



TRABAJO FIN DE GRADO

DETERMINACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO ESTÁTICO Y A FATIGA DE LAS GEOMETRÍAS GYROID

Nombre del autor:

Ricardo Poblaciones Bardisa (202103415@alu.comillas.edu)

Nombre del director/es:

- Xavier Soldani (xsoldani@icai.comillas.edu)
- Eva Paz (epaz@iit.comillas.edu)

Madrid

Fecha: 04/07/2025

Firma: 

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título

‘Determinación del comportamiento mecánico estático y a fatiga de las geometrías Gyroid’ en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico 2024/25 es de mi autoría, original e inédito y no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Ricardo Poblaciones Bardisa

Fecha: 04/07/2025

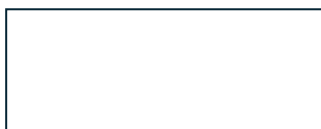


Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

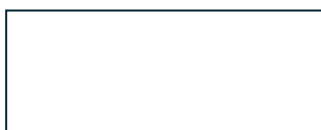
Fdo.: Xavier Soldani

Fecha: 04/07/2025



Fdo.: Eva Paz

Fecha: 04/07/2025



Determinación del comportamiento mecánico estático y a fatiga de las geometrías Gyroid.

Autor: Poblaciones Bardisa, Ricardo.

Directores: Paz Jiménez, Eva; Soldani, Xavier.

Entidad colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

El desarrollo de prótesis óseas con estructuras tipo Gyroid fabricadas mediante impresión 3D busca optimizar la regeneración celular en defectos óseos. Para ello se han realizado ensayos de tracción, compresión y fatiga con probetas de diferentes grados de porosidad (50%, 60% y 70%) fabricadas con resina *Clear*. Se realizaron ensayos estáticos y dinámicos para analizar y comparar la resistencia y el módulo elástico. Además, los ensayos de fatiga a compresión mostraron como la vida útil de las probetas disminuye con la porosidad y la carga aplicada, permitiendo así establecer criterios para un equilibrio entre rigidez, resistencia y funcionalidad en aplicaciones como *scaffolds* óseos.

Palabras clave: Scaffold, Gyroid, TPMS, Porosidad, Impresión 3D, Regeneración ósea y biomateriales.

1. Introducción

Las lesiones óseas y defectos estructurales en tejidos duros suponen un desafío importante en medicina regenerativa, afectando directamente a la funcionalidad y calidad de vida del paciente. Tradicionalmente, estas reparaciones se realizan mediante injertos autólogos o heterólogos, procedimientos que implican riesgos de rechazo, infecciones o limitada integración con el tejido huésped. Como alternativa, surgen los andamios (*scaffolds*) impresos en 3D con geometría Gyroid, capaces de favorecer el crecimiento celular y osteointegración gracias a su porosidad controlada. Sin embargo, para su aplicación clínica es imprescindible evaluar su comportamiento mecánico bajo cargas reales del cuerpo humano. Este proyecto tiene como objetivo analizar la resistencia estática y a fatiga de estos materiales, estudiando el efecto de la porosidad sobre sus propiedades mecánicas para optimizar su diseño como sustituto óseo biocompatible.

2. Definición del proyecto

Se realizarán una serie de ensayo estáticos; de tracción, compresión y fatiga para estudiar las propiedades mecánicas del material en cuestión. Dicho material tiene una estructura de tipo *Gyroid*, diseñada y optimizada con el objetivo del favorecer el crecimiento celular, en concreto del tejido óseo. Por otro lado, las

probetas tendrán diferentes grados de porosidad, con el objetivo de optimizar lo máximo posible la cantidad de material y alcanzar las propiedades mecánicas más adecuadas para el objetivo deseado.

El objetivo es sacar conclusiones de un material del cual ya se ha realizado un estudio previo de dimensionado y estudio de la estructura. El material que se ensayará son probetas tanto de tracción como de compresión con diferentes grados de porosidad.

Actualmente se han estudiado diversos materiales como resinas. Sin embargo, se sigue buscando un material que sea biocompatible y con las propiedades mecánicas ideales. Debido a esto, nos hemos centrado en ensayar un material con propiedades mecánicas muy similares al que de verdad sería implantado.

Como objetivo sería llegar a una conclusión definitiva de cómo reacciona el material y qué grado de porosidad sería el óptimo. En definitiva, la optimización de la cantidad del material y las propiedades mecánicas dependiendo de la porosidad de este, con el fin de identificar cómo esta variable influye en la resistencia y el comportamiento general de las geometrías Gyroid.

Debido a que estas estructuras en un futuro formarán parte del organismo humano hay que comprobar la biocompatibilidad y los esfuerzos a los que se le puede someter a este tipo de estructuras.

El proyecto se llevará a cabo en el laboratorio de ciencia de materiales empleado dos tipos de máquinas. La primera será para el ensayo de tracción y compresión donde someteremos a las probetas a unos esfuerzos y analizaremos las gráficas que nos devuelve el programa. Dichas gráficas nos muestran la carrera y la fuerza por cada momento, y la traspasaremos a tensión deformación relacionándola con el área medida de la probeta.

Por otro lado, en el ensayo de tracción configuraremos la máquina con una fuerza máxima de 5020 N (siendo el máximo de la máquina 5200N) y realizaremos el ensayo a una velocidad de 5mm/min. Por otro lado, en el de compresión la velocidad será de 10mm/min además de necesitar unos platos de compresión adecuados para llevar a cabo dicho ensayo. Durante el ensayo se esté llevando a cabo vamos a estar atentos a que la fuerza ejercida por la máquina no supere los 5000 N, de ocurrir esto, tenemos que parar el ensayo de inmediato.

Además, usaremos otra máquina para los ensayos a fatiga, los cuales llevarán un poco más de tiempo. Estos ensayos a fatiga se harán a compresión.

Relacionado con el estudio del límite a fatiga, utilizaremos el análisis Wöhler y Weibull, para evaluar la durabilidad a largo plazo bajo cargas cíclicas.

En cuanto al orden a seguir, nos pautamos por una lista de tareas en función de la disponibilidad de las máquinas del laboratorio y el tiempo que conlleva realizar cada ensayo.

3. Objetivos

Objetivo del proyecto: Estudiar el comportamiento mecánico y el efecto de la porosidad en estructuras gyroid impresas mediante estereolitografía.

Objetivos secundarios:

- Estudiar el efecto de la porosidad de estructuras gyroid impresas mediante impresión 3D por estereolitografía en las propiedades a compresión y tracción
- Estudiar el efecto de la porosidad de estructuras gyroid impresas mediante impresión 3D por estereolitografía en las propiedades a fatiga.

4. Resultados de los ensayos

Los resultados obtenidos en este trabajo confirman que la porosidad influye de manera directa en las propiedades mecánicas de las estructuras *gyroid* fabricadas mediante impresión 3D por estereolitografía. Los ensayos estáticos de compresión muestran una clara disminución de la resistencia máxima a medida que aumenta la porosidad, siendo las probetas con un 50% de porosidad las que presentan mayores tensiones soportadas, seguidas de las del 60% y 70%. Sin embargo, este aumento de porosidad mejora la capacidad de deformación, favoreciendo una mayor absorción de energía antes del fallo.

Por otro lado, los ensayos de fatiga mediante curvas Wöhler reflejan que las muestras con menor porosidad resisten un mayor número de ciclos antes de alcanzar su punto de fallo, mientras que aquellas con mayor porosidad fallan más rápidamente bajo cargas cíclicas a 15 Hz. Aun así, incluso las probetas del 70% de porosidad han mostrado un compromiso aceptable entre ligereza y resistencia. Estos resultados refuerzan la idea de que la estructura gyroid es adecuada para aplicaciones biomédicas, como implantes óseos, donde es necesario equilibrar resistencia mecánica, biocompatibilidad y espacio para el crecimiento celular.

Además, en los ensayos de fatiga Weibull las probetas con menor porosidad (50%) alcanzaron mayores tensiones en compresión y resistieron un millón de ciclos sin fallo, demostrando alta durabilidad. En cambio, las probetas con mayor

porosidad (70%) soportaron mayores cargas y presentaron una vida a fatiga más dispersa, con fallos entre 774 y 1474 ciclos. Los análisis de Weibull confirmaron esta tendencia, evidenciando que a mayor porosidad disminuye la resistencia a fatiga, aunque su mejora la capacidad de deformación y la ligereza, aspectos importantes para su aplicación en implantes óseos.

5. Conclusiones

El estudio realizado confirma que la porosidad es un factor determinante en las propiedades mecánicas de las estructuras *gyroid* fabricadas mediante impresión 3D. Se ha observado que una menor porosidad mejora la resistencia a compresión y la durabilidad a fatiga, mientras que un mayor porcentaje de porosidad favorece la ligereza y la capacidad de deformación, aspectos clave para la integración con el tejido óseo.

Los ensayos de fatiga y el análisis Weibull han permitido evaluar con detalle la fiabilidad del material, destacando que las probetas con menor porosidad soportan mejor las cargas cíclicas prolongadas. Este trabajo ofrece una base sólida para optimizar el diseño de *scaffolds* destinados a aplicaciones biomédicas, garantizando un equilibrio adecuado entre resistencia mecánica, biocompatibilidad y funcionalidad, fundamentales para su futura implantación en tratamientos de regeneración ósea.

Determination of the static mechanical behaviour and fatigue behaviour of Gyroid geometries.

Author: Poblaciones Bardisa, Ricardo.

Directors: Paz Jiménez, Eva; Soldani, Xavier.

Collaborating entity: ICAI – Universidad Pontificia de Comillas.

PROJECT SUMMARY

The development of bone prostheses with Gyroid-type structures manufactured using 3D printing seeks to optimise cell regeneration in bone defects. For this purpose, tensile, compression and fatigue tests have been carried out with specimens of different degrees of porosity (50%, 60% and 70%) manufactured with Clear resin. Static and dynamic tests were performed to analyse and compare strength and elastic modulus. In addition, compressive fatigue tests showed how the service life of the specimens decreases with porosity and applied load, thus allowing the establishment of criteria for a balance between stiffness, strength and functionality in applications such as bone scaffolds.

Keywords: Scaffold, Gyroid, TPMS, Porosity, 3D printing, Bone regeneration and biomaterials.

1. Introduction

Bone lesions and structural defects in hard tissues pose a major challenge in regenerative medicine, directly affecting the patient's functionality and quality of life. Traditionally, these repairs are performed using autologous or heterologous grafts, procedures that involve risks of rejection, infection or limited integration with the host tissue. As an alternative, 3D printed scaffolds with Gyroid geometry have emerged, capable of promoting cell growth and osseointegration thanks to their controlled porosity. However, for their clinical application it is essential to evaluate their mechanical behaviour under real human body loads. This project aims to analyse the static and fatigue resistance of these materials, studying the effect of porosity on their mechanical properties to optimise their design as a biocompatible bone substitute.

2. Definition of the project

A series of static tests will be carried out; tensile, compression and fatigue tests to study the mechanical properties of the material in question. This material has a Gyroid type structure, designed and optimized with the objective of favouring

cellular growth, specifically of the bone tissue. On the other hand, the specimens will have different degrees of porosity, to optimize as much as possible, the amount of material and to achieve the most suitable mechanical properties for the desired objective.

The objective is to draw conclusions from a material for which a previous study of sizing and study of the structure has already been carried out. The material to be tested are both tensile and compression specimens with different degrees of porosity.

Currently, various materials have been studied as resins. However, the search continues for a material that is biocompatible and with ideal mechanical properties. Because of this, we have focused on testing a material with mechanical properties very similar to what would be implanted.

The goal would be to reach a definitive conclusion on how the material reacts and what degree of porosity would be optimal. In short, the optimization of the amount of material and mechanical properties depending on the porosity of the material, to identify how this variable influences the strength and overall behaviour of Gyroid geometries.

Since these structures will be part of the human organism in the future, the biocompatibility and stresses to which this type of structures can be subjected must be tested.

The project will be carried out in the materials science laboratory using two types of machines. The first one will be for the tensile and compression test where we will subject the specimens to some efforts, and we will analyse the graphs that the program returns to us. These graphs, which inform us about the stroke and force for each moment, will be transferred to stress-strain relating it to the area of the specimen.

In the tensile test we will configure the machine with a maximum force of 5020 N (being the maximum of the machine 5200N) and we will perform the test at a speed of 5mm/min. On the other hand, in the compression test the speed will be 10mm/min and we will need a suitable compression plate to carry out the test. During the test is being carried out we will be attentive that the force exerted by the machine does not exceed 5000 N, if this happens, we must stop the test immediately.

On the other hand, we will use another type of machine for fatigue tests, which will take a little more time. These fatigue tests will be compressive.

Related to the study of the fatigue limit, we will use the Wohler and Weibull analysis, to evaluate the long-term durability under cyclic loading.

As for the order to be followed, we will follow a list of tasks depending on the availability of the laboratory machines and the time required to perform each test.

3. Objectives

Project objective: To study the mechanical behaviour and the effect of porosity in gyroid structures printed by stereolithography.

Secondary objectives:

- To study the effect of porosity of gyroid structures printed by stereolithography 3D printing on the compressive and tensile properties.
- To study the effect of the porosity of gyroid structures printed by stereolithography 3D printing on the fatigue properties.

4. Results

The results obtained in this work confirm that porosity has a direct influence on the mechanical properties of gyroid structures fabricated by stereolithography 3D printing. Static compression tests show a clear decrease of the maximum strength as porosity increases, being the specimens with 50% porosity the ones with the highest supported stresses, followed by those with 60% and 70% porosity. However, this increase in porosity improves the deformation capacity, favouring greater energy absorption before failure.

On the other hand, fatigue tests using Wöhler curves show that specimens with lower porosity resist a greater number of cycles before reaching their failure point, while those with higher porosity fail faster under cyclic loading at 15 Hz. Even so, even the 70% porosity specimens have shown an acceptable compromise between lightness and strength. These results reinforce the idea that the gyroid structure is suitable for biomedical applications, such as bone implants, where it is necessary to balance mechanical strength, biocompatibility and space for cell growth.

In addition, in Weibull fatigue tests, the specimens with lower porosity (50%) reached higher compressive stresses and resisted one million cycles without failure, demonstrating high durability. On the other hand, specimens with higher porosity (70%) withstood higher loads and presented a more dispersed fatigue life, with failures between 774 and 1474 cycles. Weibull analyses confirmed this trend, showing that the higher the porosity, the lower the fatigue strength, although its deformation capacity and lightness improved, important aspects for its application in bone implants.

5. Conclusions

The study carried out confirms that porosity is a determining factor in the mechanical properties of 3D printed gyroid structures. It has been observed that lower porosity improves compressive strength and fatigue durability, while a higher percentage of porosity favours lightness and deformation capacity, key aspects for integration with bone tissue.

Fatigue tests and Weibull analysis have allowed a detailed evaluation of the reliability of the material, highlighting that specimens with lower porosity better withstand prolonged cyclic loading. This work provides a solid basis for optimizing the design of scaffolds for biomedical applications, ensuring an adequate balance between mechanical strength, biocompatibility and functionality, fundamental for their future implementation in bone regeneration treatments.

ÍNDICE DE LA MEMORIA

Cap 1. Introducción	16
Cap 2. Estado del arte	17
2.1 Situación actual.....	17
2.2 Scaffolds para regeneración ósea	18
2.3 Diseño topológico optimizado de estructuras TPMS.....	20
2.4 Porosidad del Scaffold	22
Cap 3. Definición del trabajo	24
3.1 Motivación	24
3.2 Objetivos	25
3.2.1 Objetivo principal.....	25
3.2.2 Objetivos secundarios.....	25
3.3 Metodología.....	25
Cap 4. Material y metodología experimental	27
4.1 Materiales.....	27
4.2 Fabricación de las probetas	27
4.2.1 Dimensiones probetas tracción y compresión.....	28
4.3 Ensayos mecánicos	29
4.3.1 Ensayos estáticos	30
4.3.1.1 Ensayos de compresión.....	30
4.3.1.2 Ensayos de tracción	31
4.3.2 Ensayos de fatiga a compresión	32
4.3.2.1 Ensayos Wöhler	32
4.3.2.2 Ensayos Weibull.....	33
Cap 5. Resultados ensayos	35
5.1 Ensayos estáticos: tracción y compresión	35
5.1.1 Gráficas tracción	38
5.1.2 Gráficas compresión	40
5.2 Ensayos dinámicos de fatiga: Wöhler y Weibull	42
5.2.1 Wöhler	42
5.2.2 Weibull.....	44

Cap 6. Conclusiones y trabajos futuros	47
6.1 Conclusiones.....	47
6.2 Trabajos futuros	48
Cap 7. ODS	49
Cap 8. Bibliografía.....	51

Índice de figuras

Ilustración 5- Injerto óseo mandíbula.....	17
Ilustración 6-TPMS figures.....	19
Ilustración 7- Porosity figures	21
Ilustración 8 - ODS	50

Índice de tablas

Tabla 1- Diagrama de Ghant	26
Tabla 2 – Número total ensayos	30
Tabla 3-Datos Compresión.....	35
Tabla 4- Datos Tracción.....	36
Tabla 5 – Datos Fatiga Wöhler	42
Tabla 6-Parámetros Weibull 70%	45

Índice de Gráficas

Gráfica 1- influencia porosidad	22
Gráfica 2- Wöhler	33
Gráfica 3- Weibull.....	34
Gráfica 4-Módulo de tracción/compresión	36
Gráfica 5- Resistencial a Tracción/Compresión	37
Gráfica 6- Alargamiento a Rotura	37
Gráfica 7-deformación a rotura	38
Gráfica 8-Tracción 50%	38
Gráfica 9- Tracción 60%	39
Gráfica 10-Tracción 70%	39
Gráfica 11-Tracción bulk	39
Gráfica 12-Compresión 50%	40
Gráfica 13-Compresión 60%	41
Gráfica 14-Compresión 70%	41
Gráfica 15-Compresión bulk	41
Gráfica 16- Curvas Wöhler	43
Gráfica 17- Weibull I	44
Gráfica 18-Weibull II	45

Cap 1. Introducción

Durante este trabajo de fin de grado vamos a analizar el uso de las geometrías TPMS como la gyroid para *scaffolds* en los implantes artificiales óseos tras una fractura y los beneficios que ello conlleva. Para ello, se imprimirán en 3D con una resina *lattice* a unas condiciones concretas de fabricación y geometría que ya comentaremos más adelante. El objetivo es sacar conclusiones de un material del cual ya se ha realizado un estudio previo de dimensionado y estudio de la estructura. El material que se ensayará son probetas tanto de tracción como de compresión con diferentes grados de porosidad. Por otro lado, llegar a una conclusión definitiva de cómo reacciona el material y qué grado de porosidad sería el óptimo. Debido a que estas estructuras en un futuro formarán parte del organismo humano hay que comprobar la biocompatibilidad y los esfuerzos a los que se le puede someter a este tipo de estructuras, sin embargo, esto no estará dentro del estudio de este proyecto.

En definitiva, la optimización de la cantidad del material y las propiedades mecánicas dependiendo de la porosidad de este, con el fin de identificar cómo esta variable influye en la resistencia y el comportamiento general de las geometrías Gyroid.

Cap 2. Estado del arte

2.1 Situación actual

La impresión tridimensional (3D) ha supuesto un cambio paradigmático en numerosos sectores, incluida la biomedicina. En los últimos años, esta tecnología ha posibilitado el desarrollo de estructuras complejas y altamente personalizables, lo que ha ampliado de manera significativa las aplicaciones en ingeniería de tejidos y medicina regenerativa [1]. En particular, la capacidad de fabricar andamios (*scaffolds*) con geometrías específicas, ajustadas a las morfología y requerimientos funcionales de cada paciente, ha mejorado de forma sustancial las opciones terapéuticas en casos como fracturas óseas de gran magnitud.

Los defectos óseos representan, en la actualidad, un dilema serio para la salud humana. En los últimos cinco años, la fabricación de scaffolds como andamios porosos mediante la impresión 3D, basado en superficies mínimas triples (TPMS) con gradación radial, han emergido como una alternativa prometedora para la reparación de estos defectos. Esta revisión aborda las tecnologías de impresión 3D y las posibles aplicaciones de los andamios TPMS, analizando cómo su microestructura influye en la regeneración ósea.[1]

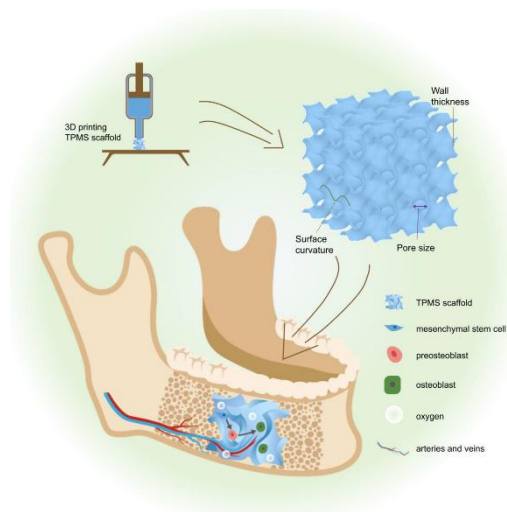


Ilustración 1- Injerto óseo mandíbula

Gracias a los avances en técnicas de impresión 3D, particularmente mediante estereolitografía (SLA), es posible fabricar andamios TPMS con gran precisión y nivel de detalle. Esta tecnología permite reproducir geometrías complejas con alta resolución, asegurando una fidelidad estructural que favorece la osteoconducción y vascularización dentro del andamio. A continuación, analizaremos las propiedades estructurales de los TPMS y cómo imprimir por SLA

se perfila como una alternativa prometedora y personalizable para el tratamiento de defectos óseos complejos.

2.2 Scaffolds para regeneración ósea

El hueso natural está compuesto por dos tipos principales de tejido: el hueso cortical y el hueso esponjoso, los cuales se integran para conformar una estructura ósea especializada. Inspirados en esta organización jerárquica, los scaffolds TPMS han sido diseñados como microestructuras biomiméticas que reproducen con alta precisión las propiedades geométricas de hueso trabecular [11]. Estos andamios favorecen a la conducción ósea- el cual es un proceso fundamental en la regeneración ósea- en el cual células progenitoras, componentes perivasculares y nuevos capilares migran desde el hueso receptor hacia el interior del scaffold TPMS.

Tradicionalmente, la regeneración ósea se ha abordado mediante el uso de autoinjertos (tejido óseo extraído del propio paciente) y aloinjertos (tejido proveniente de un donante de la misma especie) [1]. Aunque los autoinjertos son considerados el estándar de oro debido a su alta biocompatibilidad y propiedades osteoinductivas, presentan limitaciones significativas, como el dolor postoperatorio, la morbilidad del sitio donante y la disponibilidad limitada de tejido. Los aloinjertos, por su parte, reducen la necesidad de una segunda cirugía, pero conllevan riesgos inmunológicos y una integración biológica menos eficaz. Frente a estas limitaciones, el desarrollo de injertos sintéticos o artificiales, como los scaffolds biofabricados, ha ganado protagonismo en el ámbito de la ingeniería tisular.

Diversas técnicas han sido desarrolladas para fabricar scaffolds con arquitecturas controladas y propiedades biométricas. Entre las más relevantes se encuentran:

- **Impresión 3D:** esta tecnología ha revolucionado la ingeniería de tejidos al permitir la fabricación capa a capa de andamios con microarquitecturas complejas y reproducibles, como el tipo TPMS. Mediante subtipos como FMD, SLA o SLS, si es posibles procesar una variedad de biomateriales (polímeros, cerámicas y compuestos). Sin embargo, presenta retos como la limitada compatibilidad de materiales, especialmente cuando se busca imprimir con células vivas, así como una resistencia mecánica subóptima en ciertos polímeros y dificultades de escalabilidad para uso clínico. [2]
- **Modelo por disolución y particulado (*Solvent Casting/Particulate Leaching*):** técnica clásica que consiste en mezclar un polímero con partículas porosas (por ejemplo, sal) que se eliminan posteriormente. Aunque es económica, su principal inconveniente es la falta de control

preciso sobre la interconectividad porosa y la posible toxicidad residual de los disolventes.[3]

- **Liofilización (Freeze-drying):** utiliza el congelamiento de una solución polimérica y la sublimación del solvente para generar una estructura esponjosa. Si bien ofrece una alta porosidad y biocompatibilidad, sufre de baja estabilidad mecánica y limitada reproducibilidad geométrica.[4]
- **Electrospinning 3D:** esta técnica produce redes de fibras nanométricas que simulan la matriz extracelular del hueso. Es muy útil en ingeniería de tejidos blandos y como capa superficial de scaffolds, pero no permite fabricar estructuras volumétricas tridimensionales robustas por sí sola.[5]

Pese a los avances, persiste varios desafíos clave en el desarrollo de scaffolds óseos:

- La **vascularización** del tejido regenerado es crítica. Muchos andamios fallan por no permitir una rápida formación de capilares, lo que compromete viabilidad celular en el centro de la estructura.[6]
- Es necesario encontrar un equilibrio óptimo entre resistencia mecánica y porosidad: mientras mayor sea la porosidad, menor suele ser la capacidad estructural del scaffold.
- La compatibilidad entre biomaterial y técnica de fabricación limita la elección de materiales.
- El control de la degradación del material sigue siendo una limitación importante. El scaffold debe mantenerse estable el tiempo suficiente para permitir la regeneración ósea, pero también debe reabsorberse sin dejar residuos tóxicos ni alterar el entorno biológico.[7]

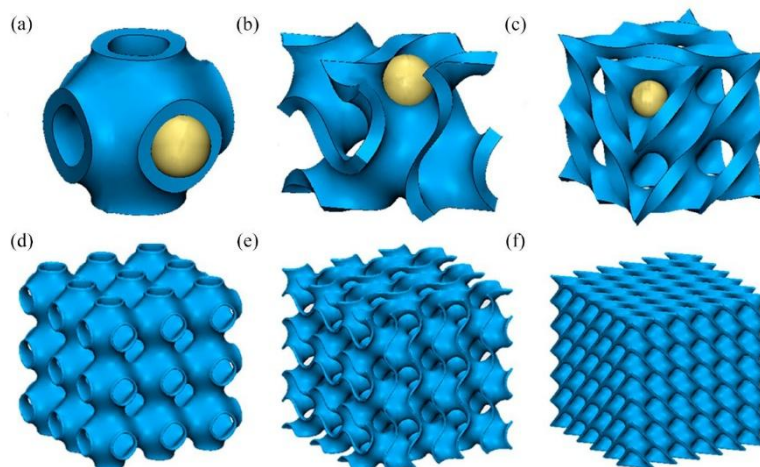


Ilustración 2-TPMS figures

Las estructuras tipo *lattice* han demostrado ser especialmente eficaces en aplicaciones biomecánicas debido a su capacidad para distribuir cargas de manera uniforme, lo que las convierte en una solución idónea para soportar tensiones elevadas. Este tipo de geometrías permite una adaptación precisa de la porosidad en función de las exigencias del entorno biológico, favoreciendo así el transporte de nutrientes y la migración celular necesarios para una integración y regeneración de los huesos más eficaz.

Por otra parte, los *scaffolds* con geometría tipo *gyroid* – basados en TPMS – han adquirido un papel relevante en el ámbito de la ingeniería de tejidos. Estas estructuras se caracterizan por su continuidad espacial, su elevada porosidad y su conectividad tridimensional, lo que permite lograr un equilibrio funcional entre la permeabilidad y la resistencia mecánica[8]. Además, los parámetros de diseño de los *gyroids* pueden ajustarse con alta precisión para optimizar la porosidad según las necesidades del tejido receptor, siendo especialmente beneficioso en contextos que requieren una rápida vascularización y un entorno favorable para la proliferación celular.

2.3 Diseño topológico optimizado de estructuras TPMS

Las estructuras basadas en superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS) destacan frente a las redes reticulares convencionales por su elevada relación superficie-área-volumen [11]. En particular, las configuraciones de tipo lámina TPMS ofrecen áreas superficiales notablemente superiores, lo que resulta ventajoso en contextos biomédicos al favorecer procesos clave como la adhesión, migración y proliferación celular.

Por otro lado, han demostrado una notable versatilidad en el ámbito biomédico, siendo aplicadas en múltiples disciplinas quirúrgicas. Su diseño altamente personalizable y sus propiedades mecánicas y biológicas las han posicionado como una solución viable en campos que van desde la neurocirugía y la cirugía maxilofacial hasta la ortopedia articular, la cirugía de columna vertebral y otras especialidades dentro de la ortopedia regenerativa.

Las configuraciones TPMS presentan ventajas significativas, ya que permiten un control preciso sobre parámetros clave como el tamaño y la interconectividad de los poros (esto es lo principal que tendremos en cuenta a la hora de analizar los resultados de los ensayos), el grosor de las paredes y la curvatura superficial, todos ellos determinantes para optimizar la respuesta biológica y mecánica del material implantado.[9]

Desde un punto de vista mecánico, estas estructuras presentan una continuidad superficial infinita y transiciones suaves entre sus componentes, lo

que reduce significativamente la concentración local de tensiones. Esta característica se traduce en una mejora sustancial de la resistencia mecánica del *scaffold*. Las geometrías TPMS, como las descritas originalmente por Schwartz, se definen como superficies periódicas infinitas en las tres direcciones espaciales, cuya curvatura media es nula, confiriéndoles un comportamiento estructural y biológico altamente eficiente.

Actualmente, existen diversos enfoques destinados a optimizar el diseño de estructuras complejas como las basadas en geometrías TPMS, con el objetivo de mejorar parámetros clave como la porosidad, la permeabilidad y el comportamiento mecánico del *scaffold*. Uno de los métodos más relevantes es el uso de técnicas de ingeniería inversa basadas en imágenes de tomografía computarizada (TC), las cuales permiten transformar datos atómicos reales del hueso en modelos digitales CAD. Estos modelos pueden emplearse tanto para el diseño directo de implantes personalizados como para generar estructuras tipo celosía, aplicando geometrías TPS sobre la anatomía original digitalizada.

Este proceso requiere la extracción de características morfológicas fundamentales del tejido óseo, tales como el grosor del medio de las trabéculas, el volumen óseo total y el número de trabéculas presentes en la región de interés. Además, los escaneos por TC también permiten validar la calidad de las piezas impresas en 3D, al compararlas con los modelos CAD originales mediante análisis de desviaciones geométricas. [10]

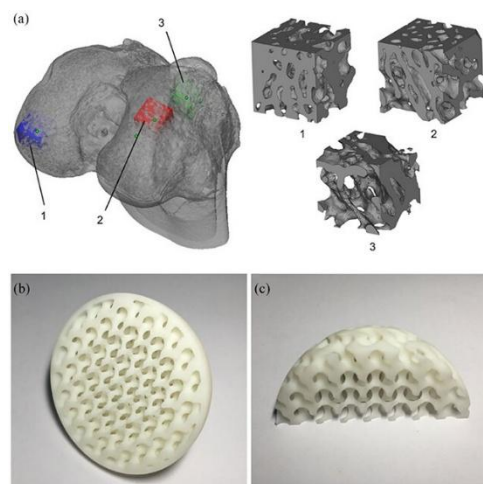


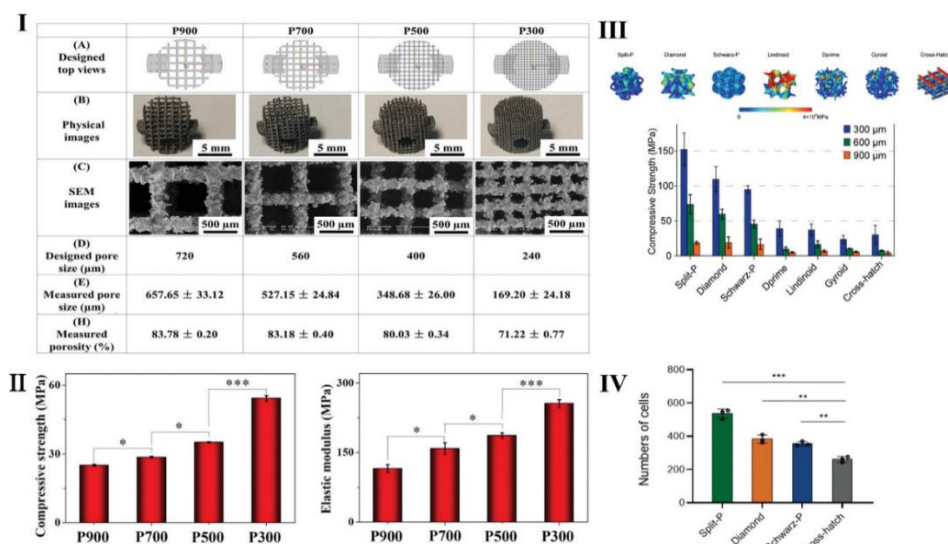
Ilustración 3- Porosity figures

La estereolitografía (SLA) es una tecnología de fabricación aditiva que emplea un láser ultravioleta para fotopolimerizar selectivamente una resina líquida capa por capa, permitiendo la construcción precisa de objetos tridimensionales [11]. Esta técnica se caracteriza por su alta resolución y su capacidad para producir

geometrías internas complejas con gran fidelidad, lo que la convierte en una herramienta valiosa para aplicaciones biomédicas exigentes.

2.4 Porosidad del Scaffold

El tamaño de los poros en los *scaffolds* es un parámetro determinante que influye tanto en la infiltración celular y de fluidos como en el comportamiento mecánico del material. Tal y como se observa en la figura X, existe una relación inversa entre el tamaño del poro y la resistencia a compresión del *scaffold*: a medida que aumenta el tamaño de los poros, disminuye la capacidad de carga del material [12]. Por ello, la selección del tamaño de poro debe realizarse con especial cuidado, equilibrando la necesidad de facilitar el transporte de nutrientes y la infiltración de células con la necesidad de mantener una resistencia mecánica adecuada.



Gráfica 1- influencia porosidad

En esta línea, la presente revisión se centra en examinar en profundidad los principales criterios de diseño que condicionan el rendimiento de los andamios porosos, tales como la permeabilidad, la adhesión celular, la vascularización y las características interfaciales, así como la forma en que esos factores interactúan para influir en la osteogénesis y la osteointegración.[13]

El tejido óseo se considera una estructura rígida esencial en el organismo, cuya función principal es proporcionar soporte mecánico, proteger órganos vitales y facilitar la movilidad del cuerpo. Desde el punto de vista estructural, el hueso es un material compuesto de poros que se clasifica comúnmente en dos tipos: hueso compacto y hueso esponjoso. El hueso compacto constituye la capa externa del hueso, caracterizada por una baja porosidad entre el 5% y el 10%, y una densidad aparente que varía entre 1,5 y 1,8 g/ cm³, lo que otorga una gran resistencia. En

contraste, el hueso esponjoso, ubicado en el interior, presenta una estructura altamente porosa, con valores de porosidad que oscilan entre el 30% y el 95 % y tamaños de poro típicos entre 200 µm y 1.000 µm.

La porosidad (P), definida como el porcentaje de espacio vacío de una estructura sólida, se determina mediante la Ecuación 1, como se muestra a continuación:

Ecuación 1

$$P = \left(1 - \frac{P_{estructura}}{P_{material}} \right) \quad (1)$$

Donde $P_{material}$ muestra la densidad del material a granel y $P_{estructura}$ es la densidad de la estructura porosa.

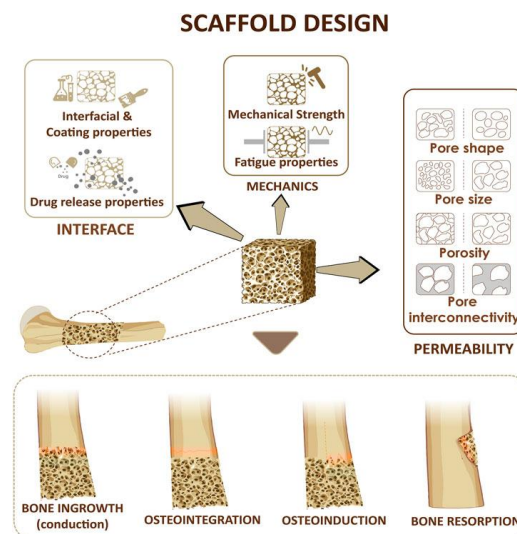


Ilustración 4- Porosidad ósea

Cap 3. Definición del trabajo

3.1 Motivación

La regeneración de tejido óseo en caso de defectos severos representa un reto persistente en el ámbito clínico, ya que las terapias convencionales, como los injertos autólogos y alogénicos, representan importantes limitaciones. Estas incluyen riesgos de rechazo inmunológico, infecciones postoperatorias, escasa disponibilidad de material y una integración limitada con el hueso del paciente. Por ello, la creación de los tejidos óseos mediante métodos artificiales se ha convertido en un área de gran interés, con el objetivo de desarrollar soluciones con mayor eficacia y biocompatibilidad a través de los *scaffolds* que favorezcan la regeneración celular.

Además, la manera de fabricar estos *scaffolds* es crucial, ya que de esto dependen las propiedades como la resistencia mecánica, la capacidad de producción ósea, la porosidad y la integración vascular. En la actualidad, las geometrías basadas en superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS) han demostrado ser las más adecuadas debido a su capacidad de emular la estructura del hueso esponjoso y soportar esfuerzos, permitiendo a su vez un alto porcentaje de porosidad. Por otro lado, estas estructuras presentan una superficie continua y lisa que ayuda al crecimiento de las células y a la concentración de tensiones.

En cuanto a estas técnicas, destacamos la estereolitografía (SLA), la cual es capaz de recrear con alta complejidad y precisión dichas estructuras. Esta técnica permite adaptarse a las necesidades de cada paciente, siendo muy útil para la medicina regenerativa. Sin embargo, existen complicaciones como la escasa variedad de materiales o que el material no llegue a ser del todo biocompatible.

Además, el uso de técnicas como la tomografía computarizada (TC) y la ingeniería inversa hace posible generar modelos digitales a partir del hueso real escaneado, facilitando la creación más exacta y personalizada de los *scaffolds*, no solo en forma sino en funcionalidad.

Por ende, durante el estudio analizaremos las estructuras TPMS en concreto la *gyroid*, y cuáles son sus ventajas estructurales y funcionales evaluando aspectos como la porosidad y el comportamiento mecánico. Esta investigación busca aportar datos empíricos de estos comportamientos mediante ensayos en estático y fatiga.

3.2 Objetivos

3.2.1 Objetivo principal

El objetivo principal del proyecto es analizar el comportamiento mecánico de estructuras basadas en geometría tipo *gyroid* – una configuración TPMS – fabricadas mediante impresión 3D por estereolitografía (SLA). Con ellos analizaremos cómo la variación del grado de porosidad influye en las propiedades estructurales de los scaffolds, con objetivo de utilizarlos para la regeneración ósea. El trabajo de investigación permitirá optimizar e identificar la porosidad, resistencia y funcionabilidad biomecánica, para así crear sustitutos óseos personalizados.

3.2.2 Objetivos secundarios

En primer lugar, analizar el efecto de la porosidad sobre las propiedades mecánicas en compresión y tracción de estructuras tipo *gyroid* fabricadas mediante SLA. Con ello buscaremos el estudio de como diferentes niveles de porosidad (50%, 60% y 70%) afectan la respuesta mecánica de las estructuras impresas, particularmente en ensayos de compresión y tracción. Para ello establecemos correlaciones entre el porcentaje de volumen vacío y parámetros como el módulo elástico, la resistencia máxima y la deformación a rotura, con el fin de identificar configuraciones estructurales que optimicen el soporte mecánico a la vez que favorezca al crecimiento del hueso.

En segundo lugar, evaluar el comportamiento a fatiga de las estructuras *gyroid* con diferentes niveles de porosidad fabricadas mediante impresión SLA. Someteremos a las probetas de compresión cargas cíclicas, simulando condiciones reales de funcionamiento. Esto se hace ya que los *scaffolds* óseos están soportan cargas repetitivas en el cuerpo humano, y se analizara como la porosidad influye en la vida útil del material impreso y como se propagan las fisuras., para así fabricar implantes más duraderos y seguros.

3.3 Metodología

Con el fin de estructurar de manera eficiente el trabajo, se ha establecido una planificación basada en una secuencia de tareas clave. La ejecución de cada actividad estará sujeta tanto a la disponibilidad de las máquinas del laboratorio como al tiempo requerido para la preparación y ejecución de los ensayos.

Para ello se ha elaborado un diagrama de Gantt que distribuye las tareas de los nueve meses de duración estimada del proyecto (desde octubre a julio).

Tareas	Mes 1	Mes 2	Mes 3	Mes 4	Mes 5	Mes 6	Mes 7	Mes 8	Mes 9
Tarea 1									
Tarea 2									
Tarea 3									
Tarea 4									
Tarea 5									
Tarea 6									

Tabla 1- Diagrama de Gantt

- **Tarea 1: Estudio bibliográfico.** Previo a comenzar el trabajo, hay que leer la información necesaria para entender qué estamos estudiando y a dónde queremos llegar con los ensayos.
- **Tarea 2: Ensayos a tracción.** Estos son los ensayos estáticos donde estudiaremos el comportamiento mecánico del material tras romper a tracción.
- **Tarea 3: Ensayos a compresión.** Estos son los ensayos estáticos donde estudiaremos el comportamiento mecánico del material tras romper a compresión.
- **Tarea 4: Ensayos de fatiga.** Estos ensayos llevarán más tiempo, aunque depende de la carga a la que se sometan las probetas a fatiga; alta, media o baja.
- **Tarea 5: Cálculos y Análisis de resultados.** Esta tarea se llevará a cabo tras realizar cada uno de los ensayos de tracción, compresión y fatiga.
- **Tarea 6: Redacción.** Tras acabar con los ensayos, se dedicará aproximadamente un mes a redactar el informe final del trabajo fin de grado

Cap 4. Material y metodología experimental

4.1 Materiales

En el presente trabajo, se ha empleado resina *Clear v4* (Formlabs, USA) como material base para la fabricación de los *scaffolds* mediante impresión 3D por estereolitografía (SLA) [14]. Esta resina fotopolimérica destaca por su elevada transparencia óptica y su capacidad para reproducir con alta precisión geometrías complejas, lo que la hace una de las más adecuadas para este tipo de fabricaciones. Es cierto que este material se utiliza más para la creación de prototipos o modelos, sus cualidades mecánicas bajo carga las hace de gran interés para el ámbito de tejidos, sobre todo para evaluar estructuras con geometrías TPMS. A lo largo del proyecto, se analizará cómo las propiedades mecánicas de la resina Clear responden a los distintos niveles de porosidad en estructuras tipo *gyroid*, poniendo especial énfasis en ensayos de tracción, compresión y fatiga.

4.2 Fabricación de las probetas

En este proyecto, el diseño de las probetas se realizó utilizando el software *Solid Edge* (Siemens Digital Industries Software, GER), seleccionado por su interfaz intuitiva y su gran precisión de modelado. Esta herramienta de CAD permitió modelar de forma paramétrica las geometrías deseadas, lo cual facilitó la adaptación de las dimensiones y características estructurales en función de los objetivos de estudio. Una de las principales ventajas fue la integración de scripts en *Python* (Python Software Foundation, USA), esenciales para modelar las superficies como las *gyroid*. Además, se realizaron cálculos teóricos para establecer con precisión los tamaños del poro y pared necesarios para alcanzar porosidades específicas del 50%, 60% y 70%, en base a estudios previos que señalan la importancia de estos rangos para equilibrar la resistencia mecánica con la infiltración celular y vascularización. Para columnas y vacíos, lo que permitió definir relaciones matemáticas entre las dimensiones de diseño y su porosidad.

Una vez completado el modelado digital de las estructuras *gyroid*, se procedió a su fabricación mediante impresión 3D, etapa fundamental para validar la viabilidad de los diseños y analizar sus propiedades mecánicas. Para este proceso se empleó una impresora *3D Form 3L* (Formlabs, USA), utilizando resina *Clear Resin V4*, elegida por su excelente resolución y capacidad para reproducir con fidelidad detalles complejos, lo que la hace especialmente adecuada para tecnología de estereolitografía (SLA). La preparación del proceso implicó configurar parámetros específicos de impresión, incluyendo una temperatura de 80°C y un tiempo total de 90 minutos, condiciones que aseguran un curado eficiente de la

resina y la estabilidad dimensional de las formas impresas, incluso en geometrías tan complejas como las *gyroid*. Los archivos de diseño, en formato *.stl* se enviaron al software de impresión, que gestiona la construcción capa a capa mediante láser UV de alta precisión. Tras la impresión, las probetas fueron cuidadosamente retiradas para evitar alteraciones en su estructura, y posteriormente se inspeccionaron mediante microscopía con el objetivo de detectar posibles defectos como burbujas o irregularidades superficiales. Esta fase no solo garantiza la calidad del acabado, sino que también permite asegurar la repetibilidad de las muestras, elemento esencial para obtener resultados lo más fiables posibles en los ensayos.

4.2.1 Dimensiones probetas tracción y compresión

A continuación, se presentan las figuras con las dimensiones de las probetas utilizadas en los ensayos de tracción y compresión. La probeta de tracción ha sido diseñada con una zona de estricción para concentrar la deformación en esa región, mientras que la probeta de compresión presenta una geometría prismática que asegura una distribución uniforme de la carga.

Estas geometrías han sido definidas para garantizar la repetibilidad de los ensayos y adaptarse a la fabricación mediante impresión 3D.

Probeta tracción:

- $L_0 = 30\text{mm}$.
- Ancho = 5mm .
- Espesor = 5mm .

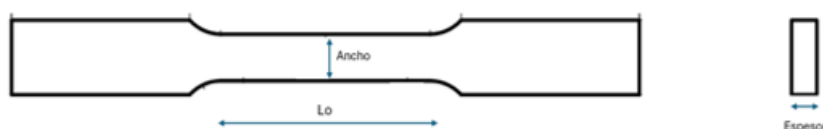


Ilustración 5- Probeta tracción

Probeta compresión:

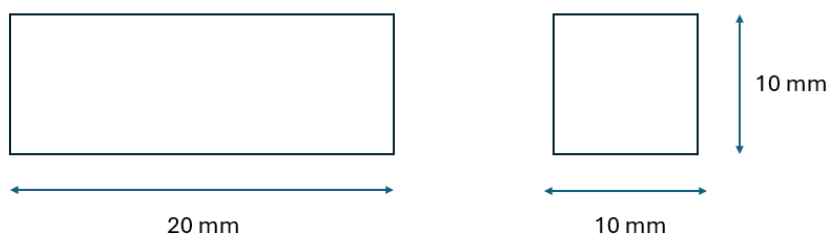


Ilustración 6- Probeta compresión

4.3 Ensayos mecánicos

En el contexto del estado del arte sobre los scaffolds porosos para aplicaciones biomédicas, el análisis del comportamiento mecánico bajo diferentes condiciones de carga es fundamental para evaluar su viabilidad estructural y funcional. En este proyecto se han llevado a cabo ensayos estáticos de compresión y tracción, así como ensayos dinámicos de fatiga, con el fin de caracterizar cómo influye la porosidad en las propiedades mecánicas de dos tipos de geometrías: *bulk* y otra tipo *gyroid*, ambas fabricadas mediante impresión 3D por estereolitografía.

Los ensayos estáticos permiten determinar parámetros como el módulo de elasticidad, la resistencia máxima y el comportamiento hasta fractura. Estos resultados son clave para comparar el rendimiento mecánico entre las geometrías con distintos niveles de porosidad, ya que esta afecta directamente a la rigidez y a la resistencia del material. En particular, como ya hemos comentado en el estado del arte, estructuras con porosidades elevadas pueden favorecer la integración celular y la vascularización, pero tienden a mostrar una reducción en la capacidad portante, lo que exige un equilibrio entre funcionalidad biológica y estabilidad mecánica.

Por otro lado, los ensayos de fatiga simulan las condiciones cíclicas que enfrentan los biomateriales en el cuerpo humano, donde los scaffolds están sometidos a cargas repetidas a lo largo del tiempo. Para analizar estos resultados, se ha recurrido a herramientas estadísticas como las curvas de Wöhler (S-N), que permiten evaluar la vida útil del material en función del nivel de tensión aplicado, y la distribución de Weibull, utilizada para caracterizar la dispersión y confiabilidad de los datos de resistencia a fatiga. Estas herramientas son esenciales para comprender no solo la resistencia media del material, sino también su comportamiento estadístico y la probabilidad de fallo a lo largo del tiempo. Así, este enfoque integral permitirá valorar la idoneidad de las geometrías *gyroid* porosas para aplicaciones biomédicas, optimizando la relación entre resistencia mecánica y funcionalidad biológica.

A continuación, adjunto tabla del número total de ensayos tanto estáticos como de fatiga realizados durante los meses correspondientes según cronograma adjuntado previamente.

Porosidad	T/C/F	Número de ensayos
50%	T	8
	C	8
	F (Wohler)	12
	F(Weibull)	10
60%	T	8
	C	8
	F (Wohler)	12
	F(Weibull)	-
70%	T	7
	C	8
	F (Wohler)	12
	F(Weibull)	12
Bulk	T	8
	C	12
	-	-
Nº total Ensayos		125

Tabla 2 – Número total ensayos

4.3.1 Ensayos estáticos

4.3.1.1 Ensayos de compresión

Para llevar a cabo los ensayos estáticos de compresión sobre las probetas impresas, se ha seguido un procedimiento muy estructurado, empleando la máquina de ensayos del laboratorio de ICAI. El objetivo principal ha sido obtener datos fiables sin comprometer la integridad de las piezas, evitando así que tener que repetir el proceso de impresión y caracterización previa.

El primer paso ha consistido en la medición y revisión de las probetas impresas, para asegurarse de que no haya ningún tipo de imperfección notable a simple vista y que todas ellas tengan la misma forma y dimensiones para que los ensayos sean comparables entre sí, ya que un cambio de geometría podría inducir a errores en la carga o la imposibilidad de conseguir el objetivo principal de proyecto. Por otro lado, las dimensiones son necesarias para el cálculo del área de sección transversal y, por tanto, de la tensión aplicada durante el ensayo.

Para la realización de las probetas se ha utilizado una Máquina de Ensayos *Universiales IBTH 500 (Ibertest, España)*. Una vez verificadas, las probetas se colocaron cuidadosamente entre los platos de compresión, procurando una alineación axial precisa que evitara fuerzas laterales no deseadas. Se configuraron los parámetros de ensayo, como una velocidad de compresión constante de 10 mm/min, y se establecieron en el programa *Wintest32 (Ibertest, España)* unos límites de desplazamiento para evitar lecturas erróneas o alteraciones innecesarias en las gráficas, ya que, de no poner estos límites, el ensayo sigue acabando hasta que el usuario no lo pare. Además, es importante comprobar que la carga sea la de 5000N y que durante el ensayo no se supere este valor límite.

Durante el ensayo, la máquina aplica una carga axial creciente, registrando en tiempo real los datos de fuerza y desplazamiento. Con estos valores, se generaron las curvas esfuerzo-deformación necesarias para extraer parámetros mecánicos como el Módulo de Young (E) o la σ_{max} antes de la rotura. Estos resultados se documentan y se exportan para su posterior análisis.

Finalmente, tras completar el ensayo, se evaluó visualmente cómo ha roto la probeta y se recogen algunos de estos para un posterior análisis al microscopio (no es parte de mi proyecto).

4.3.1.2 Ensayos de tracción

Los ensayos de tracción se han llevado a cabo con la misma máquina *Universales IBTH 500 (Ibertest, España)*, configurando el programa en tracción y a una velocidad de 5 mm/min. Además, la carga se aplicará a tracción respetando la máxima axialidad posible, colocando la probeta con gran meticulosidad. Este procedimiento ha sido ejecutado con especial cuidado, ya que las probetas al estar fabricadas mediante impresión 3D y presentar una porosidad controlada, pueden mostrar un comportamiento más sensible frente a defectos o desalineaciones.

En primer lugar, se realiza una inspección visual y medidas de las probetas, ya que una sujeción deficiente podría provocar deslizamientos o fallos prematuros no representativos. También se han registrado con precisión las dimensiones geométricas relevantes (Largo, ancho y espesor de la sección central), necesarias para calcular el área de la sección como los esfuerzos de la carga aplicada.

Las probetas se han fijado en las mordazas de la máquina con el eje perfectamente alineado respecto a la dirección de tracción, garantizando una aplicación pura de la carga sin introducir componentes de flexión o cizalla. La velocidad, previamente mencionada, es la adecuada para este tipo de materia (Clear Resin).

Durante el ensayo, el programa asociado registra de forma continua la carga aplicada y el desplazamiento de la probeta. Estos datos han permitido obtener la curva esfuerzo-deformación, a partir de la cual se han extraído parámetros como el módulo de Young, el límite elástico o la resistencia máxima a tracción. Estas magnitudes son esenciales para la caracterización mecánica del material y para posteriores simulaciones computacionales.

Una vez la probeta se fractura, gracias a los límites establecidos previamente en el programa, se detiene el ensayo y se inspecciona de manera visual la probeta y se guarda para una inspección posterior más exhaustiva al microscopio. Por último, se ha documentado y guardado las gráficas correspondientes de los resultados obtenidos para el posterior análisis.

4.3.2 Ensayos de fatiga a compresión

El análisis de la resistencia a fatiga en condiciones de compresión se lleva a cabo mediante ensayos que simulan cargas cíclicas sobre las probetas fabricadas, con el fin de estudiar su durabilidad antes de que se produzca la rotura o colapso. Para este proyecto se utilizó la máquina de ensayos del laboratorio de ICAI *Electropuls 3000 (Instron, USA)* y se estableció un protocolo meticuloso para garantizar la fiabilidad de los datos obtenidos.

En una primera etapa, las probetas fueron correctamente alineadas entre los platos de compresión. Esta alineación es crítica, ya que cualquier desvío puede generar concentraciones de tensión no deseadas que provoquen fallos prematuros. Además, se realizó una inspección previa de las superficies de contacto para evitar alteraciones y prevenir una mala repartición de la carga durante el ensayo. Por otro lado, es muy importante seguir un protocolo de seguridad durante el uso de la máquina, ya que estos ensayos son a las altas cargas y un despiste o fallo en el protocolo puede ser fatal. Por ello, se utilizaron los modos de funcionamiento (0,1,2), que incluyen bloqueos automáticos durante la operación.

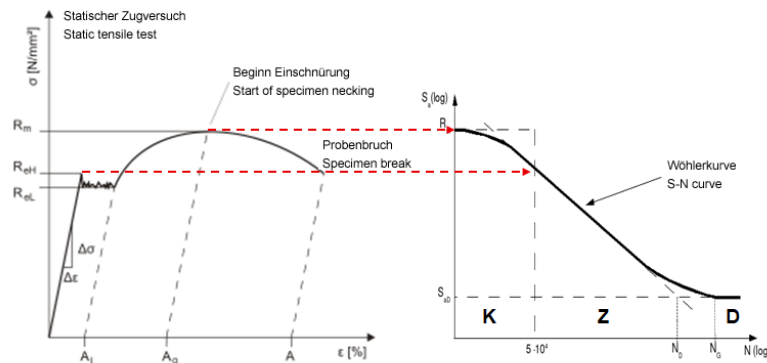
Una vez configurado el programa de ensayo, se inicia con una fase de carga progresiva hasta lograr el contacto completo de la probeta. Este tramo inicial, de tipo lineal, es necesario para establecer las condiciones de referencia y los límites para que la máquina deje de funcionar; al llegar al millón de ciclos o cuando se sobrepasen alguna de las condiciones de contorno.

4.3.2.1 Ensayos Wöhler

Durante la fase principal del ensayo, la probeta fue sometida a una serie de ciclo de carga y descarga con el objetivo de evaluar su comportamiento frente a esfuerzos repetitivos. Este tipo de ensayo se encuadra dentro de la metodología Wöhler, donde se aplica una tensión máxima constante en cada probeta distinta, y se registra el número de ciclos hasta la rotura o la llegada al máximo estipulado en la máquina (1 millón). Esto permite generar la curva clásica S-N (esfuerzo vs número de ciclos), útil para definir el límite de resistencia a fatiga del material. [15]

En este caso, los ensayos se realizaron a una frecuencia constante de 15 Hz, con una relación de carga $R=0.1$, lo que implica que la tensión mínima aplicada durante un ciclo es un 10% de la tensión máxima. Se ensayaron probetas a diferentes porcentajes de la carga máxima obtenida en el ensayo estático previo, comenzando en un 80% y descendiendo progresivamente hasta encontrar el límite de fatiga del material, es decir, la carga a partir de la cual la probeta es capaz de resistir 1 millón de ciclos sin fracturarse. Para cada nivel de carga testearon al menos tres probetas, con el fin de garantizar la repetibilidad estadística de los

resultados y minimizar la influencia de posibles defectos de fabricación o dispersión inherente al proceso.



Gráfica 2- Wöhler

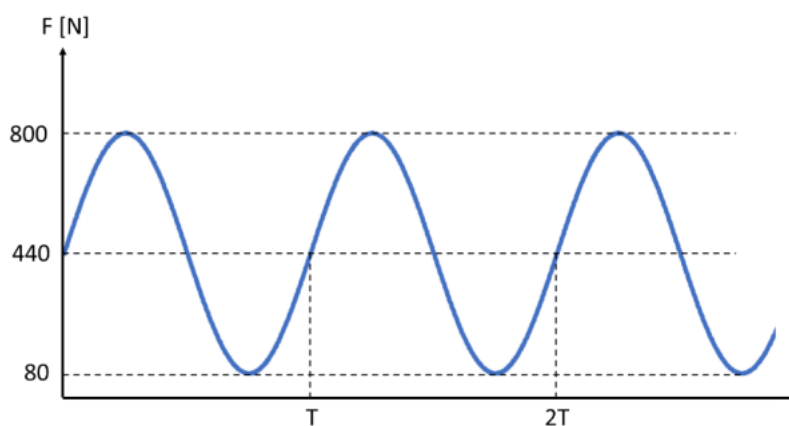
4.3.2.2 Ensayos Weibull

Por otro lado, se aplicó un enfoque complementario basado en el análisis Weibull. En este caso, se fijó una tensión constante sobre todas las probetas (en este estudio, 8 MPa, justificada por el peso de una persona media sobre una superficie de 10x10mm) y se analizan estadísticamente los ciclos necesarios hasta la fractura de cada muestra. Esta aproximación permite evaluar la fiabilidad del material y su sensibilidad ante defectos internos como la porosidad.

La frecuencia de carga se estableció en 15 Hz, valor que representa condiciones fisiológicas similares a actividades como caminar o correr, y que además minimiza la generación de calor por fricción, evitando así la alteración de comportamiento del material. Se fijo un máximo de un millón de ciclos como límite operativo, como ya he comentado anteriormente, equivalente a 18,5 horas de duración, tras lo cual la probeta se consideraba resistente si no se rompía.

$$T_{max} = \frac{1000000 [\text{ciclos}]}{15 \left[\frac{\text{ciclos}}{s} \right] \cdot 3600 \left[\frac{s}{h} \right]} = 18.5[h]$$

Ecuación 2- periodo máximo



Gráfica 3- Weibull

Durante todo el proceso, la máquina registró en tiempo real parámetros como el desplazamiento, la carga aplicada y el número de ciclos acumulados. Esta información permite identificar comportamientos como la deformación progresiva, la aparición de microfisuras o los indicios de fallo estructural. El ensayo se detiene automáticamente al alcanzarse el umbral del millón de ciclos o al detectarse la rotura de la probeta, identificada por una caída abrupta en la resistencia medida. Posteriormente se retira la probeta para llevar a cabo una inspección visual y, en los casos requeridos, un análisis detallado mediante microscopía. Esta evaluación post-ensayo proporciona información sobre cómo ha fallado o roto la probeta y se podrán establecer correlaciones entre la porosidad, el nivel de carga, y la durabilidad de las muestras.

Cap 5. Resultados ensayos

En este apartado se presentan y discuten los resultados obtenidos en los ensayos mecánicos realizados a las probetas. Los datos experimentales permiten evaluar el comportamiento del material frente a cargas de tracción, compresión y fatiga cíclica, comparando su respuesta con los valores teóricos y con los criterios establecidos. Este análisis es fundamental para valorar la idoneidad de las microestructuras TPMS en aplicaciones de ingeniería tisular.

5.1 Ensayos estáticos: tracción y compresión

En esta sección se presentan los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos estáticos realizados tanto a compresión como a tracción, sobre probetas fabricadas con estructura Gyroid de diferentes porosidades (50%, 60% y 70%) y material macizo (Bulk). La tabla resume las medias de los valores característicos más relevantes obtenidos en cada caso: resistencia a tracción, módulo elástico (tanto a compresión como en tracción), deformación y alargamiento a rotura, así como la desviación estándar (*Desvest*) de cada ensayo.

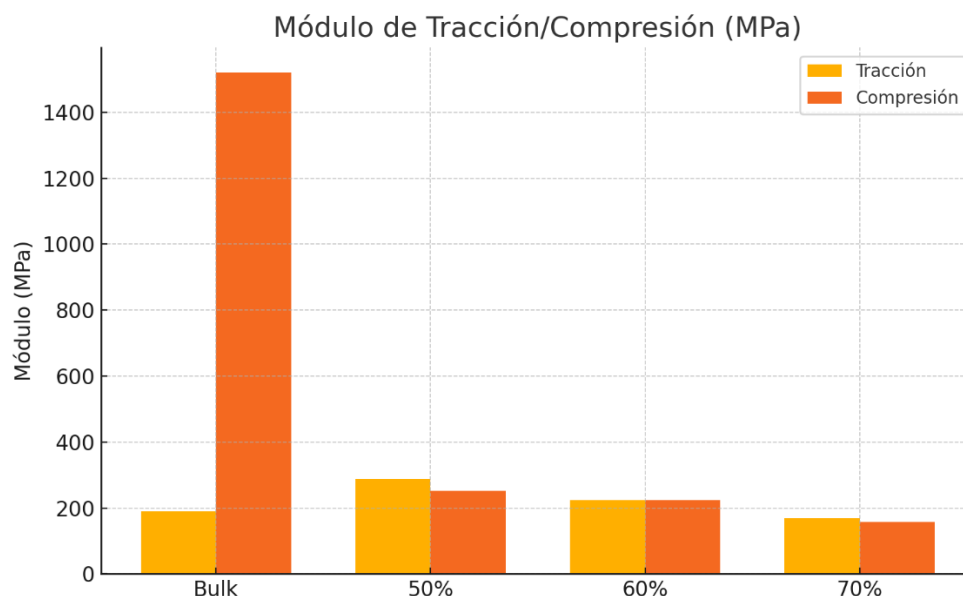
	Compresión			
	Bulk	50%	60%	70%
Resistencia a tracción (MPa)	108,6	23,4	19,1	13,0
Desvest(res a traccion)	7,6	1,0	1,4	0,3
Alargamiento a rotura (mm)	-	3,27	3,42	3,25
Desvest (alarg a rotura)		0,33	0,17	0,24
Deformación a rotura (%)		16,0	17,1	16,2
Desvest(def a rotura)		1,60	0,85	1,20
Módulo Compresion (MPa)	1521,2	251,4	222,9	158,3
Desvest (mod de compresión)	75,3	11,7	9,1	9,4

Tabla 3-Datos Compresión

	Tracción			
	Bulk	50%	60%	70%
Resistencia a tracción (MPa)	8,2	5,7	4,4	3,3
Desvest	0,1	0,4	0,3	0,3
Alargamiento a rotura (mm)	3,6	2,2	2,2	3,2
Desvest (alarg a rotura)	0,7	0,4	0,2	1,0
Deformación a rotura (%)	12,0	2,2	2,2	2,2
Desvest(def a rotura)	2,3	0,01	0,01	0,00
Módulo Tracción (MPa)	189,3	287,6	223,9	168,7
Desvest (mod de compresión)	38,3	12,4	10,6	6,7

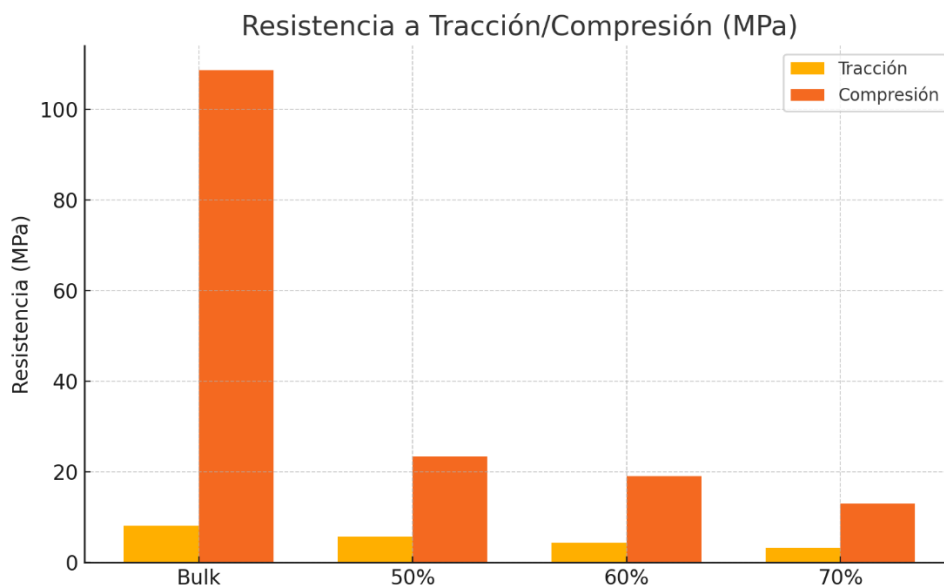
Tabla 4- Datos Tracción

Como puede observarse en la siguiente gráfica, en los ensayos de **compresión**, la resistencia disminuye progresivamente a medida que aumenta la porosidad del *scaffold*, pasando de 108,58 MPa en la muestra maciza a 13,00 MPa para la muestra con un 70% de porosidad. Este comportamiento es esperado, dado que el aumento de volumen vacío reduce la capacidad del material para resistir cargas aplicadas. De manera similar el módulo de compresión disminuye drásticamente con la porosidad, pasando de 1521,20 MPa (*Bulk*) a 158,30 MPa (70%), indicando una pérdida significativa de rigidez estructural.



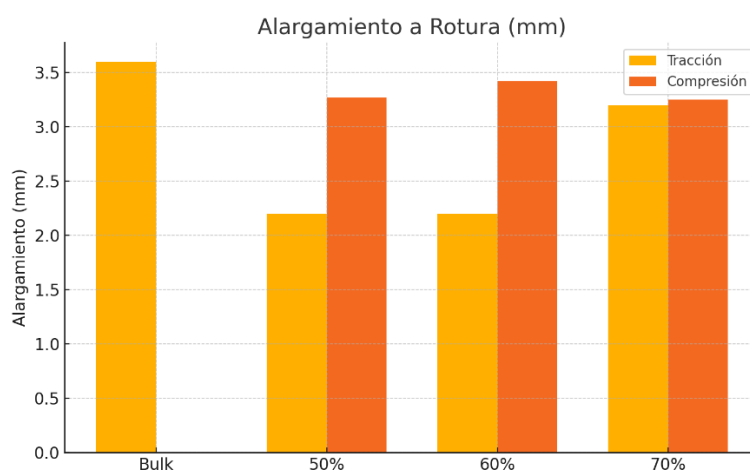
Gráfica 4-Módulo de tracción/compresión

Por otro lado, los ensayos de **tracción** presentan un comportamiento similar: la muestra maciza presenta una resistencia a tracción superior (8,2 MPa) que la muestra con un 50% de porosidad (5,74 MPa), este incremento demuestra que la introducción de porosidad compromete la resistencia mecánica a tracción. Sin embargo, en cuanto al módulo de tracción, la muestra con un 50% de porosidad alcanza un valor superior (287,6MPa) al de la muestra *Bulk* (189,3 MPa), lo que sugiere una mayor rigidez inicial en este nivel de porosidad, mientras que para porosidades más elevadas (60% y 70%) el módulo desciende a 223,9 MPa y 168,7 MPa respectivamente, reflejando la pérdida progresiva de rigidez con el incremento de vacíos en la estructura.



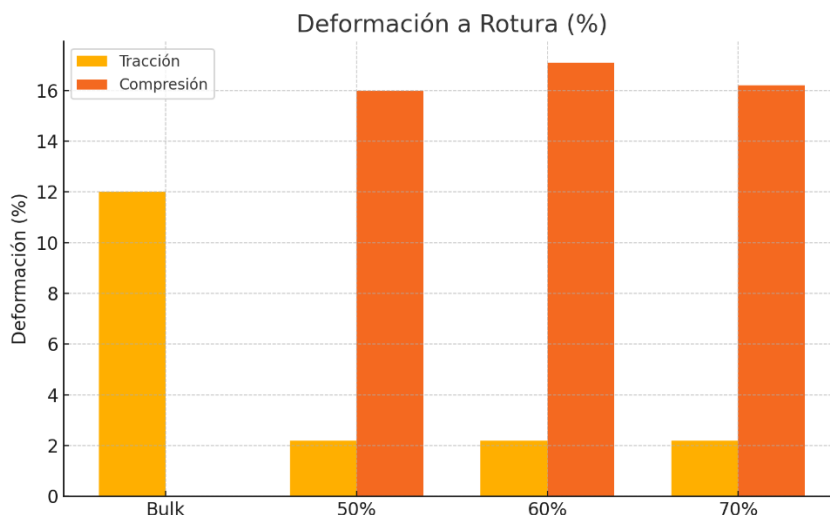
Gráfica 5- Resistencia a Tracción/Compresión

En lo que respecta a la deformación y alargamiento a rotura, los resultados muestran que las probetas porosas tienden a deformarse más antes de fracturar en compresión, mientras que en tracción las variaciones son menores entre condiciones. Estos datos son indicativos de la capacidad de absorción de energía de las microestructuras gyroid, un aspecto crítico para aplicaciones en ingeniería de tejidos óseos.



Gráfica 6- Alargamiento a Rotura

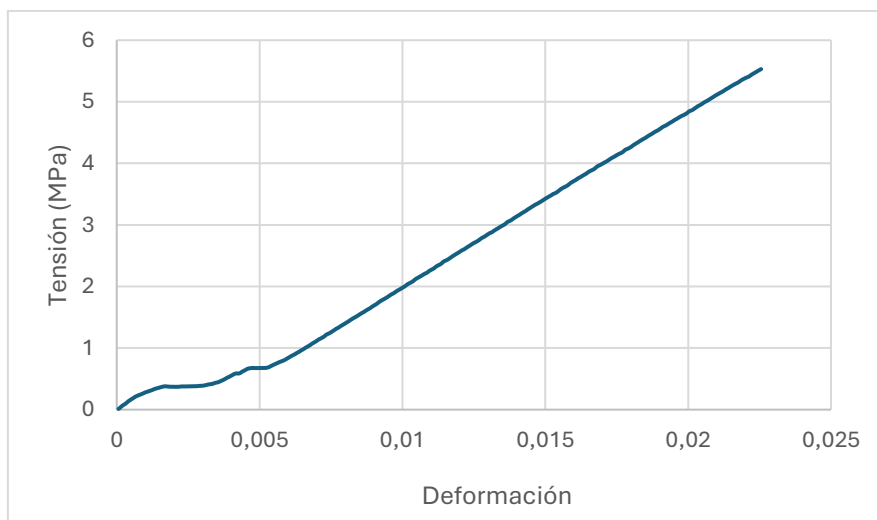
En conjunto, estos resultados confirman que existe un compromiso entre la reducción de densidad (promover la osteointegración y el transporte de nutrientes) y la pérdida de propiedades mecánicas. Determinar el porcentaje de porosidad óptimo es esencial para asegurar que el *scaffold* mantenga un comportamiento mecánico adecuado para su aplicación clásica, especialmente en sustitución o soporte temporal de hueso trabecular.



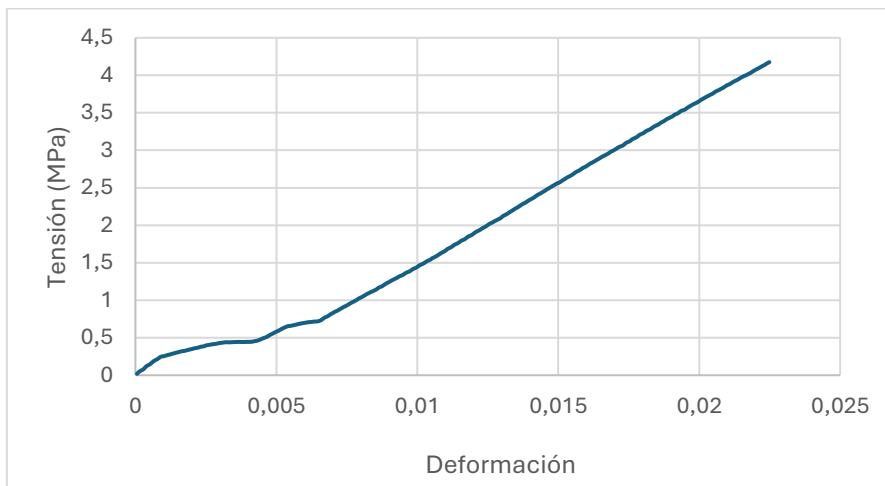
Gráfica 7-deformación a rotura

5.1.1 Gráficas tracción

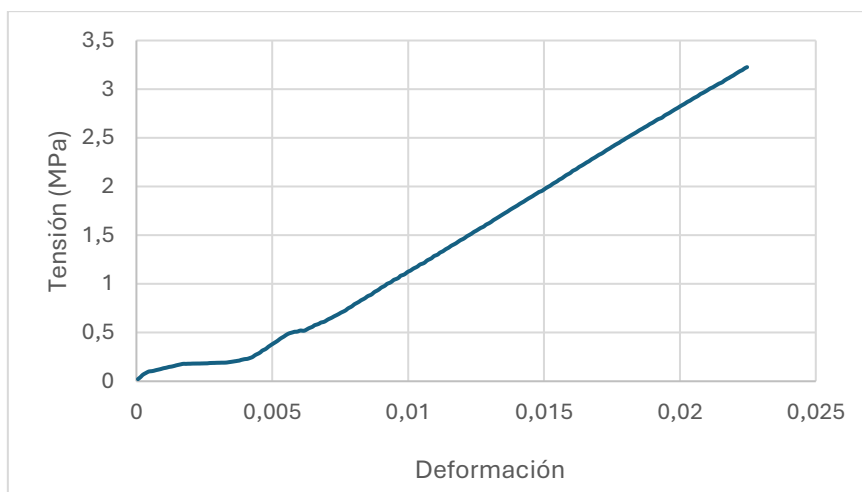
En los ensayos de tracción se observa un comportamiento predominantemente frágil en todas las probetas, sin evidencia de deformación plástica significativa antes de la rotura. Esta ausencia de meseta plástica es característica de materiales con una microestructura celular como los scaffolds TPMS, donde la rotura se produce de forma abrupta una vez alcanzado el límite de resistencia, sin fase de fluencia o deformación permanente, cuyo punto de ruptura marca la tensión máxima soportada antes del fallo.



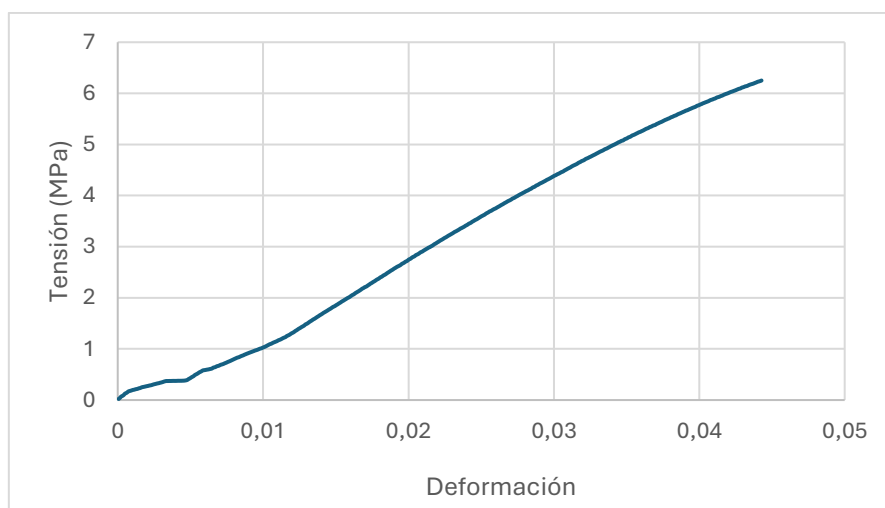
Gráfica 8-Tracción 50%



Gráfica 9- Tracción 60%



Gráfica 10-Tracción 70%

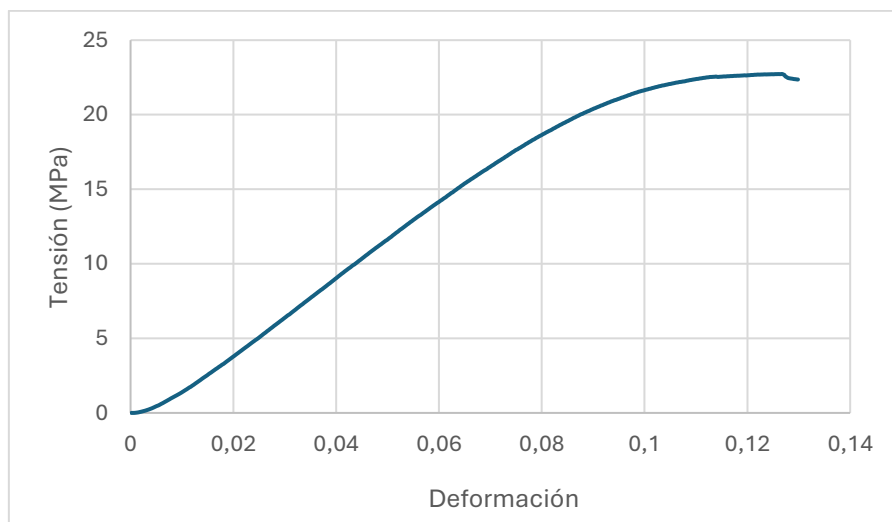


Gráfica 11-Tracción bulk

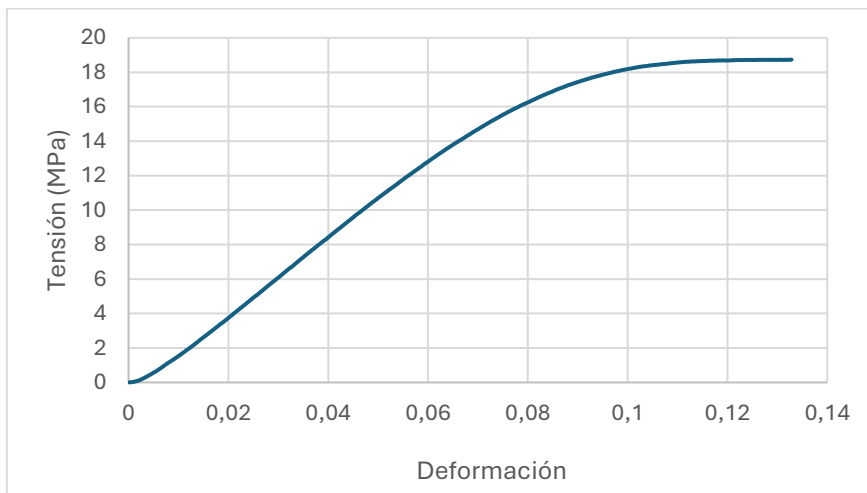
5.1.2 Gráficas compresión

En los ensayos de compresión, el comportamiento observado difiere sustancialmente del de tracción, evidenciando una respuesta con cierta capacidad de deformación antes de la fractura, propia de las estructuras celulares sometidas a cargas de aplastamiento. En este caso, la disminución de la resistencia máxima es clara con el aumento de la porosidad, confirmando la penalización de la resistencia global de compresión.

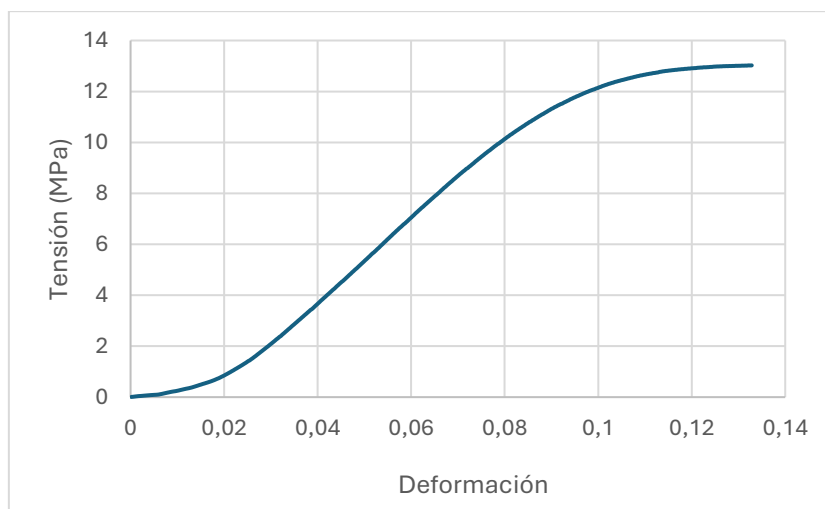
Por otro lado, a partir del punto máximo se evidencia una ligera caída o estabilización en la tensión, indicando el inicio de la rotura o colapso de la estructura. Este comportamiento sugiere que el material, bajo compresión, puede absorber más energía antes del fallo, especialmente gracias a su diseño estructural interno, que permite una redistribución de cargas más eficiente que en tracción.



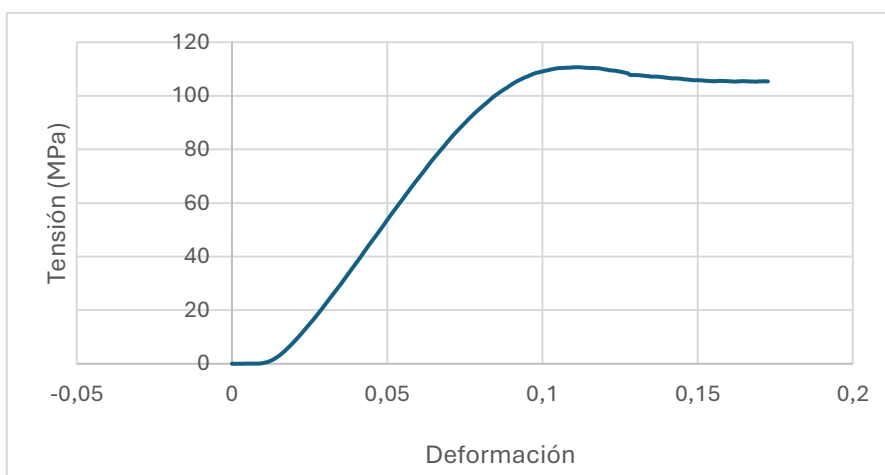
Gráfica 12-Compresión 50%



Gráfica 13-Compresión 60%



Gráfica 14-Compresión 70%



Gráfica 15-Compresión bulk

5.2 Ensayos dinámicos de fatiga: Wöhler y Weibull

5.2.1 Wöhler

Las curvas Wöhler (S-N) describen la relación entre la amplitud de carga aplicada y el número de ciclos a fallo en ensayos de fatiga. Mediante este tipo de curvas es posible evaluar la resistencia a fatiga de un material y estimar su vida útil bajo cargas cíclicas.

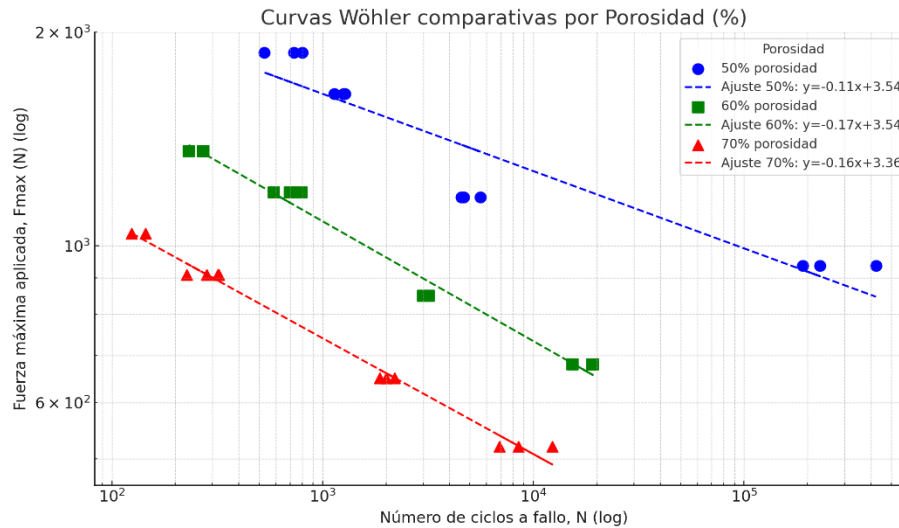
Adjunto tabla con los ensayos realizados:

	Porosidad %	NºCiclos	Fmax
1	50	800	1872
2		528	1872
3		731	1872
4		1274	1638
5		1134	1638
6		1257	1638
7		5610	1170
8		4562	1170
9		4664	1170
10		229331	936
11		189697	936
12		422634	936
1	60	231	1360
2		271	1360
3		270	1360
4		699	1190
5		584	1190
6		792	1190
7		2996	850
8		3047	850
9		3169	850
10		19130	680
11		15256	680
12		19039	680
1	70	124	1040
2		144	1040
3		281	910
4		322	910
5		318	910
6		226	910
7		2191	650
8		1869	650
9		2003	650
10		8473	520
11		12290	520
12		6890	520

Tabla 5 – Datos Fatiga Wöhler

Para obtener la siguiente gráfica, para cada nivel de porosidad se han ensayado las probetas a cuatro niveles distintos de carga máxima: el 80%, 70%,

50% y 40% de la resistencia máxima determinada en los ensayos de compresión y tracción estáticos. Estos ensayos permiten evaluar la influencia de la porosidad y de la magnitud de la carga aplicada en la vida a fatiga de los materiales analizados.



Gráfica 16- Curvas Wöhler

Tal y como se establece en la teoría de fatiga de materiales celulares, la porosidad tiene una influencia directa sobre la vida a fatiga de los materiales. En estructuras porosas, el aumento del volumen huecos internos reduce la sección resistente efectiva y, en consecuencia, la capacidad del material del material para soportar cargas cíclicas. Esta tendencia queda claramente reflejada en los resultados obtenidos: las probetas con menor porosidad (50%) muestran una vida a fatiga significativamente superior respecto a las probetas con mayor porosidad (60% y 70%) para el mismo nivel de carga.

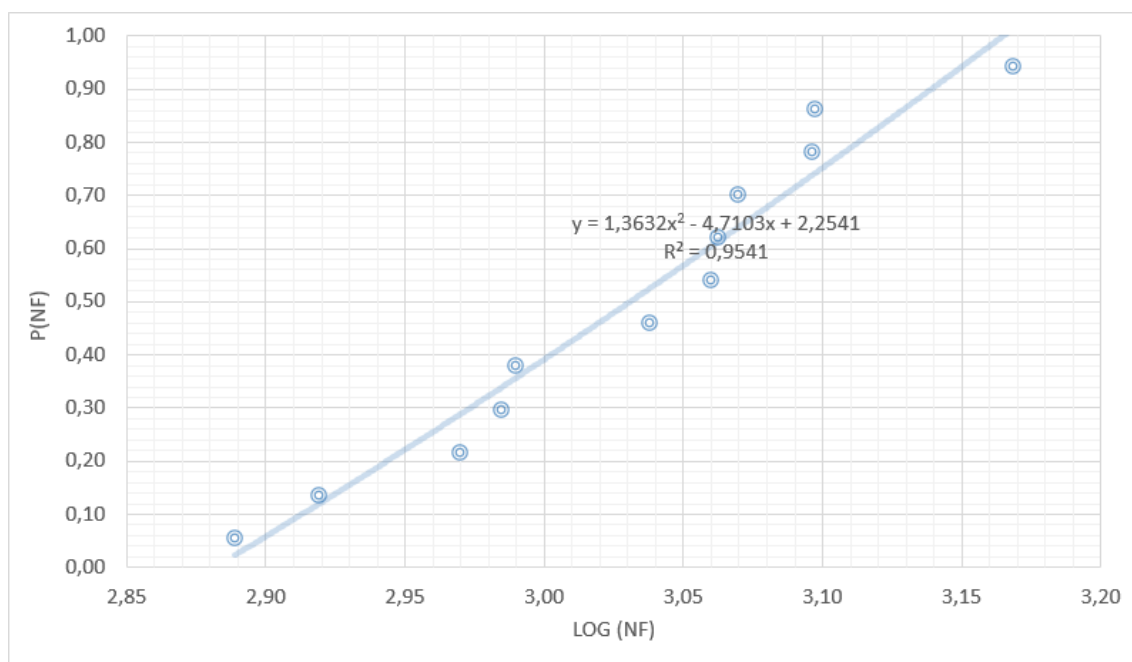
Por otro lado, a medida que aumenta la porosidad, la pendiente de la curva S-N se incrementa, lo que indica una mayor sensibilidad a variaciones en la carga aplicada y una disminución de la resistencia a fatiga. Además, se observa que las probetas con 70% de porosidad presentan una dispersión más acusada de los datos, lo cual puede asociarse a la aparición prematura de grietas en los poros interconectados y a la heterogeneidad microestructural inducida por la fabricación aditiva.

Estos resultados son coherentes con los modelos teóricos de Gibson y Ashby para espumas metálicas, donde la resistencia mecánica, tanto estática como a fatiga decrece de manera proporcional con la densidad relativa del material [16]. La disminución de la vida a fatiga en probetas más porosas puede explicarse, además, por la concentración de tensiones en las paredes de los poros y por la coalescencia progresiva de defectos bajo carga cíclica.

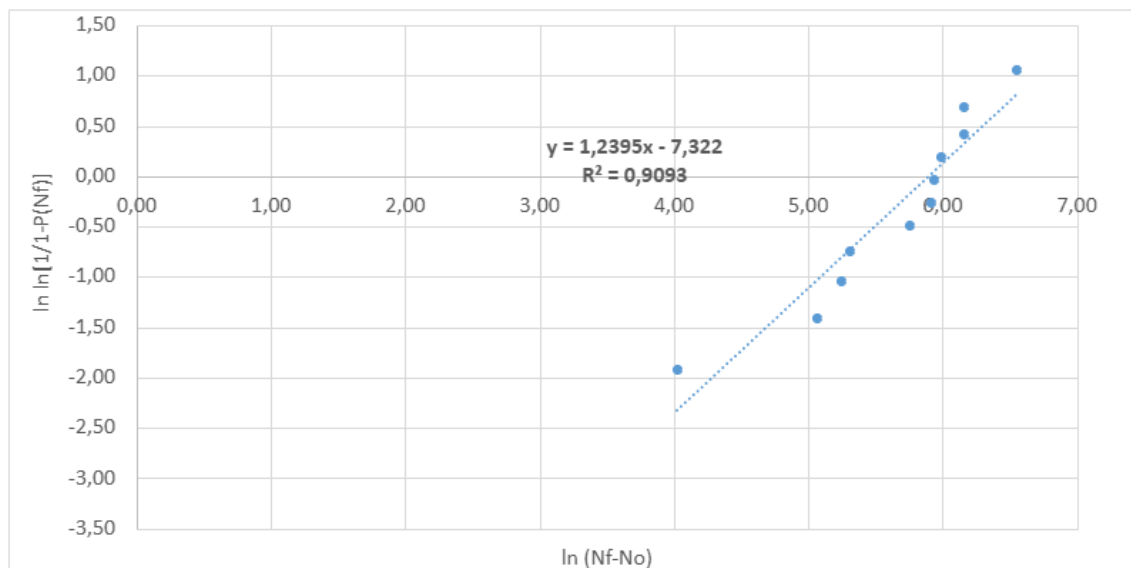
En conclusión, los datos experimentales obtenidos confirman las predicciones teóricas sobre el comportamiento de materiales celulares sometidos a fatiga: la porosidad actúa como un factor determinante que penaliza la vida útil bajo cargas cíclicas, destacando la necesidad de optimizar este parámetro en aplicaciones estructurales donde la resistencia a fatiga sea crítica.

5.2.2 Weibull

En el análisis estadístico mediante la distribución Weibull se seleccionaron las probetas correspondientes a los porcentajes de porosidad del 50% y 70%. Sin embargo, en el caso de las muestras con un 50% de porosidad, todas alcanzaron sin fallo el límite superior de 1 millón de ciclos impuesto por la máquina de ensayo, por lo que no es posible realizar una caracterización estadística fiable ni determinar parámetros de resistencia a fatiga para esta serie. Por este motivo, el análisis de Weibull se ha centrado exclusivamente en las probetas con un 70% de porosidad, donde sí se registraron fallos antes de alcanzar dicho límite. Este enfoque permite evaluar de manera más precisa la dispersión y fiabilidad a fatiga de las estructuras más porosas, aportando información relevante sobre su comportamiento bajo cargas cíclicas.



Gráfica 17- Weibull I



Gráfica 18-Weibull II

En el análisis estadístico de los ensayos de fatiga mediante el modelo de Weibull para las probetas del 70% de porosidad, se han obtenido los siguientes parámetros significativos:

	70%
Nf	1085
N50	1072
N0	774
b	1,2395
Na	1142
I	1271

Tabla 6-Parámetros Weibull 70%

El valor $N_0=774$ ciclos, corresponde al número mínimo de ciclos antes del fallo observado en las muestras ensayadas, indicando el umbral de resistencia inferior de este conjunto de probetas. Por su parte, $N_{50}=1072$ ciclos, representa la vida a fatiga característica al 50% de probabilidad de fallo, es decir, la mediana de los datos obtenidos.

El parámetro $b=1,2395$, conocido como pendiente o parámetro de dispersión de Weibull, describe la dispersión de los datos de vida a fatiga: un valor bajo, como en este caso, refleja una considerable variabilidad en la resistencia a fatiga de las probetas con alta porosidad, lo cual es coherente con el comportamiento esperado de estructuras menos densas, por tanto, mas sensibles a defectos o imperfecciones locales.

Por otro lado, el valor característico de vida a fatiga $N_a=1142$ ciclos, es una medida indicativa del comportamiento medio de las muestras, mientras que el índice de comportamiento a fatiga $I=1271$, proporciona una visión integrada que considera tanto la vida media a fatiga como la dispersión de los resultados: un valor moderado como el obtenido indica un comportamiento a fatiga aceptable, pero con cierta incertidumbre asociada.

En conjunto, estos resultados reflejan la sensibilidad de las geometrías con un 70% de porosidad a fallos prematuros bajo cargas cíclicas, así como la necesidad de mejorar el control del proceso de fabricación o la optimización de diseño para garantizar una mayor homogeneidad estructural en futuras aplicaciones clínicas.

Cap 6. Conclusiones y trabajos futuros

6.1 Conclusiones

Este proyecto ha permitido profundizar en el estudio del comportamiento mecánico de las geometrías gyroid impresas en 3D con diferentes porosidades por estereolitografía, con el objetivo de evaluar su idoneidad como scaffolds para regeneración ósea. Desde el análisis del estado del arte hasta la realización de ensayos experimentales, se ha confirmado que tanto la geometría como el grado de porosidad son factores decisivos en el rendimiento de los scaffolds. Además. Los resultados constituyen una base sólida para la selección y optimización de estos materiales en el ámbito biomédico.

Los ensayos de compresión han mostrado que las probetas *bulk*, sin porosidad, son las que mayor resistencia presentan, confirmando que el incremento de porosidad implica una disminución progresiva de la rigidez y la capacidad portante. Sin embargo, las geometrías gyroid con porosidades 50%, 60%, y 70% ofrecen una respuesta mecánica suficiente para las aplicaciones clínicas, al tiempo que proporcionan espacio para el crecimiento celular, requisitos indispensables para un *scaffolds* funcional. Especialmente las probetas con un 50% de porosidad han demostrado un buen equilibrio entre resistencia y capacidad de deformación, superando en rendimiento a las de mayor porosidad.

Por otro lado, en los ensayos estáticos de tracción, la resistencia disminuye igualmente con la porosidad, aunque las geometrías *gyroid* muestran una capacidad de alargamiento superior en comparación con las *bulk*, un comportamiento favorable para evitar fracturas frágiles en el entorno biológico. Esta capacidad de deformación, junto a la distribución homogénea de tensiones propia de este tipo de geometrías, convierte a esta estructura en una candidata idónea para implantes donde se requiere adaptación a deformaciones fisiológicas.

En cuanto a la fatiga, los ensayos según la metodología Wöhler confirmaron que la resistencia a cargas cíclicas se mantiene adecuada incluso con altos niveles de porosidad, logrando superar el millón de ciclos a bajas tensiones. En el caso de los análisis Weibull, realizados a 8 MPa, todas las probetas con un 50% de porosidad alcanzaron sin fallo este umbral de ciclos, demostrando alta fiabilidad en cargas prolongadas. Las probetas de 70% de porosidad también evidenciaron un comportamiento dentro de lo aceptable, aunque con vidas a fatiga más limitadas, acorde a su menor volumen resistente.

Un aspecto relevante detectado ha sido la sensibilidad de los resultados al control de los parámetros de impresión 3D, como la resolución y la calidad de curado, que afectan a la porosidad real obtenida frente a la diseñada. Esto pone

de manifiesto la necesidad de perfeccionar los procesos de fabricación para garantizar la repetibilidad de las piezas en futuras aplicaciones clínicas.

En conjunto, este estudio respalda el potencial de las estructuras *gyroid* para aplicaciones en medicina regenerativa, donde se precisa compatibilidad biológica, espacio interconectado para vascularización y unas propiedades mecánicas que permitan soportar cargas fisiológicas y simulaciones computacionales más complejas, con el fin de transferir esta tecnología de laboratorio a un entorno clínico real.

6.2 Trabajos futuros

A partir de los resultados obtenidos, se identifican diversas líneas de trabajo que permitirían ampliar y completar el estudio actual. En primer lugar, sería de especial interés extender el análisis estadístico de fatiga mediante la metodología de Weibull a las probetas con un 60% de porosidad, con el fin de completar el mapa de comportamiento cíclico del material en función de la porosidad y comparar su fiabilidad frente a otros niveles de porosidad ya analizados.

Por otro lado, para garantizar la aplicabilidad clínica de los scaffolds, se recomienda evaluar el comportamiento del material bajo condiciones ambientales similares a las del cuerpo humano, es decir con temperatura fisiológica (37°C) y elevada humedad. Estas condiciones podrían influir tanto en las propiedades mecánicas como en la durabilidad del material, y permitirían predecir con mayor precisión su respuesta.

Además, se plantea como trabajo complementario la realización de ensayos de impacto, ya que este tipo de carga representa situaciones de esfuerzo dinámico o accidental que pueden ocurrir durante la implantación o en el uso cotidiano. El estudio del comportamiento frente impactos aportarían una visión mas completa del rendimiento mecánico del Scaffold y su resistencia a cargas súbitas.

Estas líneas futuras no solo permitirían refinar el diseño estructural y funcional del Scaffold, sino también aumentar la fiabilidad de su implantación en aplicaciones clínicas reales.

Cap 7. ODS

El presente TFG se enmarca en la Agenda 2030 para el Desarrollo Sostenible impulsada por la Organización de las Naciones Unidas (ONU), la cual establece un conjunto de 17 Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) y 169 metas orientadas a promover un futuro más justo, equitativo y respetuoso con el medio ambiente [17]. Esta agenda constituye una hoja de ruta global que integra las dimensiones económica, social y Ambiental, fomentando la cooperación internacional en la lucha contra problemas como la pobreza, las desigualdades sociales, la degradación Ambiental y la falta de acceso a servicios esenciales como la salud o la educación.

El trabajo desarrollado guarda una estrecha relación con tres ODS fundamentales:

- **ODS 3: Salud y Bienestar**

Este estudio contribuye a la mejora de la salud y el bienestar al investigar y optimizar scaffolds fabricados mediante técnicas de impresión 3D, orientados a su aplicación en terapias de regeneración ósea. El desarrollo de estos biomateriales busca ofrecer soluciones más eficaces, seguras y personalizadas en el ámbito de la medicina regenerativa, favoreciendo la recuperación de pacientes con lesiones óseas o defectos traumáticos. De este modo, se promueve el acceso a tratamientos innovadores que pueden mejorar sustancialmente la calidad de vida de las personas. [18]

- **ODS 9: Industria, Innovación e Infraestructura**

El TFG promueve la construcción de infraestructuras resilientes, la industrialización sostenible y fomento de la innovación. La aplicación de técnicas avanzadas de fabricación aditiva, como la impresión 3D de scaffolds con geometrías TPMS, supone una apuesta por las tecnologías innovadoras que mejoran la eficiencia y precisión en el diseño de soluciones médicas personalizadas. Asimismo, este tipo de investigación contribuye al desarrollo de materiales y procesos que pueden transformar la industria de los implantes biomédicos, favoreciendo la transición hacia una producción más sostenible y tecnológicamente avanzada.[19]

- **ODS 10: Reducción de las desigualdades**

La investigación aborda indirectamente la reducción de desigualdades al generar conocimiento que puede facilitar el desarrollo de implantes personalizados y accesibles, adaptados a las necesidades específicas de cada paciente, incluyendo aquellos con discapacidades físicas o limitaciones funcionales

derivadas de enfermedades o accidentes graves. La posibilidad de fabricar scaffolds a medida mediante impresión 3D abre la puerta a soluciones médicas más inclusivas, que consideran la diversidad morfológica y fisiológica de la población.[20]

- **ODS 12: Producción y Consumo Responsables.**

El proyecto impulsa la optimización en el uso de materiales, reduciendo el consumo innecesario de recursos gracias a la precisión de las técnicas aditivas como la impresión 3D. Este enfoque permite fabricar scaffolds con estructuras internas complejas (como las TPMS) que garantizan resistencia mecánica y funcionalidad biológica utilizando la cantidad justa de material, minimizando residuos y fomentando un uso más eficiente y sostenible de las materias primas. Este aspecto es clave para reducir el impacto ambiental de la fabricación de dispositivos médicos y para avanzar hacia una economía más circular.[21]



Ilustración 4 - ODS

En conjunto, este Trabajo de Fin de Grado no solo representa un avance técnico en el ámbito de los biomateriales aplicados a la regeneración ósea, sino que también responde a la necesidad global de desarrollar soluciones tecnológicas alineadas con los principios de sostenibilidad social, económica y ambiental establecidos por la Agenda 2030.

Cap 8. Bibliografía

- [1] J. Ma *et al.*, «Novel 3D printed TPMS scaffolds: microstructure, characteristics and applications in bone regeneration», *J. Tissue Eng.*, vol. 15, p. 20417314241263689, sep. 2024, doi: 10.1177/20417314241263689.
- [2] H. N. Chia y B. M. Wu, «Recent advances in 3D printing of biomaterials», *J. Biol. Eng.*, vol. 9, n.º 1, p. 4, mar. 2015, doi: 10.1186/s13036-015-0001-4.
- [3] A. G. Mikos *et al.*, «Preparation and characterization of poly(l-lactic acid) foams», *Polymer*, vol. 35, n.º 5, pp. 1068-1077, mar. 1994, doi: 10.1016/0032-3861(94)90953-9.
- [4] P. X. Ma y R. Zhang, «Synthetic nano-scale fibrous extracellular matrix», *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 46, n.º 1, pp. 60-72, jul. 1999, doi: 10.1002/(sici)1097-4636(199907)46:1<60::aid-jbm7>3.0.co;2-h.
- [5] D. Li y Y. Xia, «Electrospinning of Nanofibers: Reinventing the Wheel?», *Adv. Mater.*, vol. 16, n.º 14, pp. 1151-1170, 2004, doi: 10.1002/adma.200400719.
- [6] J. Rouwkema, N. C. Rivron, y C. A. van Blitterswijk, «Vascularization in tissue engineering», *Trends Biotechnol.*, vol. 26, n.º 8, pp. 434-441, ago. 2008, doi: 10.1016/j.tibtech.2008.04.009.
- [7] J. C. Middleton y A. J. Tipton, «Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices», *Biomaterials*, vol. 21, n.º 23, pp. 2335-2346, dic. 2000, doi: 10.1016/s0142-9612(00)00101-0.
- [8] S. Toosi, M. J. Javid-Naderi, A. Tamayol, M. H. Ebrahimzadeh, S. Yaghoubian, y S. A. Mousavi Shaegh, «Additively manufactured porous scaffolds by design for treatment of bone defects», *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 11, ene. 2024, doi: 10.3389/fbioe.2023.1252636.
- [9] Y. Wakjira, A. Cioni, y H. G. Lemu, «Current status of the application of additive-manufactured TPMS structure in bone tissue engineering», *Prog. Addit. Manuf.*, vol. 10, n.º 2, pp. 1085-1102, feb. 2025, doi: 10.1007/s40964-024-00714-w.
- [10] J. Ma *et al.*, «Novel 3D printed TPMS scaffolds: microstructure, characteristics and applications in bone regeneration», *J. Tissue Eng.*, vol. 15, p. 20417314241263689, sep. 2024, doi: 10.1177/20417314241263689.

- [11] «Novel 3D printed TPMS scaffolds: microstructure, characteristics and applications in bone regeneration - Jiaqi Ma, Yumeng Li, Yujing Mi, Qiannan Gong, Pengfei Zhang, Bing Meng, Jue Wang, Jing Wang, Yawei Fan, 2024». Accedido: 6 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/20417314241263689>
- [12] «Bone Tissue Engineering Scaffolds: Function of Multi-Material Hierarchically Structured Scaffolds - Koushik - 2023 - Advanced Healthcare Materials - Wiley Online Library». Accedido: 6 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adhm.202202766>
- [13] S. Toosi, M. J. Javid-Naderi, A. Tamayol, M. H. Ebrahimzadeh, S. Yaghoobian, y S. A. Mousavi Shaegh, «Additively manufactured porous scaffolds by design for treatment of bone defects», *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 11, ene. 2024, doi: 10.3389/fbioe.2023.1252636.
- [14] M. P. Nikolova y M. S. Chavali, «Recent advances in biomaterials for 3D scaffolds: A review», *Bioact. Mater.*, vol. 4, pp. 271-292, dic. 2019, doi: 10.1016/j.bioactmat.2019.10.005.
- [15] «Wöhler: Curva de Wöhler, línea de Wöhler y diagrama», Wöhler: Curva de Wöhler, línea de Wöhler y diagrama. Accedido: 6 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.zwickroell.com/es/sectores/ensayo-de-materiales/ensayo-de-fatiga/curva-s-n-curva-de-woehler/>
- [16] H. Zhong, T. Song, C. Li, R. Das, J. Gu, y M. Qian, «The Gibson-Ashby model for additively manufactured metal lattice materials: Its theoretical basis, limitations and new insights from remedies», *Curr. Opin. Solid State Mater. Sci.*, vol. 27, n.º 3, p. 101081, jun. 2023, doi: 10.1016/j.cossms.2023.101081.
- [17] «ODS Objetivos de Desarrollo Sostenible | Pacto Mundial ONU», Pacto Mundial. Accedido: 11 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.pactomundial.org/que-puedes-hacer-tu/ods/>
- [18] «ODS 3 Salud y bienestar | Pacto Mundial ONU», Pacto Mundial. Accedido: 11 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.pactomundial.org/ods/3-salud-y-bienestar/>

- [19] «ODS 9 Industria, innovación e infraestructura | Pacto Mundial ONU», Pacto Mundial. Accedido: 11 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en:
<https://www.pactomundial.org/ods/9-industria-innovacion-e-infraestructura/>
- [20] «ODS 10 Reducción de las desigualdades | Pacto Mundial ONU», Pacto Mundial. Accedido: 11 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en:
<https://www.pactomundial.org/ods/10-reduccion-de-las-desigualdades/>
- [21] «ODS 12 Producción y consumo responsables | Pacto Mundial ONU», Pacto Mundial. Accedido: 11 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en:
<https://www.pactomundial.org/ods/12-produccion-y-consumo-responsables/>