfuerzo-deformación, esfuerzo máximo a la compresión (como se muestra en la **Figura 4-34**) y absorción de energía por unidad de volumen (revisar **Figura 4-35**).

Con respecto a la tercera instancia, se estudia el efecto de la relación de aspecto (altura/ancho) de las muestras en donde se usan estructuras de dos celdas en cada dirección y el tamaño del cuerpo de 40[mm]. La comparación se hace en un rango de relación de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 y 2.5. Los parámetros como Iso valor, espesor de la pared y tamaño del cuerpo son constantes. Se informa que, al aumentar la relación de aspecto en general el módulo elástico se incrementa. Sin embargo, la variación en las propiedades es bastante acotado, dando a mostrar la poca influencia comparada a los otros factores (revisar **Figura 4-36** y **Figura 4-37**).

En la cuarta instancia se analiza la respuesta sobre las propiedades mecánicas para los efectos del Iso valor (**Figura 4-38**). Simultáneamente, se usan Gyroides de dos celdas unitarias por cada dirección para una estructura de 40[mm], relación de aspecto de 1.0 y permutado con Iso valores de 0.00, 0.55 y 1.10, y además los espesores de la superficie desde 0.3 a 0.6[mm]. En un total de doce muestras se reporta que desde 0.0 a 1.1 en el Iso valor converge en una reducción del módulo de elasticidad sobre el 60% en todos casos (en los distintos espesores) implicando además una importante influencia sobre los resultados para un mismo espesor. Al comparar mismos Iso valores, pero aumentando el espesor de las estructuras se aprecia una disminución de la influencia (cual rendimiento decreciente) sobre las capacidades de absorción de energía (revisar **Figura 4-39**). Estos aspectos resaltan que un Gyroide de pared delgada posea una gran influencia en la calibración del Iso valor, en términos de resultados numéricos sus variaciones no son tan importantes, pero pueden dar el ajuste fino para lograr emular

la alta resistencia del hueso cortical y baja resistencia del hueso trabecular altamente poroso, tales ajustes permitirían ayudar al desarrollo de implantes ortopédicos. También se da gran influencia del aumento del Iso valor sobre la capacidad de absorber energía por unidad de volumen la cual se ve reducida sobre el 50% (revisar **Figura 4-40**).

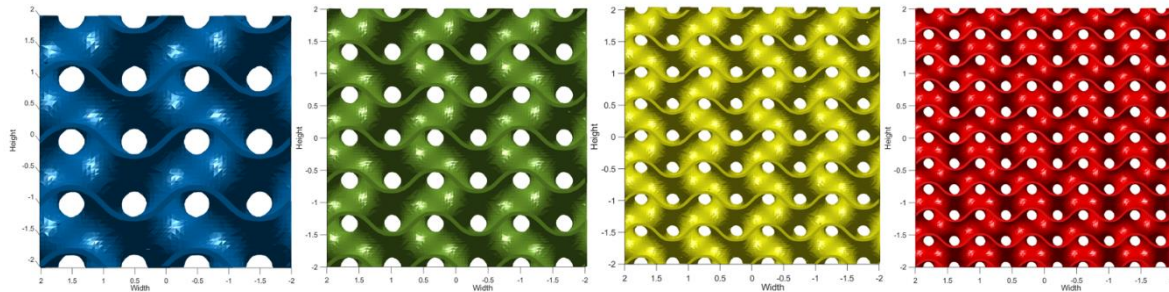


Figura 4-29: Categorías de modelos de Gyroide, donde se estudiarán los efectos del espesor de pared y número de celdas (2, 3, 4 y 5 celdas) [52].

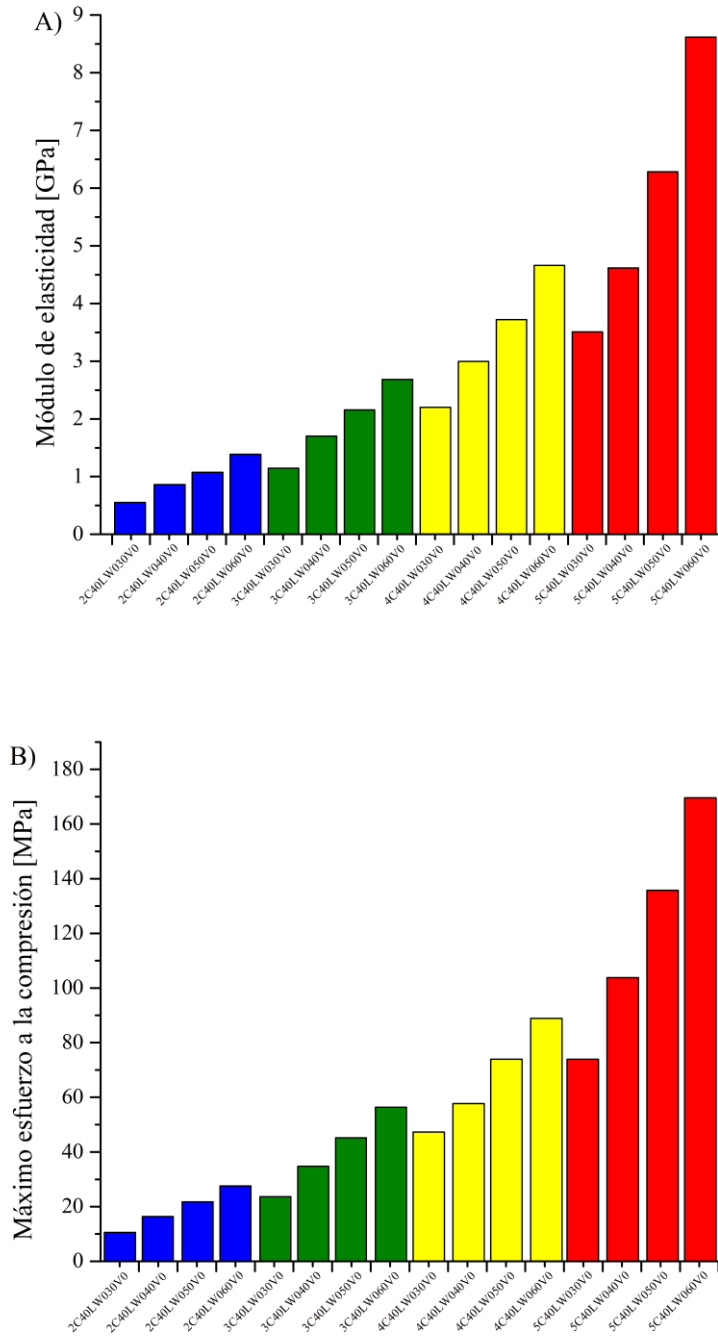


Figura 4-30: Comparación del A) Módulo de elasticidad y B) Esfuerzo máximo a la compresión, comparando variaciones del espesor y número de celdas [52].

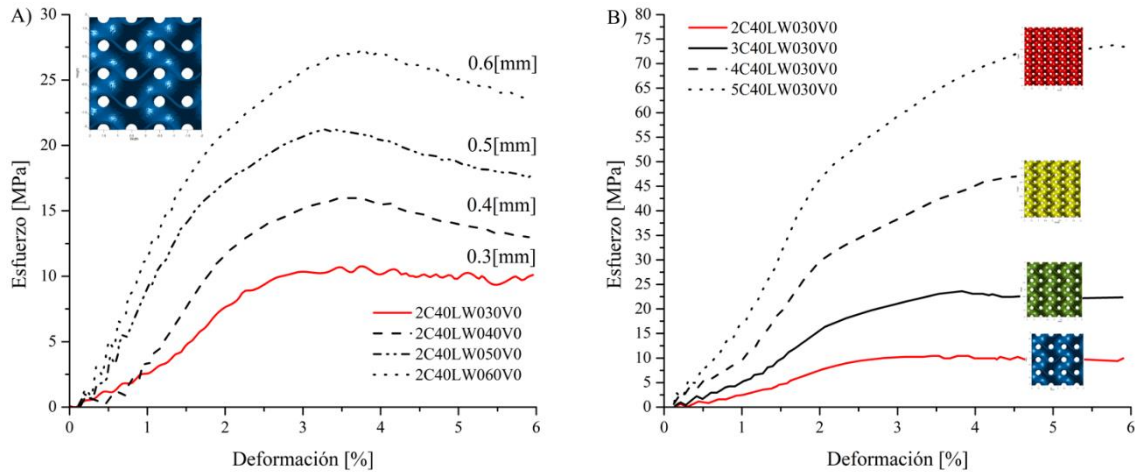


Figura 4-31: Estudio de la relación de curvas de esfuerzo-deformación con permutaciones de Gyroide. A) Topologías idénticas con variaciones de espesor desde 0.3[mm] hasta 0.6[mm]. B) Idénticos espesores (0.3[mm]) pero variando el número de celdas [52].

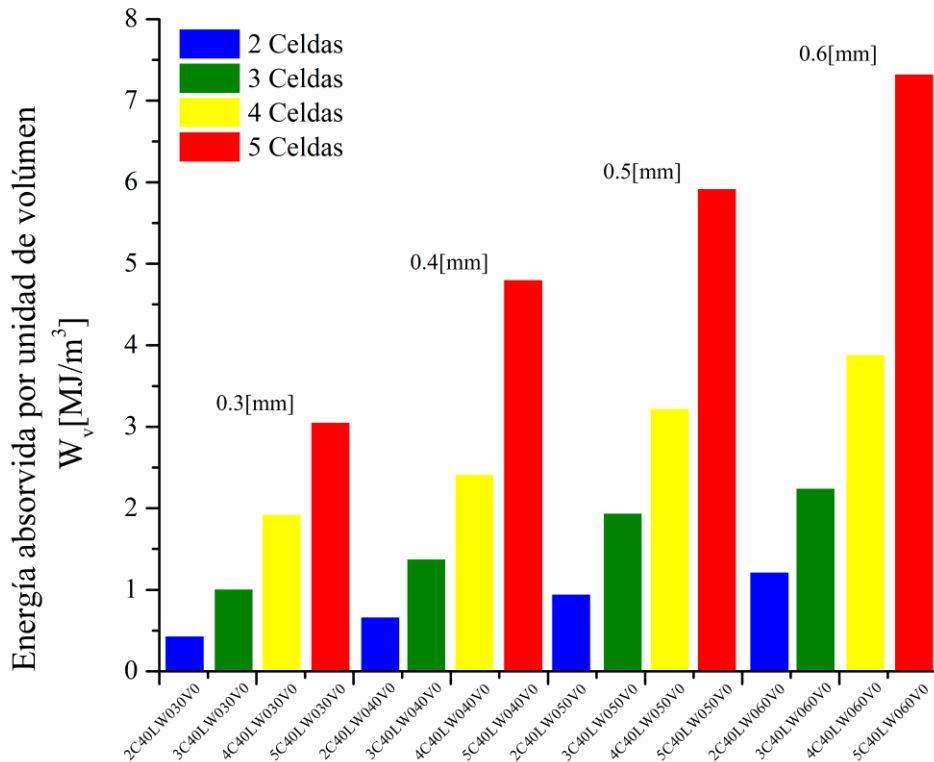


Figura 4-32: Absorción de energía para las permutaciones del Gyroide en cuatro categorías [52].

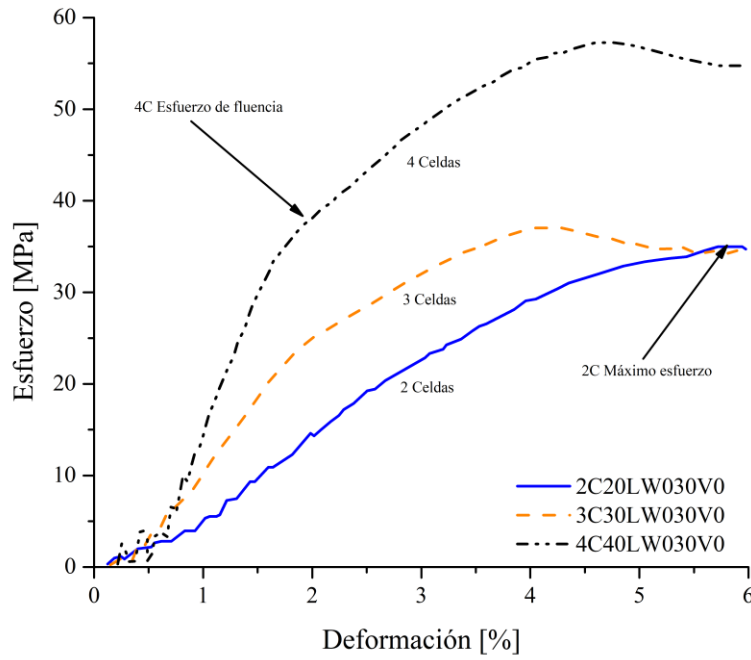


Figura 4-33: Permutaciones del Gyroide variando el tamaño de la estructura completa y el número de celdas [52].

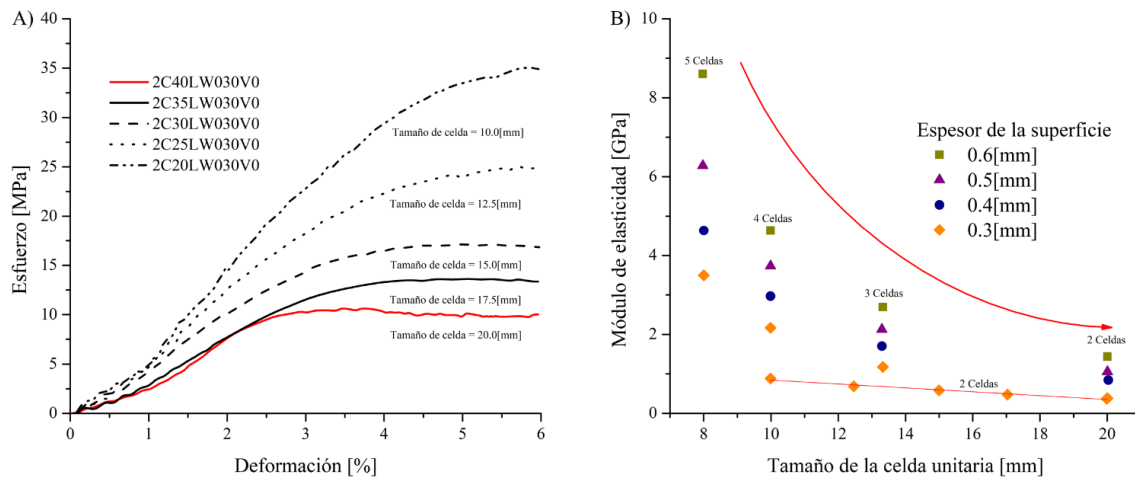


Figura 4-34: Comparación de las respuestas mecánicas de las permutaciones del Gyroide en lo que respecta a A) tamaño de celda unitaria y B) espesor de la superficie [52].

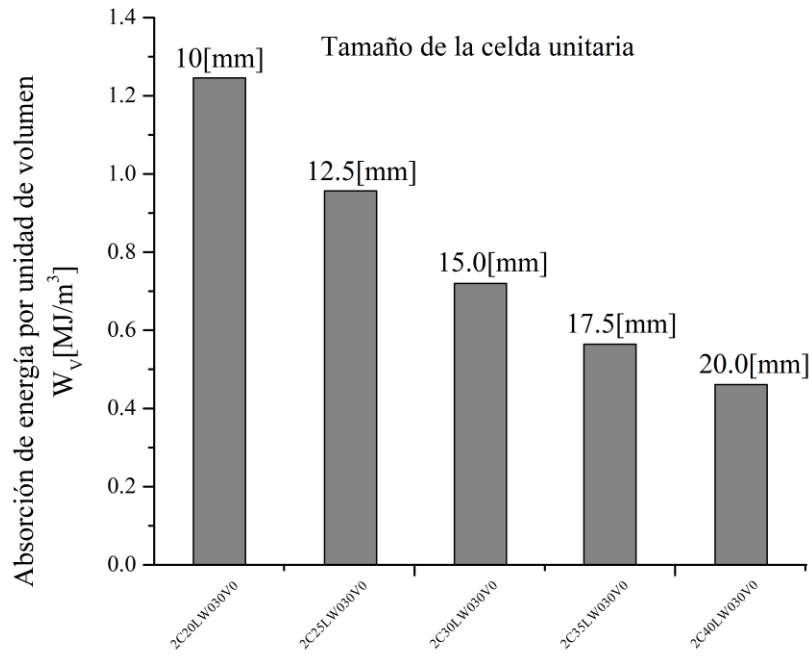


Figura 4-35: Relación entre la capacidad de absorber energía de deformación por unidad de volumen para distintos tamaños de celda unitaria [52].

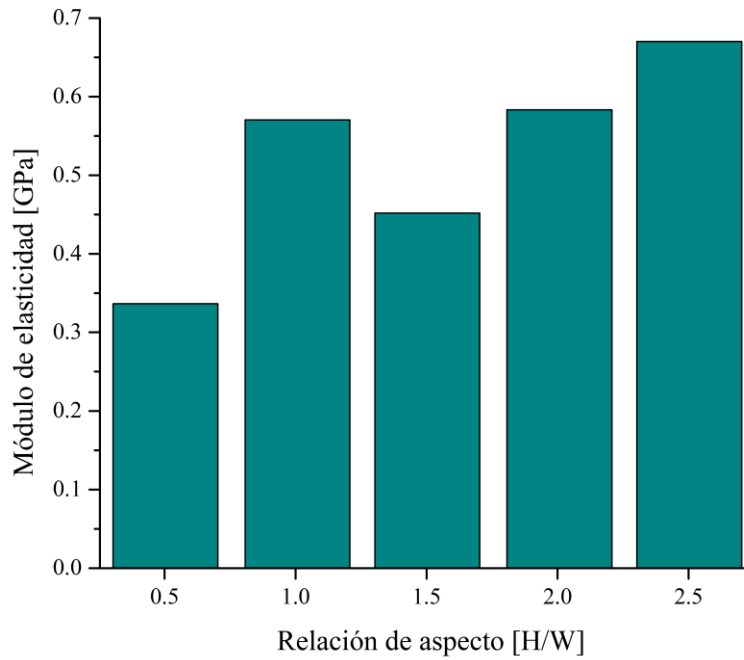


Figura 4-36: Estudio del efecto sobre del módulo de elasticidad para permutaciones de la relación de aspecto (Altura/ancho) [52].

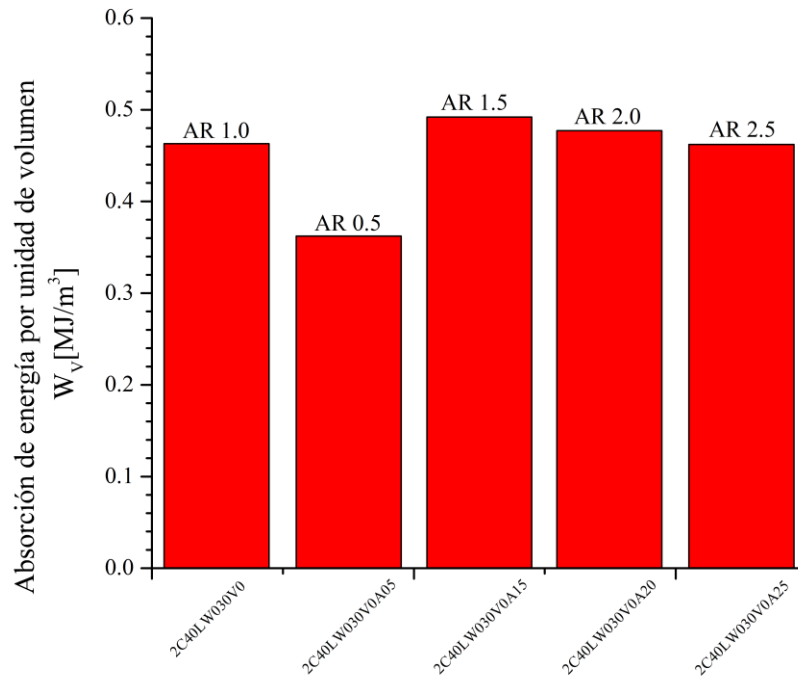


Figura 4-37: Estudio de comparación de la absorción de energía de deformación por unidad de volumen al variar la relación de aspecto [52].

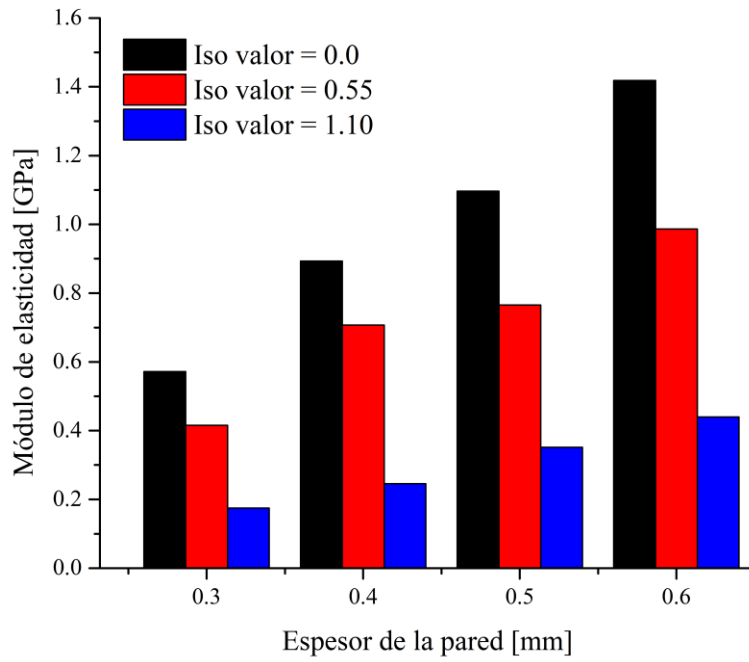


Figura 4-38: Comparación del módulo de elasticidad para distintos espesores y Iso valores [52].

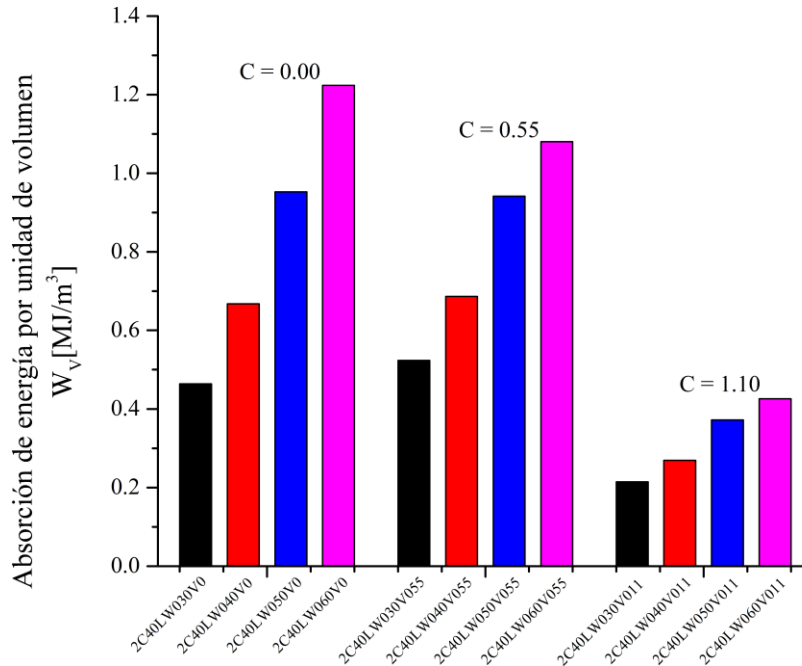


Figura 4-39: Estudio de los efectos sobre la energía de deformación por unidad de volumen al variar el Iso valor y espesor de la pared [52].

En la **Figura 4-40**, se reportan los resultados del módulo de elasticidad en función de la densidad relativa para las muestras reportadas en la **Tabla 4-3** [52]. Y a partir de toda la información recolectada (256 muestras en total) en los 4 factores de estudio se hace un análisis para vislumbrar los parámetros más significativos (Método de Taguchi). En los resultados de E. Yang et al. [52] se tiene que incrementar el número de celdas unitarias (que es lo mismo que reducir el tamaño de la celda) es el parámetro más efectivo para maximizar el módulo elástico. Luego, en segundo lugar, se tiene el espesor de la pared, en tercer lugar, el tamaño de la estructura y finalmente el Iso valor en el marco de influencia del módulo de elasticidad. Para las influencias en la capacidad de soportar esfuerzos de compresión los resultados son los mismos para los cuatro factores. El incremento del número de celdas es tanto más efectivo en el módulo de elasticidad y esfuerzos de compresión, estos resultados pueden estar ampliamente asociados en la densificación del Gyroide, aumento del peso y reducción aparente de la porosidad con el incremento del número de celdas. Es muy importante resaltar que se ve un incremento no lineal en la significancia del aumento del espesor en el Gyroide de Red sólida, incrementar el tamaño del cuerpo puede reducir las propiedades mecánicas según sea el caso. Es de suma importancia resaltar que el Iso valor según Al-Ketan [50] está vinculado matemáticamente con la densidad relativa del cuerpo y en consecuencia con el espesor de la pared, valor que dispone la cantidad de material en la estructura TPMS y además que dispone de la **Figura 4-41** donde reporta tal información tanto para Gyroide de Red sólida como Red de hoja.

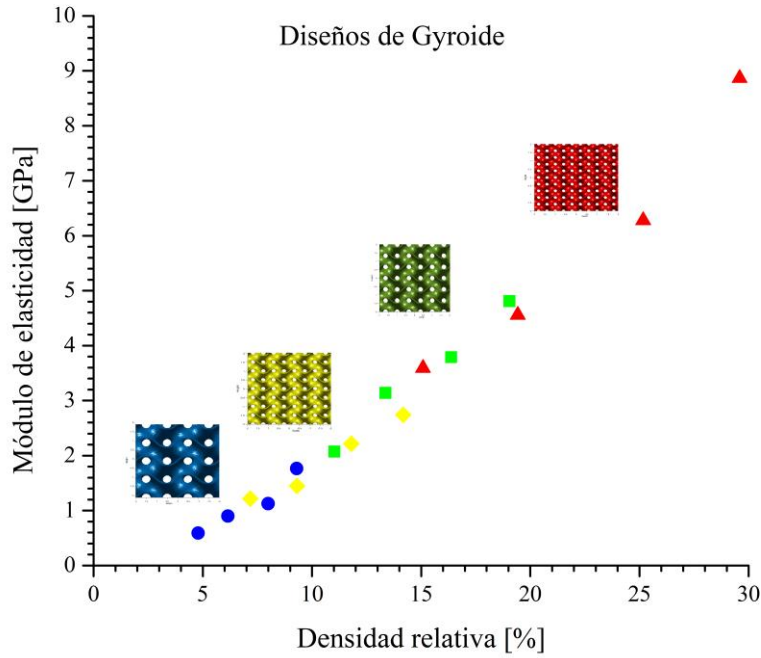


Figura 4-40: Comparación del Módulo de elasticidad en función de la densidad relativa para las distintas estructuras de Gyroide desarrolladas por E. Yang et al. [52].

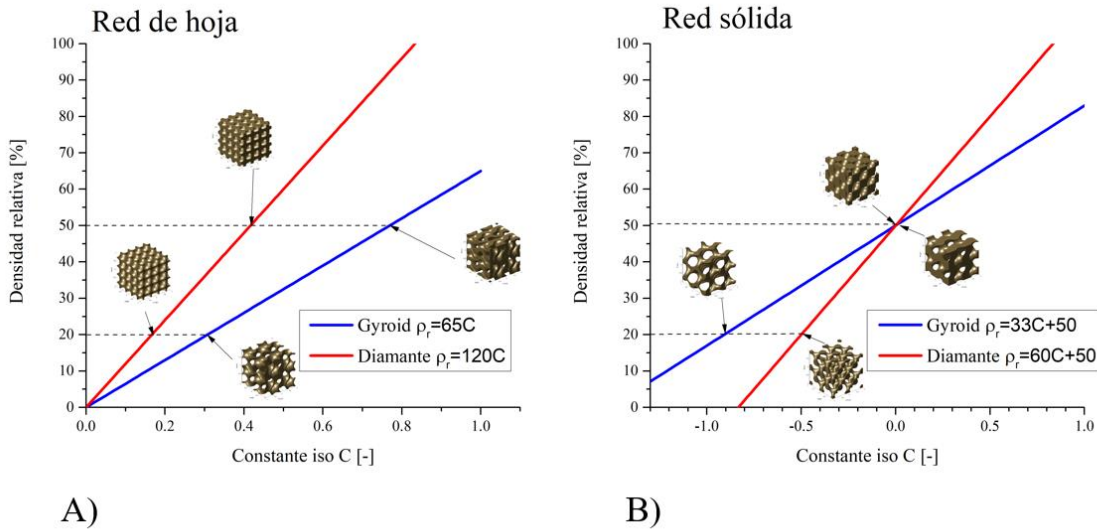


Figura 4-41: Densidad relativa para variaciones de la constante del Iso valor en estructuras basadas en TPMS Gyroide y Diamante. **A)** Red de hoja. **B)** Red sólida [50][52] y [47].

Finalmente, el estudio de E. Yang et al. reporta las siguientes conclusiones pertinentes, de las cuales han de ser consideradas en el desarrollo de la presente tesis:

1. La estructura Gyroide de Red sólida es deformada por pandeo, tal como se reporta en el estado del arte y el modelo de Gybson-Ashby.
2. El incremento del espesor de la superficie incrementa el módulo de elasticidad y esfuerzos a la compresión, el fenómeno se nota aún más cuando aumenta el número de celdas.
3. Las permutaciones que se hacen en el Gyroide no distan mucho unos de otros a pesar de las variaciones del espesor de las paredes.
4. La manipulación del tamaño de las celdas y espesor da la oportunidad de calibrar las propiedades mecánicas como módulo de elasticidad, esfuerzo a la compresión y absorción de energía por unidad de volumen.
5. La reducción del tamaño de la estructura incrementa la resistencia mecánica de la estructura con una extensión de la zona de deformación lineal como también el último esfuerzo a la deformación por compresión.
6. Se proporcionan resultados acerca de los factores más influyentes en la elasticidad y resistencia de la estructura Gyroide, donde se tiene desde la más influyente: número de celdas, espesor de la pared, tamaño del cuerpo y Iso valor.
7. Además, se desarrolla una estructura candidata a hueso humano cortical a partir de una proyección del análisis de influencia y resultados experimentales mostrados en la **Figura 4-40**. Las propiedades mecánicas son informadas en la **Tabla 4-4**.

Tabla 4-4: Propiedades mecánicas resultantes a partir de proyección de resultados estudiados en un Gyroide [52].

Topología	E'[GPa]	$\frac{\rho}{\rho_s}$	Ucs[MPa]	σ_{ys} [MPa]
7C40LW055V00	16.81	0.4656	~300	150.47

5 Capítulo 3. Diseño y desarrollo de estructuras TPMS

5.1 Una introducción desde la visión de los puntales, gradientes y geometrías simples.

Como se explicó anteriormente en los objetivos generales se busca de desarrollar una estructura que cumpla con los requisitos de biocompatibilidad con prioridad para la equivalencia mecánica en el *Módulo de elasticidad* y *Esfuerzo de fluencia*, también está la búsqueda de dimensiones viables en la microestructura tal que permita una colonización, reproducción de las células óseas y transferencias de los nutrientes a las células óseas presentes entre la estructura (bio-inspiración). El uso intensivo de un diseño poroso con matriz celular basado en estructuras TPMS permitirá un diseño donde se podrán ajustar las dimensiones y formas tal que se logre apuntar al objetivo exigido y al secundario. Como se puede observar en el estado del arte las aleaciones metálicas en general tienen propiedades mecánicas muy por encima del hueso cortical. Por ello distintos autores han hecho uso de configuraciones porosas para escalar las propiedades mecánicas logrando un espectro de resultados. Se presenta en la **Figura 5-1** donde hay estrategias basadas en TPMS y puntales, es importante destacar que los autores obtienen resultados para distintos tamaños de estructura tanto a nivel macro como a nivel micro. La importancia de este gráfico es mostrar las posibilidades, proyecciones de diseño, configuraciones y estado del arte, así poder tomar decisiones en base a lo que existe y afinar los diseños para el resultado que se apunta. Según el gráfico es posible responder a las necesidades mecánicas para la elasticidad en un rango de densidad relativa del 15 – 41[%], sin embargo, varias de esas configuraciones en el límite inferior no cumplen con los requisitos del *Esfuerzo a la fluencia* por ello se mostrará y analizará en detalle las investigaciones de terceros.

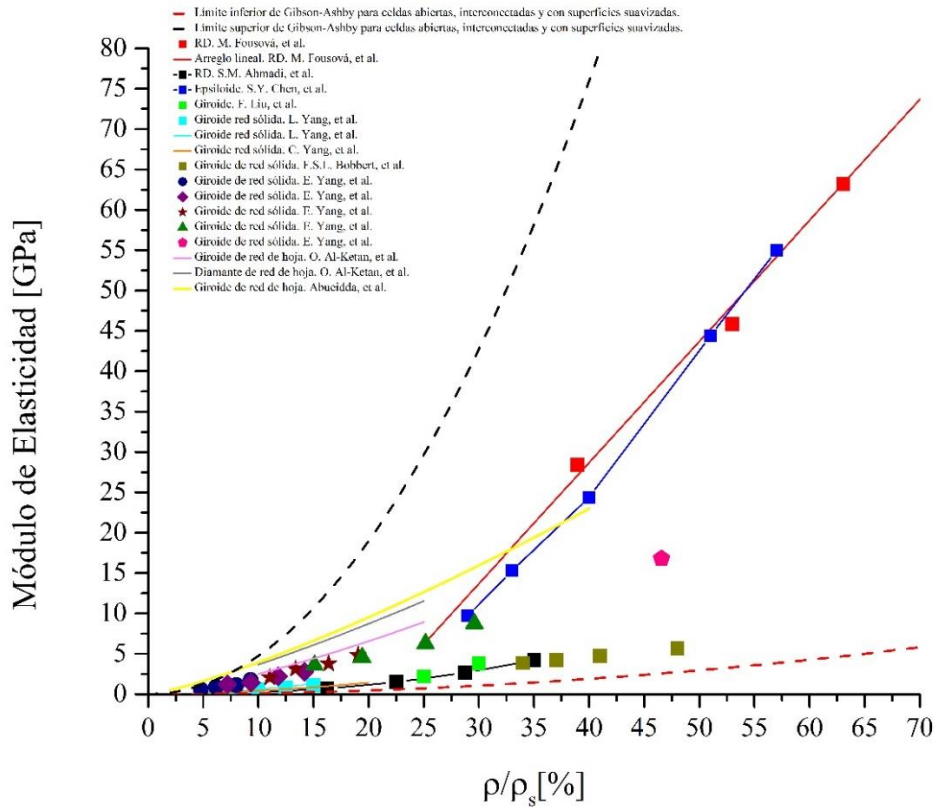


Figura 5-1: Registro de resultados experimentales para distintas estructuras de matriz celular basadas en TPMS y puntales (*Struts*), además las curvas punteadas en negro y rojo muestran los límites superior e inferior respectivamente según la ecuación para prototipado de Gibson-Ashby para celdas abiertas, interconectadas y con superficies suavizadas.

Una de las investigaciones encontradas (M. Fousová et al. [53]) declara que por medio de un gradiente en la porosidad se pueden lograr las configuraciones esperadas, sin embargo, en su diseño, no tienen superficies suavizadas que permitan una correcta adhesión celular. El gradiente corresponde a especímenes cilíndricos semi poroso (con superficies externas sólidas o con núcleos sólidos mostrados en la **Figura 5-2**) que a su vez por defectos propios del método de manufactura SLM tiene microporosidades internas no deseadas [53], aunque bastante menores en comparación a las porosidades diseñadas. Se reporta en **Tabla 5-1** la caracterización de porosidad y propiedades mecánicas de cada muestra con estos gradientes particulares.

Tabla 5-1: Caracterización de especímenes fabricados por medio de SLM y aleación de polvos metálicos de Ti-6Al-4V [53].

Espécimen	Porosidad diseñada [%]	Microporos internos [%]	σ_{ys} [MPa]	UCS [MPa]	ϵ [%]	E [GPa]
-----------	------------------------	-------------------------	---------------------	-----------	----------------	---------

Sin porosidad	0	0.78 ± 0.11	940 ± 10	989 ± 10	2.1 ± 0.9	118.9 ± 11.3
Porosidad en la superficie (1[mm])	37	0.9 ± 0.14	578 ± 21	1072 ± 10	26.0 ± 1.0	65.1 ± 12.2
Núcleo poroso	47	1.35 ± 0.07	422 ± 14	579 ± 1	18.6 ± 1	47.6 ± 11.2
Porosidad en la superficie (2[mm])	61	1.05 ± 0.07	257 ± 1	393 ± 22	18.9 ± 0.9	30.5 ± 2
Cuerpo poroso	79	0.15 ± 0.07	19.0 ± 0.4	21.5 ± 0.3	1.5 ± 0.1	—
Laminado al caliente	0	0	879 ± 7	1835 ± 23	20.5 ± 0.2	117.2 ± 3.3



Figura 5-2: Especímenes desarrollados para ensayo de compresión: Completamente sólido, con superficie sólida, con superficie porosa (1 y 2[mm]) y completamente poroso [53].

Las estructuras recién mostradas corresponden a diseños basados en *Puntales* de Rombos dodecaedros [54], se mantiene el diseño de toda la micro y macroestructura (Revisar **Tabla 5-2** con la caracterización de la estructura base). Sin embargo, M. Fousová et al. [53] recurre en reconfigurar aspectos para reforzar en sentido anisotrópico las propiedades por medio de estructuras completamente sólidas, tales como el núcleo y la superficie como se mostró anteriormente, de esa manera no solo refuerzan las propiedades de interés sino que en consecuencia baja la ponderación del nivel de porosidad de la estructura sin afectar el tamaño de los puntales y de los diámetros de poros, o visto desde otra perspectiva hace variar (gradiente seccionado) la densidad relativa de la estructura en función del radio. Las propiedades mecánicas sin los refuerzos sólidos son bastante inferiores, tal que no logran estar dentro de la elasticidad mecánica objetivo del tejido óseo. En la **Tabla 5-1** y **Tabla 5-4** se puede contrastar esto, dando a entender la obligatoriedad de tener el refuerzo, pues las

capacidades mecánicas no son suficientes en una estructura completamente porosa, inclusive, al cambiar las estrategias en la forma o morfología de la estructura y densidad relativa no lograrían resultados aceptables para alto nivel de porosidad (60 – 85[%]), tal y como se observa en los resultados de Ahmadi et al para estructuras de celdas unitarias de cubos, diamante, cubo truncado, cubo dodecaedro truncado, rombo dodecaedro, haz octeto [54]. Es relevante señalar que el diseño con superficie cerradas no es adecuado con la biocompatibilidad, porque presenta sus fronteras completamente cerradas por lo cual no permite una proliferación de las células óseas dentro de los poros de la estructura y solamente permitiría en la superficie externa, la frontera.

Tabla 5-2: Propiedades morfológicas de la estructura porosa original sin refuerzos para ensayo de compresión [54].

Estructura	Densidad relativa por Arquímedes [%]	Diámetro del puntal (diseño) [μm]	Tamaño de poro (diseño) [μm]	Celda unitaria [mm]	Diámetro de la estructura [mm]	Altura [mm]
Rombo dodecaedro cilíndrica (RD-2)	17	310	1190	2	8	12

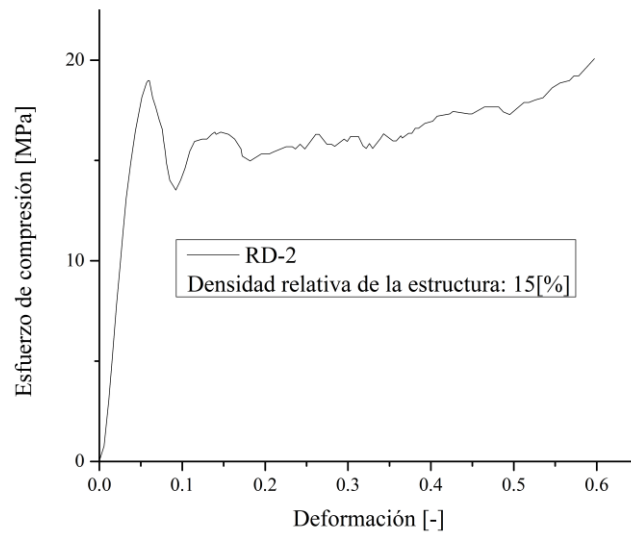


Figura 5-3: Curvas de resultados experimentales de Esfuerzo a la compresión en función de la deformación para estructuras con celdas unitarias basadas en puntales de rombo dodecaedro con densidad relativa del 15[%] según diseño, la densidad por ensayo de Arquímedes es de 17[%] [54].

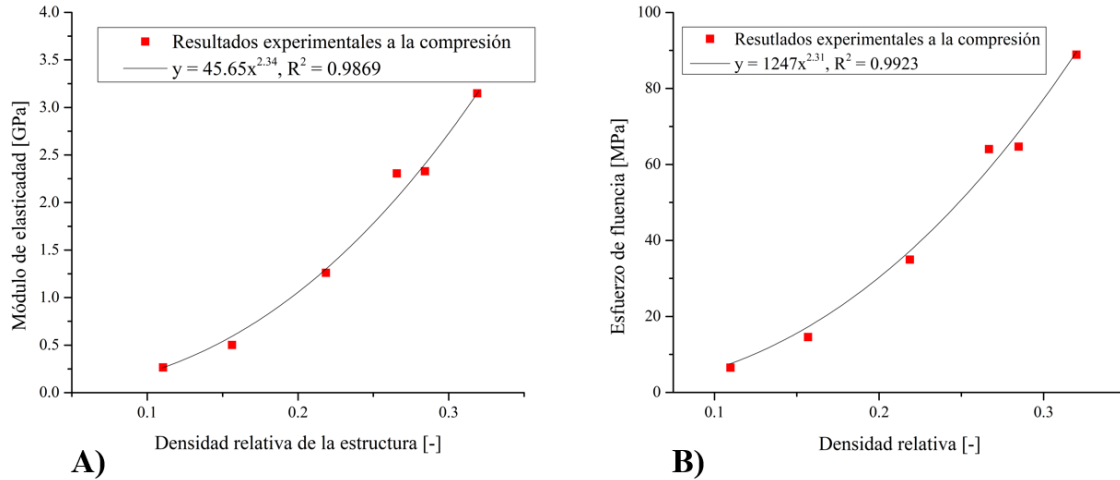


Figura 5-4: Resultados experimentales a la compresión para Rombo dodecaedro de distintas densidades relativas. A) Resultados del Módulo de elasticidad. B) Resultados para Esfuerzo de fluencia [54].

Ahora bien, a partir de los resultados experimentales del autor (*M. Fousová et al.* [53]) presentados en la **Tabla 5-1** (que son muy importantes para esta investigación por su relevancia en el uso de refuerzos para llegar a los resultados objetivo) se fabrican 4 muestras por cada densidad relativa y en horizontal para lograr la mejor calidad posible en sus uniones. Además, se registran los resultados desarrollando un arreglo lineal aceptable ($R^2 > 98\%$) en función del nivel de porosidad de diseño. El arreglo lineal es una ecuación que definirá el Módulo de elasticidad (E), Esfuerzo de fluencia a la compresión (Y_{cs}) y Esfuerzo a la última compresión (U_{cs}) en función de la porosidad.

$$Y = -A \cdot p + B \tag{23}$$

Dónde Y representa la propiedad mecánica particular, p la porosidad, A y B constantes del arreglo lineal presentadas en **Tabla 5-3**, y en la **Tabla 5-5** el comportamiento de la función según la propiedad.

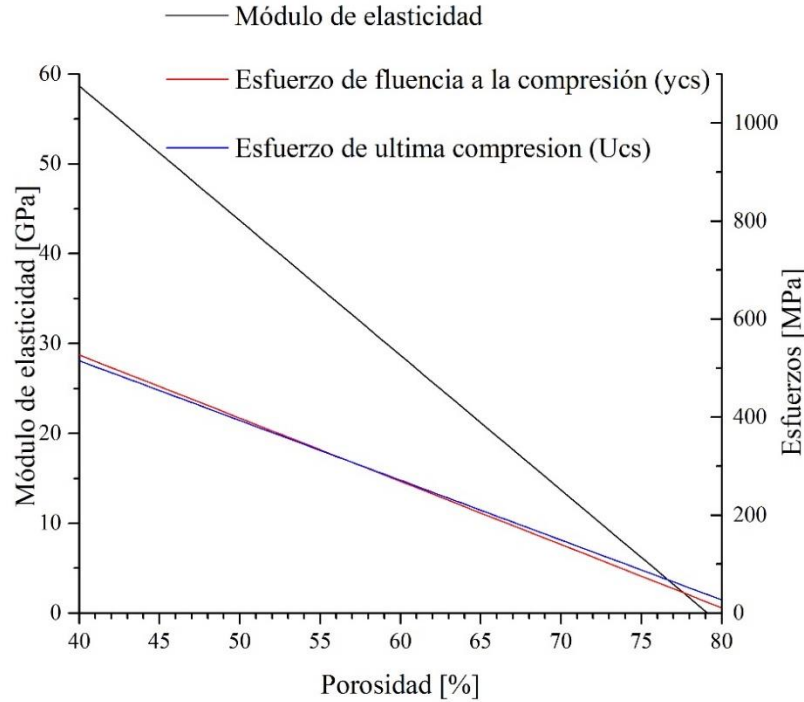


Figura 5-5: Resultados de propiedades mecánicas a la compresión en función de la porosidad. Las curvas son arreglos lineales definidas con la ecuación (23) [53].

Tabla 5-3: Valores para ecuación para distintas propiedades mecánicas. R^2 es el coeficiente de determinación que indica que tan bueno es el arreglo de la ecuación [53].

	A	B	R^2
E	1.5	118.7	0.998
Y _{cs}	12.9	1043.0	0.999
U _{cs}	23.5	1836.1	0.982

A partir de la **Tabla 5-1** con la superficie porosa con 2[mm] de espesor y núcleo sólido se obtiene el mejor resultado de este autor, tal resultado encaja con los huesos humanos corticales. Dependiendo de la particularidad del hueso el módulo de elasticidad está en un rango de 7 – 25[GPa] (siendo más acotado) y un último esfuerzo a la compresión de 190 – 393[MPa] [55]. En consecuencia, se podría reducir el módulo de elasticidad aumentando el espesor de la superficie porosa (reduciendo el núcleo sólido) o inclusive dando ajuste fino con la densidad a partir del rediseño de los puntales o la topología de la estructura, que efectivamente puede influenciar en los resultados finales. Aparentemente con el arreglo lineal se puede proyectar la porosidad máxima que se puede tener para llegar para estar en los límites posibles de diseño. Con una porosidad del 67[%] se podría tener una elasticidad de 18.2[GPa], esfuerzo a la fluencia de 178.7[MPa] y ultimo esfuerzo a la compresión de 261.6[MPa]. Como se puede ver la introducción de porosidad logra reducir el módulo de elasticidad desde 110[GPa] hasta unos aceptables 30.5[GPa] en el límite superior del resultado objetivo. De la estructura sólida desprende alta resistencia y buen rendimiento mecánico, mientras que las partes porosas ayudan a

evitar el apantallamiento de tensiones, una mejor fijación y recepción del implante junto al desarrollo de células óseas. Por ello el uso de un gradiente de densidad es interesante y vanguardista. Sin embargo, en el estudio presentado por *Ahmadi et al.* [54] y *Fousová et al.* [53] se puede mejorar el desempeño mecánico y de biocompatibilidad de la estructura al apuntar el desarrollo de la estructura por otras alternativas no basadas en puntales, sino que en TPMS, pero de ello se hablara más adelante.

El desarrollo de estructuras porosas, pero con geometrías menos complejas como es el caso de lo desarrollado por *S.Y. Chen et al.* se dan resultados del Módulo de elasticidad de 15[GPa] y esfuerzo de fluencia de 129[MPa] para una porosidad de 67[%], también haciendo uso de probetas cilíndricas de 6[mm] de alto y 10[mm] de diametro [56]. Al comparar con el límite inferior de los resultados de *M. Fousová et al.* se aprecia una proximidad no menor pues, en ambos reportes se concluyen resultados para porosidad de 67[%] (proyectando los resultados de *Fousová et al.*) pensando en huesos corticales humanos. Sin embargo, la estrategia usada por *S.Y. Chen et al.* corresponde a poros abiertos (no se informa que los poros estén interconectados) con forma de cilindros elípticos como se muestra en la **Figura 5-6** y **Figura 5-7**, a diferencia de la estructura de puntales que fue reforzada con un núcleo o superficie sólida, se puede destacar que su topología presenta un evidente refuerzo a la compresión por la forma estirada en la vertical del poro y un cuerpo sólido donde las dimensiones del diámetro son superiores a la altura (cuerpo achatado), lo cual produce valores mayores para el *esfuerzo a la compresión*. En sus objetivos busca desarrollar poros tales que aparte de cumplir con las propiedades mecánicas también se logre un desarrollo del tejido en los poros, por lo cual el diseño de la microestructura toma fuerza y se habla de que los tamaños de poros deben ser mayores que 300[μm] y llegar hasta 800[μm], de esa forma logrando una mejor osteogénesis [57]. Los poros pequeños son más propensos a la hipoxia (insuficiente concentración de oxígeno en los tejidos como para mantener funciones de las células), mientras que los poros alargados son buenos para la vascularización por lo tanto para la osteogénesis [10]. A partir de lo anterior se presenta el sumario de diseño y resultados, cabe destacar que la investigación de *S.Y. Chen et al.* es también en polvos de aleación metálica de Ti-6Al-4V fabricando las muestras por medio de SLM.

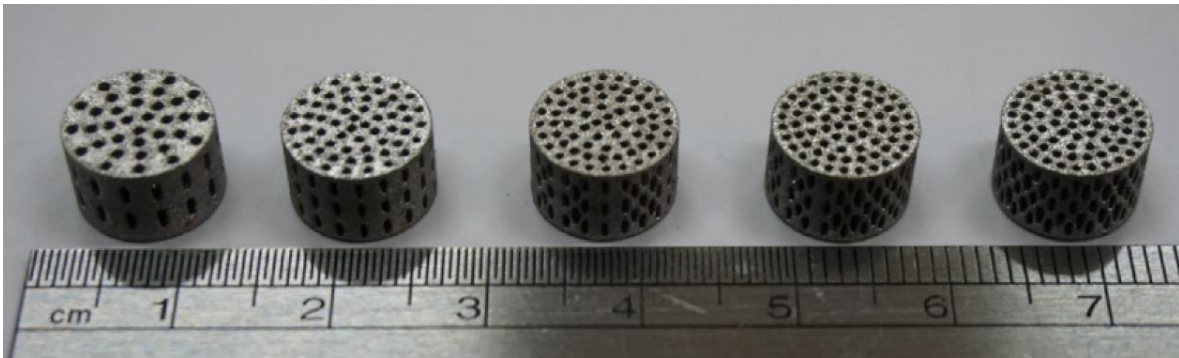


Figura 5-6: Especímenes porosos de Ti-6Al-4V fabricados por SLM. El nivel de las porosidades va de izquierda a derecha y son las siguientes: 43[%], 49[%], 60[%], 67[%] y 71[%] [56].

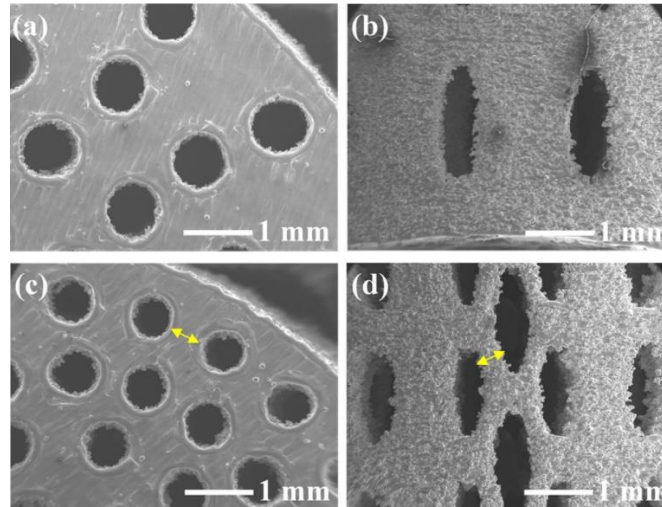


Figura 5-7: Imagen SEM tomadas desde vista superior (a) y (c), y vista lateral (b) y (d) [56].

Tabla 5-4: Reporte de los resultados de las propiedades mecánicas y características de la microestructura de los especímenes, además de la diferencia entre diseño fabricación [56].

Porosidad diseñada [%]	Porosidad real [%]	Módulo de elasticidad [GPa]	Esfuerzo de fluencia [MPa]	Tamaño de poro vista superior [μm]	Tamaño de poro vista lateral [μm]	Espesor de paredes vista superior [μm]	Espesor de paredes vista lateral [μm]
40	43 ± 0.4	55.0 ± 2.4	564.7 ± 3.1	749 ± 19	964 ± 20	833 ± 449	1110 ± 315
50	49 ± 0.9	44.4 ± 1.3	465.4 ± 2.1	559 ± 35	787 ± 25	591 ± 160	857 ± 281
60	60 ± 0.4	24.4 ± 1.0	233.9 ± 3.4	589 ± 33	799 ± 68	488 ± 152	506 ± 238
70	67 ± 0.4	15.3 ± 1.4	128.7 ± 5.6	564 ± 37	783 ± 68	461 ± 126	459 ± 240
80	71 ± 0.1	9.7 ± 1.9	62.0 ± 7.9	559 ± 52	786 ± 39	427 ± 89	396 ± 204

Cabe destacar que en los resultados del autor en la **Tabla 5-4** se sigue el modelo experimental de Gibson-Ashby para escalar y predecir propiedades mecánicas, y se dan con muy buen ajuste para la constante y exponente clásica recomendada (aunque no sea poros interconectados) para el módulo de elasticidad ($R^2 = 0.992$, $\alpha = 1.5$ y $n = 2$) y esfuerzo de fluencia ($R^2 = 0.932$). La mayor desviación se da para la fluencia donde los puntos experimentales se alejan de la curva cuando se dan densidades relativas más bajas que el 30% (al ser más alta la porosidad), el esfuerzo a la fluencia decrece más rápido a medida que cae la densidad relativa de la estructura. Desde otra perspectiva, en trabajos anteriores presentes en la literatura, se arrojan constantes inferiores para método de metalurgia de polvos tradicionales (espaciadores) [58] en estructuras de poros abiertos para igual rango de densidad relativa estudiada. Esos resultados implican que el método de manufactura por SLM logra una mayor unión en la estructura (más sólida y una fusión más completa de los polvos metálicos) [58], fenómeno que se ve reflejado en mayores valores para las propiedades mecánicas, y por supuesto las constantes del modelo de Gibson-Ashby se aproximarán más a sus límites superiores. Como se puede ver para

este caso particular de las muestras el modelo puede predecir aproximadamente bien las dos propiedades mecánicas comentadas.

5.2 Topología de Gyroide para estructuras de Ti-6Al-4V apuntado a huesos corticales

En la investigación de *E. Yang et al.* [52] que busca identificar los efectos de los parámetros de diseño en la estructura TPMS del tipo Gyroide de red de hoja explicado anteriormente en el capítulo 4.3.2. A su vez que los resultados que obtuvo experimentalmente le permitieron proyectar una estructura que se encuentre dentro de los valores del Módulo de elasticidad y Esfuerzo de fluencia del hueso cortical (16.81[GPa] y 150.47[MPa]). Sin embargo, las longitudes tanto micro como macro de la estructura están muy por encima de lo que corresponde a esta investigación, por lo cual nos permite entender que a pesar del tamaño el cuerpo, el nivel de porosidad diseñada y proyectada (54.44[%]) logra estar estrechamente vinculado al modelo de escalamiento de Gibson-Ashby. Tales resultados y dimensiones hacen que este tipo de estructuras sean candidatos para desarrollar casos de estudios para huesos corticales humanos [52], pues si se analiza en detalle efectivamente son estructuras muy atractivas para lo que se apunta además de ser óptimas para la compresión en rangos de baja densidad relativa, reducen la concentración de esfuerzos gracias a que sus superficies son suavizadas ergo no cuentan con puntales, y que además permiten una mejor adhesión celular y con ello el desarrollo de tejido óseo. No obstante, es muy importante recalcar en otro estudio, de *C. Yan et al.* [59] donde se dan resultados muy prometedores para especímenes de dimensiones de $25 \times 25 \times 15$ [mm³], asociados a la estructura Gyroide. Los resultados que lograron obtener están en el rango de las propiedades mecánicas esperadas, pero aún más sorprendente es que tales valores se encuentran al mismo nivel de porosidad que los huesos corticales y trabeculares humanos (revisar **Tabla 5-5**). También hace uso de la aleación Ti-6Al-4V y las probetas fabricadas por medio de SLM en donde logra altas calidades de fusión, pues logra que los ligamentos tengan densidades relativas en torno a $99.2 - 99.5 \pm 0.3$ [%], siendo que estos diseños son muy complejos de hacer por el ancho de las paredes entre otros motivos, además que la densidad relativa de la estructura es del orden del 5 – 20[%] para enfoque trabecular y 90 – 95[%] para enfoque cortical (estos resultados corticales son proyecciones para altas densidades relativas y que están muy por encima del rango de densidades relativas trabajadas experimentalmente).

Cabe resaltar que los tamaños de las celdas unitarias diseñadas hacen variar las propiedades y más aún afectan cuando se trabaja en densidades bajas. *C. Yan et al.* hacen diseños para 9 casos distintos y con celdas unitarias de 3[mm], 3.5[mm], 4[mm], 4.5[mm], 5[mm], 5.5[mm], 6[mm], 6.5[mm] y 7[mm] [59] (utilizó una estructura grande en comparación a las de otros autores ya nombrados). Esto se demuestra en uno de sus estudios donde analiza la variación de las propiedades mecánicas a la compresión para todas las permutaciones de tamaño de celda unitaria y densidad relativa de la estructura total, y se da que las celdas unitarias más chicas tienen capacidades mayores, de las cuales la de 3[mm] es la que se encuentra en el mayor punto para cada orden de densidad relativa [60], como se muestra en la **Figura 5-8**. Tal estudio también es verificado por *E. Yang et al* en el análisis de los parámetros más influyentes (explicado anteriormente en el marco teórico). Ahora bien, los resultados que logra el autor respecto al Módulo elástico arrojan un muy buen ajuste para el modelo de

escalamiento de Gibson-Ashby donde $R^2 = 0.997$, lo que nos demuestra buen ajuste de los datos a la curva que ha sido desarrollada con las constantes experimentales ($\alpha = 0.19$ y $n = 1.71$), sin las idealizaciones clásicas recomendadas para superficies suavizadas, interconectadas y abiertas [44], pero dentro de los valores esperados para la constante y exponente según la **Tabla 4-1**. Debido al nivel acotado de las densidades relativa en particular muy pequeñas es adecuado haber considerado tal uso de las constantes y no las clásicas recomendadas para celdas abiertas, interconectadas y de superficies suavizadas, sino la curva difiere mucho de los resultados que obtuvo y las conclusiones del investigador podrían ser erradas.

Tabla 5-5: Comparación de propiedades mecánicas y porosidad entre la aleación Ti-6Al-4V y huesos humanos [59].

Material	Porosidad [%]	Tamaño de poro [μm]	Módulo elástico [GPa]	Esfuerzo de compresión [MPa]
Gyroide de red sólida	80 – 95	560 – 1600	0.13 ± 0.02 1.25 ± 0.04	6.50 ± 1.62 – 81.30 ± 2.60
	5 – 10	–	17.45 – 19.14	1342 – 1481
Hueso trabecular	50 – 90	–	1.08 ± 8.0	25.0 ± 8.1
Hueso cortical	5 – 10	–	18.2 ± 0.85	205 ± 12.6

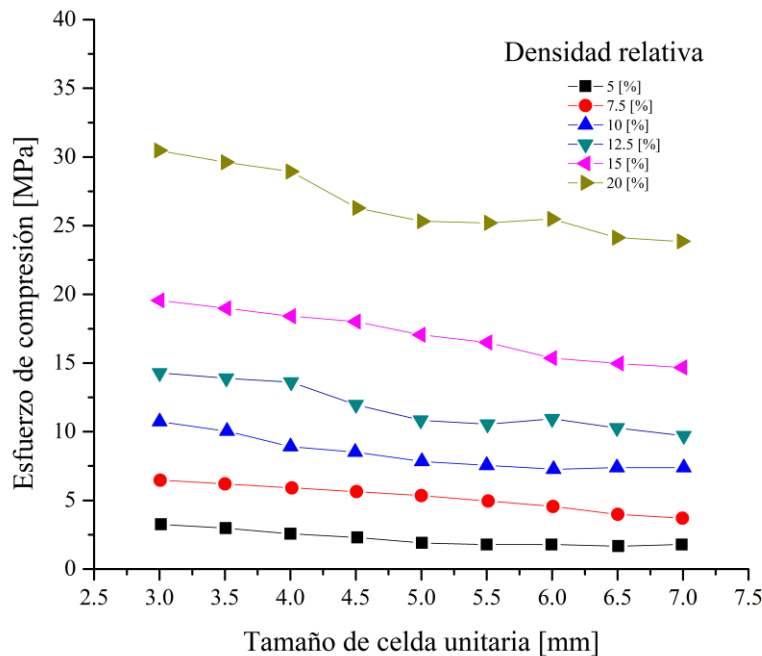


Figura 5-8: Variación del esfuerzo de compresión para celdas unitarias con diferentes densidades relativas [60].



Finalmente, *E. Alabort et al.* [47] estudio el diseño de estructuras para el reemplazo de hueso (Ti-6Al-4V) por medio de manufactura aditiva. Desarrolló muestras cilíndricas de 12[mm] de alto y con 12[mm] de diámetro, con el fin de obtener las propiedades del hueso cortical. El diseño consistió en una estructura de celosía de Gyroide de red sólida para agregar la porosidad, que cuenta con un tamaño de celda unitaria de tan solo 1[mm]. Este tamaño de celda está dentro del óptimo para el desarrollo del tejido óseo [47]. Sin embargo, al tratar de una celda unitaria muy pequeña sumado a la baja densidad relativa del diseño termina generando que los resultados de la densidad relativa de la estructura tienden a diferir de la densidad diseñada pues su manufactura se dificulta por el nivel de precisión y optimización de los parámetros de fabricación requeridos para fundición completa de los polvos metálicos. Ahora bien, el autor declara la viabilidad de su diseño para imitar las propiedades del hueso cortical y trabecular, en términos del módulo de elasticidad y esfuerzo a la fluencia tal y como se presentan en la **Tabla 5-6** [47]. Al ver tales resultados experimentales planteados por *E. Alabort et al.* se hace ahínco que efectivamente el camino de una estructura TPMS del tipo Gyroide puede ser desarrollado y abordado para casos trabeculares ($\rho_r \leq 20[\%]$ para ambas propiedades mecánicas) y corticales ($\rho_r \geq 30[\%]$ respecto a la elasticidad de la estructura) pensado en específico para el tamaño macro de la estructura planteado por este autor.

Tabla 5-6: Resultados experimentales del módulo de elasticidad y esfuerzo a la fluencia para 3 muestras cilíndricas de Gyroide en función de la densidad relativa [47].

Densidad relativa de diseño [%]	Densidad relativa real [%]	E[GPa]	σ_{ycs} [MPa]
15	≈ 20	≈ 1.44	24.84
25	≈ 30	≈ 3.00	51.53
50	≈ 51	≈ 4.17	129.23

6 Capítulo 4. Metodología

El desarrollo de este trabajo se basó fundamentalmente en la investigación de la literatura, los reportes experimentales y acotaciones de los distintos autores, a su vez que sus resultados quedan presentados como proyecciones, pues de todas formas deben ser corroborados exclusivamente de manera experimental. Como se puede observar en el marco teórico, este se divide en dos grandes temas, el primero corresponde a los parámetros más influyentes y su correcta optimización para el método de manufactura aditiva SLM tal que se obtengan trazados y probetas con una densidad relativa sobre el 99[%], así reduciendo al máximo las porosidades no deseadas. El segundo corresponde al análisis y diseño de las estructuras de celosías sólidas tal que cumpla con imitar las propiedades mecánicas y biológicas. Tales diseños se logran por medio de la inducción de porosidades previamente estudiadas y configuradas. La estrategia general de la metodología se presenta en la **Figura 6-1** de a continuación.

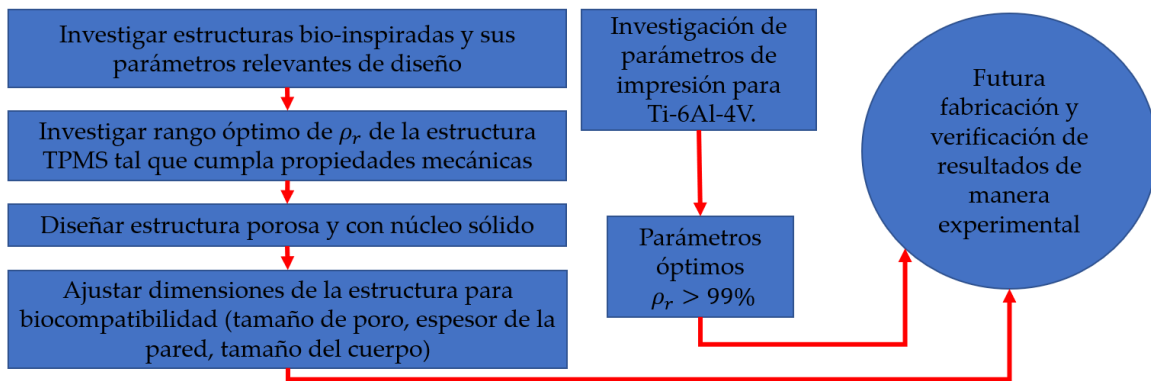


Figura 6-1: Esquema de metodología.

6.1 Establecimiento de parámetros óptimos para la fabricación

El estudio de la máxima densidad relativa para el método de manufactura aditiva SLM haciendo uso de la aleación Ti-6Al-4V se llevó a cabo a partir de la recolección intensiva de la siguiente información.

1. Fabricación de probetas por medio del método de manufactura SLM.
2. Identificar y listar los parámetros más usados.
3. Listar los valores usados en cada parámetro y su resultado respecto a la densidad relativa.
4. Identificar y listar el modelo y marca del equipo usado.
5. Referencia usada

La información recolectada se filtró para valores de densidad relativa superiores al 90[%], donde se detallaron en una lista los siguientes parámetros relevantes con sus valores.

1. Densidad relativa en términos de porcentaje y de densidad.
2. VED.
3. Potencia del láser.
4. Velocidad de escaneo.
5. Espesor de la capa.
6. Espaciado.
7. Patrón de escaneo.
8. Diámetro de partícula
9. Impresora usada
10. Referencia usada

Además de la lista con todos los valores y parámetros de interés se realizaron dos mapas para identificar los rangos de valores donde la densidad relativa es más alta. Para ello la confección de los mapas o gráficos presentaron una nube de resultados coloreados para identificar las zonas con máximas densidades relativas en función de los tres parámetros más influyentes en el uso de los equipos. Al mismo tiempo para la confección se mostró un gráfico con todos los resultados investigados y otro gráfico con la información filtrada para resultados sobre 99[%], y para corroborar el peso del gráfico con la información filtrada se debe entregar un histograma donde se hace el conteo de los resultados en función de la densidad relativa lograda.

Finalmente, con los datos recolectados se explicitó la combinación de parámetros con sus respectivos valores y equipo usado donde se logró la máxima densidad relativa posible. A su vez se indicaron los rangos y tendencias de los otros valores no graficados por su nivel de influencia (pero no menos importantes), haciendo ahínco en su análisis.

A partir de la información recolectada fue menester plantear una previa verificación de los resultados para el posible equipo a usar en futuros trabajos, pues como se sabe cada marca o equipo tiene sus propias prestaciones y diferencias. Combinando tales parámetros previamente optimizados se tendrá una disminución importantísima de las porosidades no deseadas y propias del mismo proceso de fabricación. Para verificar los resultados se deberá fabricar una probeta normada por ASTM E8M 2016, a tracción constante de $1 \left[\frac{\text{mm}}{\text{min}} \right]$ en un equipo servo hidráulico, a temperatura ambiente y haciendo tres pruebas por muestra. Así se podrán comparar las propiedades mecánicas de la fabricación aditiva con las capacidades mecánicas correspondientes a la aleación y a su vez el nivel de porosidad propia de SLM. En la **Figura 6-2** se identificó la geometría que se debe fabricar según la norma.

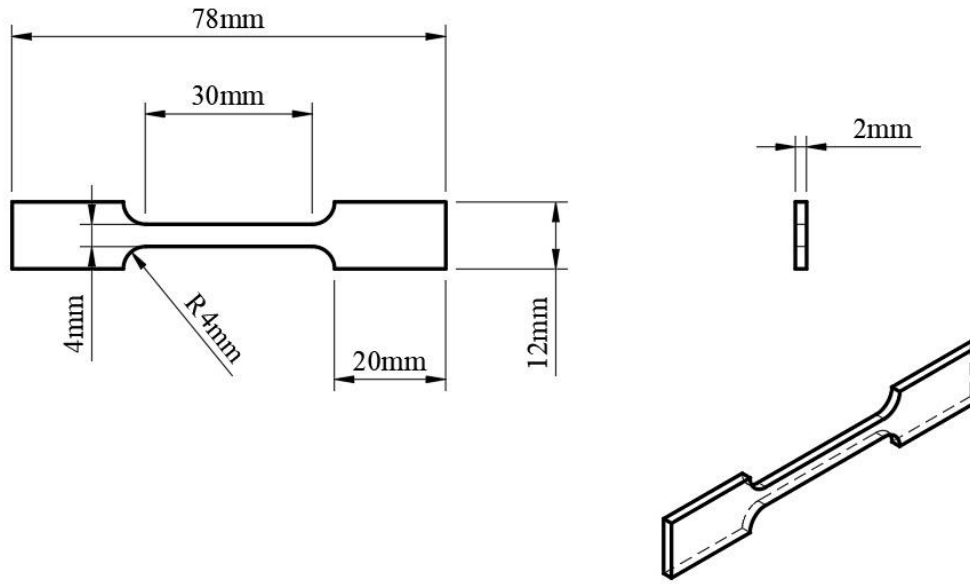


Figura 6-2: Vistas de la probeta normada según ASTM E8M 2016, apta para ensayo de tracción.

6.2 Planteamiento de la densidad relativa de la estructura

Para el diseño correcto de probetas porosas se debió analizar lo presentado en el marco teórico y circunscribiéndose a restricciones geométricas presentadas en la **Figura 6-3**, propiedades mecánicas esperadas y capacidades de aceptación biológica. Con el marco teórico se detalló información experimental de otros con resultados y distintas estrategias, cada una con ventajas y desventajas. Independiente del material usado. No obstante, para el presente trabajo se requiere la mejor estructura posible, que pueda cumplir a nivel de proyección en base a los trabajos de terceros los objetivos encomendados. Se debió encontrar estructuras bioinspiradas y poder diseñarlas.

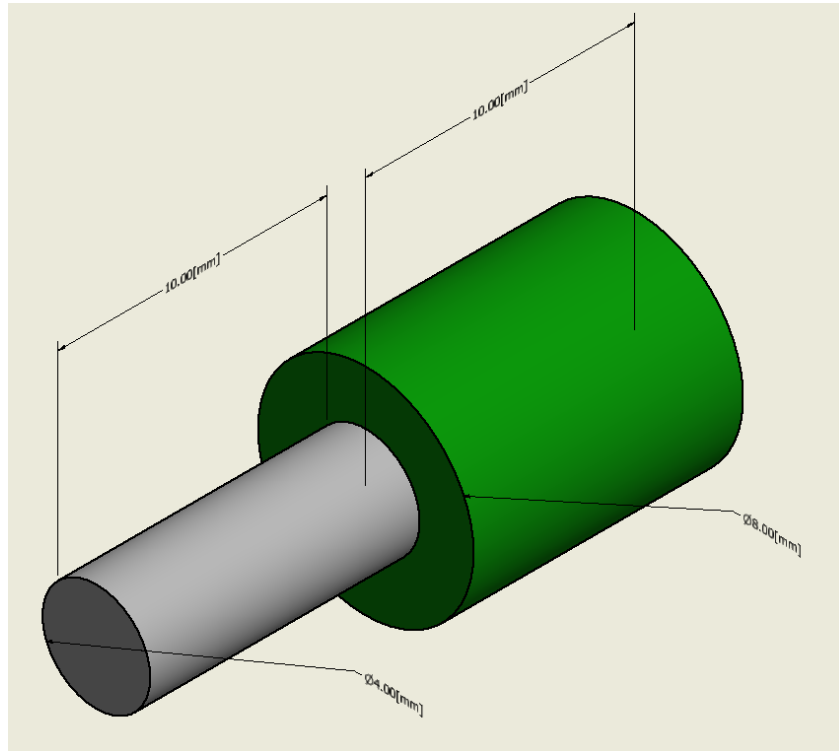


Figura 6-3: Restricciones geométrica de la probeta porosa cilíndrica. El cuerpo verde corresponde a la parte de interés, la probeta porosa y la parte gris a un sujetador para su manipulación previo ensayo de compresión.

Para lograr identificar la tendencia se debió hacer una recopilación de los resultados obtenidos por terceros que correspondan exclusivamente a fabricaciones por medio de SLM y haciendo uso de la aleación Ti-6Al-4V e identificando las estrategias o tipos de estructuras usadas. Se tuvo que hacer la identificación del módulo de elasticidad y esfuerzo de fluencia en función de la densidad relativa de las estructuras porosas, idealizando que las estructuras usadas por los autores tienen sus celosías trazadas perfectas. Al graficar tal información se obtuvo una nube de puntos en donde a cada referencia se le trazara una curva para tener visualización por donde es posible ver la tendencia de sus resultados, a su vez que al ir agregando trabajos de terceros en el gráfico se generó una zona de donde será posible trabajar, es decir, la densidad relativa para diseñar una estructura optima a los objetivos presentados.

6.3 Caracterización del diseño de Gyroide con y sin núcleo sólido

La selección de la estructura a usar debió ser justificada en torno a sus capacidades mecánicas, que sea bio-inspirada, factibilidad de fabricar, que sea posible de describirla matemáticamente. Obtenida la estructura se explicitó su caracterización, declarando la celosía usada, sus dimensiones como tamaño de celda unitaria, espesor de la celosía, diámetro del poro y otras dimensiones longitudinales relevantes en su diseño (las de refuerzo). A su vez se dio especial interés a las densidades relativas entorno a las celosías usadas como la densidad relativa de la estructura completa, como un compuesto.

Con tales valores de densidad relativa se debió que hacer análisis con la ecuación de G-A haciendo uso de las constantes idealizadas ($\alpha = 1.5$; $n = 2$) y compararlos con resultados experimentales de terceros que se encuentren en las densidades relativas de este trabajo, mismo material y próximos en tamaños. Dentro de la caracterización se sondeó la posibilidad de analizar por medio de simulaciones las propiedades mecánicas del tipo de estructura considerando que se hace uso del método de SLM.

Como se mencionó en la *Introducción* se usó el software *MSLattice* para el diseño y desarrollo de las probetas, en específico lo que corresponde a las celosías, el tipo de archivo que entrega este programa es únicamente *STL*, sin embargo, debido a la cantidad de polígonos que se usa para generar la estructura, junto a la relación de tamaño de celda unitaria y tamaño total del cuerpo no es posible convertirlo a *F3D*, *IPT*, *DWG*. Resultó imposible para el computador hacer tal conversión. Ahora bien, para lograr escalar las propiedades mecánicas como se tiene planeado no es suficiente usar *MSLattice*, es por ello que por medio del programa *Fusion 360* trabajando la probeta porosa como un archivo *STL* se pudieron diseñar refuerzos. En la **Figura 6-4** de a continuación se muestra la interfaz y las opciones de selección para el diseño. El programa *MSLattice* permite diseñar estructuras en forma de paralelepípedo, cilindro y esfera, además se pueden hacer diseños con variación de la densidad relativa o del tamaño de la celda unitaria en una única dirección. Las opciones de la interfaz permiten definir el tipo de red, la densidad relativa en términos porcentuales, las dimensiones de la celda unitaria y dimensiones macro en centímetros, y la densidad del mallado (cantidad de polígonos). A partir de la configuración ingresada se puede elegir de salida una estructura con superficies sin cerrar (Isosurface) o una con las superficies o bordes conectados (Lattice), por lo tanto, cerrado.

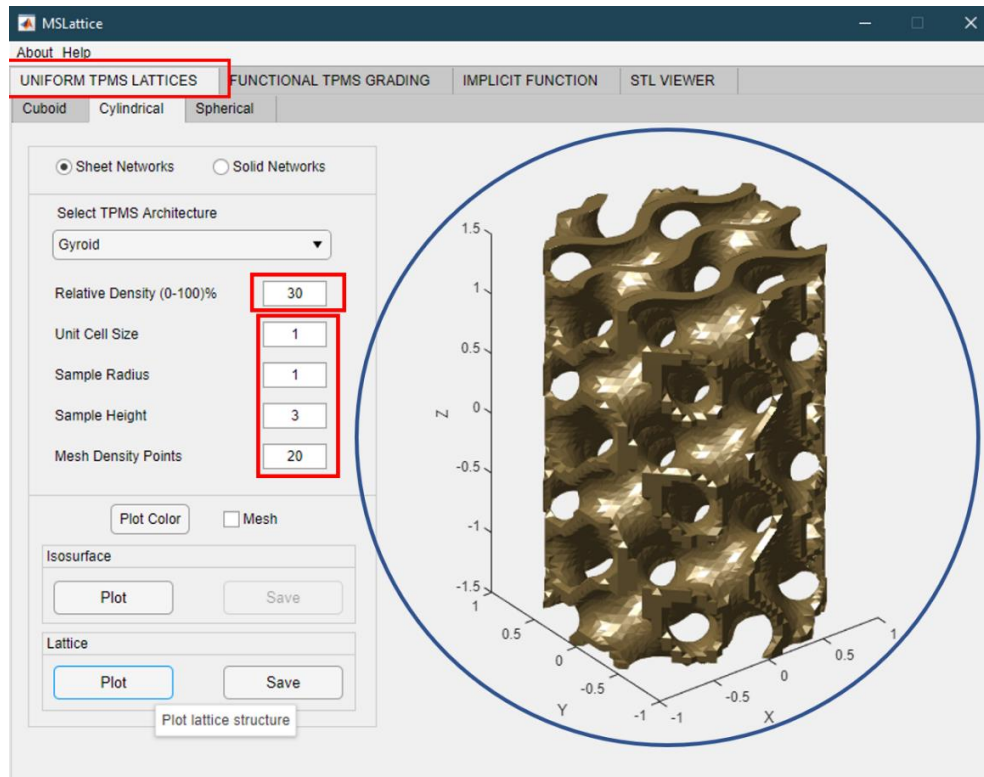


Figura 6-4: Interfaz de MSLattice [61]. Se tiene la visualización de la estructura TPMS en formato STL.

Los elementos desarrollados en STL se pueden encontrar en el siguiente [Link de acceso a estructuras TPMS](#) previa solicitud de acceso por correo del autor. En tal hipervínculo se encontrarán las estructuras anteriormente nombradas y detalladas en los resultados con el siguiente formato.

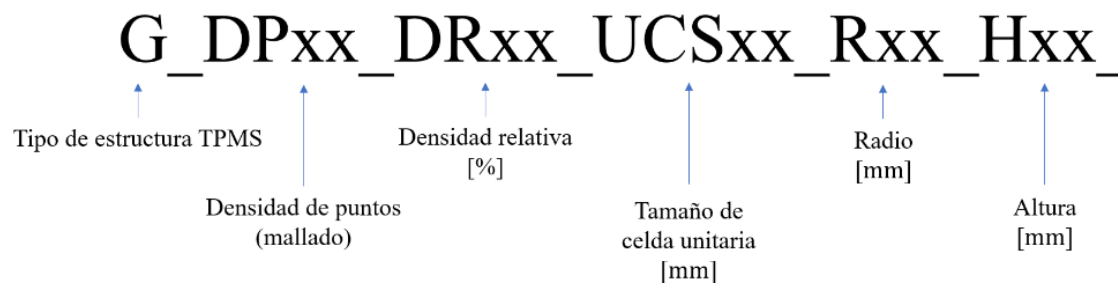


Figura 6-5: Formato para identificar características de diseño de cada estructura.

7 Capítulo 5. Resultados

Los resultados presentados en la sección de optimización de parámetros de fabricación obedecen a selecciones previamente optimizadas por los reportes encontrados en la literatura, haciendo uso de aleación de polvos metálicos de Ti-6Al-4V, pero con distintos equipos SLM. Mientras que en la sección de las estructuras TPMS a partir de lo descrito anteriormente en el marco teórico y resultados de terceros se proyectarán los resultados, serán presentados en un rango de posibles valores esperados para simular el hueso humano. Esto es un primer acercamiento para luego desarrollar un estudio experimental que permita fabricar estas estructuras y evaluar sus propiedades mecánicas, para luego contrastar con los resultados obtenidos en el presente trabajo de título. A continuación, se presentan los resultados de los diseños planteados.

7.1 Establecimiento de parámetros óptimos para la fabricación

Se informa que los parámetros óptimos más influyentes y usados en la fabricación por medio de SLM haciendo uso del biomaterial Ti-6Al-4V son los siguientes (ver **Figura 3-6**):

1. Relacionado con el láser: potencia del láser.
2. Relacionado con el escaneo: velocidad de escaneo, espaciado y patrón de escaneo.
3. Relacionado con los polvos: distribución del tamaño de partícula, espesor de la cama de polvos, propiedades del material.
4. Relacionado con la temperatura: temperatura de post procesamiento.

Los parámetros recomendados para la fabricación tal que se obtengan las mayores densidades mediante SLM ordenados de mayor a menor según los resultados experimentales son los siguientes:

Tabla 7-1: Parámetros experimentales óptimos para fabricación mediante SLM haciendo uso de Ti-6Al-4V a partir de resultados de terceros recopilados.

$\frac{\rho}{\rho_s}$ [-]	ρ [$\frac{gr}{cm^3}$]	VED [$\frac{J}{mm^3}$]	P[W]	v [$\frac{mm}{s}$]	ec [μm]	h [μm]	Patrón de escaneo	Diámetro medio de partícula [μm]	Impresora	Referencia
0.99995	4.41978	58.80	210.00	1400.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99980	4.41912	293.00	95.00	90.00	30	120.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.99954	4.41796	113.92	175.00	600.00	30	85.34	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99948	4.41770	138.15	175.00	600.00	30	70.37	Zigzag	42	SLM 250 HL	[32]
0.99926	4.41673	58.82	180.00	1200.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99926	4.41673	58.82	270.00	1800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99926	4.41673	58.82	240.00	1600.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99926	4.41673	58.82	150.00	1000.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99922	4.41655	117.00	175.00	500.26	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]



0.99913	4.41616	92.61	166.69	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99909	4.41599	175.58	175.00	600.00	30	55.37	Zigzag		SLM 250 HL	[63]
0.99905	4.41582	96.96	175.00	600.00	30	100.27	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99901	4.41563	86.38	155.48	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99900	4.41558	93.00	42.00	200.00	30	75.00	Perpendicular	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.99893	4.41527	74.03	133.26	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99889	4.41509	84.37	175.00	600.00	30	115.24	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99889	4.41508	80.23	144.42	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99885	4.41490	74.65	175.00	600.00	30	130.24	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99880	4.41468	66.92	175.00	600.00	30	145.28	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99872	4.41434	98.75	177.75	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99870	4.41426	60.68	175.00	600.00	30	160.21	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99867	4.41410	104.97	188.94	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99859	4.41378	241.29	175.00	600.00	30	40.29	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99858	4.41374	67.89	122.20	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99858	4.41371	66.35	270.00	1600.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99840	4.41293	55.46	175.00	600.00	30	175.29	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99830	4.41249	251.00	95.00	90.00	30	140.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.99824	4.41220	68.73	210.00	1200.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99813	4.41174	70.77	180.00	1000.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99809	4.41157	75.79	270.00	1400.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99785	4.41048	73.67	150.00	800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99774	4.41000	42.00	120.00	960.00	30	100.00	Zigzag	30	EOS M270 DMLS	[65]
0.99773	4.40999	78.61	240.00	1200.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99764	4.40958	97.00	175.00	599.72	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99754	4.40914	82.61	2100.00	1000.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99738	4.40844	88.38	180.00	800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99723	4.40777	94.28	240.00	1000.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99710	4.40718	188.00	95.00	140.00	30	120.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.99701	4.40679	51.56	210.00	1600.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99686	4.40612	132.40	270.00	800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99661	4.40500	65.00	75.00	600.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.99633	4.40377	83.00	175.00	700.17	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99628	4.40358	61.71	111.09	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99625	4.40343	111.10	199.98	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99622	4.40329	44.40	400.00	1500.00	60	100.00	Banda con rotación	18-45	RenAM 500M LPBF system	[67]
0.99616	4.40302	37.00	500.00	2250.00	60	100.00	Banda con rotación	17-45	RenAM 500M LPBF system	[67]
0.99607	4.40261	71.40	500.00	1167.00	60	100.00	Banda con rotación	19-45	RenAM 500M LPBF system	[67]
0.99602	4.40240	50.49	180.00	1400.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99600	4.40232	93.00	42.00	200.00	30	75.00	Zigzag	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]



0.99597	4.40220	49.00	75.00	800.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.99540	4.39967	162.00	95.00	140.00	30	140.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.99501	4.39794	49.11	150.00	1200.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99500	4.39790	50.62	375.00	686.00	90	120.00	-	25-45	SLM 250 HL	[68]
0.99500	4.39790	50.62	375.00	1029.00	60	120.00	-	25-45	SLM 250 HL	[68]
0.99500	4.39790	68.47	175.00	710.00	30	120.00	-	25-45	SLM 250 HL	[68]
0.99498	4.39780	97.00	75.00	400.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.99464	4.39632	29.60	400.00	2250.00	60	100.00	Banda con rotación	16-45	RenAM 500M LPBF system	[67]
0.99374	4.39234	73.00	175.00	800.63	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99350	4.39127	93.00	42.00	200.00	30	75.00	Unidireccional	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.99298	4.38899	45.88	210.00	1800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.99213	4.38520	65.00	175.00	900.84	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99103	4.38036	55.56	100.00	600.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.99100	4.38022	373.00	42.00	50.00	30	75.00	Zigzag	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.99095	4.38000	63.49	200.00	1000.00	30	105.00	Zigzag	53-103	Renishaw AM 250	[69]
0.99018	4.37659	44.19	180.00	1600.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.98916	4.37210	39.00	75.00	1000.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.98897	4.37125	42.07	150.00	1400.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.98869	4.37000	32.00	120.00	1260.00	30	100.00	Zigzag	30	EOS M270 DMLS	[65]
0.98869	4.37000	74.00	120.00	540.00	30	100.00	Zigzag	30	EOS M270 DMLS	[65]
0.98809	4.36737	58.00	175.00	1001.29	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.98738	4.36424	146.00	175.00	400.06	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.98520	4.35460	130.00	75.00	300.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.98500	4.35370	71.00	42.00	200.00	30	100.00	Zigzag	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.98490	4.35328	24.20	400.00	2750.00	60	100.00	Banda con rotación	15-45	RenAM 500M LPBF system	[67]
0.98488	4.35315	53.00	175.00	1101.00	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.97786	4.32215	195.00	175.00	300.10	30	100.00	-	42	SLM 250 HL	[63]
0.97600	4.31392	187.00	42.00	100.00	30	75.00	Zigzag	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.97518	4.31030	195.00	75.00	200.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.97265	4.29910	260.00	75.00	150.00	25	77.00	-	5-40	mLAB SLM Machine by LLC	[66]
0.97071	4.29054	32.70	150.00	1800.00	30	85.00	Zigzag	37	3D Systems ProX-200 equipment	[20]
0.96920	4.28386	139.00	95.00	190.00	30	120.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.96771	4.27727	292.00	175.00	200.14	30	100.00	Zigzag	42	SLM 250 HL	[63]
0.96000	4.24320	140.00	42.00	200.00	30	50.00	Zigzag	34.43	PMA Division of KU Leuven	[64]
0.95249	4.21000	100.00	120.00	400.00	30	100.00	Zigzag	30	EOS M270 DMLS	[65]
0.95110	4.20386	119.00	95.00	190.00	30	140.00	-	37	M3 Linear Machine	[62]
0.95023	4.20000	27.00	120.00	1500.00	30	100.00	Zigzag	30	EOS M270 DMLS	[65]

En consecuencia, en la información reportada en la **Tabla 7-1** se aprecian variadas configuraciones para los parámetros en distintas impresoras, sin embargo, las configuraciones aceptables son las que informan resultados de $\rho_r \geq 0.99[-]$. Tales configuraciones se encuentran principalmente acotados a valores de VED de $50 - 100 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$ (**Figura 7-1**) mostrando una tendencia clara hacia donde se encuentra el máximo valor posible o reportado. Gráficamente en la **Figura 7-2** se puede ver la distribución de densidades relativas sobre el 99[%] constituidas por 44 datos de los cuales poco más de la mitad (54.54[%]) tiene resultados de densidad relativa sobre 99.8[%]. Sin embargo, como se explicó en el marco teórico por cómo se comporta el proceso SLM y por lo reportado en la **Figura 3-15** hacer uso exclusivo del *VED* para definir la densidad relativa no es suficiente, por lo tanto, se hará uso del tipo de gráfico donde se involucra a dos de los parámetros (*Potencia del láser y Velocidad de escaneo*) que definen el *VED* ayudando a complementar el análisis tal como se muestra en la **Figura 3-13**. Entonces en la **Figura 7-3 A**) que tiene valores por sobre 95[%] de densidad relativa, se aprecia una concentración de los mejores resultados hacia el centro, pero alejado diagonalmente del origen, cabe destacar que por el nivel de porcentaje, los resultados ya se encuentran en su mayoría dentro de la región objetivo, gracias a su adecuado nivel de fusión o por su reducido nivel de porosidad, pues los investigadores que usaron esos valores también buscaban la menor porosidad posible. En la **Figura 7-3 B**) se destaca un único punto en gris para denotar el mejor de los resultados obtenidos.

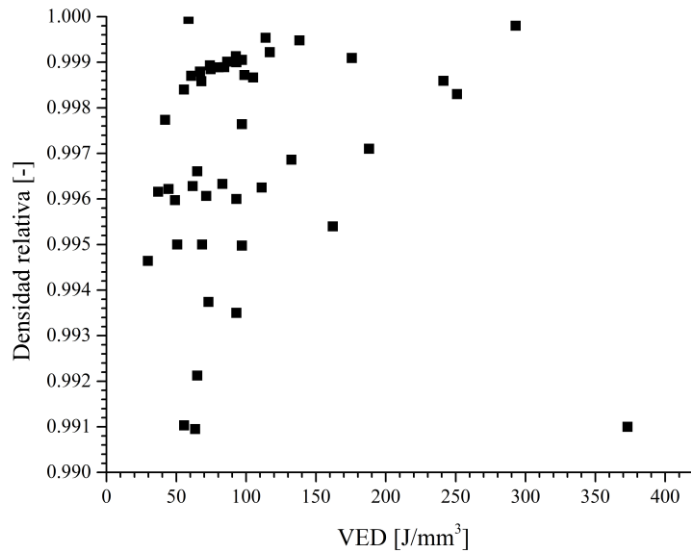


Figura 7-1: Densidad relativa sobre el 99[%] en función del VED.

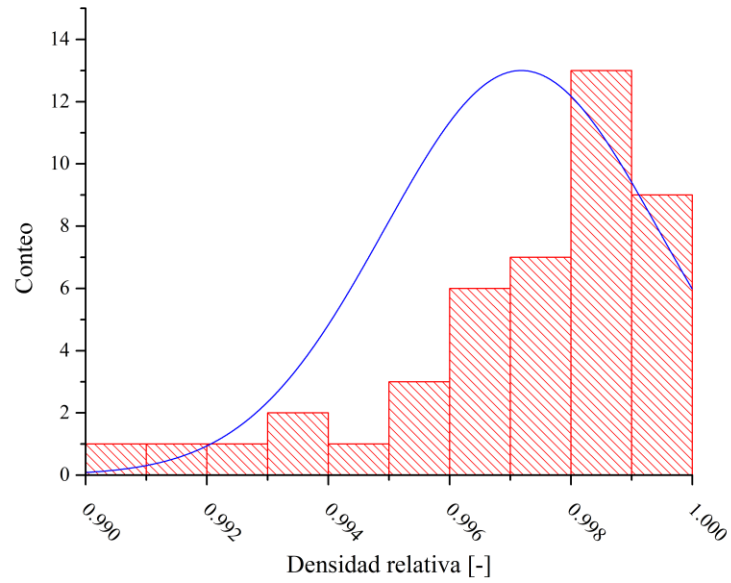


Figura 7-2: Histograma de densidad relativa para resultados optimizados sobre 99[%] de densidad relativa.

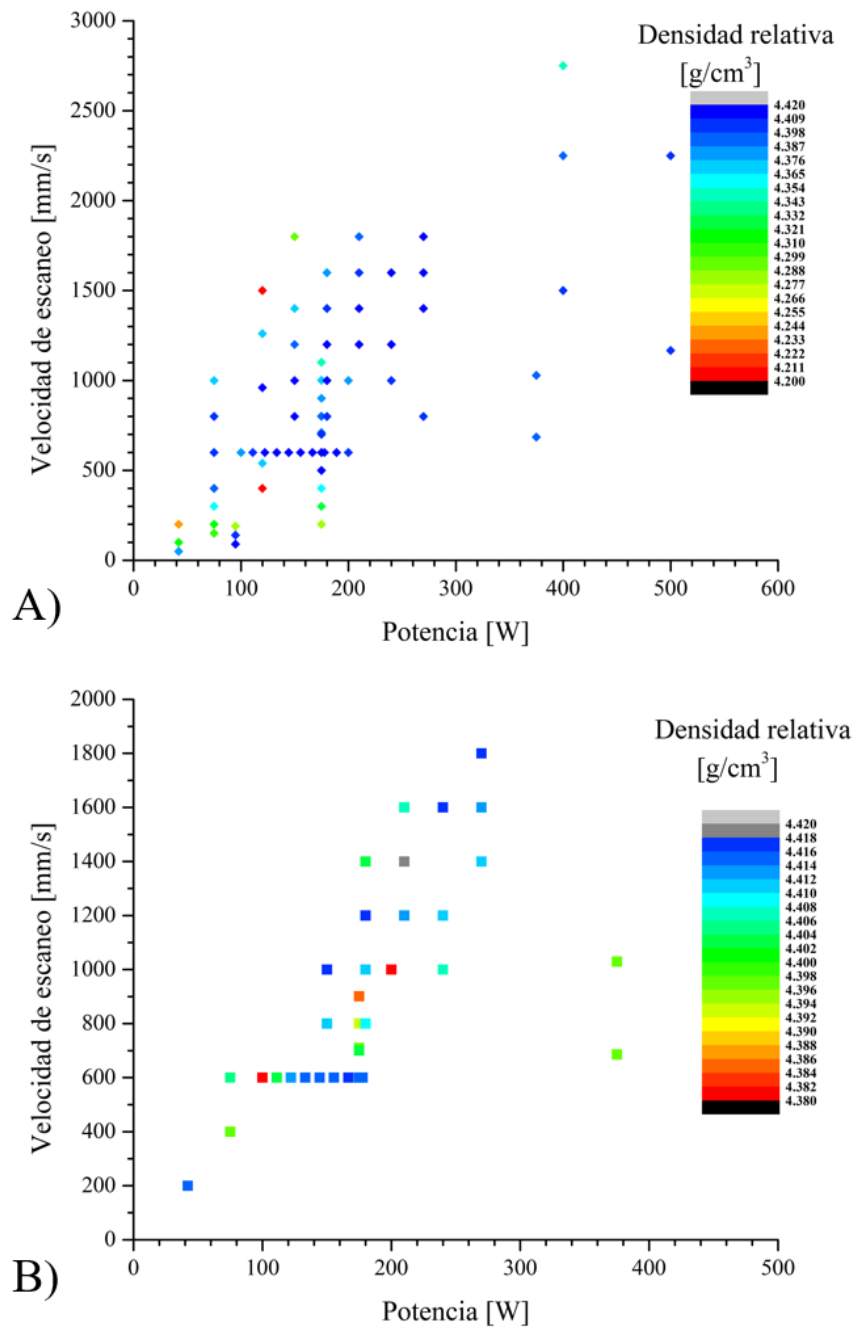


Figura 7-3: Mapa de Velocidad de escaneo y Potencia del láser en función de la densidad relativa. **A)** Todos los resultados investigados. **B)** Solo resultados con densidad relativa por sobre el 99[%].

Se desprende la siguiente información para tener en cuenta al momento de realizar una fabricación:

1. El máximo valor de $\rho_r = 0.99995[-]$, tal que se obtiene por medio de la siguiente configuración:

- a. $VED = 58.8 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$
 - b. Potencia del láser = 210[W]
 - c. Velocidad de escaneo = $1400 \left[\frac{mm}{s} \right]$
 - d. Estrategia de escaneo: Zig – Zag con rotación de planos en $90[^\circ]$
 - e. Espesor de capa = $30[\mu m]$
 - f. Espaciado = $85[\mu m]$
 - g. Porosidad = $0.005[\%]$
 - h. Impresora: 3D Systems ProX – 200 equipment
2. Una información muy significativa es que el 89.79% de los *Espesores de capa* usados fueron de $30[\mu m]$ y el 100% en tal configuración logro $\rho_r \geq 0.998[-]$.
 3. El *Espaciado* se mueve en el rango de $75 - 175[\mu m]$.
 4. Cuando la *Velocidad de escaneo* se encuentra en el abanico de $600 - 1800 \left[\frac{mm}{s} \right]$ y la *Potencia promedio del láser* es de $180.54[W]$ se logran resultados para $\rho_r \geq 0.998$.
 5. La combinación óptima de los resultados anteriores que logran $\rho_r \geq 0.998[-]$ desprenden que el *VED* óptimo se encuentra en un rango de $58 - 96 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$.

Siguiendo estos parámetros y valores la fabricación de probetas sólidas/no porosas normadas para el ensayo de tracción ASTM E8M 2016 se deberán obtener resultados extremadamente cercanos o iguales de las propiedades mecánicas de la aleación Ti-6Al-4V. Los resultados del ensayo de tracción se presentan en la tabla de a continuación.

Tabla 7-2: Resultados de ensayos de tracción para probetas bajo norma ASTM E8M 2016 con impresora 3D System ProX – 200 Equipment haciendo uso de aleación de polvos metálicos de Ti-6Al-4V [20].

Densidad relativa [-]	Porosidad [%]	$\sigma_{ys,0.2\%}$ [MPa]	UTS [MPa]	E [GPa]	ϵ [%]
0.99995	0.005	1100	1300	110.73	3.8

Las impresoras nombradas en la **Tabla 7-1** se muestran gráficamente a continuación.



Figura 7-4: Se presentan las impresoras aditivas SLM reportadas en los resultados. A) SLM 250 HL (Fuente: SLM Solutions GmbH). B) 3D System ProX - 200 Equipment (Fuente: 3D Systems). C) M3 Linear Machine (Fuente: Concept Laser). D) mLab (Fuente: General Electric Additive). E) RenAM 500M LPBF System (Fuente: Renishaw PLC). F) Renishaw AM250 (Fuente: Renishaw PLC). G) EOS M270 DMLS (Fuente: EOS Group).

7.2 Planteamiento de la densidad relativa de la estructura

La densidad o la porosidad relativa de la estructura cumple un papel fundamental en el escalamiento de las propiedades mecánicas, y nos dará una idea del abanico acotado de donde poder diseñar pensando en las exigencias del hueso cortical humano en lo que respecta a las propiedades mecánicas, pero con un enfoque trabecular pensando en el nivel de porosidad, tal abanico se presenta en la **Figura 7-5** (también se puede ver de una forma más extendida en la **Figura 5-1**), según lo recolectado en el estado del arte, además se puede destacar que la estructura de núcleo sólido (nombrada anteriormente y de vital interés) tiene una densidad relativa ponderada del 37.9[%], sin embargo, al tratarse de una parte sólida con otra porosa (un gradiente seccionado en la densidad relativa de la estructura) es de importancia saber que la celosía con que se cuenta tiene una densidad relativa del 17[%]. En consecuencia, tal combinación entre una estructura sólida y otra porosa permite escalar las propiedades mecánicas en el espacio acotado que se tiene para una respuesta de hueso cortical, pero como se mostró anteriormente en la estructura, se cuenta con una celosía de rombododecaedro, tal estrategia presenta inconvenientes para la colonización y crecimiento celular en la superficie del implante como también la concentración de esfuerzos en sus puntales. Por lo tanto, para poder tener las propiedades mecánicas deseadas se debe combinar el núcleo sólido con una estructura TPMS del tipo Gyroide de red de hoja ($\pm C$), pues es una estructura que presenta capacidad de aceptación biológica, propiedades mecánicas intermedias dentro de las opciones de red de hoja, lo que permite poder estar en un conjunto más amplio de resultados, además, en las opciones de red de hoja se logran

las mayores respuestas mecánicas para bajas densidades relativas en comparación a los otros tipos de celosía (**Figura 4-26** y **Figura 4-27**).

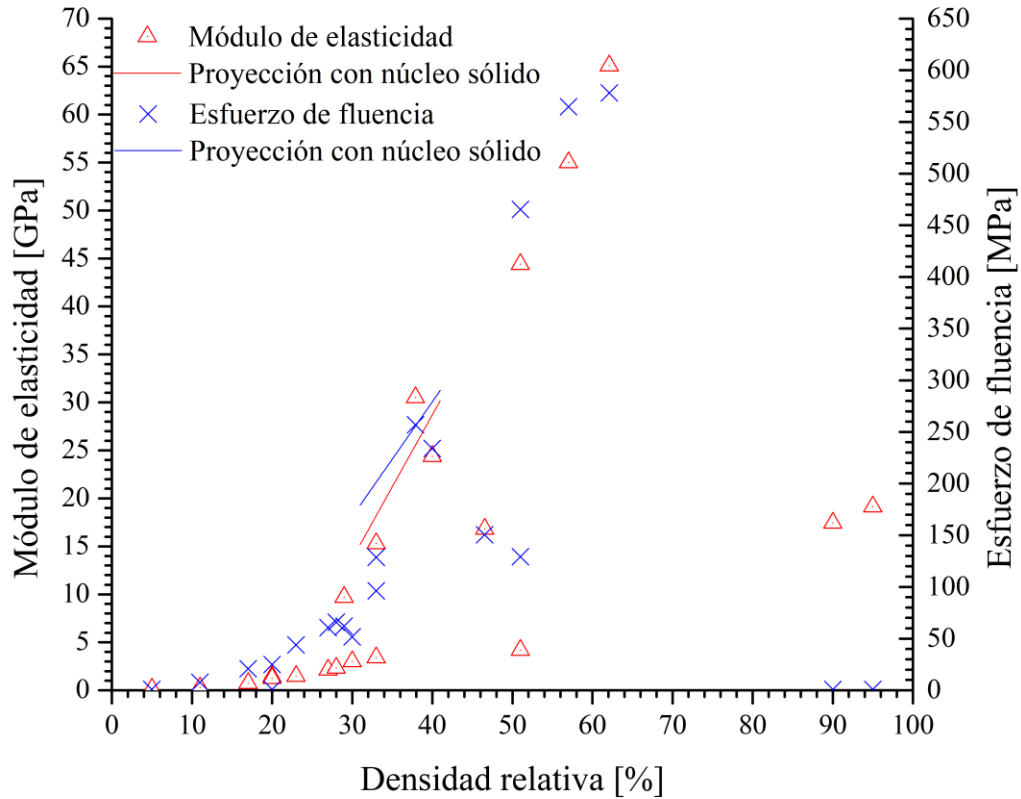


Figura 7-5: Resultados experimentales para módulo de elasticidad y esfuerzo de fluencia en función de la densidad relativa para probetas enfocadas al desarrollo de biocompatibilidad [47], [53], [54].

Los resultados más atractivos de la **Figura 7-5** son acotados a densidades relativas en torno al 10[%] y hasta un 50[%], tales estructuras son tres, resumidas en la **Figura 7-6** que entrega información del área delimitada por las curvas de las tres principales estructuras, tal área es la zona de interés para un diseño óptimo y esas estructuras son detalladas en el *capítulo 5.1*. Como se puede ver únicamente la estructura con núcleo sólido es la que logra escalar las propiedades mecánicas de interés de la forma más apropiada en el sentido cortical, pues de no tener el núcleo sólido las propiedades no lograrían lo deseado en el aspecto cortical, pero si en el trabecular para los resultados del 10[%] de densidad relativa. Sin embargo, su celosía (para el de núcleo sólido) presenta el inconveniente de ser de puntales lo cual trae consigo una evidente concentración de esfuerzos, comportamiento isotrópico y mala biocompatibilidad. Por lo tanto, el uso de TPMS es ideal para mitigar estos tres inconvenientes. Los resultados de un Gyroide de red sólida son alentadores, pero no suficientes, pues es mejor según toda la teoría y experimentaciones presentes en el estado del arte el uso de Gyroide de red de hoja cuando se trabaja a bajas densidades relativas. Además, para poder afinar las propiedades y

biocompatibilidad, el control del tamaño de la celda unitaria será fundamental. Es por ello por lo que, se desarrolla una estructura de Gyroide de red de hoja (por la teoría y fundamentación de *Al-Ketan et al.* [51], [70]), con una densidad relativa del 15[%] para la celosía (siguiendo la idea de *Ahmadi et al.* [54]), una de celda unitaria de 1[mm] basado en los resultados de *Alabort et al.* [47] y tres opciones con refuerzo del tipo núcleo sólido como hace *M. Fousová et al.* [53]. También se presentan once diseños de donde se hará variar la densidad relativa de la celosía en el rango de 31 – 41[%] desde la perspectiva de *S.Y. Chen et al.* [56] (también pensando en facilitar la fabricación), en el cual también tendrán la opción de refuerzo con distintos núcleos sólidos.

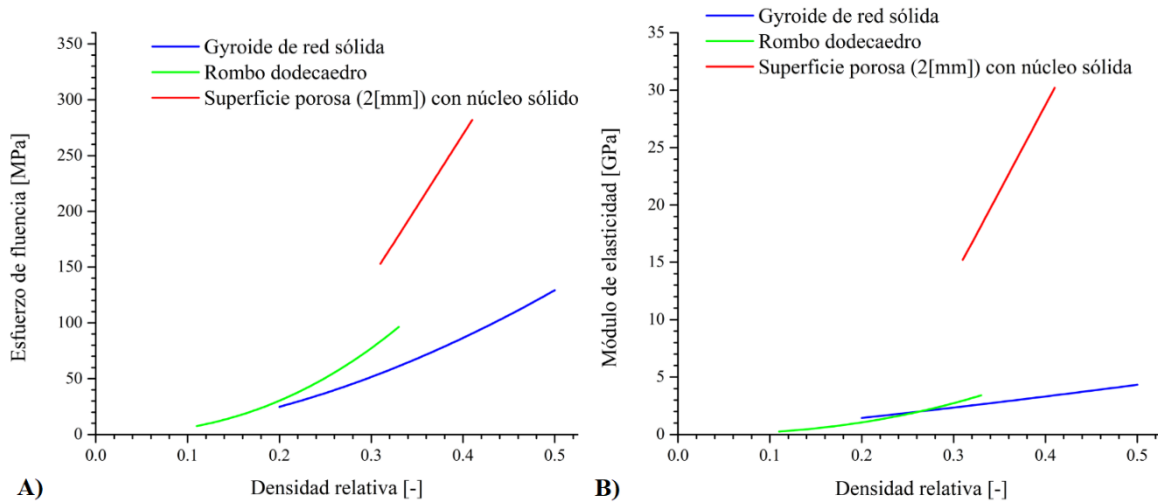


Figura 7-6: Comparación de propiedades mecánicas entre las tres principales estructuras para densidades relativas bajo 50[%] y con celdas unitarias de 1[mm] y 2[mm]. El área cierra la suma de las curvas descritas es la zona objetivo [47], [53], [54].

7.3 Caracterización del diseño de Gyroide con y sin núcleo sólido

En el diseño de estructuras metálicas porosas el tamaño de la probeta afecta mucho en los resultados que se están buscando, cual hace pensar que se ha llegado al objetivo deseado. Sin embargo, se debe saber diferenciar la parte del cuerpo donde la probeta o estructura final a usar de implante irá fijada para poder así diseñar la estructura TPMS óptimamente. Cada parte del cuerpo requerirá diseños de distintos tamaños y densidades, por lo tanto, hacer ciertas combinaciones en el diseño de la estructura podría ser perjudicial y contrario en términos de los números esperados o de biocompatibilidad para ser más exactos. Es por ello por lo que presentado anteriormente se ven resultados similares de las propiedades mecánicas para distintas categorías de tamaños, y formas de las estructuras (implicando límites geométricos a nivel macro) afectando directamente en la densidad relativa usada, dándonos un abanico de posibilidades en cada uso particular de los diseños.

Las estructuras TMPS al ser matemáticamente bio-inspiradas presentan propiedades especiales en comparación a otras alternativas, es por ellos que se usara un Gyroide de red de hoja con núcleo sólido, el motivo de tal selección se justifica en los siguientes seis puntos:

1. Su fabricación tiene menores inconvenientes en lo que corresponde a la diferencia entre la densidad relativa de diseño de la celosía con la densidad relativa fabricada (real) al compararlo con otras TPMS de red de hoja como la opción de Diamante o IWP. Sin embargo, las estructuras con red de hoja tienen mayores diferencias de densidad (real y diseñada) que la alternativa de puntales (*struts*) y red sólida (**Figura 4-18**).
2. Las alternativas de red de hoja siempre presentan mayores resultados en las curvas de esfuerzo-deformación que las de red sólida para densidades relativas bajas, en torno al 8 – 25[%], mientras que las de red sólida muestran densidades relativas por sobre el 80[%], ver **Figura 4-23** a la **Figura 4-27** .
3. El Gyroide puede cumplir todas las exigencias vinculadas a biocompatibilidad con respecto a forma, es decir, superficies suavizadas (sin ángulos rectos en las celosías) poros abiertos e interconectados, control del diámetro del poro tal que permita desarrollo de tejido óseo, vascularización y transporte de nutrientes, además de los efectos de la forma en las propiedades mecánicas.
4. Permite el diseño desde una definición matemática de un amplio abanico del nivel de porosidad en función de la condicionante de las propiedades mecánicas aceptables. Por nivel de porosidad también se debe entender por el tamaño de los poros, la parte vacía, sin material sólido, pues la cantidad de poros depende del tamaño de la celda unitaria. De esta forma se pueden obtener estructuras con rigidez equivalente al hueso cortical e inclusive al trabecular lo que produciría una reducción importante del fenómeno de apantallamiento de tensiones.
5. Sus superficies suavizadas, interconectadas y de poros abiertos permiten una mejor distribución de la energía producto de la carga de compresión, logrando así una deformación más uniforme y eficiente en comparación a la opción de red sólida, revisar **Figura 4-25**. Inclusive gracias al control del tamaño de la celda unitaria se pueden lograr mayores propiedades al hacer que esta variable sea más pequeña, pues es factible que en el mismo volumen se tengan más poros y una cantidad máxima de superficie que se pueda deformar (revisar **Figura 4-31**, **Figura 4-34**, **Figura 4-35**, **Figura 4-40** y **Figura 5-8**).
6. La estructura porosa permite escalar inferiormente las propiedades mecánicas en la medida que se controla la densidad relativa y el tamaño de la celda unitaria, a su vez que el núcleo sólido permite una ponderación hacia el límite superior de las propiedades mecánicas, reforzando las capacidades. Por lo tanto, se puede lograr un buen ajuste fino de las propiedades esperadas.

En esta sección se mostrarán los detalles de diseño del Gyroide para el caso con refuerzo de núcleo sólido a la estructura porosa y sin el refuerzo, detalladas en la **Tabla 7-3** y representadas en la **Figura 7-7**. En la información de la tabla se debe considerar que cada fila tiene un único valor de densidad relativa para la celosía, por ello, la densidad relativa con refuerzo de núcleo sólido (ρ_{rcr}) corresponde a la ponderación de la densidad relativa de la celosía y el núcleo sólido. Tales diseños deberán entregar resultados de las propiedades mecánicas muy próximos a los de la curva roja (con núcleo sólido) como también por sobre las curvas verde y azul mostradas en la **Figura 7-6**.

Tabla 7-3: Dimensiones de estructuras cilíndricas basadas en TPMS Gyroide de red de hoja para una densidad relativa del 15 al 41[%] para las celosías y 24.3 a 56.52[%] con núcleo sólido, Las cuales cuentan con aproximadamente 502 celdas unitarias.

Información de la estructura		Gyroide de red de hoja			H = 10[mm]		r = 4[mm]
Dimensiones de la celosía TPMS					Refuerzo de núcleo sólido		
ρ_r [%]	C	TCU [mm]	t[μ m]	ϕ_{poro} [μ m]	ρ_{rcr} [%]	$\phi_{\text{núcleo}}$ [mm]	ESP[mm]
15	± 0.23077	1	46	333 – 456	24.30	2.64670	2.67665
15	± 0.23077	1	46	333 – 456	30.08	3.37000	2.31500
15	± 0.23077	1	46	333 – 456	37.36	4.10342	1.94830
31	± 0.47692	1	108	271 – 392	38.55	2.64678	2.67661
32	± 0.49231	1	111	267 – 389	40.46	2.82240	2.58880
33	± 0.50769	1	115	263 – 386	42.36	2.98975	2.50513
34	± 0.52307	1	118	258 – 383	44.23	3.14958	2.42521
35	± 0.53846	1	121	253 – 379	46.08	3.30252	2.34874
36	± 0.55385	1	125	249 – 377	47.90	3.44918	2.27541
37	± 0.56923	1	128	245 – 372	49.69	3.59000	2.20500
38	± 0.58462	1	132	240 – 370	51.45	3.72548	2.13726
39	± 0.60000	1	136	234 – 364	53.17	3.85598	2.07201
40	± 0.61538	1	141	228 – 361	54.86	3.98184	2.00908
41	± 0.63077	1	143	225 – 357	56.52	4.10342	1.94829

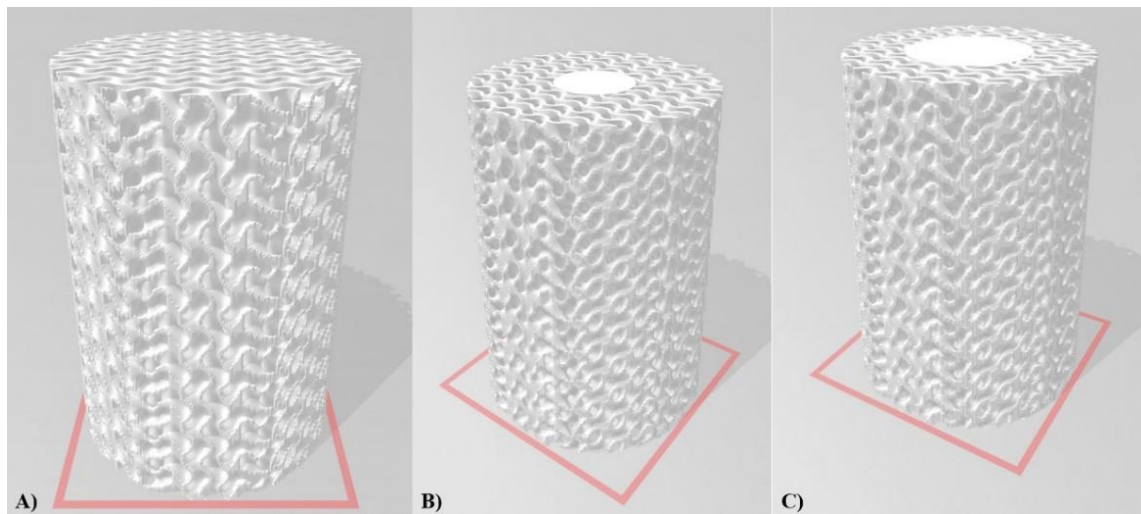


Figura 7-7: Diseños de estructuras basadas en TPMS del tipo Gyroide de red de hoja. A) Estructura completamente porosa. B) Estructura porosa con núcleo sólido con el diámetro mínimo. C) Estructura porosa de núcleo sólido con diámetro máximo.

Con respecto a la ecuación (7) de Gibson-Ashby y como se plantea el uso de una estructura basada en TPMS del tipo Gyroide de red de hoja, se da que cumple que es una superficie suavizada, con poros abiertos e interconectados, lo cual, según el modelo de escalamiento, las constantes



experimentales idealmente deberían ser las presentadas a continuación y dando los siguientes resultados para cada densidad relativa de la estructura (**Tabla 7-4**).

Tabla 7-4: Resultados usando G-A por medio de constantes idealizadas cuando se tiene una estructura porosa con curvas suavizadas y con los poros abiertos e interconectados. Con y sin núcleo sólido.

Constantes experimentales			$\alpha = 1.5$	$n = 2$	
Celosías sin núcleo sólido			Celosías con núcleo sólido		
ρ_r [%]	E[GPa]	$\sigma_{y_{sc}}$ [MPa]	ρ_{rcr} [%]	E[GPa]	$\sigma_{y_{sc}}$ [MPa]
15	3.71	35.10	24.3 – 37.36	9.74 – 23.03	92.12 – 217.74
31	15.86	149.92	38.55	24.52	231.83
41	27.74	262.24	56.52	52.71	498.34

8 Capítulo 6. Discusión

Con respecto con el método de manufactura aditiva SLM, los resultados investigados efectivamente presentan una zona de tendencia de máxima densidad relativa en sus trazados, sin embargo, para ello se tienen muchas posibles combinaciones, desde el control de las condiciones de operación del equipo hasta la calidad o caracterización de los polvos de la aleación metálica. Lo más probable es que en cada operación los resultados no serán exactamente iguales, pero deberían tener un margen de diferencia aceptable. Al revisar en paralelo los resultados de los gráficos de densidad relativa en función del *VED* y *Potencia del láser/Velocidad de escaneo* se tendrá una información más acabada de la combinación de parámetros, logrando un mapeo de la combinación óptima, de esa manera un máximo global de las densidades relativas. Debido a los efectos de este método de AM se usan temperaturas muy altas para lograr derretir el polvo metálico instantáneamente, en consecuencia, el perfil térmico es muy elevado con cambios de temperatura extremos, tal situación desemboca en tensiones residuales que debilitan la estructura fabricada, por ello se recomienda realizar tratamientos térmicos para remover las tensiones. A su vez, a causa de estos grandes perfiles térmicos se producen acumulaciones puntuales de partículas pobremente fundidas, tales partículas no son deseadas, y suelen acumularse desde la vista inferior al sentido de fabricación. Estas partículas quedan pobremente sinterizadas, y generan problemas de rugosidad junto a márgenes de error en la densidad relativa, esto trae consigo una diferencia entre densidades relativas de diseño con las de fabricación, para identificar tales errores se pueden realizar los ensayos de Arquímedes o de Tomografía computarizada. Para mitigar estos problemas se recomienda probar e iterar los parámetros optimizados de fabricación y reajustarlos hasta obtener una fabricación con una diferencia lo más reducida posible. Es importante recalcar que el control sobre los parámetros presentados no es suficiente, la dificultad y cantidad de variables en el fenómeno físico que gobierna el proceso de SLM hace que se usen los parámetros más influyentes en la fabricación, además, cada marca y modelos de equipos, tienen distintas configuraciones, opciones y prestaciones (control del diámetro del láser, longitud de la onda del láser, tiempo de exposición, precalentamiento, etc.). Debido a ello, usar los mismos parámetros y polvos de aleación metálica no necesariamente darán los mismos resultados, sin olvidar que los polvos metálicos son fabricados en lotes, tal consideración produce que posean distintas distribuciones de partículas y morfología. Con el previo uso de las configuraciones, revisión de los parámetros recomendados en los resultados se debería tener como mínimo valores del 99[%] para la densidad relativa y como máximo del 99.995[%], es importante informar que los mejores resultados se dieron para espesores de capa de tan solo 30[μm] y en la estrategia de escaneo el intensivo uso de rotación de planos en 90[$^{\circ}$]. Al conseguir la máxima densidad relativa es recomendable hacer ensayos de tracción para analizar la veracidad de los resultados por medio de la comparación de las curvas de *esfuerzo-deformación* del Ti-6Al-4V a partir de las probetas fabricadas por fundición. Efectivamente lo estipulado como rango de VED óptimo de 50 – 100 [$\frac{\text{J}}{\text{mm}^3}$] coincide con estudios recientes que indican la máxima densidad de la fabricación de Ti-6Al-4V en el rango de 49 – 97 [$\frac{\text{J}}{\text{mm}^3}$], más allá de esos valores la densidad decae [66]. A su vez el máximo global de la densidad relativa esta con 0.005[%] de microporosidad no deseada propia de SLM, para ello el VED es de 58.8 [$\frac{\text{J}}{\text{mm}^3}$]. Tal resultado se encuentra dentro del rango presentado en los resultados estudiados. Se tienen 46 resultados (indicados en el histograma) con densidad relativa sobre el 99[%] estando

comprendidos en el rango del VED óptimo mencionado, de ellos 22 datos cuentan con densidad relativa superior a 99.8[%]. La potencia del láser se encuentra entre 100 – 300[W] con un promedio de 180.54[W] y la velocidad de escaneo entre 600 – 1800 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ para los datos recolectados sobre 99.8[%] de densidad relativa. En los gráficos de densidad relativa en función de la Velocidad de escaneo/Potencia del láser se observa que la relación de las variables independientes es directamente proporcional, se puede inferir que así se logra hacer que el proceso de fusión provocado por el láser sobre la cama de polvos se pueda mantener estable, a pesar de ello, al aumentar en exceso esos valores tiende a decaer la densidad relativa. Con respecto al espesor de la capa se busca tener la mayor resolución posible, para lograr ello se tiende a hacer que cada capa sea lo más delgada posible y así tener un mayor número de capas. Al tener un mayor número de capas se tienen que hacer más iteraciones del proceso, ese mayor número de iteraciones permiten refundir los polvos de aleación metálica y corregir defectos propios del proceso, de tal manera que la unión general de la estructura fabricada mejore significativamente, traduciéndose en una densidad relativa más alta. En los resultados presentados, esa máxima resolución se traduce en un espesor de capa de 30 $[\mu m]$, en donde, todos los resultados con densidad relativa sobre el 99.8[%] usan espesor de capa de 30 $[\mu m]$. Es probable que sea el valor máximo de resolución que alcanzan los equipos actuales. El espaciado entre cada escaneo se encuentra en el rango de 75 – 175 $[\mu m]$. Aparentemente, no parece ser un parámetro tan significativo o influyente en los resultados presentados (todos los puntos investigados en el estado del arte). Pero, por otro lado, se infiere que es un rango aceptable y aceptado en el estado del arte para tener densidades relativas por sobre el 95[%]. Con los mejores resultados presentados, los valores de los parámetros de fabricación serán de uso exclusivo en polvos de aleación metálica Ti-6Al-4V para fabricar por medio de SLM probetas según la norma E8M 2016, apta para ensayo de tracción. Así, se deberá corroborar el nivel de microporosidades y esfuerzos residuales presentes que generen detrimento de las propiedades mecánicas al ser comparadas con una probeta fabricada por un método de manufactura convencional y también ensayada por la misma norma.

La importancia de la estructura TPMS en particular la de Gyroide de red de hoja aquí desarrollada y planteada es que se usó pensando profundamente en los aspectos de manufactura DfAM, biocompatibilidad y capacidades mecánicas, tal que, sean aptas para prótesis y equivalentes al hueso cortical humano. La densidad relativa de la celosía del 15[%] (de diseño) es una tarea muy exigente por el pequeñísimo tamaño de los trazados, por ello se pensó que a causa de la dificultad de esta estructura y las limitaciones del método de AM SLM se esperara que la densidad relativa real se algo mayor, un aumento en torno a un 3[%] previa optimización de parámetros de fabricación. Lograr la densidad relativa del 15[%] en la celosía permitirá mayor espaciado (diámetro de poro) para el desarrollo celular y la óseo-integración, logrando así una mayor calidad de vida en el usuario, también, se desarrolló un conjunto de celosías con densidades relativas en el rango de 31 – 41[%] con tal de elevar las propiedades mecánicas y sin perder las capacidades de aceptación biológica en comparación a su homólogo de 15[%]. Debido a los resultados investigados es necesario escalar las propiedades, pues manteniendo las estructuras únicamente porosas no es posible llegar a los objetivos corticales, es por ello por lo que se agrega un núcleo sólido, dándole a la estructura una composición de gradiente seccionada en su densidad relativa y además produciendo una ponderación de la densidad relativa de la estructura en el rango de 24.30 – 56.52[%]. En el diseño del tamaño de celda unitaria (TCU) se pensó en la dimensión de 1[mm] para cada arista, pues de esa manera se logra tener un diámetro de poro entre 225 – 456 $[\mu m]$ cumpliendo así con la biocompatibilidad de desarrollo celular

y de tejidos adentro del poro. Tal espectro de las dimensiones del diámetro de poro es en función del TCU y de la densidad relativa de la celosía. TCU define el máximo tamaño posible del poro dentro de un cubo, mientras que la densidad relativa de la celosía al ir aumentando reduce el diámetro del poro diseñado. Al tener TCU de un $1[mm]$ se traduce en una tarea exigente pues la probeta porosa tendrá como máximo 502 celdas unitarias para el caso sin núcleo sólido. Tener tal número de celdas unitarias se traduce en mejores capacidades de deformación por compresión (deformación por estiramiento). El tamaño reducido de las celdas unitarias permite escalar superiormente con un grado de sensibilidad relevante sobre las propiedades mecánicas a medida que reducimos la densidad relativa de las celosías con el fin de tener diámetros de poros mayores y una reducción significativa de las propiedades mecánicas como la elasticidad.

Ahora bien, se consideró el uso de estructuras celulares basadas en TPMS del tipo Gyroide de red de hoja para disminuir la concentración de esfuerzos, esto se logra gracias a sus superficies interconectadas y suavizadas. Sin embargo, al agregar el núcleo sólido sin una transición con las celosías debería presentarse una concentración de esfuerzos puntuales justo en la unión, dando a entender, qué debería ser el punto de fractura cuando se realice el ensayo de compresión o desprendimiento de la celosía respecto al núcleo sólido al momento de remover la estructura del plato en el equipo SLM. La revisión de la literatura permite identificar las distintas categorías y estrategias de estructuras qué por densidad relativa pueden tener distintos comportamientos de escalamiento de las propiedades mecánicas, concentración de esfuerzos y biocompatibilidad. Al encontrar las TPMS que son estructuras bioinspiradas en la naturaleza a nivel de nano y microescala, se reconoció que son previamente optimizadas. Pero a pesar de ello hay dos categorías, las de red de hoja que tienen ventaja para bajas densidades relativas y las de red sólida con ventaja para densidades relativas por sobre el 50[%] (aunque con concentraciones de esfuerzo), tales ventajas tienen que ver con las propiedades mecánicas. Como se observa en los gráficos de los resultados y marco teórico de las distintas experiencias, autores y trabajos, es que se tiene una gran cantidad de opciones para lograr capacidades equivalentes al hueso cortical, pero hay que tener mucho cuidado debido a que no se usa generalmente una estructura con tamaño “normalizado”, sino que hay muchísimas combinaciones. Es por ello que se suele ver que hay inclusive densidades relativas de la celosía del orden del 50[%] en estructuras “grandes” pero que poseen celdas unitarias muy grandes con tal de que la estructura reduzca sus propiedades mecánicas de manera significativa. Mientras que cuando se realizan estructuras porosas muy “pequeñas” y con densidades relativas muy bajas del 15 – 30[%], se tiende a usar celdas unitarias muy pequeñas con tal de lograr repartir la deformación en una mayor superficie a pesar del sacrificio de volumen total. Tal estrategia se ve demostrado por las experiencias reportadas en el Capítulo 3. Diseño y desarrollo de estructuras TPMS. Como se vio en el desarrollo la estrategia de una celda unitaria de $1[mm]$ de longitud por dirección serían lo suficientemente chica para mejorar las capacidades mecánicas y de biocompatibilidad, también es posible desarrollar la celda unitaria con tamaños del orden de $2[mm]$, logrando así mejorar o aumentar el espaciado para la óseo-integración y vascularización a su vez que se facilitaría la manufactura. La forma de deformación esperada para la red de hoja es que sea por estiramiento debido que se tiene el refuerzo del núcleo sólido, sin embargo, tal afirmación debe ser verificada experimentalmente en este caso particular (del refuerzo). El estudio de la curva *esfuerzo-deformación* para ver el comportamiento particular de ambas estructuras en su forma de deformación, fracturas, la zona plástica y elástica. Se espera que en la deformación se den colapsos quebradizos de las celdas unitarias, pero queda preguntarse si el núcleo sólido ayudará a que el proceso de colapso tienda a una deformación endurecible.

Los resultados experimentales de otros autores [56], [59], [60] sus constante experimental α tiende a ser inferior a 1.5, inclusive ambas constantes pueden tener distintos valores según la propiedad que se esté analizando con tal que esos puntos en específicos logren $R^2 \geq 0.99$ en la curva que se trace, aunque también se fija a 2 el exponente para tener una mejor forma comparativa con otros autores acosta que en la curva trazada R^2 marque un valor menor. Por lo tanto, un trazado menos preciso y con mayor dispersión en sus resultados reales. Por consiguiente, la obtención de un α próximo a 1.5 no solo depende del diseño, sino también de la calidad de la manufactura como se mencionó anteriormente. Al ver los resultados de terceros que no logran valores que tienden a 1.5, aparentemente es debido a que no se usa un elemento que refuerce la estructura [59], mientras que al sí usarlo se logra que $\alpha \geq 1.5$ como se muestra en **Tabla 8-1**.

Tabla 8-1: Comparación de las constantes que se pueden obtener con la ecuación de G-A a partir de los resultados de *M. Fousová et al* ([53]).

Espécimen	ρ_r [%]	E[GPa]	n[-]	α [-]
Superficie porosa 1[mm]	62.1	65.1 ± 12.2	2	1.535
Superficie porosa [2mm]	37.9	30.5 ± 2.0	2	1.930

Se espera que los resultados de las propiedades mecánicas según los trabajos revisados y detallados en el *capítulo 5* tengan valores cercanos para sus mínimos y máximos que cumplen las condiciones de biocompatibilidad, presentados en la **Tabla 8-2**, refiriéndonos fundamentalmente a los resultados proyectados con densidades relativas promedio del 31 – 41[%] y con celosías del orden del 15[%] como hace *M. Fousová et al.* [53].

Tabla 8-2: Resultados proyectados en su mínimo y máximo para las condiciones de biocompatibilidad ósea cortical con las estructuras porosas de núcleo sólido [53].

ρ_r [%]	E[GPa]	UCS[MPa]	σ_{yCS} [MPa]
31	15.2	214.6	179.2
41	30.2	449.6	290.2

También, compararlo para el caso con celosías sin refuerzo de núcleo sólido (completamente poroso) con de densidad relativa del 15[%], desarrollado por *Ahmadi et al.* [54] y detallado en la **Figura 5-4**. En la **Tabla 8-3** siguiente se detallan los resultados de interés para comparar.

Tabla 8-3: Muestra de resultado para estructura porosa del tipo rombododecaedro sin núcleo sólido [54].

ρ_r [%]	E[GPa]	σ_{yCS} [MPa]
15	0.54	15.58
31	2.95	83.35

Con las dos tablas anteriores (de terceros) se hace una comparación de los resultados propios de este trabajo (**Tabla 7-4**, proyecciones a nivel de prototipado por G-A), y se diferencian con los resultados

experimentales y proyecciones de terceros a partir de sus resultados experimentales. Tal como se muestra en la **Tabla 8-4** y **Tabla 8-5**.

Tabla 8-4: Comparaciones porcentuales de elasticidad y fluencia para probetas porosas sin núcleo sólida con iguales densidades relativas. Las comparaciones de los resultados obtenidos por medio de G-A y resultados de terceros

Estructuras sin núcleo sólido			Celosías de terceros [53], [54]		ΔE [%]	$\Delta \sigma_{yCS}$ [%]
ρ_r [%]	E[GPa]	σ_{yCS} [MPa]	E[GPa]	σ_{yCS} [MPa]		
15	3.71	35.10	0.54	15.58	587.03	125.29
31	15.86	149.92	2.95	83.35	437.63	79.87
41	27.74	262.24	–	–	–	–

Tabla 8-5: Comparaciones porcentuales de elasticidad y fluencia para probetas porosas con núcleo sólido con densidades relativas próximas o equivalentes. Las comparaciones de los resultados obtenidos por medio de G-A y resultados de terceros

Estructuras con núcleo sólido			Celosías de terceros [53] [54]			ΔE [%]	$\Delta \sigma_{yCS}$ [%]
ρ_r [%]	E[GPa]	σ_{yCS} [MPa]	ρ_r [%]	E[GPa]	σ_{yCS} [MPa]		
24.3	9.74	92.12	31	15.2	179.2	35.92	48.59
30.08	14.93	141.15	31	15.2	179.2	1.78	21.23
37.36	23.03	217.74	37.9	30.5	257	24.49	15.32
38.55	24.52	231.83	37.9	30.5	257	19.61	9.79
			41	30.2	290.2	18.81	20.11
56.52	52.71	498.34	62.1	65	578	11.22	13.78

Con respecto a los resultados de las proyecciones de G-A, y haciendo uso de las constantes idealizadas para los casos de las probetas porosas con y sin núcleo sólido, estas se compararon con los resultados experimentales y proyectados de *M. Fousová et al.* [53] (debido a que también hace uso de la estrategia de refuerzo con núcleo sólido, pero celosía de rombododecaedro). De tal manera determinar qué tan acertados son las proyecciones a partir de G-A para el caso particular de los resultados presentados. Se observó que al aumentar la densidad relativa (comparando estructuras con densidades relativas muy próximas) de las estructuras con refuerzo de núcleo sólido estas tienden a reducir sus diferencias porcentuales con respecto a las propiedades mecánicas de elasticidad (diferencias de 11.22 – 51.51[%]) y fluencia (9.79 – 48.59[%]). La mayor diferencia en las propiedades mecánicas para los casos con núcleos sólidos se da bajo la situación en que hay una diferencia algo significativa en las densidades relativas que se comparan. Mientras que para los resultados sin refuerzo de núcleo sólido y con densidades relativas bajas (15 – 31[%]) las diferencias son muy grandes para la elasticidad (437.63 – 587.03[%]) y para la fluencia (79.87 – 125.29[%]). Usar G-A con las constantes idealizadas ($\alpha = 1.5$ y $n = 2$) y con refuerzos de núcleo sólido logra aproximarse dignamente a resultados experimentales de estructuras equivalentes en su caracterización. Sin embargo, las estructuras presentadas resultantes cuentan con Gyroides de red de hoja, mientras que los estudios de terceros usados para comparar usan rombododecaedros. Al destacar tal detalle, se puede inferir de G-A con las constantes idealizadas, que no logro del todo capturar los efectos de la estructura TPMS presentada al tener el núcleo sólido. Pero al revisar los resultados con

esa gran diferencia (**Tabla 8-4**) en las propiedades mecánicas cuando se analizó la situación que obedece a las estructuras porosas a bajas densidades relativas sin refuerzo de núcleo sólido se puede hacer juicio a partir de los resultados proporcionados, es que el Gyroide de red de hoja con la caracterización que se le da en su diseño logra escalar superiormente mejor que la opción de puntales usadas por terceros. El desarrollo para emular las propiedades mecánicas de la estructura del humano con los modelos digitales propuestos indica que se lograrían las propiedades siempre y cuando la densidad relativa ponderada este en el rango de 37.36 – 42.36[%], logrando a así proyectar a nivel de prototipados módulos de elasticidad de 23.03 – 29.61[*GPa*] y esfuerzos de fluencia a la compresión de 217.74 – 279.92[*MPa*]. Con tales resultados sería posible mitigar o reducir los efectos de apantallamiento de tensiones sobre el usuario.

Ahora bien, al tratarse esta investigación a nivel de prototipado, los diseños que se plantean son resultados basados y acotados de otros autores, como lo fue también la base teórica mostrada. De esta manera, las estructuras cilíndricas deberán encontrarse en un espacio acotado de resultados que en futuros trabajos deberán ser demostrados experimentalmente por medio de ensayos de compresión. El motivo de no presentar resultados de las propiedades mecánicas previamente simulados computacionalmente se reduce al motivo que se requieren mayores herramientas para tal desafío y que además actualmente los modelos matemáticos no logran predecir con exactitud o un margen de error aceptable las estructura de celosía de matriz celular como las TPMS, pues al ser estructuras complejas en su geometría su comportamiento a la deformación se dificulta a medida que aumenta el número de celdas unitarias o estas reducen su tamaño en un mismo volumen, es por ello que en estudios que buscan validar la simulación con la experimentación no se llega a la convergencia. También uno de los motivos que se estipulan en la divergencia de resultados (**Figura 8-1**) es la presencia de defectos propios del método de manufactura aditiva (**Figura 8-2**). El margen de error encontrado está en un espectro de 10 – 3258.98[%] en términos absolutos. Tales números demuestran que actualmente los modelos matemáticos no dan convergencia para estas estructuras [71].

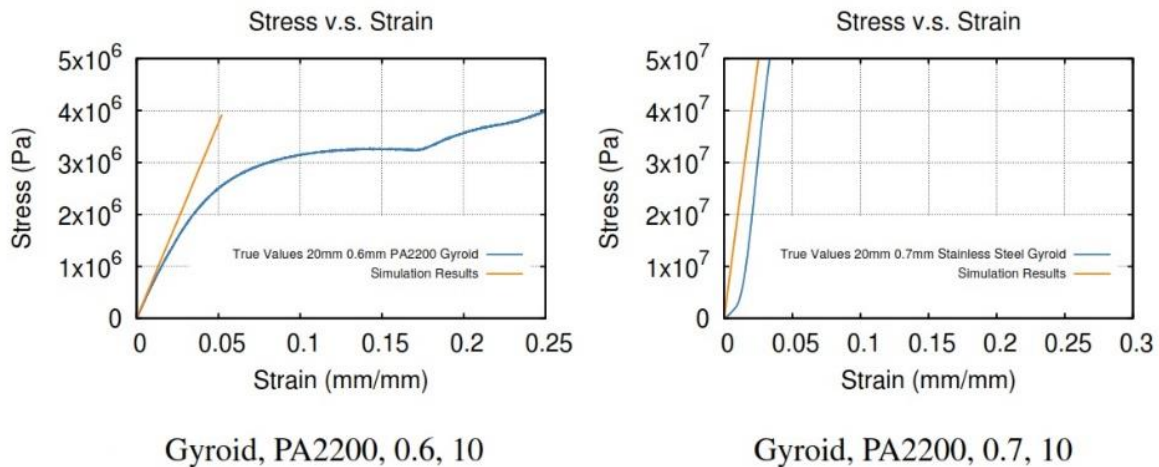


Figura 8-1: Comparación de simulación de curva de esfuerzo deformación con curva real en especímenes. (Estructura, material, espesor de pared, tamaño de celda unitaria) [71].

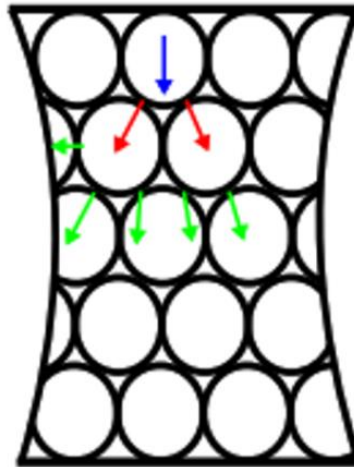


Figura 8-2: Distribución de fuerzas en un espécimen fabricado por L-PBF [71].

Lograr óptimas propiedades mecánicas es un trabajo difícil de lograr según las fronteras o condiciones fijas que se tengan. Por ello el estudio de la bibliografía de trabajos experimentales es un camino plausible, aunque la opción a partir de simulaciones de momento no es del todo fiable por los modelos matemáticos que actualmente se tienen y como éstos se relacionan con las piezas o estructuras fabricadas por SLM. Las dificultades presentes entre AM SLM y estructuras basadas en TPMS para las predicciones en modelos matemáticos no son menores, por ejemplo, el efecto de los defectos de fabricación o la dificultad de cálculo al aumentar el mallado de la estructura, inclusive nada menor el efecto de aumentar el número de celdas unitarias en la estructura. En cierta forma lo que se está haciendo en este estudio es una optimización topológica (OT) para una estructura particular basada de TPMS, pero que se está haciendo a partir de información recolectada en el estado del arte. Lograr desarrollar optimización topológica por simulación requiere de herramientas mucho más sofisticadas que las que se tiene en este momento (el autor de este texto en particular) inclusive el uso de programas dedicados para TPMS que permita reducir el tiempo y recursos computacionales de manera significativa como es el caso del software comercial *nTopology*, que permite por medio de las definiciones matemáticas de las TPMS desarrollar y simular las estructuras. En otros programas de uso comercial, no es posible desarrollar de manera amplia, precisa y fácil estas estructuras, inclusive en el software que se usó para desarrollar este trabajo (*MSLattice*) se nos entrega únicamente geometrías 3D cerradas compuestas por planos (2D). El estudio de optimización topológica con TPMS desde software especializado y algoritmos que logren aproximaciones aceptables pueden ayudarnos a una redistribución de la densidad relativa en el cuerpo o volumen usado, así terminar una estructura compuesta por gradientes de densidades relativas en el cual además se podrían aprovechar las propiedades isotrópicas de las TPMS, con las características “aleatorias” en el orden de las porosidades del hueso humano. Por supuesto que esta optimización se debe hacer respetando la biocompatibilidad, concentraciones de esfuerzos y propiedades mecánicas. Con respecto a lo que se nombró anteriormente sobre la transición o gradiente desde el núcleo sólido a la celosía, realizar tal operación requiere de programa especializado como *nTopology*, además de un estudio matemático



importante sobre este tipo de estructuras, lograr tal transición debe permitir mitigar la concentración de esfuerzo y el apantallamiento de tensiones, esto en un marco de futuras investigaciones.

Es también de interés en próximos estudios analizar el comportamiento mecánico, biocompatibilidad y efectos puntuales de los bordes de la estructura sobre el tejido receptor de fijación de la prótesis, a su vez de tener la posibilidad de desarrollar estructuras con otras aleaciones distintas al Ti-6Al-4V con tal que sean mucho más bioseguras, resistentes a la corrosión, desgaste, propiedades mecánicas equivalentes y óseo-integración satisfactoria. El estudio de las estructuras porosas usadas en prótesis también se deberá realizar desde el punto de vista de una estructura celular continua composite, compuesta de una estructura/esqueleto duro (aleación metálica) con un núcleo de entramado suave, emulando el tejido del cuerpo.

El alcance y aplicaciones de este trabajo va enfocadas a fines médicos, tal y como se ha explicado en todo el texto. Es por ello que los resultados y diseños de la celda unitaria se pueden llevar a extrapolar con huesos como los del fémur e inclusive de la columna vertebral, pasando de un diseño sólido a uno completamente poroso o con refuerzo del núcleo sólido (revisar **Figura 7-7** y **Figura 8-3**), con el diseño planteado se puede tener una alta porosidad que sea biocompatible y con capacidades mecánicas próximas a las del hueso original, así de esta manera combatir el apantallamiento de tensiones. También las celdas unitarias se pueden interceptar con tornillos quirúrgicos para mejorar la fijación y reducción del apantallamiento de tensiones. La combinación de DfAM con SLM y las estructuras TPMS abren una gigantesca oportunidad para optimizar otras aplicaciones tales como “feed spacer membrane”, reactores convertidores catalíticos, electrodos de baterías 3D, intercambiadores de calor, reactores de combustión, estructuras para fines aeroespaciales y aeronáuticas, toberas, estructuras ultralivianas, inclusive en términos más generales las estructuras de celdas/celosías tienen aplicaciones de reducción de impacto (alta absorción de energía, baja transmisión de esfuerzos), control de vibraciones, balística, aislación térmica, transferencia de calor por medio de aletas extendidas, flotabilidad, absorción acústica, empaquetado, estructuras de soporte para manufactura aditiva, moda, joyas, zapatillas, diseños artísticos y arquitectónicos [72].

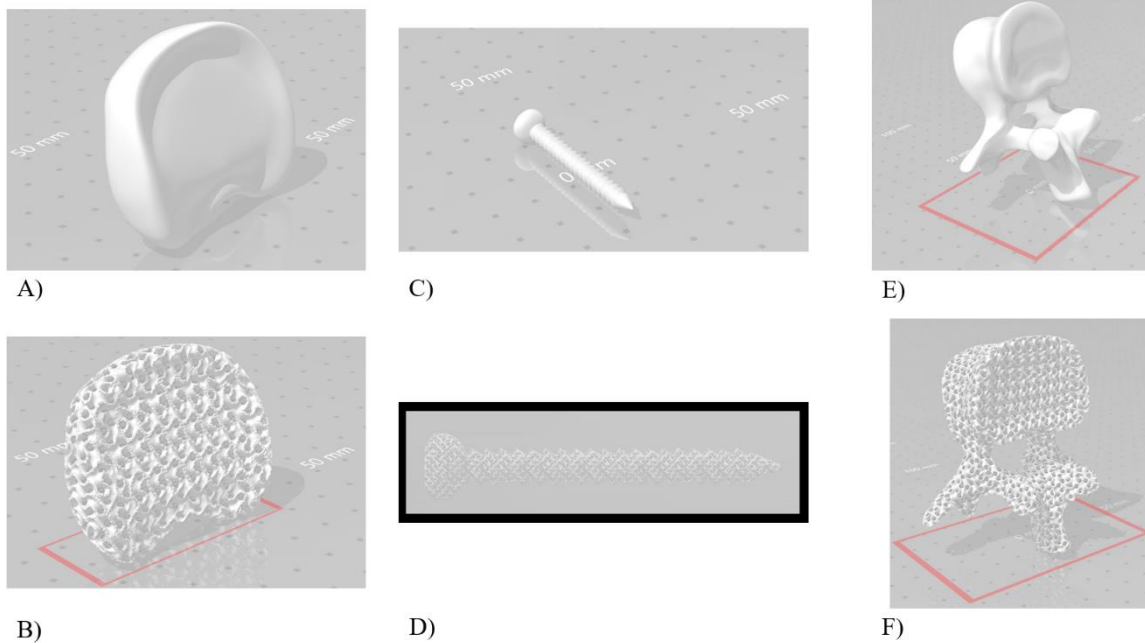


Figura 8-3: Desarrollo de estructuras porosas para aplicaciones médicas con celdas unitarias basadas en TPMS de Gyroide de red de hoja. A) Disco L1 sólido y B) poroso. C) Tornillo quirúrgico sólido y D) poroso. E) Vertebra L1 sólida y F) porosa.

9 Capítulo 7. Conclusiones

Es claro que desde el punto de vista de AM SLM los resultados son superiores con respecto a otros métodos convencionales de manufactura con polvos de aleaciones metálicas, visto esto en las constantes de Gibson-Ashby, y además del gran poder de manufactura de SLM, que nos permite lograr diseños personalizados y extremadamente complejos como es el caso de las TPMS. La investigación futura de estas estructuras como el Gyroide de red de hoja será fundamental y ya hay toda una corriente de investigación con fines médicos.

En este estudio, se establecieron los parámetros óptimos para la fabricación de probetas de *Ti-6Al-4V* mediante la tecnología de Selective Laser Melting. Los parámetros óptimos de fabricación son la *Potencia del láser*, *Velocidad de escaneo*, *Espaciado entre trazados*, *Espesor de la capa*, *Patrón de escaneo*, *Distribución del tamaño de partícula de los polvos de aleación metálica*, *Propiedades del material*, *Temperatura de post procesamiento*. De estos parámetros óptimos, los más influyentes se engloban en el concepto de *VED*, compuestos por los 4 primeros parámetros recién indicados. Estos parámetros del *VED* son controlados en la configuración del equipo. La combinación correcta de los parámetros para obtener probetas con una densidad relativa que tienda a 100[%] (la máxima reducción posible de la formación de poros no deseados) en el caso particular de los polvos de aleación metálica señalados entregan rangos de resultados, como también un máximo global. Los rangos presentados para la $\rho_r \geq 0.998$ son para el $VED = 58 - 96 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$, $v = 600 - 1800 \left[\frac{mm}{s} \right]$, $h = 75 - 175 [\mu m]$, $ec = 30 [\mu m]$, $\bar{P} = 180.54 [W]$. Mientras que el máximo global reportado en la literatura tiene $\rho_r = 0.99995$, gracias a la optimización de los parámetros más influyentes. Los valores son para el $VED = 58.8 \left[\frac{J}{mm^3} \right]$, $v = 1400 \left[\frac{mm}{s} \right]$, $h = 85 [\mu m]$, $ec = 30 [\mu m]$, $P = 210 [W]$, y además el láser tuvo una trayectoria de zigzag con rotación de planos en $90[^\circ]$ haciendo uso de una impresora 3D Systems Pro X-200 Equipment.

La propuesta de un diseño con mejor desempeño, bio inspirado en las estructuras del hueso para ser fabricados mediante el proceso de SLM corresponde a una estructura cilíndrica de $8 [mm]$ de diámetro con $10 [mm]$ de alto, entendiéndose estas dimensiones como las fronteras y geometría general de trabajo. Lo destacable de la estructura es que cuenta con celosías TMPS del tipo *Gyroide de red de hoja (Metamaterial)* y con una estructura central cilíndrica de refuerzo con núcleo sólido convenientemente paralelo a las sollicitaciones mecánicas de compresiones. La combinación de la parte porosa Gyroide y el núcleo sólido da un gradiente seccionado de la densidad relativa de la estructura, teniendo la densidad relativa de las celosías y la densidad relativa ponderada de toda la estructura. Las tres celosías (*scaffolds*) principales corresponden a densidades relativas del 15[%] y 31 – 41[%], mientras que la ponderación de la densidad relativa por efecto del núcleo sólido está en un espacio de 24.3 – 56.52[%]. Además, dentro de la caracterización de las estructuras bio inspiradas se planteó que el TCU sea de tan solo $1 [mm]$ para la optimización de propiedades mecánicas. Con la combinación del TCU y la densidad relativa de la celosía en específico, se tiene que el espesor de las celosías abarca $46 - 143 [\mu m]$, diámetros de poro que cambian con la posición (poros diseñados) $225 - 456 [\mu m]$ (para biocompatibilidad). Por parte del refuerzo cilíndrico de núcleo sólido se diseñó con diámetros de $2.65 - 4.1 [mm]$.



El desarrollo de los modelos digitales de las probetas porosas se logró principalmente al Software *MSLattice*, programa en el que se diseñó la parte porosa correspondiente a la zona con las celosías de Gyroide de red de hoja. Los modelos digitales presentados son aptos para ser fabricadas por manufactura aditiva (pues el programa entrega archivos STL), en particular válido para SLM. El refuerzo cilíndrico de núcleo sólido se logró gracias a la combinación del programa *Fusion 360*.

La simulación del comportamiento mecánico de las estructuras porosas de Gyroides de red de hoja con refuerzo cilíndrico de núcleo sólido, por medio de G-A con las constantes idealizadas para superficies suavizadas de poros abiertos e interconectados, predicen que a nivel de prototipado para lograr emular las propiedades mecánicas de estructuras óseas del cuerpo humano como el fémur haciendo uso de Ti-6Al-4V se tiene que hacer uso de densidades relativas del 34 – 42.6[%], así logrando módulos de Young de 19.07 – 30[GPa] y esfuerzos de fluencia a la compresión de 180 – 283.10[MPa]. Con los modelos digitales propuestos se tiene que para el rango de densidades relativas de 37.36 – 42.36[%] se obtuvo módulo de Young de 23.03 – 29.61[GPa] y esfuerzo de fluencia a la compresión de 217.74 – 279.92[MPa].

10 REFERENCIAS

- [1] R. Langer and J. Vacanti, “Tissue Engineering,” *Educational Forum*, vol. 260, no. 2, pp. 920–926, 1993, doi: 10.1080/00131725009342110.
- [2] R. P. Lanza, R. Langer, and J. Vacanti, *Principles of Tissue Engineering*, Second., vol. 1. Academic Press, 2000. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-436630-5.X5000-4>.
- [3] R. Narayan, “Rapid Prototyping of biomaterials: Techniques in additive manufacturing,” *Persepsi Masyarakat Terhadap Perawatan Ortodontik Yang Dilakukan Oleh Pihak Non Profesional*, vol. 53, no. 9, pp. 1689–1699, 2013.
- [4] S. Rajagopalan and R. A. Robb, “Schwarz meets Schwann: Design and fabrication of biomorphic and durataxic tissue engineering scaffolds,” *Med Image Anal*, vol. 10, no. 5, pp. 693–712, 2006, doi: 10.1016/j.media.2006.06.001.
- [5] N. Fleck, M. Ashby, A. Evans, L. Gibson, J. Hutchinson, and H. Wadley, *Metal Foams : a Design Guide*. 200AD.
- [6] D. Cullinane and T. Einhorn, “Principle of Bone Biology. Vol.1,” in *Principle of Bone Biology. Vol.1*, John P. Bi., A. Press, Ed. 2002, pp. 3–32.
- [7] T. M. Keaveny, E. F. Morgan, G. L. Niebur, and O. C. Yeh, “BIOMECHANICS OF TRABECULAR BON,” p. 31, 2001.
- [8] D. M. L. Cooper, J. R. Matyas, M. A. Katzenberg, and B. Hallgrímsson, “Comparison of Microcomputed Tomographic and Microradiographic Measurements of Cortical Bone Porosity,” *Calcif Tissue Int*, vol. 74, no. 5, pp. 437–447, 2004, doi: 10.1007/s00223-003-0071-z.
- [9] J. D. Currey, “Tensile yield in compact bone is determined by strain, post-yield behaviour by mineral content,” *J Biomech*, vol. 37, no. 4, pp. 549–556, 2004, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.08.008.
- [10] V. Karageorgiou and D. Kaplan, “Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis,” *Biomaterials*, vol. 26, no. 27, pp. 5474–5491, 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.02.002.
- [11] P. J. Denard, P. Raiss, R. Gobezie, T. B. Edwards, and E. Lederman, “Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 27, no. 6, pp. 1139–1147, 2018, doi: 10.1016/j.jse.2017.12.020.
- [12] F. Linde and I. Hvid, “The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens,” *J Biomech*, vol. 22, no. 5, pp. 485–490, 1989, doi: 10.1016/0021-9290(89)90209-1.
- [13] R. Antonius, H. Zilch, G. Bergmann, and R. Kölbl, “Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part I: time independent properties.,” *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, pp. 95–102, 1980, doi: 10.1016/s0094-1298(20)31012-9.
- [14] J. Park and R. S. Lakes, “5 METALLIC IMPLANT MATERIALS,” in *Biomaterials An Introduction*, 2007, pp. 99–137.

- [15] J. Park and R. S. Lakes, “1 Introduction,” *Biomaterials An Introduction*, pp. 1–16, 2007.
- [16] S. Sun, M. Brandt, and M. Easton, *Powder bed fusion processes: An overview*. Elsevier Ltd, 2017. doi: 10.1016/B978-0-08-100433-3.00002-6.
- [17] C. Y. Yap *et al.*, “Review of selective laser melting: Materials and applications,” *Appl Phys Rev*, vol. 2, no. 4, 2015, doi: 10.1063/1.4935926.
- [18] N. T. Aboulkhair, N. M. Everitt, I. Ashcroft, and C. Tuck, “Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting,” *Addit Manuf*, vol. 1, pp. 77–86, 2014, doi: 10.1016/j.addma.2014.08.001.
- [19] A. Nouri, A. R. Shirvan, Y. Li, and C. Wen, “Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: a review,” *J Mater Sci Technol*, vol. 94, pp. 196–215, 2021, doi: 10.1016/j.jmst.2021.03.058.
- [20] W. Liu *et al.*, “Study of pore defect and mechanical properties in selective laser melted Ti6Al4V alloy based on X-ray computed tomography,” *Materials Science and Engineering: A*, p. 139981, 2020, doi: 10.1016/j.msea.2020.139981.
- [21] W. R. Kim *et al.*, “Fabrication of porous pure titanium via selective laser melting under low-energy-density process conditions,” *Mater Des*, vol. 195, 2020, doi: 10.1016/j.matdes.2020.109035.
- [22] C. A. Biffi, P. Bassani, J. Fiocchi, M. Albu, and A. Tuissi, “Selective laser melting of AlCu-TiB₂ alloy using pulsed wave laser emission mode: processability, microstructure and mechanical properties,” *Mater Des*, vol. 204, no. March, p. 109628, 2021, doi: 10.1016/j.matdes.2021.109628.
- [23] U. Scipioni Bertoli, A. J. Wolfer, M. J. Matthews, J. P. R. Delplanque, and J. M. Schoenung, “On the limitations of Volumetric Energy Density as a design parameter for Selective Laser Melting,” *Mater Des*, vol. 113, pp. 331–340, 2017, doi: 10.1016/j.matdes.2016.10.037.
- [24] B. Cheng, L. Loeber, H. Willeck, U. Hartel, and C. Tuffile, “Computational Investigation of Melt Pool Process Dynamics and Pore Formation in Laser Powder Bed Fusion,” *J Mater Eng Perform*, vol. 28, no. 11, pp. 6565–6578, 2019, doi: 10.1007/s11665-019-04435-y.
- [25] M. Simonelli, Y. Y. Tse, and C. Tuck, “Effect of the build orientation on the mechanical properties and fracture modes of SLM Ti-6Al-4V,” *Materials Science and Engineering A*, vol. 616, pp. 1–11, 2014, doi: 10.1016/j.msea.2014.07.086.
- [26] C. Chen *et al.*, “3D printed porous Ti6Al4V cage: Effects of additive angle on surface properties and biocompatibility; bone ingrowth in Beagle tibia model,” *Mater Des*, vol. 175, no. 928, 2019, doi: 10.1016/j.matdes.2019.107824.
- [27] A. L. Raines, R. Olivares-Navarrete, M. Wieland, D. L. Cochran, Z. Schwartz, and B. D. Boyan, “Regulation of angiogenesis during osseointegration by titanium surface microstructure and energy,” *Biomaterials*, vol. 31, no. 18, pp. 4909–4917, Jun. 2010, doi: 10.1016/J.BIOMATERIALS.2010.02.071.
- [28] T. Maconachie *et al.*, “SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges,” *Mater Des*, vol. 183, p. 108137, 2019, doi: 10.1016/j.matdes.2019.108137.

- [29] O. O. Salman *et al.*, “Impact of the scanning strategy on the mechanical behavior of 316L steel synthesized by selective laser melting,” *J Manuf Process*, vol. 45, no. June, pp. 255–261, 2019, doi: 10.1016/j.jmapro.2019.07.010.
- [30] M. Walock, “Nanocomposite coatings based on quaternary metalnitrogen,” p. 189, 2012.
- [31] S. Kalpakjian and S. R. Schmid, *Manufactura, ingeniería y tecnología*, 5th ed. Naucalpan de Juárez: Pearson Education, 2008. [Online]. Available: www.pearsoneducacion.net/kalpakjian
- [32] N. Rahulan, S. S. Sharma, N. Rakesh, and R. Sambhu, “A short review on mechanical properties of SLM titanium alloys based on recent research works,” *Mater Today Proc*, no. xxxx, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.10.184.
- [33] Q. Yan, B. Chen, and J. S. Li, “Super-high-strength graphene/titanium composites fabricated by selective laser melting,” *Carbon N Y*, vol. 174, pp. 451–462, 2021, doi: 10.1016/j.carbon.2020.12.047.
- [34] B. Wysocki, P. Maj, R. Sitek, J. Buhagiar, K. J. Kurzydłowski, and W. Świeszkowski, “Laser and electron beam additive manufacturing methods of fabricating titanium bone implants,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 7, no. 7, pp. 1–20, 2017, doi: 10.3390/app7070657.
- [35] T. Vilaro, C. Colin, and J. D. Bartout, “As-fabricated and heat-treated microstructures of the Ti-6Al-4V alloy processed by selective laser melting,” *Metall Mater Trans A Phys Metall Mater Sci*, vol. 42, no. 10, pp. 3190–3199, 2011, doi: 10.1007/s11661-011-0731-y.
- [36] Y. Zhai, H. Galarraga, and D. A. Lados, “Microstructure, static properties, and fatigue crack growth mechanisms in Ti-6Al-4V fabricated by additive manufacturing: LENS and EBM,” *Eng Fail Anal*, vol. 69, pp. 3–14, 2016, doi: 10.1016/j.engfailanal.2016.05.036.
- [37] Z. Zhou, Y. Liu, X. Liu, Q. Zhan, and K. Wang, “Microstructure evolution and mechanical properties of in-situ Ti6Al4V–TiB composites manufactured by selective laser melting,” *Compos B Eng*, vol. 207, no. November 2020, 2021, doi: 10.1016/j.compositesb.2020.108567.
- [38] E. Borisov, D. Masaylo, and P. Vera, “Selective laser melting of nanocomposite Ti-6Al-4V and TiC powder,” *Key Eng Mater*, vol. 822, pp. 575–579, 2019, doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.822.575.
- [39] Y. Liu, S. Li, R. D. K. Misra, K. Geng, and Y. Yang, “Planting carbon nanotubes within Ti-6Al-4V to make high-quality composite powders for 3D printing high-performance Ti-6Al-4V matrix composites,” *Scr Mater*, vol. 183, pp. 6–11, 2020, doi: 10.1016/j.scriptamat.2020.03.009.
- [40] K. Zhao, G. Zhang, G. Ma, C. Shen, and D. Wu, “Microstructure and mechanical properties of titanium alloy / zirconia functionally graded materials prepared by laser additive manufacturing,” *J Manuf Process*, vol. 56, no. February 2019, pp. 616–622, 2020, doi: 10.1016/j.jmapro.2020.05.044.
- [41] O. Al-Ketan, A. Soliman, A. M. AlQubaisi, and R. K. Abu Al-Rub, “Nature-Inspired Lightweight Cellular Co-Continuous Composites with Architected Periodic Gyroidal Structures,” *Adv Eng Mater*, vol. 20, no. 2, 2018, doi: 10.1002/adem.201700549.
- [42] M. P. Groover, *Fundamentals of modern manufacturing. Materials, processes and systems.*, 3rd ed. John Wiley & Sons, Inc., 2007.

- [43] L. J. Gibson and M. F. Ashby, *Cellular solids: Structure and properties*, Second edi. 1997. doi: 10.1016/0021-9290(89)90056-0.
- [44] O. Al-Ketan and R. K. Abu Al-Rub, “Multifunctional Mechanical Metamaterials Based on Triply Periodic Minimal Surface Lattices,” *Adv Eng Mater*, vol. 21, no. 10, 2019, doi: 10.1002/adem.201900524.
- [45] W. Brooks, C. Sutcliffe, W. Cantwell, P. Fox, J. Todd, and R. Mines, “Rapid design and manufacture of ultralight cellular materials,” *16th Solid Freeform Fabrication Symposium, SFF 2005*, pp. 231–241, 2005.
- [46] A. A. Zadpoor, “Bone tissue regeneration: The role of scaffold geometry,” *Biomater Sci*, vol. 3, no. 2, pp. 231–245, 2015, doi: 10.1039/c4bm00291a.
- [47] E. Alabort, D. Barba, and R. C. Reed, “Design of metallic bone by additive manufacturing,” *Scr Mater*, vol. 164, pp. 110–114, 2019, doi: 10.1016/j.scriptamat.2019.01.022.
- [48] J. J. Klawitter Hulbert SF, “Application of porous ceramics for the attachment of load bearing applications,” *Journal of Biomedical Materials Research Symposium*, vol. 2, no. 2, p. 161, 1971.
- [49] N. Wang *et al.*, “Mechanical behavior in living cells consistent with the tensegrity model,” *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 98, no. 14, pp. 7765–7770, 2001, doi: 10.1073/pnas.141199598.
- [50] O. Al-Ketan, D. W. Lee, R. Rowshan, and R. K. Abu Al-Rub, “Functionally graded and multi-morphology sheet TPMS lattices: Design, manufacturing, and mechanical properties,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 102, no. October 2019, p. 103520, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103520.
- [51] O. Al-Ketan, R. Rowshan, and R. K. Abu Al-Rub, “Topology-mechanical property relationship of 3D printed strut, skeletal, and sheet based periodic metallic cellular materials,” *Addit Manuf*, vol. 19, pp. 167–183, 2018, doi: 10.1016/j.addma.2017.12.006.
- [52] E. Yang *et al.*, “Effect of geometry on the mechanical properties of Ti-6Al-4V Gyroid structures fabricated via SLM: A numerical study,” *Mater Des*, vol. 184, p. 108165, 2019, doi: 10.1016/j.matdes.2019.108165.
- [53] M. Fousová, D. Vojtěch, J. Kubásek, E. Jablonská, and J. Fojt, “Promising characteristics of gradient porosity Ti-6Al-4V alloy prepared by SLM process,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 69, no. October 2016, pp. 368–376, 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.01.043.
- [54] S. M. Ahmadi *et al.*, “Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties,” *Materials*, vol. 8, no. 4, pp. 1871–1896, 2015, doi: 10.3390/ma8041871.
- [55] J. Čapek *et al.*, “Highly porous, low elastic modulus 316L stainless steel scaffold prepared by selective laser melting,” *Materials Science and Engineering C*, vol. 69, pp. 631–639, 2016, doi: 10.1016/j.msec.2016.07.027.
- [56] S. Y. Chen *et al.*, “Microstructure and mechanical properties of open-cell porous Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting,” *J Alloys Compd*, vol. 713, no. October, pp. 248–254, 2017, doi: 10.1016/j.jallcom.2017.04.190.

- [57] G. Hannink and J. J. C. Arts, “Bioresorbability, porosity and mechanical strength of bone substitutes: What is optimal for bone regeneration?,” *Injury*, vol. 42, no. SUPPL. 2, pp. S22–S25, 2011, doi: 10.1016/j.injury.2011.06.008.
- [58] J. B. Li, H. C. Lin, J. S. C. Jang, C. N. Kuo, and J. C. Huang, “Novel open-cell bulk metallic glass foams with promising characteristics,” *Mater Lett*, vol. 105, pp. 140–143, 2013, doi: 10.1016/j.matlet.2013.04.071.
- [59] C. Yan, L. Hao, A. Hussein, and P. Young, “Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 51, pp. 61–73, 2015, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.06.024.
- [60] C. Yan, L. Hao, A. Hussein, P. Young, J. Huang, and W. Zhu, “Microstructure and mechanical properties of aluminium alloy cellular lattice structures manufactured by direct metal laser sintering,” *Materials Science and Engineering A*, vol. 628, pp. 238–246, 2015, doi: 10.1016/j.msea.2015.01.063.
- [61] O. Al-Ketan and R. K. Abu Al-Rub, “MSLattice: A free software for generating uniform and graded lattices based on triply periodic minimal surfaces,” *Material Design & Processing Communications*, no. September, pp. 1–10, 2020, doi: 10.1002/mdp2.205.
- [62] B. Vandenbroucke and J. P. Kruth, “Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts,” *Rapid Prototyp J*, vol. 13, no. 4, pp. 196–203, 2007, doi: 10.1108/13552540710776142.
- [63] G. Kasperovich, J. Haubrich, J. Gussone, and G. Requena, “Correlation between porosity and processing parameters in TiAl6V4 produced by selective laser melting,” *Mater Des*, vol. 105, pp. 160–170, 2016, doi: 10.1016/j.matdes.2016.05.070.
- [64] L. Thijs, F. Verhaeghe, T. Craeghs, J. Van Humbeeck, and J. P. Kruth, “A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V,” *Acta Mater*, vol. 58, no. 9, pp. 3303–3312, 2010, doi: 10.1016/j.actamat.2010.02.004.
- [65] H. Gong, K. Rafi, H. Gu, G. D. Janaki Ram, T. Starr, and B. Stucker, “Influence of defects on mechanical properties of Ti-6Al-4V components produced by selective laser melting and electron beam melting,” *Mater Des*, vol. 86, pp. 545–554, 2015, doi: 10.1016/j.matdes.2015.07.147.
- [66] S. Pal, G. Lojen, V. Kokol, and I. Drstvensek, “Evolution of metallurgical properties of Ti-6Al-4V alloy fabricated in different energy densities in the Selective Laser Melting technique,” *J Manuf Process*, vol. 35, no. November 2017, pp. 538–546, 2018, doi: 10.1016/j.jmapro.2018.09.012.
- [67] C. M. Cepeda-Jiménez, F. Potenza, E. Magalini, V. Luchin, A. Molinari, and M. T. Pérez-Prado, “Effect of energy density on the microstructure and texture evolution of Ti-6Al-4V manufactured by laser powder bed fusion,” *Mater Charact*, vol. 163, no. February, p. 110238, 2020, doi: 10.1016/j.matchar.2020.110238.
- [68] W. Xu *et al.*, “Additive manufacturing of strong and ductile Ti-6Al-4V by selective laser melting via in situ martensite decomposition,” *Acta Mater*, vol. 85, pp. 74–84, 2015, doi: 10.1016/j.actamat.2014.11.028.



-
- [69] Q. Yan *et al.*, “Comparison study on microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V alloys fabricated by powder-based selective-laser-melting and sintering methods,” *Mater Charact*, vol. 164, no. February, 2020, doi: 10.1016/j.matchar.2020.110358.
- [70] O. Al-Ketan, D. W. Lee, and R. K. Abu Al-Rub, “Mechanical properties of additively-manufactured sheet-based gyroidal stochastic cellular materials,” *Addit Manuf*, vol. 48, no. PA, p. 102418, 2021, doi: 10.1016/j.addma.2021.102418.
- [71] M. Helou, S. Vongbunyong, and S. Kara, “Finite Element Analysis and Validation of Cellular Structures,” *Procedia CIRP*, vol. 50, pp. 94–99, 2016, doi: 10.1016/j.procir.2016.05.018.
- [72] A. du Plessis *et al.*, “Properties and applications of additively manufactured metallic cellular materials: A review,” *Prog Mater Sci*, vol. 125, no. December 2021, p. 100918, 2022, doi: 10.1016/j.pmatsci.2021.100918.