



# MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Resistencia a compresión y a fatiga de geometrías  
Lattice fabricadas por impresión 3D

Autor: Jaime Aja Albero

Director: Xavier Soldani

Director: Eva Paz

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título  
'Experiencias en la aplicación de librerías gráficas para el tratamiento automatizado de  
flujos de video y su aplicación en materia de seguridad en instalaciones'  
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el  
curso académico 2023/24 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.: Jaime Aja Albero

Fecha: 30/ 8/ 2024



Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Xavier Soldani

Fecha: 30/08/2024



Fdo.: Eva Paz

Fecha: 30/08/2024







# MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Resistencia a compresión y a fatiga de geometrías  
Lattice fabricadas por impresión 3D

Autor: Jaime Aja Albero

Director: Xavier Soldani

Director: Eva Paz

Madrid

# RESISTENCIA A COMPRESIÓN Y A FATIGA DE GEOMETRÍAS LATTICE FABRICADAS POR IMPRESIÓN 3D

**Autor: Aja Albero, Jaime**

Director: Soldani, Xavier y Paz, Eva

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

## RESUMEN DEL PROYECTO

Este proyecto se enfoca en el estudio de la resistencia a compresión y a fatiga de geometrías Lattice fabricadas mediante impresión 3D, con el fin de optimizar su aplicación en la medicina regenerativa, específicamente en la regeneración ósea. Las estructuras Lattice se utilizan en scaffolds debido a su capacidad para proporcionar un equilibrio entre resistencia mecánica y porosidad, permitiendo la infiltración celular y la integración con el tejido óseo.

El proceso incluyó el diseño de varias geometrías Lattice utilizando software avanzado, seguido de su fabricación mediante impresión 3D con Clear Resin v4. Posteriormente, se realizaron ensayos de compresión y fatiga para evaluar su comportamiento bajo diferentes condiciones de carga. Los datos experimentales fueron complementados con simulaciones numéricas utilizando ANSYS para validar y predecir el desempeño de las estructuras.

Los resultados indicaron que la resistencia mecánica de las estructuras Lattice disminuye con el aumento de la porosidad, pero las geometrías gyroid demostraron un rendimiento favorable, manteniendo un equilibrio adecuado entre resistencia y porosidad. Estos hallazgos sugieren que las geometrías Lattice, particularmente las gyroid, tienen un gran potencial en la creación de scaffolds efectivos para la regeneración ósea.

**Palabras clave:** impresión 3D, Lattice, resistencia a compresión, fatiga, regeneración ósea, biomateriales, scaffold.

## 1. Introducción

La regeneración ósea es un campo crucial en la medicina regenerativa, especialmente en el tratamiento de fracturas óseas severas. Los scaffolds impresos en 3D se han convertido en una solución innovadora para apoyar la curación ósea, gracias a su capacidad de ser personalizados y diseñados para adaptarse a las necesidades específicas del paciente. Este proyecto se propone investigar las propiedades mecánicas de diferentes geometrías Lattice, que son estructuras porosas utilizadas en scaffolds, para mejorar su eficiencia y rendimiento en aplicaciones biomédicas.

La impresión 3D permite la creación de estructuras complejas con alta precisión, lo que es esencial para diseñar scaffolds que ofrezcan tanto soporte mecánico como un entorno adecuado para la regeneración celular. Este proyecto explora cómo las variaciones en la geometría y porosidad de los Lattice pueden influir en su resistencia a compresión y fatiga, proporcionando una base para futuras aplicaciones en el campo de la medicina regenerativa.

## 2. Definición del proyecto

El objetivo principal del proyecto es investigar y optimizar las propiedades mecánicas de geometrías Lattice fabricadas mediante impresión 3D. Estas estructuras son cruciales en la

ingeniería de tejidos debido a su capacidad para equilibrar la resistencia mecánica con la porosidad necesaria para la regeneración celular. El proyecto incluye el diseño, fabricación, y ensayo de diferentes geometrías Lattice, así como simulaciones numéricas para predecir su comportamiento bajo carga.

Específicamente, se han seleccionado geometrías de referencia y gyroid para evaluar su desempeño bajo condiciones de compresión y fatiga. La evaluación se ha realizado tanto a nivel experimental, mediante ensayos de laboratorio, como a nivel computacional, utilizando herramientas de simulación avanzadas. Los resultados permitirán establecer directrices para el diseño de scaffolds que optimicen la regeneración ósea sin comprometer la integridad estructural.

### **3. Descripción del modelo**

El modelo estudiado en este proyecto consiste en varias geometrías Lattice, con un enfoque particular en las geometrías de referencia y gyroid. Estas estructuras fueron diseñadas utilizando el software Solid Edge, aprovechando su capacidad para manejar diseños paramétricos y complejos. Las probetas fueron fabricadas mediante impresión 3D utilizando Clear Resin v4, un material conocido por su alta precisión en aplicaciones biomédicas.

El estudio consideró diferentes niveles de porosidad (50%, 60%, 70%) para evaluar cómo este factor influye en las propiedades mecánicas de las estructuras. Los ensayos mecánicos, que incluyen pruebas de compresión y fatiga, fueron realizados para determinar la resistencia y durabilidad de cada geometría. Las simulaciones en ANSYS se utilizaron para validar los resultados experimentales y explorar escenarios adicionales que no podrían ser fácilmente recreados en laboratorio.

### **4. Resultados**

Los resultados del proyecto revelan que la porosidad tiene un impacto significativo en la resistencia a compresión y fatiga de las geometrías Lattice. En general, a medida que la porosidad aumenta, la capacidad de las estructuras para soportar cargas disminuye. Sin embargo, las geometrías gyroid mostraron un rendimiento notable, manteniendo una buena resistencia incluso en niveles de alta porosidad.

Los ensayos de compresión demostraron que las geometrías de referencia soportan mayores tensiones en comparación con las gyroid, pero estas últimas ofrecen una mejor distribución de cargas y una mayor capacidad de deformación antes de fallar. Los ensayos de fatiga confirmaron que las geometrías gyroid son más resistentes a cargas cíclicas, lo que las hace adecuadas para aplicaciones que implican movimientos repetitivos.

Las simulaciones numéricas mostraron una buena correlación con los datos experimentales, validando el uso de ANSYS como herramienta de predicción en el diseño de scaffolds. Estos resultados sugieren que las geometrías gyroid podrían ser preferibles en aplicaciones donde se requiere un alto nivel de porosidad sin comprometer la resistencia estructural.

### **5. Conclusiones**

El estudio confirma que la geometría y la porosidad son factores clave que influyen en las propiedades mecánicas de los scaffolds diseñados mediante impresión 3D. Las geometrías gyroid, en particular, ofrecen un equilibrio favorable entre resistencia y porosidad, lo que las hace ideales para aplicaciones biomédicas donde se requiere tanto soporte mecánico como promoción de la regeneración celular.

Los resultados obtenidos proporcionan una base sólida para futuras investigaciones y desarrollos en el diseño de scaffolds. La combinación de ensayos experimentales y simulaciones numéricas ha permitido una comprensión integral del comportamiento mecánico de las geometrías Lattice, estableciendo directrices claras para su optimización en aplicaciones clínicas.

Este proyecto contribuye al campo de la medicina regenerativa, ofreciendo soluciones innovadoras que pueden mejorar los resultados de los tratamientos de fracturas óseas graves, reduciendo el tiempo de recuperación y mejorando la calidad de vida de los pacientes.

# RESISTENCIA A COMPRESIÓN Y A FATIGA DE GEOMETRÍAS LATTICE FABRICADAS POR IMPRESIÓN 3D

**Autor: Aja Albero, Jaime**

Director: Soldani, Xavier y Paz, Eva

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

## RESUMEN DEL PROYECTO

This project focuses on studying the compressive and fatigue strength of Lattice geometries manufactured using 3D printing, with the aim of optimizing their application in regenerative medicine, specifically in bone regeneration. Lattice structures are used in scaffolds due to their ability to provide a balance between mechanical strength and porosity, allowing for cell infiltration and integration with bone tissue.

The process included the design of several Lattice geometries using advanced software, followed by their manufacturing through 3D printing with Clear Resin v4. Subsequently, compression and fatigue tests were conducted to evaluate their behavior under different load conditions. The experimental data were complemented with numerical simulations using ANSYS to validate and predict the performance of the structures.

The results indicated that the mechanical strength of Lattice structures decreases with increasing porosity, but gyroid geometries showed favorable performance, maintaining a good balance between strength and porosity. These findings suggest that Lattice geometries, particularly gyroids, have great potential in creating effective scaffolds for bone regeneration.

**Palabras clave:** 3D printing, Lattice, compressive strength, fatigue, bone regeneration, scaffold.

### 1. Introduction

Bone regeneration is a crucial field in regenerative medicine, especially in the treatment of severe bone fractures. 3D-printed scaffolds have become an innovative solution to support bone healing, thanks to their ability to be customized and designed to meet the specific needs of the patient. This project aims to investigate the mechanical properties of different Lattice geometries, which are porous structures used in scaffolds, to improve their efficiency and performance in biomedical applications.

3D printing allows the creation of complex structures with high precision, which is essential for designing scaffolds that offer both mechanical support and a suitable environment for cell regeneration. This project explores how variations in the geometry and porosity of Lattices can influence their compressive and fatigue strength, providing a basis for future applications in regenerative medicine.

### 2. Project definition

The main objective of this project is to investigate and optimize the mechanical properties of Lattice geometries manufactured using 3D printing. These structures are crucial in tissue engineering due to their ability to balance mechanical strength with the porosity needed for



cell regeneration. The project includes the design, manufacturing, and testing of different Lattice geometries, as well as numerical simulations to predict their behavior under load.

Specifically, reference and gyroid geometries have been selected to evaluate their performance under compression and fatigue conditions. The evaluation has been carried out both experimentally, through laboratory tests, and computationally, using advanced simulation tools. The results will allow for the establishment of guidelines for the design of scaffolds that optimize bone regeneration without compromising structural integrity.

### **3. Model description**

The model studied in this project consists of several Lattice geometries, with a particular focus on reference and gyroid geometries. These structures were designed using Solid Edge software, leveraging its capability to handle parametric and complex designs. The specimens were manufactured using 3D printing with Clear Resin v4, a material known for its high precision in biomedical applications.

The study considered different levels of porosity (50%, 60%, 70%) to assess how this factor influences the mechanical properties of the structures. Mechanical tests, including compression and fatigue tests, were conducted to determine the strength and durability of each geometry. ANSYS simulations were used to validate the experimental results and explore additional scenarios that could not be easily recreated in the laboratory.

### **4. Results**

The results of the project reveal that porosity has a significant impact on the compressive and fatigue strength of Lattice geometries. Generally, as porosity increases, the capacity of the structures to withstand loads decreases. However, the gyroid geometries showed remarkable performance, maintaining good strength even at high porosity levels.

Compression tests demonstrated that reference geometries can withstand higher stresses compared to gyroids, but the latter offer better load distribution and greater deformation capacity before failure. Fatigue tests confirmed that gyroid geometries are more resistant to cyclic loads, making them suitable for applications involving repetitive movements.

Numerical simulations showed good correlation with the experimental data, validating the use of ANSYS as a predictive tool in scaffold design. These results suggest that gyroid geometries may be preferable in applications where a high level of porosity is required without compromising structural strength.

### **5. Conclusions**

The study confirms that geometry and porosity are key factors influencing the mechanical properties of scaffolds designed using 3D printing. Gyroid geometries, in particular, offer a favorable balance between strength and porosity, making them ideal for biomedical applications where both mechanical support and cell regeneration promotion are required.

The results provide a solid foundation for future research and development in scaffold design. The combination of experimental testing and numerical simulations has allowed for

a comprehensive understanding of the mechanical behavior of Lattice geometries, establishing clear guidelines for their optimization in clinical applications.

This project contributes to the field of regenerative medicine by offering innovative solutions that can improve the outcomes of treatments for severe bone fractures, reducing recovery time and enhancing patients' quality of life..

## Índice de la memoria

<b>1. Introducción .....</b>	<b>5</b>
1.1 Motivación del proyecto.....	5
1.2 Descripción del problema.....	8
1.3 Objetivos .....	10
1.3.1 <i>Objetivos generales</i> .....	10
1.3.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	10
<b>2. Estado del arte .....</b>	<b>12</b>
2.1 Panorama.....	12
2.2 Geometrías .....	13
2.3 Materiales .....	14
2.4 Tecnologías de diseño 3D .....	16
2.5 Impresión 3D.....	17
<b>3. Metodología propuesta .....</b>	<b>20</b>
3.1 Diseño de piezas .....	23
3.1.1 <i>Cálculo de tamaño de poros para porosidad deseada (referencia)</i> .....	24
3.2 Impresión 3D.....	27
3.3 Medida de porosidad .....	28
3.3.1 <i>Proceso de medida de porosidad</i> .....	29
3.3.2 <i>Cálculo de porosidad a partir de pesos</i> .....	31
3.3.3 <i>Resultados de porosidades reales</i> .....	32
3.3.3.1 <i>Porosidad de geometrías gyroid</i> .....	32
3.3.3.2 <i>Porosidad de geometrías de referencia</i> .....	33
3.4 Ensayos.....	36
3.4.1 <i>Descripción del ensayo estático (compresión)</i> .....	37
3.4.2 <i>Descripción del ensayo a fatiga</i> .....	40
3.5 Resultado de ensayos.....	45
3.5.1 <i>Resultados de ensayo estático (compresión)</i> .....	45
3.5.1.1 <i>Resultados de geometrías de referencia</i> .....	45
3.5.1.2 <i>Resultados de geometrías gyroid</i> .....	47
3.5.1.3 <i>Comparación de resultados de ensayo de estático</i> .....	50

3.6	Caracterización del material .....	51
3.6.1	<i>Curva esfuerzo-elongación</i> .....	52
3.6.2	<i>Comparación de resultados de ensayos de estático</i> .....	53
3.7	Resultados de ensayo fatiga .....	58
3.7.1.	<i>Resultados de geometrías referencia (condiciones estándar)</i> .....	59
3.7.2.	<i>Resultados de geometrías gyroid (Condiciones Estándar)</i> .....	61
3.7.2.1.	<i>Resultados de geometrías gyroid (Otras condiciones)</i> .....	63
3.7.2.2.	<i>Comparación de resultados de ensayo de fatiga</i> .....	66
3.8	Análisis del índice de rendimiento a fatiga .....	68
<b>4.</b>	<b><i>Simulación</i></b> .....	<b>75</b>
4.1	Simulación ensayo estático con presión constante .....	76
4.1.1	<i>Resultados simulación ensayo estático con presión constante</i> .....	78
4.1.2	<i>Resultados simulación ensayo estático con presión constante</i> .....	80
<b>5.</b>	<b><i>Alineación con los ODS</i></b> .....	<b>85</b>
<b>6.</b>	<b><i>Conclusiones</i></b> .....	<b>87</b>
<b>7.</b>	<b><i>Bibliografía</i></b> .....	<b>89</b>

## Índice de figuras

Ilustración 1: <i>Scaffold</i> real en hueso fracturado <sup>1</sup> .....	5
Ilustración 2: Impresión 3D de <i>scaffolds</i> <sup>2</sup> .....	6
Ilustración 3: Geometrías de <i>scaffold</i> básicas <sup>3</sup> .....	13
Ilustración 4: Diseño en 3D de <i>scaffolds</i> , Solid EDGE.....	16
Ilustración 5: Detalle geometría de referencia.....	25
Ilustración 6: Dimensiones elemento modular .....	26
Ilustración 7: Sinusoidal de ensayo de fatiga .....	43
Ilustración 8: Curva Deformación-Esfuerzo.....	53
Ilustración 9: Curva Tensión - Elongación de geometrías de referencia.....	54
Ilustración 10: Curva Tensión - Elongación de geometrías gyroid.....	55
Ilustración 11: Detalle pendiente geometría de referencia .....	56
Ilustración 12: Detalle pendiente geometría gyroid .....	56
Ilustración 13: Dispersión número de ciclos según porosidad .....	68
Ilustración 14: Probabilidad de supervivencia para geometrías ensayadas.....	73
Ilustración 15: Elección de 10 MPa como tensión de simulación.....	77
Ilustración 16: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 50%.....	78
Ilustración 18: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 70%.....	79
Ilustración 17: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 60%.....	79
Ilustración 19: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 50%.....	82
Ilustración 20: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 60%.....	83
Ilustración 21: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 70%.....	83

## Índice de tablas

Tabla 1: Tamaño agujero y columna teórico .....	27
Tabla 2: Porosidades medias obtenidas (Gyroid) .....	32
Tabla 3: Porosidades medias obtenidas (Referencia) .....	33
Tabla 4: Porosidades medias obtenidas (Referencia con pequeños incrementos).....	33
Tabla 5: Comparación porosidades de referencia y gyroid .....	35
Tabla 6: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 50% .....	45
Tabla 7: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 60% .....	46
Tabla 8: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 70% .....	46
Tabla 9: Resultados ensayos estáticos en geometría gyroid, porosidad 50% .....	47
Tabla 10; Resultados ensayos estáticos en geometría de gyroid, porosidad 60% .....	47
Tabla 11: : Resultados ensayos estáticos en geometría gyroid, porosidad 70%.....	48
Tabla 12: Modulo de Young por geometría .....	57
Tabla 13: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 60% .....	59
Tabla 14: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 70% .....	60
Tabla 15: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 50% .....	61
Tabla 16: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 60% .....	61
Tabla 17: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 70% .....	62
Tabla 18: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 60%, otras condiciones .....	64
Tabla 19: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 70%, otras condiciones .....	64
Tabla 20: Media de ciclos por geometria .....	68
Tabla 21: Valor de variables del análisis de Weibull .....	70
Tabla 22: Resultado desplazamiento simulaciones de geometría de referencia.....	<b>¡Error!</b>
<b>Marcador no definido.</b>	
Tabla 23: Resultados de simulación a desplazamiento constante en geometrías de referencia .....	84

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

El diseño y fabricación de *scaffolds* para la inserción en huesos representan un avance crucial en la medicina regenerativa, especialmente en el tratamiento de fracturas óseas severas. Estos *scaffolds* no solo alinean los huesos fracturados, sino que también fomentan la regeneración celular, proporcionando soporte y resistencia a los esfuerzos y movimientos del paciente. Este proyecto se centra en desarrollar y evaluar geometrías Lattice fabricadas por impresión 3D para mejorar la resistencia mecánica y la porosidad de los *scaffolds*, optimizando su desempeño en aplicaciones biomédicas.

La regeneración ósea eficiente requiere *scaffolds* que equilibren adecuadamente la porosidad y la resistencia mecánica. La porosidad es esencial para la infiltración celular y el crecimiento del nuevo tejido óseo, permitiendo la vascularización y la integración del *scaffold* con el hueso natural. Sin embargo, una alta porosidad puede comprometer la resistencia mecánica, haciendo que el *scaffold* sea menos capaz de soportar las cargas fisiológicas. Este compromiso entre porosidad y

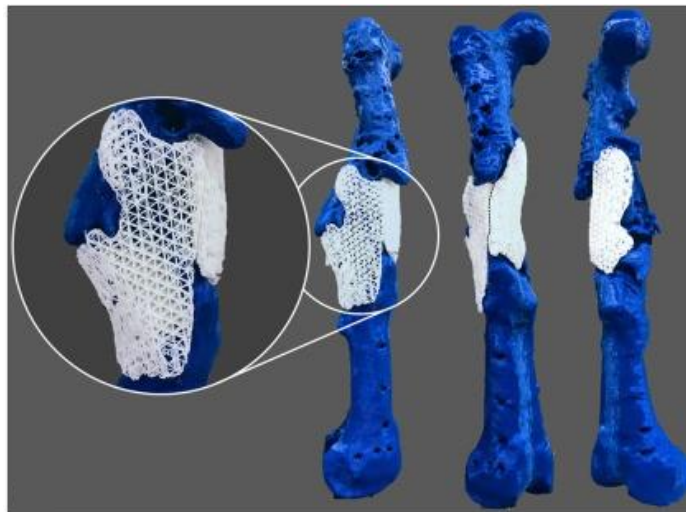


Ilustración 1: *Scaffold* real en hueso fracturado [1]

resistencia es un desafío central que este proyecto pretende abordar mediante la creación de diseños innovadores y optimizados de geometrías Lattice. En la ilustración 1 se muestra un *scaffold* real, instalado en un hueso gravemente fracturado.

En la actualidad, existen numerosas geometrías de *scaffolds* que se utilizan en la práctica clínica, cada una con sus ventajas y limitaciones en términos de resistencia y porosidad. Sin embargo, la mayoría de estos diseños no han sido completamente optimizados para maximizar tanto la resistencia como la porosidad. Este proyecto se propone diseñar y probar nuevas geometrías que puedan superar estos límites, proporcionando datos experimentales que permitan comparar su rendimiento con las geometrías existentes. La impresión 3D se presenta como una herramienta ideal para este propósito, dado su potencial para crear estructuras complejas con alta precisión y personalización.

El uso de la impresión 3D permite explorar una amplia variedad de geometrías y materiales que pueden ser difíciles de fabricar mediante métodos tradicionales. La flexibilidad en el diseño y la capacidad de producir estructuras personalizadas hacen de esta tecnología una opción prometedora para la fabricación de *scaffolds*. Este proyecto investigará diferentes métodos de impresión y materiales, buscando aquellos que proporcionen las mejores propiedades mecánicas y biológicas. Además, se evaluarán las condiciones de contorno necesarias para la inserción de estos *scaffolds*



Ilustración 2: Impresión 3D de *scaffolds* [2]



en el cuerpo, considerando factores como las cargas, fuerzas, tamaños y frecuencias a las que estarán sometidos. En la Ilustración 2 se muestran ejemplos de *scaffolds* impresos en 3D mediante métodos similares a los analizados en este proyecto.

Finalmente, la motivación de este proyecto radica en su potencial para mejorar significativamente los tratamientos de fracturas óseas graves, reduciendo los tiempos de recuperación y mejorando la calidad de vida de los pacientes. Al desarrollar *scaffolds* con mejores propiedades mecánicas y biológicas, se espera contribuir a la creación de implantes más eficientes y seguros. Los resultados de este estudio no solo tendrán un impacto inmediato en el campo de la medicina regenerativa, sino que también proporcionarán una base sólida para futuras investigaciones y desarrollos en el diseño y fabricación de *scaffolds* mediante impresión 3D.

## 1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La fabricación de *scaffolds* mediante impresión 3D para aplicaciones biomédicas, en particular para la regeneración ósea, enfrenta varios desafíos técnicos y científicos. Uno de los principales problemas es lograr un equilibrio adecuado entre la porosidad y la resistencia mecánica de las estructuras Lattice. Las geometrías Lattice, debido a su estructura compleja y orgánica, ofrecen la posibilidad de personalizar las propiedades mecánicas y biológicas del *scaffold*, sin embargo, la falta de datos concretos sobre su comportamiento bajo cargas estáticas y cíclicas limita su implementación clínica efectiva.

Las propiedades mecánicas de los *scaffolds* son cruciales para asegurar que puedan soportar las cargas fisiológicas a las que serán sometidos una vez implantados. La resistencia a compresión es una de las características más importantes, ya que los *scaffolds* deben ser capaces de mantener la estabilidad y proporcionar soporte durante el proceso de curación. Las fracturas óseas graves requieren que los *scaffolds* soporten cargas significativas, y cualquier fallo en esta capacidad puede resultar en complicaciones adicionales para el paciente, incluyendo desplazamientos óseos y prolongación del tiempo de recuperación.

Además de la resistencia a compresión, la resistencia a fatiga de las geometrías Lattice es fundamental. En un entorno fisiológico, los implantes están sujetos a cargas cíclicas debido a movimientos cotidianos y esfuerzos repetitivos. La resistencia a fatiga mide la capacidad del material para soportar estas cargas repetidas sin sufrir fallos prematuros. Si un *scaffold* no puede resistir estas condiciones, existe el riesgo de colapso estructural, lo cual puede comprometer la integridad del implante y la seguridad del paciente.

La impresión 3D ofrece una gran flexibilidad en el diseño de *scaffolds*, permitiendo la creación de estructuras con geometrías complejas que no serían posibles con técnicas de fabricación tradicionales. Sin embargo, la optimización de estas geometrías para lograr el mejor rendimiento mecánico y biológico sigue siendo un desafío. Este proyecto busca abordar este problema mediante el estudio exhaustivo de diferentes geometrías Lattice, evaluando su comportamiento bajo

condiciones de carga estática y dinámica. Los resultados de este estudio no solo proporcionarán datos valiosos para la comunidad científica, sino que también contribuirán al desarrollo de *scaffolds* más eficientes y seguros para aplicaciones médicas.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 OBJETIVOS GENERALES

El objetivo general de este proyecto es investigar y mejorar las propiedades mecánicas de geometrías Lattice fabricadas mediante impresión 3D, con especial énfasis en su resistencia a compresión y a fatiga. Este estudio pretende proporcionar una base sólida de datos experimentales que puedan guiar el diseño y la fabricación de *scaffolds* para aplicaciones biomédicas, especialmente en la regeneración ósea. A través de una combinación de diseño innovador y pruebas exhaustivas, se busca optimizar las geometrías para obtener el mejor rendimiento mecánico posible sin comprometer la porosidad necesaria para la regeneración celular.

Además, se busca contribuir al conocimiento y desarrollo de la impresión 3D como una herramienta viable y efectiva en la fabricación de *scaffolds* personalizados. La capacidad de la impresión 3D para producir estructuras complejas y específicas para cada paciente presenta una oportunidad significativa para avanzar en el campo de la medicina regenerativa. Este proyecto tiene como objetivo explorar y documentar las mejores prácticas y metodologías para la impresión de *scaffolds*, proporcionando un marco de referencia para futuros estudios y aplicaciones clínicas.

Finalmente, el proyecto pretende establecer un equilibrio óptimo entre la porosidad y la resistencia mecánica de las geometrías Lattice. Esto no solo mejorará la eficacia de los *scaffolds* en la práctica clínica, sino que también permitirá una mayor integración y adaptación de estas estructuras en el cuerpo humano, promoviendo una regeneración ósea más rápida y eficiente. El éxito en este objetivo general contribuirá a mejorar los resultados de los tratamientos de fracturas óseas graves y a avanzar en el desarrollo de soluciones médicas innovadoras.

### 1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Uno de los objetivos específicos del proyecto es diseñar diversas geometrías Lattice utilizando software de diseño avanzado como Solid Edge y Python. Estas geometrías serán diseñadas para tener diferentes niveles de porosidad, permitiendo un análisis comparativo detallado de cómo la

variación en la estructura afecta las propiedades mecánicas del *scaffold*. Este proceso incluirá tanto el diseño de nuevas geometrías como la recreación de geometrías de referencia ampliamente utilizadas en la actualidad.

Otro objetivo específico es la fabricación de los *scaffolds* diseñados utilizando técnicas de impresión 3D. Esto implicará la selección de materiales adecuados y la optimización de las condiciones de impresión para asegurar la precisión y la integridad estructural de las piezas impresas. Posteriormente, se realizarán ensayos mecánicos para evaluar la resistencia a compresión y a fatiga de las diferentes geometrías. Estos ensayos proporcionarán datos críticos sobre el rendimiento de las estructuras bajo condiciones de carga estática y cíclica.

Finalmente, el proyecto se centrará en la caracterización y comparación de los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos con simulaciones realizadas mediante software de análisis como ANSYS. Esta etapa permitirá validar los modelos de simulación y ajustar los parámetros de diseño para mejorar aún más las propiedades mecánicas de los *scaffolds*. Los resultados de esta comparación servirán para establecer directrices y recomendaciones para el diseño y la fabricación de *scaffolds* optimizados, contribuyendo a la creación de soluciones más efectivas para la regeneración ósea en aplicaciones médicas.

## 2. ESTADO DEL ARTE

### 2.1 PANORAMA

La impresión 3D ha revolucionado múltiples industrias, y la biomedicina no es una excepción. En los últimos años, esta tecnología ha permitido la creación de estructuras complejas y personalizadas, lo que ha abierto nuevas posibilidades en el campo de la ingeniería de tejidos y la medicina regenerativa. La capacidad de imprimir *scaffolds* con geometrías específicas y adaptadas a las necesidades de cada paciente ha mejorado significativamente los tratamientos para diversas condiciones médicas, incluyendo las fracturas óseas graves. La impresión 3D ofrece una flexibilidad sin precedentes en el diseño de *scaffolds*, permitiendo un control preciso sobre la porosidad y la resistencia mecánica, aspectos cruciales para la regeneración celular y la integración con el tejido óseo natural.

Los avances recientes en la impresión 3D en biomedicina han sido notables. La investigación se ha centrado en la optimización de materiales y técnicas de impresión para mejorar las propiedades mecánicas y biológicas de los *scaffolds*. Materiales como el ácido poliláctico (PLA), el ácido poliglicólico (PGA) y las cerámicas biocompatibles se utilizan ampliamente debido a sus propiedades favorables para la regeneración ósea. Además, el desarrollo de técnicas de impresión más avanzadas, como la impresión 3D con fotopolimerización y la impresión de biotintas que contienen células vivas, ha permitido la creación de *scaffolds* que no solo sirven como soporte estructural, sino que también facilitan la regeneración celular.

En términos de aplicaciones clínicas, la impresión 3D ha demostrado ser especialmente útil en la creación de implantes personalizados y prótesis. Los *scaffolds* impresos en 3D se utilizan cada vez más en cirugías reconstructivas, donde la precisión y la adaptación al paciente son esenciales. Por ejemplo, en la cirugía maxilofacial, los implantes personalizados pueden mejorar significativamente los resultados estéticos y funcionales. Además, la capacidad de imprimir

modelos anatómicos precisos antes de la cirugía permite a los médicos planificar mejor los procedimientos, reduciendo los tiempos de operación y mejorando la precisión quirúrgica.

A nivel de investigación, se han realizado numerosos estudios que demuestran el potencial de la impresión 3D para crear *scaffolds* con propiedades mecánicas optimizadas. Estos estudios han explorado diversas geometrías y materiales para encontrar el equilibrio ideal entre porosidad y resistencia mecánica. Por ejemplo, investigaciones recientes han mostrado que las estructuras Lattice, debido a su diseño tridimensional y complejo, pueden ofrecer una combinación superior de resistencia y porosidad, lo cual es esencial para la regeneración ósea. Estos avances no solo mejoran la eficiencia de los tratamientos, sino que también abren la puerta a nuevas aplicaciones en la medicina regenerativa.

## 2.2 GEOMETRÍAS

En el campo de la ingeniería de tejidos óseos, el diseño de geometrías de *scaffolds* ha avanzado significativamente, enfocándose en optimizar tanto la porosidad como la resistencia mecánica. Entre las principales geometrías utilizadas se encuentran las estructuras tipo Lattice, las estructuras tipo gyroid y las estructuras trabeculares. En la ilustración 3 se muestran ejemplos de geometrías de *scaffolds* empleados en la industria, siendo el más interesante el *gyroid sheet scaffold*

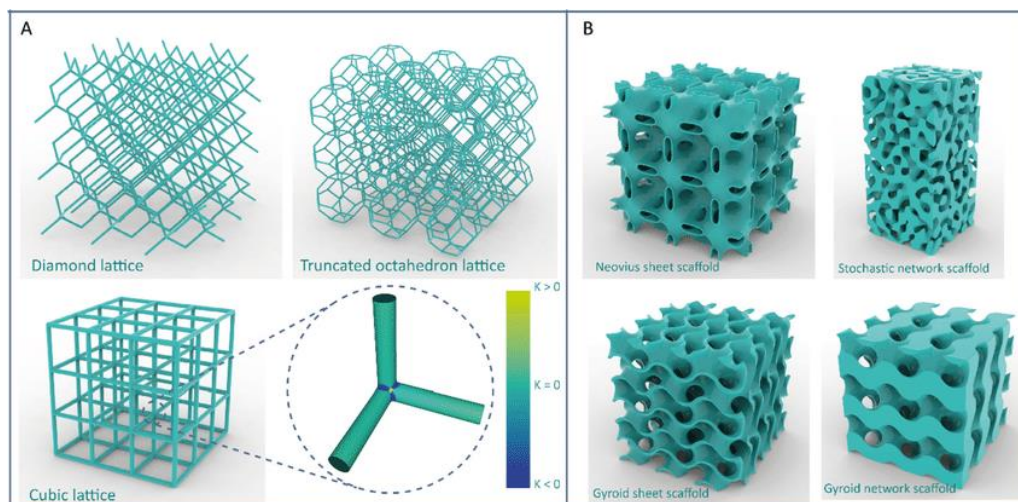


Ilustración 3: Geometrías de *scaffold* básicas [3]

Las estructuras tipo Lattice son conocidas por su capacidad para distribuir cargas de manera eficiente, lo que las hace ideales para soportar esfuerzos mecánicos significativos. Estas geometrías permiten ajustar la porosidad según las necesidades específicas del tejido óseo, facilitando un flujo adecuado de nutrientes y células para promover la integración y regeneración ósea.

En segundo lugar, los *scaffolds* tipo gyroid son altamente apreciados en la ingeniería de tejidos debido a su estructura continua y altamente porosa basada en superficies mínimas triplemente periódicas. Esta geometría ofrece un equilibrio óptimo entre porosidad y resistencia mecánica. [4] Los gyroids permiten la personalización de la porosidad mediante la modificación de los parámetros de diseño, siendo especialmente útiles en aplicaciones donde se requiere una alta porosidad para la vascularización y el crecimiento celular.

Por otra parte, las estructuras trabeculares imitan la arquitectura natural del hueso trabecular, proporcionando un entorno favorable para la regeneración ósea. Estas estructuras ofrecen una alta superficie específica y un soporte mecánico adecuado, lo que facilita la integración del *scaffold* con el tejido óseo circundante [5]. La investigación en esta área continúa enfocándose en la optimización de estas geometrías para mejorar su rendimiento en aplicaciones clínicas.

En conclusión, las geometrías de *scaffolds* utilizadas en la ingeniería de tejidos óseos, como las estructuras Lattice, gyroid y trabeculares, han mostrado un gran potencial en términos de optimización de propiedades mecánicas y biológicas [6]. La capacidad de ajustar la porosidad y la resistencia mecánica mediante el diseño preciso de estas geometrías es crucial para el éxito de los *scaffolds* en la práctica clínica, promoviendo una regeneración ósea eficaz y segura.

## 2.3 MATERIALES

La elección de materiales para la impresión 3D de *scaffolds* destinados a la ingeniería de tejidos es crucial debido a sus propiedades mecánicas, biocompatibilidad y capacidad de biodegradación.



Los materiales más utilizados incluyen polímeros biodegradables, cerámicos biocompatibles, y biotintas basadas en hidrogel, cada uno con sus ventajas específicas para aplicaciones biomédicas.

Los polímeros biodegradables, como el ácido poliláctico (PLA), el ácido poliglicólico (PGA) y sus copolímeros, son ampliamente utilizados debido a su capacidad para ser absorbidos por el cuerpo una vez que el tejido se ha regenerado [7]. Estos materiales ofrecen una buena combinación de resistencia mecánica y biocompatibilidad. Por ejemplo, el PLA es conocido por su facilidad de impresión y su capacidad para soportar cargas mecánicas, mientras que el PGA se degrada más rápidamente, lo que puede ser beneficioso en aplicaciones donde se requiere una rápida integración con el tejido circundante.

Las cerámicas biocompatibles, como la hidroxiapatita (HAp) y el fosfato de calcio, son fundamentales en aplicaciones de regeneración ósea debido a su similitud con la composición mineral del hueso. Estos materiales no solo proporcionan soporte estructural, sino que también promueven la osteointegración. La hidroxiapatita, por ejemplo, es conocida por su excelente biocompatibilidad y capacidad para promover el crecimiento óseo [8]. Los avances recientes en la impresión 3D han permitido la fabricación de *scaffolds* cerámicos con estructuras complejas y precisas, mejorando su rendimiento en aplicaciones clínicas.

Las biotintas basadas en hidrogel, que incluyen componentes como el ácido hialurónico y el colágeno, son especialmente valiosas para la impresión de *scaffolds* destinados a la ingeniería de tejidos blandos. Estos materiales imitan las propiedades del entorno celular natural, proporcionando un soporte ideal para el crecimiento y la proliferación celular. Además, la combinación de biotintas con células vivas durante el proceso de impresión permite la creación de tejidos funcionales y personalizados. La investigación continúa mejorando las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad de estos materiales para ampliar su aplicación en la medicina regenerativa. [9]

Actualmente, la investigación se centra en mejorar la funcionalidad de los materiales utilizados en la impresión 3D de *scaffolds*. Esto incluye el desarrollo de materiales híbridos que combinan las ventajas de los polímeros y las cerámicas, así como la exploración de nuevas biotintas que permitan

una mayor personalización y eficiencia en la regeneración tisular. Además, se están investigando materiales inteligentes que respondan a estímulos externos, como cambios en la temperatura o el pH, para ofrecer terapias más efectivas y adaptativas. La continua innovación en esta área promete ampliar significativamente las aplicaciones clínicas de los *scaffolds* impresos en 3D.

## 2.4 TECNOLOGÍAS DE DISEÑO 3D

El diseño 3D es una herramienta esencial en la fabricación de *scaffolds* para aplicaciones biomédicas. Entre los programas más utilizados se encuentran Solid Edge, SolidWorks y AutoCAD, que son conocidos por su capacidad para diseñar modelos complejos con alta precisión. Solid Edge, desarrollado por Siemens, permite la creación de modelos paramétricos y la simulación de comportamiento mecánico, lo cual es crucial para prever cómo se comportarán los *scaffolds* bajo diferentes condiciones. SolidWorks, otro programa ampliamente utilizado, ofrece funcionalidades avanzadas para el diseño de piezas y ensamblajes, además de herramientas de simulación que permiten analizar las propiedades mecánicas y térmicas de los materiales utilizados en los *scaffolds*. AutoCAD, aunque es más generalista, sigue siendo una opción popular para el diseño preliminar y la documentación de proyectos. En la ilustración 4 se muestra una captura del proceso de diseño de *scaffolds* con Solid EDGE

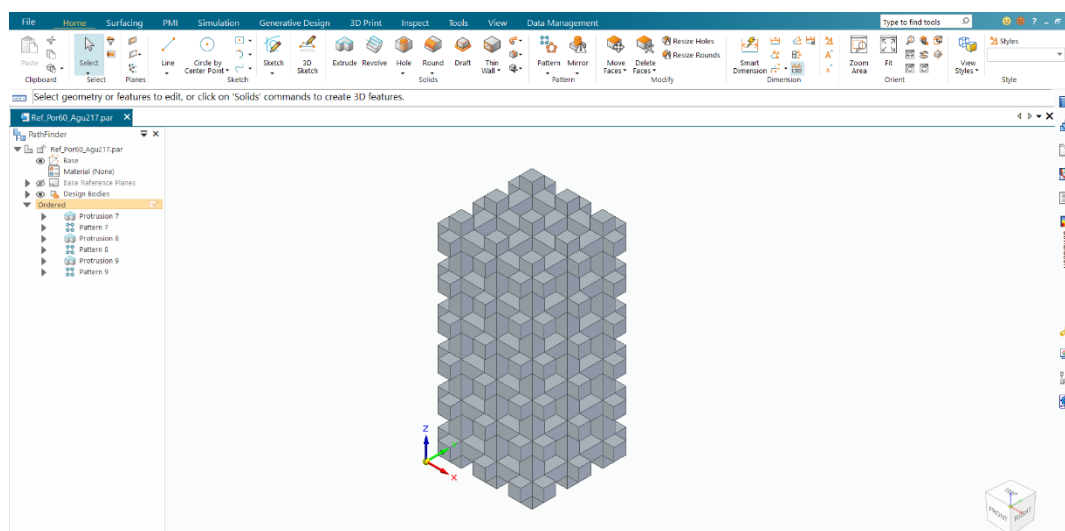


Ilustración 4: Diseño en 3D de scaffolds, Solid EDGE

Para modelos más complejos y personalizados, se emplean programas más avanzados como ANSYS y Abaqus. ANSYS es particularmente útil para la simulación multifísica, permitiendo a los investigadores evaluar cómo diferentes factores (como la carga, la temperatura y el flujo de fluidos) afectan el rendimiento de los *scaffolds*. Abaqus, por su parte, es conocido por sus capacidades de análisis estructural y de materiales, permitiendo simulaciones detalladas que pueden predecir cómo se comportarán los materiales biocompatibles bajo diversas condiciones de carga. Estos programas avanzados son esenciales para la optimización del diseño y garantizan que los *scaffolds* fabricados cumplan con los estrictos requisitos mecánicos y biológicos necesarios para aplicaciones médicas [10].

En la vanguardia de la tecnología de diseño 3D se encuentran herramientas que combinan el diseño generativo y la programación basada en scripts, como Rhinoceros con Grasshopper y Fusion 360 con scripts de Python. Rhinoceros, junto con su complemento Grasshopper, permite la creación de geometrías complejas y personalizadas mediante algoritmos generativos, lo cual es ideal para diseñar *scaffolds* con estructuras altamente optimizadas. Fusion 360, con sus capacidades de scripting en Python, ofrece una plataforma flexible para el diseño paramétrico y la automatización de tareas repetitivas en el proceso de diseño. Estas herramientas permiten una mayor creatividad y personalización en el diseño de *scaffolds*, facilitando la creación de modelos que pueden ser adaptados específicamente a las necesidades del paciente y las condiciones clínicas [11].

## 2.5 IMPRESIÓN 3D

La tecnología de impresión 3D, conocida como fabricación aditiva, ha transformado la creación de dispositivos biomédicos al permitir la fabricación de estructuras complejas y personalizadas. Entre los métodos más utilizados actualmente destacan la estereolitografía (SLA), la sinterización selectiva por láser (SLS), la impresión por deposición de material (FDM) y la bioprinting.

En primer lugar, la estereolitografía (SLA) es uno de los métodos pioneros en la impresión 3D y sigue siendo ampliamente adoptado en la industria biomédica. Este método utiliza un láser ultravioleta para solidificar resinas líquidas fotosensibles capa por capa, resultando en piezas con

alta resolución y superficies extremadamente lisas [12]. SLA es ideal para la creación de modelos anatómicos detallados y dispositivos médicos precisos, como prótesis auditivas y dentales. Además, su capacidad para producir estructuras intrincadas con gran precisión es invaluable para aplicaciones donde los detalles finos son críticos.

En segundo lugar, la sinterización selectiva por láser (SLS) utiliza un láser de alta potencia para sinterizar polvo de polímero, metal o cerámica, fusionando las partículas para formar una estructura sólida [13]. Este método no requiere estructuras de soporte, lo que permite la fabricación de piezas complejas y funcionales directamente. SLS es particularmente valioso en la producción de implantes personalizados y dispositivos médicos debido a su capacidad para utilizar una amplia gama de materiales biocompatibles. Además, las piezas producidas por SLS son conocidas por su durabilidad y precisión, haciéndolas adecuadas para aplicaciones que requieren alta resistencia mecánica.

Por otra parte, la impresión por deposición de material (FDM), también conocida como modelado por deposición fundida, es un método accesible y ampliamente utilizado tanto en investigación como en aplicaciones comerciales [14]. Funciona extruyendo filamento de polímero fundido capa por capa para construir la estructura deseada. Aunque FDM generalmente ofrece menos precisión y resolución en comparación con SLA y SLS, su simplicidad y bajo costo lo hacen una opción popular para la producción rápida de prototipos y dispositivos médicos funcionales. Este método es especialmente útil en la creación de dispositivos ortopédicos y modelos de planificación quirúrgica debido a su flexibilidad y eficiencia [15].

Finalmente, la tecnología bioprinting, una tecnología emergente en la impresión 3D, permite la impresión de materiales biocompatibles y células vivas para crear tejidos funcionales. Utiliza bio-tintas compuestas de células y biomateriales que se depositan capa por capa para formar estructuras tridimensionales. La bioprinting es particularmente prometedora para la ingeniería de tejidos y la medicina regenerativa, permitiendo la creación de tejidos y órganos personalizados para trasplantes y estudios de enfermedades. Esta técnica avanzada facilita la investigación y el

desarrollo de soluciones médicas innovadoras que pueden revolucionar el tratamiento de diversas condiciones médicas.

### 3. METODOLOGÍA PROPUESTA

Una vez se ha comentado sobre el estado del arte de la tecnología y técnicas empleadas en la industria biomédica en la impresión 3D de las diferentes geometrías de *scaffolds* para la regeneración celular, se procede a explicar la metodología empleada para el estudio de las propiedades físicas de los *scaffolds* objeto de análisis. Este proyecto abarca el proceso completo, desde la investigación de posibles estructuras geométrica, hasta los ensayos de fatiga y estáticos. En el diagrama a continuación, se muestran los pasos lógicos seguidos en este proyecto, que consiste en sucesivas tareas, empezando por el diseño de las piezas, hasta los ensayos a rotura de las mismas, siendo necesario realizar iteraciones en la fase de diseño y porosidad.

El diagrama de flujo ilustra el método empleado en el proyecto para evaluar la resistencia a compresión y a fatiga de geometrías Lattice fabricadas por impresión 3D. El proceso se divide en varias etapas claves que se detallan a continuación, siendo explicadas en mayor profundidad en los siguientes apartados del documento.

#### 1. Análisis de Geometrías:

Se inicia con un análisis detallado de diferentes geometrías para determinar cuáles son las más adecuadas para el estudio. Para este paso, se lleva a cabo el análisis explicado en el estado del arte sobre las geometrías más utilizadas en la industria. Este análisis incluye la evaluación de características mecánicas de las geometrías más comunes (trabeculares y gyroid), al igual que el estudio de estructuras de referencia contra las que comparar el resto de geometrías. Además, también se analiza la viabilidad de fabricación mediante impresión 3D.

#### 2. Elección de Geometrías y Porosidades:

Una vez realizado el análisis de las diferentes geometrías existentes, se procede a seleccionar las más adecuadas para el estudio, con el objetivo de mantener sencillez en las estructuras, flexibilidad en el diseño y tamaño de porosidades. Además, como se explicará más adelante, se seleccionan

una geometría de referencia y una gyroid para comparar el comportamiento de ambas, e intentar demostrar la superioridad de la estructura Gyroid.

### 3. Diseño de Geometría de Referencia y Gyroid:

Tras seleccionar la geometría de referencia y la gyroid como las geometrías que se diseñarán, ensayarán y compararán en este proyecto, se procede a diseñarlas. Se diseñan las geometrías seleccionadas utilizando software de diseño 3D. A continuación, se explicará el software utilizado, al igual que el método para hacerlo y los resultados del diseño. Una vez se realiza el diseño, se preparan las probetas para ser impresas, con determinadas porosidades.

### 4. Impresión 3D (3 Probetas):

Se procede a la impresión 3D de tres probetas para cada una de las porosidades seleccionada en el paso anterior. Esto permite realizar una primera evaluación de la calidad de impresión y de la porosidad real obtenida para cada una, con el objetivo de poder empezar a realizar ensayos, y decidir las probetas que imprimir para los ensayos finales.

### 5. Medida de Porosidad Real:

Las probetas impresas se analizan para medir su porosidad real. Este paso es crucial para asegurar que las probetas tienen las características geométricas deseadas. En el siguiente punto se explicará el proceso llevado a cabo para medir la porosidad, mediante cálculos de densidades, con el objetivo de calcular la porosidad real.

### 6. Comparación de Porosidades:

Se comparan las porosidades medidas de las geometrías de referencia y gyroid. Si las porosidades no coinciden, se procede a imprimir nuevamente ajustando los parámetros necesarios para obtener porosidades equivalentes.

### 7. Impresión 3D (10 Probetas):

Una vez asegurada la equivalencia de porosidades, se imprimen diez probetas adicionales de cada geometría. Estas probetas se utilizan para los ensayos mecánicos posteriores con el objetivo de comparar sus comportamientos físicos y obtener conclusiones.

#### 8. Fotografías en Microscopio:

A continuación, se seleccionan una serie de probetas tras la impresión, para analizarlas bajo el microscopio, y obtener medidas e imágenes detalladas. Se busca analizar la estructura interna y asegurar la calidad de la impresión, previo a los ensayos.

#### 9. Ensayo de Fatiga y Ensayo Estático (Compresión):

Una vez se tienen las probetas de geometría de referencia y de gyroid, con las porosidades mediadas reales deseadas, se realizan ensayos de fatiga y estático para evaluar la durabilidad de las probetas bajo cargas cíclicas y para evaluar la resistencia máxima de las probetas a presión. Estos resultados son clave en este proyecto, ya que la comparación entre ambas geometrías será utilizada para extraer conclusiones y ser capaces de determinar cuál de las dos es más conveniente en una aplicación biomédica real.

Además, teniendo la información de las curvas de rotura de cada probeta y cada geometría, se podrá realizar la caracterización del material se realiza durante estos ensayos para obtener datos como el módulo de Young y otros parámetros mecánicos relevantes.

#### 10. Simulaciones en ANSYS:

Paralelamente, una vez se tienen los datos suficientes para caracterizar el material utilizado en la impresión 3D, se realizan simulaciones en ANSYS para prever el comportamiento de las probetas bajo condiciones de carga similares a las de los ensayos experimentales. Se llevan a cabo simulaciones de compresión, con el objetivo de tener una mayor cantidad de resultados experimentales, y también poder obtener una comparación de resultados de las simulaciones y experimentos reales.

#### 11. Análisis de Resultados Reales y Simulados:



Tras realizar los ensayos, los resultados obtenidos de los ensayos reales y de las simulaciones se analizan y se comparan, al igual que los resultados entre las diferentes geometrías y porosidades. Esto permite extraer conclusiones sobre que geometría es la más adecuada, y cómo evolucionan las propiedades físicas con la porosidad.

## 12. Comparación de Resultados y Conclusiones:

Como bien se ha comentado, finalmente, se comparan los resultados de los ensayos reales y simulados para sacar conclusiones sobre la viabilidad y el rendimiento de las geometrías estudiadas. Se obtienen diferentes resultados en cuanto a resistencia y aguante del material, para compararlo con los límites establecidos en la industria. También, se documentan las conclusiones y se identifican posibles mejoras para futuros estudios.

### **3.1 DISEÑO DE PIEZAS**

En esta primera sección de la metodología, se detalla el proceso de diseño de las probetas utilizadas en este proyecto. Para este propósito, se ha seleccionado Solid Edge como la herramienta de diseño más adecuada. Esta elección se fundamenta en varios factores clave que aseguran tanto la precisión como la eficiencia del proceso de diseño.

En primer lugar, la selección de Solid Edge está respaldada por los conocimientos adquiridos durante la asignatura de Digital Manufacturing del máster. Este software ofrece una interfaz intuitiva y funcionalidades avanzadas que facilitan el diseño de piezas estándar y de referencia. Su capacidad para manejar diseños paramétricos permite ajustar fácilmente las dimensiones y características de las piezas según los requisitos específicos del proyecto, lo cual es fundamental para garantizar la reproducibilidad y precisión de las probetas.

Además, Solid Edge ofrece la ventaja de integrar Python para la creación de diseños más complejos, especialmente cuando se requieren geometrías definidas por fórmulas matemáticas. Esta funcionalidad es crucial para el diseño de las estructuras gyroid, cuyas superficies curvas y complejas no pueden ser fácilmente modeladas mediante métodos de diseño convencionales. La

capacidad de definir geometrías avanzadas a través de scripts de Python permite una mayor flexibilidad y precisión en la representación de estas estructuras, asegurando que las probetas impresas reflejen fielmente las especificaciones del diseño teórico.

### **3.1.1 CÁLCULO DE TAMAÑO DE POROS PARA POROSIDAD DESEADA (REFERENCIA)**

En esta sección se procede a explicar los cálculos realizados para obtener las medidas de los poros y de las paredes en la geometría de referencia, con el objetivo de alcanzar unas porosidades determinadas.

Antes de explicar el cálculo realizado para obtener los tamaños de agujero en cada geometría, se debe de explicar la elección de porosidades. En el análisis de scaffolds para ingeniería de tejidos, se ha demostrado que la porosidad juega un papel crucial en la promoción de la infiltración celular y la vascularización, así como en la determinación de las propiedades mecánicas del scaffold [16]. Por ello, este proyecto se enfoca en investigar scaffolds con porosidades del 50%, 60%, y 70%. Estudios científicos han indicado que estos rangos de porosidad son óptimos para lograr un equilibrio entre resistencia mecánica y capacidad de permitir el crecimiento celular y la integración con el tejido huésped [17]. Por ejemplo, una porosidad del 50% proporciona una buena resistencia estructural mientras que una del 70% facilita una mejor difusión de nutrientes y células a través del scaffold, aspectos clave para la regeneración ósea eficaz [18].

Por todo ello, en este proyecto, se diseñarán las piezas y se calcularán las medidas exactas de las paredes y agujeros de las geometrías de referencia, de acuerdo con el objetivo establecido de tener probetas con porosidades lo más similar posible a las porosidades indicadas. Para ello, se llevan a cabo los siguientes cálculos.

En la ilustración 5 se presenta una geometría genérica de referencia, que puede describirse como una matriz de cubos intercalados, formada por columnas y agujeros. Esta geometría, al igual que la estructura gyroid, que se explicará más adelante, es modular. Esto significa que la dimensión del scaffold se puede ajustar según las necesidades, simplemente modificando el tamaño de la

probeta. De esta manera, es posible crear una estructura a partir de la suma de módulos como el que se muestra en detalle en la Ilustración 5.

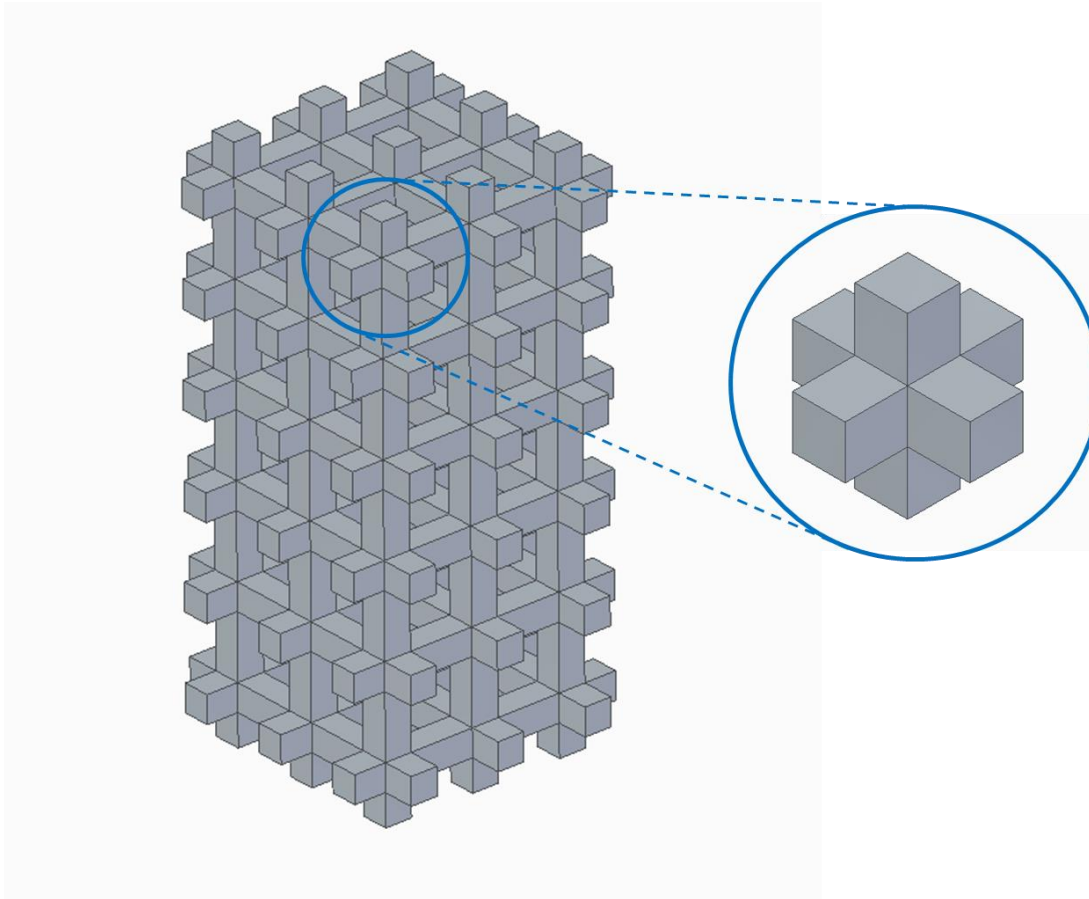


Ilustración 5: Detalle geometría de referencia

Una vez entendido el aspecto y la geometría de la geometría de referencia, se puede proceder a realizar los cálculos teóricos para determinar la dimensión de las columnas y de los agujeros para obtener las porosidades deseadas.

Para ello, designando  $x$  como el ancho de la columna e  $y$  como el ancho del agujero, se puede obtener el siguiente diagrama del elemento modular, mostrado en la ilustración 6.

A partir de este esquema, se pueden deducir las siguientes fórmulas para relacionar la distancia y la porosidad. A su vez, la porosidad es la medida de la cantidad de espacio vacío dentro de un

material, expresada como un porcentaje del volumen total. Por tanto, será la división del volumen total del cuerpo, entre el volumen total del prisma que lo contiene.

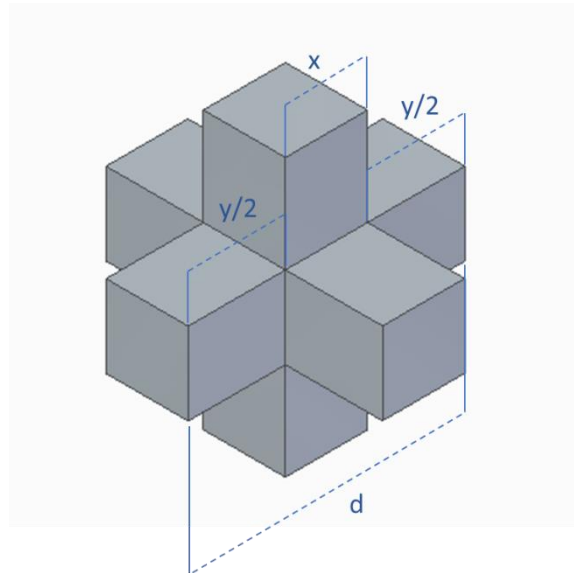


Ilustración 6: Dimensiones elemento modular

En primer lugar, se obtiene la fórmula que relaciona al ancho total con la columna y el agujero:

$$d = x + \frac{y}{2} + \frac{y}{2} = x + y$$

Además, se puede deducir la fórmula para el volumen del cuerpo:

$$V = x^3 + 6x^2 \frac{y}{2} = x^3 + 3x^2y$$

Obteniendo así la relación entre el volumen del cuerpo, el volumen total y la porosidad

$$1 - P = \frac{V}{V_{Tot}} = \frac{x^3 + 3x^2y}{d^3} = \frac{x^3 + 3x^2y}{(x + y)^3}$$

Despejando y de la primera ecuación, obtenemos la siguiente relación entre la porosidad deseada, P y el tamaño del agujero, x.

$$y = d - x \rightarrow 1 - P = \frac{x^3 + 3x^2(d - x)}{d^3}$$

Para la resolución de esta ecuación, se debe de entender que  $d$  es un valor que el diseñador debe seleccionar en función del tamaño de la probeta que quiere fabricar, y, por tanto, no es una incógnita, sino que un parámetro a definir por el usuario. En este proyecto, se imprimirá una probeta similar a la de la ilustración 5, es decir, con una estructura de 3x3, con una  $d$  de 10mm. Por tanto, la ecuación resultante para obtener el tamaño del agujero y grosor de columna será la siguiente:

$$P = 1 - \frac{x^3 + 3x^2(10 - x)}{10^3}$$

$$y = 10 - x$$

Así mismo, dando los valores a P de las porosidades deseadas: 70%, 60% y 50%, se obtienen las siguientes dimensiones para las columnas y agujeros, dada una probeta de 3x3 y 10mm de ancho, mostrados en la Tabla 1.

Tabla 1: Tamaño agujero y columna teórico

Porosidad Teórica	Columna [mm]	Agujero [mm]
50%	1.667	1.667
60%	1.443	1.890
70%	1.211	2.122

## 3.2 IMPRESIÓN 3D

Una vez diseñadas las geometrías de referencia y gyroid, se procede a la impresión 3D de las probetas. Este proceso es crucial para validar los diseños teóricos y evaluar las propiedades mecánicas de los *scaffolds*. Para llevar a cabo la impresión, se utiliza una impresora modelo el material Clear Resin V4 de Formlabs. Este material es seleccionado por su alta precisión y

capacidad para crear estructuras con detalles finos, gracias a su formulación optimizada para la estereolitografía (SLA).

La preparación para la impresión incluye el establecimiento de condiciones específicas: una temperatura de impresión de 80 grados y una duración total de 90 minutos. Estas condiciones son críticas para asegurar que la resina se cure adecuadamente y que las geometrías complejas, como las gyroid, mantengan su integridad estructural durante todo el proceso de impresión. El archivo de diseño, en formato .stl, se envía a la impresora, que sigue un proceso de solidificación capa por capa utilizando un láser UV para crear las probetas con alta precisión y detalle.

Después de completar la impresión, las probetas se separan cuidadosamente del tanque de resina para preservar su geometría y evitar daños. Este paso es especialmente importante para evitar deformaciones o defectos que puedan comprometer las propiedades mecánicas de las probetas. Una vez retiradas, se someten a un análisis minucioso mediante microscopía para detectar posibles defectos de impresión, como burbujas o imperfecciones en la superficie, que podrían afectar la precisión de los resultados en los ensayos mecánicos.

El uso de la tecnología SLA en este proceso no solo permite obtener piezas con alta resolución y acabado superficial fino, sino que también garantiza una reproducibilidad en la fabricación de probetas, esencial para la consistencia de los ensayos. Esta metodología asegura que las características geométricas y materiales de las probetas sean adecuadamente representativas del diseño original, permitiendo una evaluación precisa de su comportamiento bajo condiciones de carga mecánica.

### **3.3 MEDIDA DE POROSIDAD**

Una vez determinado el método para calcular las porosidades teóricas de las geometrías de referencia y establecido el proceso de impresión, se procede a la fabricación de las probetas de geometría gyroid y de referencia. El objetivo es obtener muestras con porosidades reales de 50%, 60% y 70%. Este proceso se lleva a cabo mediante un enfoque iterativo de prueba y error, ya que

pueden surgir diferencias entre las porosidades teóricas y las reales debido a variaciones en el proceso de impresión.

En primer lugar, se describe el método elegido para medir la porosidad, buscando siempre la mayor precisión posible. El procedimiento incluye una explicación detallada de los pasos seguidos para evaluar la porosidad, así como los cálculos matemáticos realizados. Se utilizan técnicas avanzadas para cuantificar con precisión la porosidad en las probetas impresas, garantizando que la estructura interna corresponda con los diseños teóricos.

Posteriormente, se presentan los resultados obtenidos para ambas geometrías, destacando el proceso de prueba y error seguido para ajustar y optimizar los parámetros de impresión, siendo en este caso, el tamaño del agujero de la probeta de referencia. Este enfoque iterativo es esencial para lograr las porosidades deseadas en las probetas, permitiendo comparaciones válidas en los análisis mecánicos y de fatiga. La documentación de este proceso proporciona una base para futuras investigaciones y mejoras en la fabricación de estructuras complejas mediante impresión 3D.

### **3.3.1 PROCESO DE MEDIDA DE POROSIDAD**

Así pues, en primer lugar, se explicará el proceso llevado a cabo para medir la porosidad de las probetas de referencia y gyroid tras su impresión.

#### **1. Preparación de las Muestras:**

Inicialmente, las probetas impresas en 3D se limpian minuciosamente para eliminar cualquier material residual de soporte o sobrante de la impresión. Este paso es esencial para asegurar que las mediciones de peso reflejen únicamente la masa de la estructura de interés y no incluyan artefactos que puedan distorsionar los resultados.

#### **2. Configuración de la Balanza y Preparación del Medio de Inmersión:**

Se emplea una balanza digital de alta precisión, equipada con una pantalla de protección para minimizar las influencias ambientales como corrientes de aire que podrían afectar la exactitud del pesaje. Dentro de esta balanza, se coloca un vaso de precipitados lleno de etanol. El etanol 96% es

elegido como fluido de inmersión debido a su baja tensión superficial y capacidad para penetrar eficazmente en los microporos de las estructuras impresas, permitiendo así una evaluación precisa de la porosidad interna.

### 3. Medición de Peso en Seco (W1):

Las probetas se colocan en un platillo de inmersión sostenido por un soporte metálico. Este platillo permite que la muestra se mantenga completamente inmersa en el etanol sin tocar el fondo del vaso. Se registra el peso inicial de cada probeta en seco (W1) tras asegurar que la balanza esté correctamente tarada.

### 4. Inmersión en Etanol 96% y Medición de Peso Saturado (W2):

Las probetas se sumergen en el etanol 96% y se agitan suavemente para asegurar que el líquido penetre completamente en todos los poros. Una vez que la estructura está completamente impregnada de etanol, se procede a medir el peso saturado de la probeta (W2). Este peso refleja la masa de la probeta junto con el etanol contenido en los poros.

### 5. Secado y Documentación de las Probetas:

Posteriormente, las probetas se extraen del etanol y se dejan secar al aire para eliminar cualquier exceso de líquido en la superficie. Cada muestra se almacena en bolsas de polietileno, etiquetadas con identificadores únicos para facilitar la trazabilidad y asegurar que los datos de porosidad se puedan asociar correctamente con futuras pruebas mecánicas o análisis adicionales.

### 6. Repetición y Consistencia del Proceso:

Este procedimiento se repite sistemáticamente para cada probeta, asegurando que todos los datos sean consistentes y precisos. Las diferencias de peso obtenidas antes y después de la inmersión en etanol se utilizan para calcular la porosidad de cada muestra, un paso crítico que se detallará en la siguiente sección del estudio. Este enfoque metodológico garantiza que los resultados sean reproducibles y precisos, proporcionando una base sólida para la evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales impresos en 3D.



### 3.3.2 CÁLCULO DE POROSIDAD A PARTIR DE PESOS

Una vez explicado el proceso seguido para calcular las porosidades de las probetas, a continuación, se detallan los cálculos realizados para determinar la porosidad de piezas impresas en 3D, sumergidas en etanol al 96%. Este proceso se basa en las mediciones de peso obtenidas antes y después de la inmersión de las piezas, denotadas como  $W_1$  y  $W_2$  respectivamente.

En primer lugar, se calcula la densidad del material utilizado con la siguiente formula, la cual tiene en cuenta la densidad del aire, para obtener una mayor precisión [19]:

$$d_M = \left( \frac{W_1}{W_1 - W_2} \right) * (d_{Et_{96\%}} - d_a) + d_a \quad \left[ \frac{g}{cm^3} \right]$$

Siendo cada termino:

- $W_1$  : Peso probeta en seco
- $W_2$  : Peso probeta sumergida en etanol
- $d_{et}$  : Densidad del etanol 96%: 0.7951916 g/cm<sup>3</sup>
- $d_a$  : Densidad del aire: 0.0012 g/cm<sup>3</sup>

A continuación, se calcula el volumen real de la probeta con la siguiente formula, la cual incluye un factor de corrección propio de la balanza en las condiciones del ambiente:

$$V_P = 0.99985 \left( \frac{W_1 - W_2}{d_{Et_{96\%}} - d_a} \right) \quad [mm^3]$$

Finalmente, se obtiene el valor de la porosidad  $P$  de cada probeta con la siguiente formula, donde  $V$  hace referencia al volumen del prisma que contiene a la probeta, que como se vera mas adelante, es de 20x10x10 mm.

$$P = 1 - \frac{V_p}{V} = 1 - \frac{V_p}{2000}$$

### 3.3.3 RESULTADOS DE POROSIDADES REALES

Como bien se ha mencionado previamente, el objetivo de esta sección es obtener pares de geometrías de referencia y gyroid, con porosidades cercanas a 50%, 60% y 70%, que deberán de ser generadas a partir de los cálculos teóricos de las dimensiones de los agujeros y columnas, y comprobados a través del cálculo de la porosidad explicado previamente.

#### 3.3.3.1. POROSIDAD DE GEOMETRÍAS GYROID

Para ello, en primer lugar, se han impreso 12 probetas de tipo gyroid mostradas en el apartado 3.1.3. para cada nivel de porosidad. En la Tabla 2 se muestran los resultados resumidos obtenidos para las 36 probetas, mostrando la media de la porosidad obtenida.

Tabla 2: Porosidades medias obtenidas (Gyroid)

Nombre	Porosidad Objetivo	Porosidad Real	Desviación Absoluta	Desviación Relativa
<b>Gyroid_50</b>	0.5	0.479	0.021	4.2 %
<b>Gyroid_60</b>	0.6	0.578	0.022	3.6 %
<b>Gyroid_70</b>	0.7	0.684	0.016	2.3 %

Se puede observar como las porosidades obtenidas son muy cercanas a las porosidades objetivo, encontrando desviaciones relativas menores del 5%. Por ello, se toma la decisión de utilizar estas geometrías como las geometrías Gyroid de 50%, 60% y 70% de porosidad que se ensayaran y se compararan con las geometrías de referencia.

Por lo tanto, el objetivo se centra en obtener geometrías de referencia con porosidades cercanas al 48%, 58%, y 68%. Esto permitirá realizar una comparación justa y equitativa entre las diferentes geometrías, asegurando que las variaciones en las propiedades mecánicas se deban a la propia geometría y no a diferencias significativas en la porosidad.

### 3.3.3.2. POROSIDAD DE GEOMETRÍAS DE REFERENCIA

En primer lugar, se imprimen en 3D, 3 probetas con la medida de agujero y columna mostradas en la Tabla 3, con porosidades objetivo de 50%, 60% y 70%. Siguiendo los mismos pasos que con las probetas con geometría Gyroid, se obtienen los siguientes resultados.

Tabla 3: Porosidades medias obtenidas (Referencia)

Nombre	Tamaño Agujero [mm]	Porosidad Objetivo	Porosidad Real	Desviación Absoluta	Desviación Relativa
Ref_50	1.667	0.5	0.437	0.063	12.6 %
Ref_60	1.890	0.6	0.543	0.057	9.5 %
Ref_70	2.122	0.7	0.633	0.067	9.5 %

En este caso, sin embargo, se puede observar como las desviaciones son mayores, alcanzando un valor de 12.6% en el caso de la geometría de referencia de 50%. Estos valores de porosidades reales obtenidos se alejan mucho de los esperados, al igual que de los valores de las geometrías gyroid analizadas previamente, por lo cual será necesario iterar con diferentes tamaños de agujero hasta obtener probetas con porosidades lo más cercanas posible a 48%, 58% y 68%.

Así pues, partiendo de la información obtenida con el estudio anterior, y entendiendo que la impresora tiende a crear porosidades superiores a las deseadas, se prueba a imprimir probetas que teóricamente tendrían porosidades desde el 52% hasta el 75%, con el objetivo de lograr probetas con el 48%, 58% y 68%. En la Tabla 4 se muestran los resultados obtenidos tras el diseño, la impresión y el cálculo de la porosidad de cada probeta, indicando su porosidad objetivo, el tamaño del agujero, y la porosidad real obtenida.

Tabla 4: Porosidades medias obtenidas (Referencia con pequeños incrementos)

Nombre	Tamaño Agujero [mm]	Porosidad Objetivo	Porosidad Real	Desviación Absoluta	Desviación Relativa
Ref_52*	1.73	0.52	<b>0.480</b>	0.048	9.17%
Ref_54	1.77	0.54	0.500	0.046	8.50%
Ref_56	1.81	0.56	0.522	0.042	7.50%

<b>Ref_61</b>	1.92	0.61	0.575	0.038	6.22%
<b>Ref_63*</b>	1.95	0.63	<b>0.582</b>	0.044	7.07%
<b>Ref_64</b>	1.98	0.64	0.592	0.047	7.40%
<b>Ref_72*</b>	2.17	0.72	<b>0.684</b>	0.035	4.81%

En los segundos resultados, se observa una desviación relativamente baja entre la porosidad objetivo y la porosidad real en todas las muestras. Por ejemplo, la muestra "Ref\_52" con una porosidad objetivo de 0.52 muestra una porosidad real de 0.480, resultando en una desviación relativa del 9.17%. Esta tendencia se mantiene en las otras muestras, con desviaciones relativas que varían desde un 4.81% en la muestra "Ref\_72" hasta un máximo de 9.17% en "Ref\_52". Estos resultados indican una mayor precisión y consistencia en la capacidad de la impresora 3D para reproducir la porosidad objetivo, sugiriendo que se ha logrado un buen control de los parámetros de impresión como la velocidad, temperatura y calidad del material.

Comparando estos datos con los primeros resultados, se puede notar una mayor desviación en las porosidades reales respecto a las porosidades objetivo. En los primeros resultados, la muestra "Ref\_50" muestra una desviación relativa del 12.6% respecto a la porosidad objetivo, mientras que en las muestras "Ref\_60" y "Ref\_70" estas desviaciones son ambas del 9.5%. Esto indica que en los primeros resultados hubo una menor precisión en la fabricación de las piezas, posiblemente debido a un menor control de los parámetros de impresión o a problemas con el material utilizado. En comparación, los segundos resultados muestran una mejora significativa en la precisión y consistencia, lo cual es crítico para la fabricación de estructuras con porosidades controladas en aplicaciones biomédicas y de ingeniería de tejidos.

No obstante, el proceso iterativo de impresión de piezas puede considerarse un éxito, ya que se ha logrado alcanzar las porosidades objetivo de 48%, 58% y 68% con las probetas Ref\_52, Ref\_63 y Ref\_72, respectivamente. Esto permitirá realizar comparaciones con las probetas Gyroid\_50, Gyroid\_60 y Gyroid\_70, las cuales presentan porosidades equivalentes. Así, se podrán extraer conclusiones válidas acerca del comportamiento comparativo de estas geometrías en los ensayos de fatiga y estáticos que se llevarán a cabo a continuación. Esta capacidad de establecer

equivalencias en la porosidad entre las distintas probetas es fundamental para garantizar la validez de las conclusiones obtenidas sobre sus propiedades mecánicas.

Así pues, a continuación, se procede a imprimir 10 probetas de cada una de las geometrías analizadas en esta sección, con el objetivo de realizar ensayos estáticos (compresión) y de fatiga, Tras el proceso de impresión de las probetas de referencia, se vuelve a repetir el cálculo de las porosidades, siguiendo el proceso descrito en la sección 3.3.1 y obteniéndose así porosidades del 48.0%, 58.7% y 68.5% para las geometrías Ref\_52, Ref\_63 y Ref\_72, respectivamente. Se puede observar que estas son ligeramente diferentes a las obtenidas en la sección anterior. Esta mínima diferencia se atribuye a la precisión de la impresora y de la posible diferencia de condiciones del ambiente.

En la Tabla 5 por tanto, se muestra de manera resumida, el nombre y la porosidad de las probetas de cada geometría que se utilizaran para los ensayos en la próxima sección.

Tabla 5: Comparación porosidades de referencia y gyroid

<b>Nombre</b>	<b>Porosidad Real</b>	<b>Nombre</b>	<b>Porosidad Real</b>
<b>Ref_52</b>	0.480	<b>Gyroid_50</b>	0.479
<b>Ref_63</b>	0.587	<b>Gyroid_60</b>	0.578
<b>Ref_72</b>	0.685	<b>Gyroid_70</b>	0.684

### 3.4 ENSAYOS

En esta sección se describirán los ensayos de fatiga y compresión que se realizarán utilizando probetas de geometrías gyroid y de referencia. Estos ensayos tienen como objetivo fundamental evaluar y comparar las propiedades mecánicas de ambas geometrías bajo condiciones de carga hasta la fractura. Las pruebas de fatiga se llevarán a cabo para determinar la resistencia de las probetas a cargas cíclicas, mientras que los ensayos de compresión evaluarán la capacidad de las probetas para soportar cargas estáticas. Ambas pruebas son cruciales para identificar cuál de las geometrías presenta una mayor resistencia mecánica y, por ende, es más adecuada para aplicaciones prácticas.

Los resultados obtenidos de estos ensayos permitirán, en primer lugar, comparar el desempeño de cada par de geometrías—gyroid frente a referencia—para determinar cuál de ellas exhibe una mayor fortaleza y capacidad para soportar las fuerzas aplicadas. Esta comparación no solo es esencial para entender las diferencias inherentes entre ambas configuraciones geométricas, sino que también proporcionará datos críticos para la caracterización del material utilizado en las probetas. Estos datos de caracterización son fundamentales para futuras simulaciones en software de análisis de elementos finitos como ANSYS, donde se podrán modelar comportamientos bajo distintas condiciones de carga y optimizar diseños.

Además, los ensayos ayudarán a evaluar la viabilidad de la geometría gyroid para su uso en *scaffolds* en el campo de la biomedicina. La estructura gyroid, conocida por su complejidad y potencial para mejorar la resistencia y distribución de cargas, podría ofrecer ventajas significativas en sectores que requieren materiales ligeros pero fuertes, como la biomedicina. Los resultados de estos ensayos, por tanto, no solo contribuirán al conocimiento científico sobre las propiedades de las estructuras gyroid y de referencia, sino que también podrían indicar si la geometría Gyroid puede ser integrable en el campo de la biomedicina, frente a una geometría como la de referencia.

### **3.4.1 DESCRIPCIÓN DEL ENSAYO ESTÁTICO (COMPRESIÓN)**

El ensayo de compresión de las probetas utilizando la máquina de ensayo de compresión del Laboratorio de la Universidad, es un procedimiento meticuloso que se lleva a cabo en varias etapas clave para garantizar la precisión de los resultados y asegurar la validez de los mismos, para no tener que imprimir de nuevo las probetas, calcular su porosidad, y volver a repetir el proceso explicado.

A continuación, se describe cada etapa con detalle:

#### **1. Preparación de la Probeta**

En primer lugar, se analizan visualmente las superficies de apoyo de las probetas, las cuales deben ser planas y paralelas. En caso de que no sea así del todo, se pueden utilizar técnicas de rectificado o pulido. Sin embargo, durante el análisis de las probetas de cada geometría, no se observaron defectos de impresión que afectaran a las superficies de apoyo.

A continuación, se registran todas las características relevantes de la probeta, incluyendo sus dimensiones exactas de ancho y largo, para poder calcular su área de manera precisa, y una vez se tiene la fuerza máxima aplicada a la probeta antes de la rotura, se pueda calcular la presión asociada a la misma.

#### **2. Colocación en la Máquina de Ensayo**

En segundo lugar, la probeta se coloca entre las placas de compresión de la máquina. Es crucial que esté perfectamente alineada con el eje de carga para evitar la aparición de fuerzas laterales que puedan inducir errores en los resultados o causar una falla prematura de la probeta. En la sección de resultados se resaltarán la importancia de este paso, ya que, en alguna probeta de alta porosidad, la rotura se realizaba parcialmente por fuerzas laterales, que no permitían una rotura limpia por compresión pura y por tanto, distorsionan ligeramente los resultados obtenidos.

A continuación, se ajustan las placas de compresión de la máquina para asegurar un contacto adecuado con la probeta. Esto se realiza mediante la interfaz de la máquina que permite bajar las

placas hasta una posición cercana a la probeta, utilizando la rueda para acercar las placas a la probeta lo máximo posible. En el siguiente paso se explicarán las condiciones del ensayo, y se verá como las placas ejercerán presión a velocidad constante, por lo que este ajuste de las placas solo se realizara para ahorrar tiempo durante el ensayo. Adicionalmente, es importante que las placas estén limpias y planas para evitar concentraciones de tensión no deseadas que puedan distorsionar los resultados.

### 3. Configuración de Parámetros de Ensayo

Como bien se ha mencionado antes, se establece una velocidad de carga adecuada para el material utilizado en este proyecto (Clear Resin). Esta velocidad debe ser suficientemente baja para evitar inercia y efectos de impacto, y suficientemente alta para completar el ensayo en un tiempo razonable. Por ello, la velocidad seleccionada para los ensayos es de 20mm/minuto.

Además, es muy importante configurar los límites de carga y desplazamiento en la máquina para prevenir daños a la misma o a la probeta más allá del punto de fractura. Para la realización de los ensayos se establece que la probeta no pueda comprimirse hasta más de un 80%, es decir, que su altura total no baje de 4mm. En la sección de los resultados se verá que hay ciertas probetas en las que ocurre que, tras la rotura, una gran cantidad de fragmentos permanecen entre los dos platos, lo cual causa que la máquina siga con el ensayo, entendiendo que la probeta sigue sin romper. Esto genera un perfil de fuerzas muy irregular, y con resultados que deben de identificarse como *outliers*.

### 4. Aplicación de la Carga

Una vez que todos los parámetros están configurados, se inicia el ensayo. La máquina comienza a aplicar una carga axial creciente sobre la probeta, que es registrada en tiempo real junto con el desplazamiento.

Durante el ensayo, se monitorean continuamente las fuerzas aplicadas y el desplazamiento de la probeta. Estos datos se utilizan para construir una curva de esfuerzo-deformación que representa el comportamiento del material bajo carga de compresión. Esta curva se empleará más adelante



para caracterizar el material y obtener parámetros para la simulación, como el módulo de Young, el coeficiente de Poisson, o la carga de rotura.

#### 5. Registro de Datos y Análisis de la Curva de Esfuerzo-Deformación

La curva generada proporciona información valiosa sobre el límite elástico del material, su resistencia máxima a la compresión y el módulo de elasticidad. Se observan los puntos de fluencia y fractura, que son cruciales para entender el comportamiento del material bajo compresión. Además, se exportan todos los datos obtenidos en el ensayo, para poder realizar un análisis más exhaustivo de los mismos.

#### 6. Finalización del Ensayo y Evaluación del Modo de Fallo

El ensayo se detiene automáticamente cuando la probeta se fractura o alcanza el desplazamiento máximo permitido y la máquina debe detenerse inmediatamente para evitar daños adicionales.

A continuación, se realiza una inspección visual de la probeta para identificar el modo de fractura, como fractura dúctil, frágil, por cizalladura, o compresión pura y se recogen los trozos de probeta obtenidos tras la fractura, para analizar más adelante los fragmentos en el microscopio. Esta evaluación ayuda a entender cómo responde el material bajo cargas de compresión y puede indicar áreas de mejora en el diseño o la selección del material.

#### 7. Documentación y Limpieza

Como se ha mencionado antes, se documentan todos los datos del ensayo, incluyendo las condiciones de prueba, los resultados de la curva de esfuerzo-deformación y las observaciones del modo de falla y otras observaciones pertinentes, como inconvenientes durante el ensayo.

Finalmente, es muy importante limpiar y revisar la máquina para asegurar que esté en condiciones óptimas para futuros ensayos. Esto incluye la verificación de la alineación de las placas y la calibración de los sensores de carga y desplazamiento.

Este proceso detallado asegura que los ensayos de compresión se realicen de manera controlada y precisa, proporcionando datos confiables que son fundamentales para la caracterización del material y para la comparación de los resultados entre geometrías, y con las simulaciones en ANSYS.

### **3.4.2 DESCRIPCIÓN DEL ENSAYO A FATIGA**

El ensayo de fatiga a compresión es una técnica esencial para evaluar la resistencia de materiales bajo condiciones de carga cíclica. Este procedimiento implica someter una probeta a cargas repetidas de compresión para analizar su comportamiento y determinar la cantidad de ciclos que puede soportar antes de fallar. El ensayo ha sido realizado en la máquina de fatiga del Laboratorio de la Universidad (Universal Testing Machine IBTH/500).

A continuación, se describen en detalle los pasos seguidos en un ensayo típico utilizando una máquina de ensayos de fatiga a compresión.

#### **1. Preparación y Montaje de la Probeta**

En primer lugar, se coloca la probeta entre las placas de compresión de la máquina de ensayos. Es fundamental que esté alineada correctamente para evitar concentraciones de tensión que puedan inducir fallos prematuros o inexactitud en los resultados. También, se revisan las superficies de contacto de la probeta, para eliminar imperfecciones.

Existe un gran riesgo asociado al ensayo de fatiga, y es que, como bien se mencionara a continuación, el objetivo es mantener una presión concreta a la probeta durante un tiempo prolongado, a través de la subida y bajada del plato superior de la máquina. Esto significa que, en caso de que algún objeto entre en contacto con la placa superior o inferior durante el ensayo, podrá provocar un movimiento muy acelerado y agresivo de la máquina, lo cual puede causar el aplastamiento total del objeto intruso. Es decir, se debe de tener un especial cuidado de entender cuando la maquina este operando en un test, y cuando el test ha finalizado, y por tanto no hay riesgo de tocar las placas. La máquina empleada en Laboratorio tiene un mecanismo de seguridad avanzado para minimizar estas ocurrencias, teniendo modos de funcionamiento, estando algunos

reservados para bloquear el movimiento de las placas y permitir el acceso al usuario a las probetas. Por ello, es importante mencionar que la seguridad del ensayo ha sido un tema clave en la realización de los ensayos, tomando todas las medidas de seguridad necesarias.

## 2. Aplicación de la Carga Inicial (Tramo Lineal)

A continuación, una vez cargado el programa a la máquina, el ensayo comienza. El ensayo que se lleva a cabo en cada probeta comienza con una carga lineal hasta tomar contacto con la probeta, y a partir de ese contacto, comienza una carga cíclica, propio de un ensayo de fatiga.

## 3. Aplicación de Cargas Cíclicas

Esta es la sección más importante de la explicación del procedimiento, ya que se explican las decisiones tomadas acerca del ensayo de fatiga, y las condiciones que se van a ensayar, tratando de asemejarlas lo más fielmente a una aplicación en la vida real.

Como bien se ha mencionado, se busca aplicar una carga cíclica, y para ello, se debe decidir el valor máximo y mínimo de carga, al igual que la frecuencia de ciclo y el número de ciclos a ensayar. A continuación, se indica las decisiones tomadas para cada uno de estos parámetros.

- Frecuencia: 15Hz

El uso de una frecuencia de 15 Hz se justifica por su similitud con las condiciones dinámicas fisiológicas que los implantes podrían experimentar, como caminar o correr. Esta frecuencia permite realizar un número significativo de ciclos en un tiempo razonable, evitando efectos térmicos que podrían distorsionar los resultados. Además, es una frecuencia comúnmente utilizada en la investigación biomédica, facilitando la comparabilidad de los resultados entre estudios y cumpliendo con estándares internacionales [20].

- Presión sobre superficie superior: 8MPa

La elección de presión de 8MPa se basa en el cálculo de la fuerza que una persona media, con un peso de hasta 80 kg, podría ejercer sobre una superficie de 10 mm x 10 mm (tamaño de las probetas

impresas para los ensayos). Al considerar la gravedad ( $9.8 \text{ m/s}^2$ ), la carga máxima ejercida sería de aproximadamente 8MPa:

$$P_{max} = 80 [kg] \cdot 9.8 \left[ \frac{m}{s^2} \right] \cdot 0.01[m] \cdot 0.01[m] = 7.96 [MPa] \approx 8[MPa]$$

Y por tanto, la fuerza máxima será de 8000 N:

$$F_{max} = 80 [kg] \cdot 9.8 \left[ \frac{m}{s^2} \right] = 7960 [N] \approx 800 [N]$$

Finalmente, se define que la carga mínima en el ensayo de fatiga sea un 10% de la carga máxima, siendo por tanto la carga mínima de 80N, y la carga media de 440N:

$$F_{min} = F_{max} \cdot 0.1 = 80 [N]$$

$$F_{med} = \frac{(F_{max} + F_{min})}{2} = 440 [N]$$

- Número máximo de ciclos: 1.000.000

El objetivo del ensayo de fatiga es obtener el número de ciclos que la probeta aguanta previo a que suceda alguna fractura y la probeta se rompa. Sin embargo, puede suceder en ocasiones, que la pieza tenga una gran resistencia a fatiga por su baja porosidad, y que se prolonguen en exceso los ensayos. Para ello, se define un número máximo de ciclos, a partir del cual, el test se detiene y se considera que la pieza no se va a romper. Para ello, se ha definido el límite como 1.000.000 de ciclos, ya que, con una frecuencia de 15Hz, tendrá como máximo una duración de 18.5h.

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

Así pues, aplicando estos parámetros para la carga cíclica, se puede representar en la ilustración 7, la carga aplicada en el ensayo como la siguiente senoidal, una vez ha transcurrido la sección lineal y las placas están en contacto con la probeta:

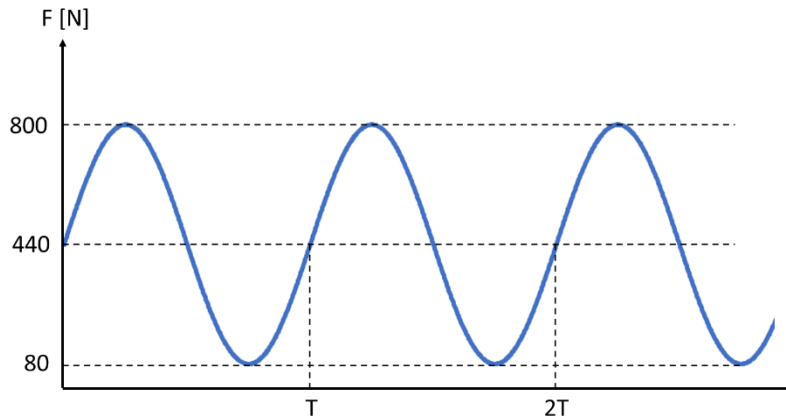


Ilustración 7: Sinusoidal de ensayo de fatiga

Sin embargo, como se verá en la sección de resultados, se verá como se han realizado ensayos con diferentes niveles de tensión, con el objetivo de observar cual es la relación entre la tensión máxima aplicada en cada ciclo, y el número de ciclos aguantados sin romperse.

#### 4. Monitorización de la Deformación

Durante el transcurso del ensayo, la máquina de ensayos de fatiga registra la elongación de la probeta con el tiempo, al igual que el número de ciclos hasta la rotura, y la fuerza ejercida por las placas en cada momento. Todos estos datos de deformación se registran en tiempo real, permitiendo un análisis detallado de cómo la probeta responde a la carga cíclica y detectando cualquier signo de daño acumulativo o inicio de fisuras.

#### 5. Finalización del Ensayo

Finalmente, el ensayo se detiene cuando se da uno de dos casos. En primer lugar, si la probeta no se rompe durante el total del 1.000.000 de ciclos, la máquina se detiene, y permanece a la espera de que el usuario retire la probeta de forma segura. Por otra parte, también puede suceder que la

probeta rompa tras los esfuerzos de fatiga, lo cual la maquina detecta mediante una serie de límites de fuerza, que indica que la probeta ya no ejerce resistencia al movimiento, y, por tanto, es momento de parar el ensayo.

A continuación, la probeta se retira para una inspección final. Se examina la probeta para identificar el modo de falla, realizando análisis adicionales como inspección microscópica si es necesario, para comprender mejor los mecanismos de daño.

## 3.5 RESULTADO DE ENSAYOS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos de los ensayos de compresión estática y de fatiga realizados sobre las probetas de geometría gyroid y de referencia. Se detalla el comportamiento mecánico de cada probeta bajo condiciones de carga controlada, destacando la resistencia a la compresión y la durabilidad frente a ciclos de carga cíclica. Además, se incluyen observaciones sobre las complicaciones encontradas durante los ensayos, tales como deformaciones inusuales o fallos prematuros, y se discuten sus posibles causas.

### 3.5.1 RESULTADOS DE ENSAYO ESTÁTICO (COMPRESIÓN)

Una vez entendido el funcionamiento del ensayo estático, en primer lugar, se presentan los resultados de la fuerza máxima obtenida para la geometría de referencia, seguido de la geometría Gyroid, separados por su porosidad.

#### 3.5.1.1. RESULTADOS DE GEOMETRÍAS DE REFERENCIA

En primer lugar, se procede a mostrar para cada una de las 12 probetas ensayadas (4 de cada porosidad), el valor de la fuerza máxima soportada, a partir de la cual se puede obtener el valor de la tensión máxima en MPa, haciendo uso de la fórmula de  $Presión = Fuerza * Área$ . Para ello, como bien se ha mencionado en el apartado anterior, se mide previamente el ancho y largo de la sección de la probeta haciendo uso de un calibre digital.

Así pues, en las Tablas 6, 7 y 8 se muestran los resultados obtenidos para cada porosidad de referencia.

Tabla 6: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 50%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
Ref_52_1	10.01	10.04	100.5004	<b>3526.4</b>	<b>35.09</b>	<b>34.09</b>
Ref_52_2	10.00	10.00	100.0000	<b>3352.0</b>	<b>33.52</b>	
Ref_52_3	10.04	10.03	100.7012	<b>3738.2</b>	<b>37.12</b>	

<b>Ref_52_4</b>	10.01	10.04	100.5004	<b>3372.5</b>	<b>33.56</b>	
-----------------	-------	-------	----------	---------------	--------------	--

Tabla 7: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 60%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
<b>Ref_63_1</b>	10.00	10.02	100.2000	<b>2446.9</b>	<b>24.42</b>	<b>23.78</b>
<b>Ref_63_2</b>	10.02	10.04	100.6008	<b>2443</b>	<b>24.28</b>	
<b>Ref_63_3</b>	10.03	10.00	100.3000	<b>2227.1</b>	<b>22.20</b>	
<b>Ref_63_4</b>	10.01	10.02	100.3002	<b>2427.5</b>	<b>24.20</b>	

Tabla 8: Resultados ensayos estáticos en geometría de referencia, porosidad 70%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
<b>Ref_72_1</b>	10.02	10.03	100.5006	<b>1083.1</b>	<b>10.78</b>	<b>11.20</b>
<b>Ref_72_2</b>	10.01	10.01	100.2001	<b>1109.9</b>	<b>11.08</b>	
<b>Ref_72_3</b>	10.00	10.02	100.2000	<b>1204.9</b>	<b>12.02</b>	
<b>Ref_72_4</b>	10.04	10.01	100.5004	<b>1098.2</b>	<b>10.93</b>	

En las probetas de referencia con una porosidad del 52%, se observa una dispersión en la fuerza máxima alcanzada, con valores que varían entre 3352.0 N y 3738.2 N. La tensión máxima también muestra una dispersión similar, con valores de 33.52 MPa a 37.12 MPa. Para las probetas con una porosidad del 63%, la dispersión es menor, con fuerzas máximas entre 2227.1 N y 2446.9 N, y tensiones máximas que oscilan entre 22.20 MPa y 24.42 MPa. En las probetas con una porosidad del 70%, la dispersión es aún más reducida, con fuerzas máximas de 1083.1 N a 1204.9 N, y tensiones máximas entre 10.78 MPa y 12.02 MPa.

Además, se observa una tendencia clara en las probetas de referencia donde la tensión media disminuye conforme aumenta la porosidad. Este comportamiento era esperado y se alinea con el principio de que un aumento en la porosidad reduce la densidad del material, disminuyendo así su capacidad para soportar cargas.



Por otra parte, no se identificaron *outliers* significativos en los resultados de las probetas de referencia, lo que sugiere una consistencia en la calidad de las probetas y en la realización de los ensayos. Esto permite una evaluación más precisa y confiable de las propiedades mecánicas del material.

Al final de esta sección, se realizará una comparación detallada entre las probetas de geometría gyroid y las de referencia, para evaluar cuál presenta una mejor resistencia y durabilidad bajo las mismas condiciones de carga.

### 3.5.1.2. RESULTADOS DE GEOMETRÍAS GYROID

A continuación, y del mismo modo que con las de referencia, se procede a mostrar los resultados obtenidos con los ensayos estáticos en las geometrías gyroid, extrayendo conclusiones de los resultados obtenidos de los mismos, y relacionándolos con los resultados de las geometrías de referencia. Así pues, a continuación, en las Tablas 9, 10 y 11, se incluyen los resultados para cada porosidad gyroid.

Tabla 9: Resultados ensayos estáticos en geometría gyroid, porosidad 50%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
Gyr_50_1	10.00	10.04	100.4000	1571.5	15.65	16.98
Gyr_50_2	10.00	10.04	100.4000	1739.5	17.33	
Gyr_50_3	10.01	10.05	100.6005	1662.8	16.53	
Gyr_50_4	10.04	10.04	100.8016	1855.0	18.40	
Gyr_50_5	10.01	10.04	100.5004	1707.5	16.99	

Tabla 10: Resultados ensayos estáticos en geometría de gyroid, porosidad 60%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
Gyr_60_1	10.01	10.04	100.5004	1388.8	13.82	13.69
Gyr_60_2	10.06	10.02	100.8012	1210.2	12.01	

<b>Gyr_60_3</b>	10.07	10.08	101.5056	<b>1442.0</b>	<b>14.21</b>
<b>Gyr_60_4</b>	10.01	9.99	99.9999	<b>1471.8</b>	<b>14.72</b>
<b>Gyr_60_5</b>	10.02	10.03	100.5006	<b>2407.1</b>	<b>23.95</b>

Tabla 11: Resultados ensayos estáticos en geometría gyroid, porosidad 70%

Nombre Probeta	Ancho [mm]	Largo [mm]	Sección [mm <sup>2</sup> ]	Fuerza Max [N]	Tensión Max [MPa]	Tensión Media
<b>Gyr_70_1</b>	10.03	10.05	100.8015	<b>872.9</b>	<b>8.66</b>	<b>9.32</b>
<b>Gyr_70_2</b>	10.04	10.06	101.0024	<b>983.1</b>	<b>9.73</b>	
<b>Gyr_70_3</b>	10.03	10.04	100.7012	<b>993.9</b>	<b>9.87</b>	
<b>Gyr_70_4</b>	10.07	10.08	101.5056	<b>939.1</b>	<b>9.25</b>	
<b>Gyr_70_5</b>	10.12	10.07	101.9084	<b>925.3</b>	<b>9.08</b>	

A continuación, se analizan la relación entre la porosidad y la resistencia mecánica, la capacidad de carga máxima y las variaciones observadas entre las probetas. También se discute un caso atípico en una probeta con porosidad del 60%, destacando las causas de este resultado inusual.

En primer lugar, al analizar la dispersión de la fuerza máxima alcanzada dentro de cada grupo de probetas con diferente porosidad, se observa una variabilidad notable. Para las probetas con una porosidad del 50%, la fuerza máxima varía entre 1571.5 N y 1855.0 N, mostrando una dispersión relativa menor, lo que indica una consistencia razonable en la resistencia de estas probetas. En las probetas con una porosidad del 60%, la dispersión es más significativa, con valores que van desde 1210.2 N hasta un notable *outlier* en 2407.1 N. Este *outlier* sugiere una anomalía que será discutida más adelante. Finalmente, para las probetas con una porosidad del 70%, la dispersión de la fuerza máxima es menor, variando entre 872.9 N y 993.9 N, lo cual refleja una baja variabilidad en la resistencia, posiblemente atribuible a la calidad de impresión uniforme en este conjunto de muestras.

En segundo lugar, existe una clara correlación negativa entre la porosidad de las probetas y la fuerza máxima que pueden soportar. A medida que aumenta la porosidad, la capacidad de las

probetas para resistir la compresión disminuye. Esto es evidente al comparar las fuerzas máximas promedio entre los grupos de porosidad del 50%, 60%, y 70%, donde se observa una disminución progresiva en la resistencia. Las probetas con una porosidad del 50% tienen una mayor capacidad de carga, con tensiones máximas que llegan hasta 18.40 MPa, mientras que las probetas con porosidad del 70% presentan las tensiones más bajas, con un máximo de 9.87 MPa. Esta tendencia es consistente con la teoría de que un aumento en la porosidad generalmente reduce la densidad material y, por ende, la resistencia estructural.

Además, considerando una aceleración gravitacional  $g = 9.8$  m/s, podemos calcular el peso máximo que cada grupo de probetas podría soportar antes de fallar. Para las probetas con porosidad del 50%, la fuerza máxima promedio de aproximadamente 1700 N equivale a soportar un peso de aproximadamente 173 kg. En las probetas con porosidad del 60%, esta capacidad disminuye, con una fuerza máxima promedio que permite soportar cerca de 142 kg. Finalmente, las probetas con porosidad del 70% pueden soportar un peso de alrededor de 101 kg. Estos cálculos reflejan la reducción en la capacidad de carga con el aumento de la porosidad, alineándose con los resultados de la tensión máxima observada.

Por otra parte, el resultado de la probeta Gyr\_60\_5, que muestra una fuerza máxima de 2407.1 N, es claramente un *outlier* en el grupo de porosidad del 60%. Esta anomalía se atribuye a que la probeta experimentó una fractura por compresión pura, permitiendo que el ensayo continuara por un período prolongado. La mayor duración del ensayo podría haber permitido la acumulación de una carga adicional no característica de la resistencia típica de las probetas con esta porosidad.

Finalmente, la baja variabilidad en las dimensiones de la sección de las probetas sugiere una alta calidad en el proceso de impresión 3D, lo que es crucial para garantizar la consistencia en los resultados de los ensayos. Las dimensiones precisas y uniformes de las probetas aseguran que las diferencias observadas en los resultados de fuerza máxima sean atribuibles principalmente a variaciones en la porosidad y no a defectos en la fabricación. Esta consistencia dimensional es esencial para validar los ensayos y confirmar que los resultados reflejan verdaderamente las propiedades mecánicas del material y no variaciones en la calidad de impresión.

### 3.5.1.3. COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE ENSAYO DE ESTÁTICO

A continuación, se lleva a cabo el análisis comparativo de las geometrías de referencia y gyroid, donde se observan diferencias significativas en la variabilidad de las fuerzas máximas soportadas, la tensión máxima media y la capacidad de carga en función de la porosidad.

En primer lugar, las probetas de geometría gyroid muestran una variabilidad notable en las fuerzas máximas soportadas, especialmente en el caso de la porosidad del 60%, donde un *outlier* destaca considerablemente. Esta variabilidad podría atribuirse a la complejidad de la estructura gyroid y a la sensibilidad del proceso de impresión 3D a pequeños defectos o variaciones en la porosidad. En contraste, las probetas de referencia presentan una variabilidad más controlada en todas las porosidades, lo que sugiere una mayor consistencia en su fabricación y una distribución de esfuerzos más uniforme.

En segundo lugar, la tensión máxima media es consistentemente más alta en las probetas de referencia en comparación con las de geometría gyroid. Esto se debe a la estructura más densa y menos compleja de las probetas de referencia, que típicamente soportan mayores cargas antes de fallar. Sin embargo, es importante destacar que la probeta gyroid con una porosidad del 60% soporta una tensión máxima superior a la de la referencia con porosidad del 70%, lo que indica que la geometría gyroid podría ofrecer ventajas específicas en aplicaciones que requieren un equilibrio entre resistencia y porosidad. Esto sugiere la necesidad de un análisis adicional para evaluar la regeneración celular, un aspecto que va más allá del alcance de este estudio pero que es crucial para aplicaciones biomédicas.

Incluso la estructura más débil, la gyroid con porosidad del 70%, es capaz de soportar cargas superiores a 100 kg, lo que demuestra su potencial utilidad en aplicaciones donde el hueso inmovilizado necesita soportar el peso del paciente. Esto es particularmente relevante para pacientes en proceso de recuperación, donde una carga moderada es necesaria para la estabilidad sin comprometer la integridad del implante.

Además, la disminución de la resistencia a medida que aumenta la porosidad es más pronunciada en las probetas de geometría gyroid en comparación con las de referencia. Esto puede deberse a la naturaleza intrínsecamente más frágil de las estructuras gyroid cuando se incrementa la porosidad, dado que la conectividad y el soporte material disminuyen significativamente. Se incluirá una gráfica a continuación para ilustrar esta tendencia y permitir una visualización clara de cómo varía la tensión máxima media con la porosidad para ambas geometrías.

En resumen, las probetas de referencia muestran una mayor consistencia y capacidad de carga en comparación con las de geometría gyroid. Sin embargo, la estructura gyroid, especialmente en porosidades intermedias, presenta un rendimiento competitivo, lo que podría sugerir su potencial en aplicaciones donde se requiere una combinación de alta resistencia y alta porosidad. Este análisis resalta la importancia de considerar no solo la resistencia mecánica, sino también otros factores como la regeneración celular y la adaptabilidad del implante, para una evaluación completa de la viabilidad de estas geometrías en aplicaciones biomédicas.

### **3.6 CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL**

En este capítulo se han mostrado los resultados de los ensayos de estático y fatiga de las diferentes geometrías Gyroid y de referencia. Así pues, en esta sección se va a hacer uso de los valores obtenidos en estos ensayos, para caracterizar de manera muy precisa el material empleado. Conviene recordar que todas las probetas han sido impresas en 3D a partir del material Clear Resin v4 (FormLabs), cuya ficha técnica se puede encontrar en el Anexo.

El objetivo de esta sección, es obtener de la manera más precisa posible, valores característicos del material, como el módulo de Young o el coeficiente de Poisson, para ser capaz de caracterizarlo y realizar simulaciones en ANSYS, que se explicaran en el siguiente apartado. Así pues, se procede en primer lugar a explicar la teoría de la curva esfuerzo-elongación, empleada para obtener valores del material, y a continuación, los resultados obtenidos en los ensayos estáticos.

### 3.6.1 CURVA ESFUERZO-ELONGACIÓN

La gráfica de tensión-deformación (ilustración 8) es una representación fundamental en la mecánica de materiales que describe cómo un material responde a la aplicación de una carga axial. La curva se divide en varias fases que reflejan diferentes comportamientos del material bajo tensión. A continuación, se explican los términos clave que aparecen en la imagen:

- **Subida:** Es la fase inicial de la curva, donde el material se deforma elásticamente. En esta región, la deformación es proporcional al esfuerzo aplicado y el material recupera su forma original al eliminarse la carga.
- **Recorrido:** Es el intervalo de deformación dentro de la región elástica, durante el cual el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación. Este tramo sigue la ley de Hooke y su pendiente es constante.
- **Límite de Elasticidad:** Es el punto máximo en la región elástica, más allá del cual el material empieza a deformarse plásticamente. Este límite representa el máximo esfuerzo que el material puede soportar sin sufrir deformación permanente.
- **Resistencia Máxima a Tracción:** Es el punto más alto de la curva, donde el material alcanza su máxima capacidad de soportar esfuerzo. Corresponde a la mayor resistencia del material antes de iniciar el proceso de estricción.
- **Endurecimiento:** Es la fase de la curva que sigue al límite de elasticidad, donde el material se deforma plásticamente y sufre un endurecimiento por deformación. Durante esta fase, el material aumenta su resistencia debido a los cambios en su microestructura.
- **Rotura:** Es el punto final de la curva, donde el material finalmente falla y se fractura. Este punto indica la capacidad última del material para resistir la deformación antes de su ruptura.

Para calcular el módulo de Young, que es una medida de la rigidez del material, se utiliza la pendiente de la región elástica de la curva de esfuerzo-deformación. Matemáticamente, el módulo de Young ( $E$ ) se define como la razón entre el esfuerzo ( $\sigma$ ) y la deformación ( $\epsilon$ ) en la región elástica:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon}$$

En la ilustración 8, esto corresponde a la "Subida" dividida por el "Recorrido". Esta relación se obtiene tomando la pendiente de la parte lineal inicial de la curva, donde el esfuerzo y la deformación son directamente proporcionales.

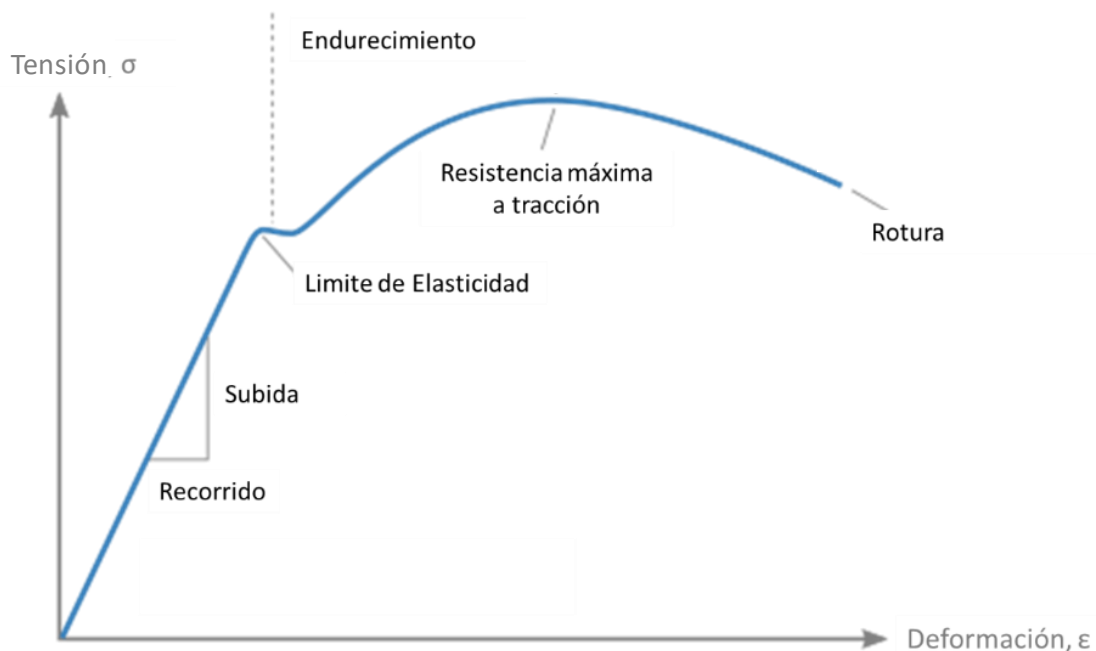


Ilustración 8: Curva Deformación-Esfuerzo

### 3.6.2 COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE ENSAYOS DE ESTÁTICO

En esta sección se presentan las gráficas obtenidas de los ensayos estáticos realizados sobre las probetas de ambas geometrías. La ilustración 9 corresponde a las probetas con geometría de referencia, mientras que la ilustración 10 muestra los resultados de las probetas de referencia, con cada porosidad representada por diferentes colores. Estas gráficas permiten observar varias características importantes sobre el comportamiento mecánico de las probetas bajo carga.

En primer lugar, se observa que tanto en las probetas Gyroid como en las de referencia, el límite de elasticidad se alcanza con un esfuerzo más bajo a medida que aumenta la porosidad. Este comportamiento es consistente con la teoría de que una mayor porosidad reduce la densidad del material y, por ende, su capacidad para resistir esfuerzos antes de deformarse plásticamente. Esta tendencia refleja cómo la estructura interna del material influye en su respuesta elástica inicial.

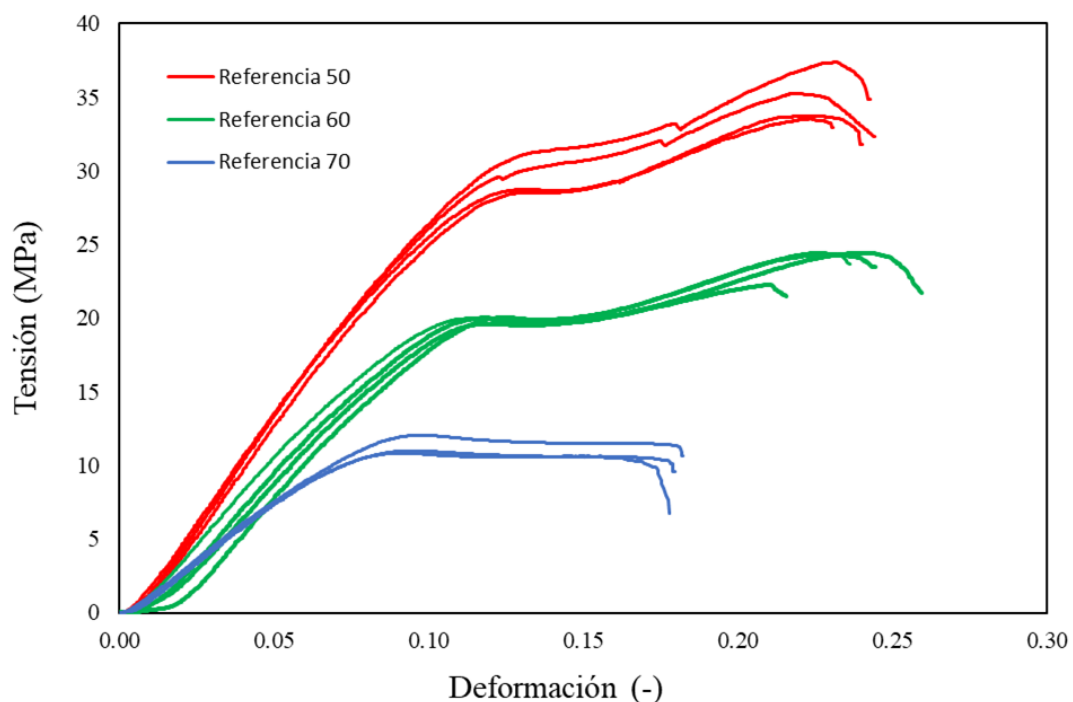


Ilustración 9: Curva Tensión - Elongación de geometrías de referencia



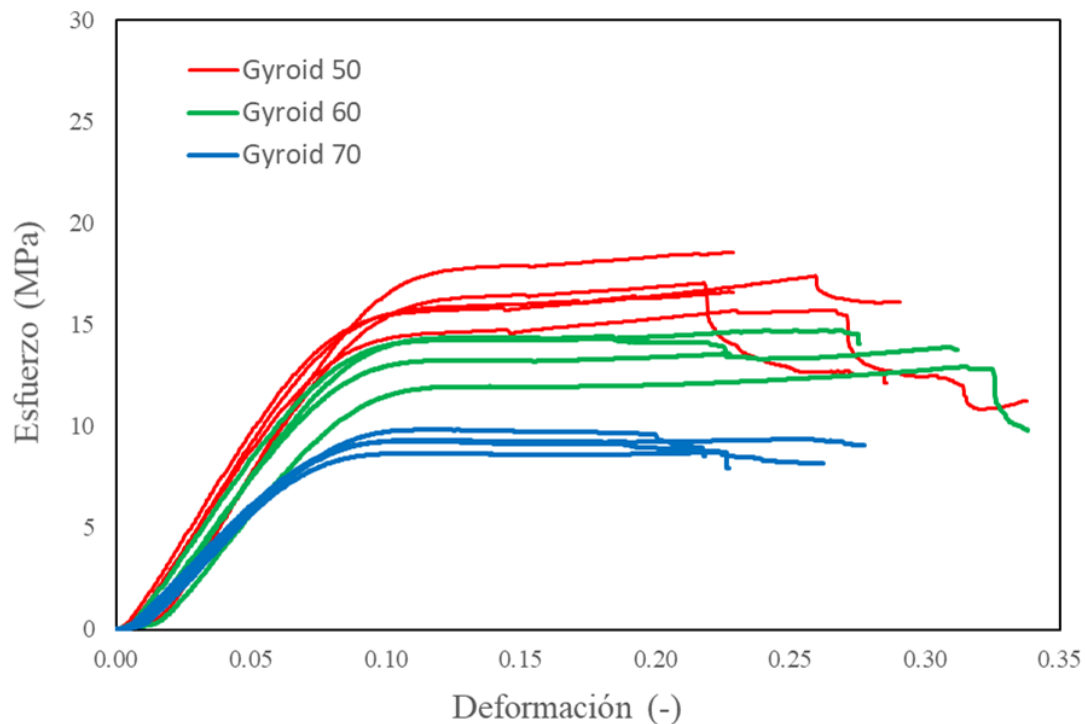


Ilustración 10: Curva Tensión - Elongación de geometrías gyroid

Además, se destaca que las pendientes de las curvas esfuerzo-deformación varían entre las probetas. Específicamente, la pendiente es más alta en las probetas con menor porosidad. Esto indica que las probetas con menor porosidad soportan una mayor carga con una menor deformación, lo que se traduce en un módulo de Young más elevado. Este comportamiento es esperable ya que una menor porosidad implica una estructura más densa y, por tanto, una mayor rigidez.

A continuación, en las ilustraciones 11 y 12 se muestran en detalle la región lineal de la curva, a partir de la cual se puede obtener el módulo de Young, aplicando la fórmula explicada en la parte teórica de esta sección, cuyos valores se incluyen en la Tabla 12, además del límite de elasticidad. En la Tabla 12 además, se muestran los valores medios obtenidos para cada geometría.

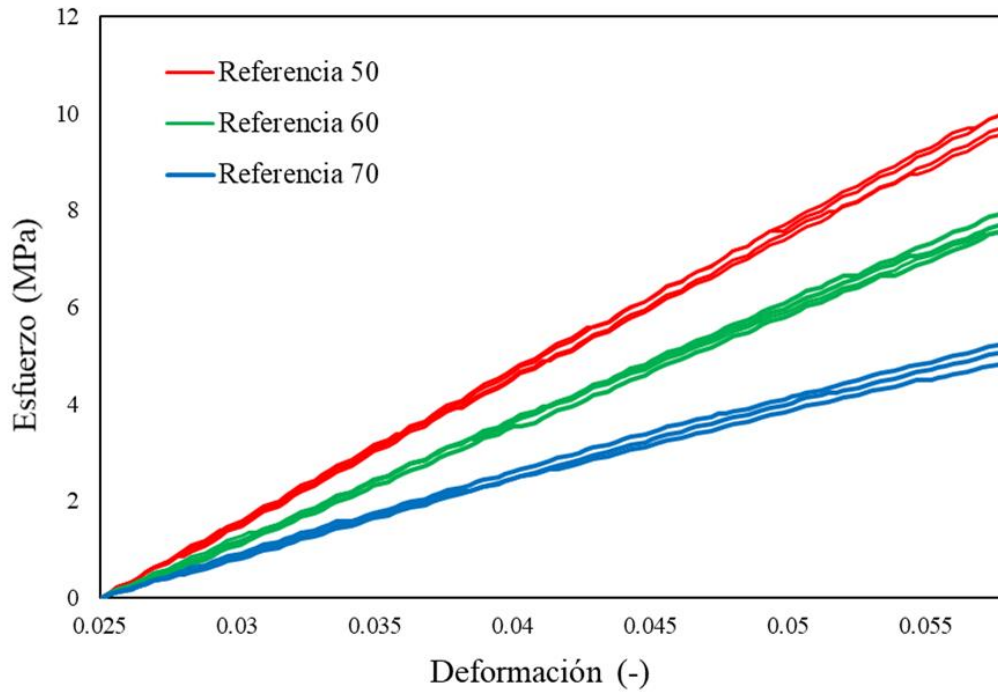


Ilustración 11: Detalle pendiente geometría de referencia

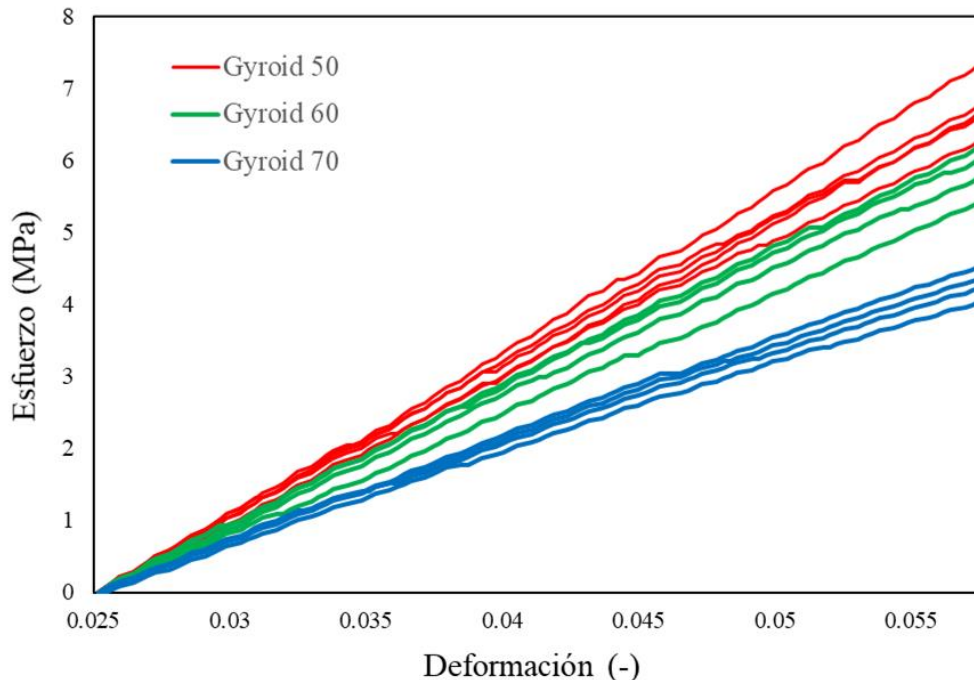


Ilustración 12: Detalle pendiente geometría gyroid

Tabla 12: Modulo de Young por geometría

<b>Geometría</b>	<b>Módulo de Young (MPa)</b>	<b>Límite elástico (MPa)</b>	<b>Tensión de Rotura (MPa)</b>
<b>Gyroid_50</b>	207.6	16.43	16.98
<b>Gyroid_60</b>	181.0	13.45	13.69
<b>Gyroid_70</b>	132.6	9.15	9.32
<b>Ref_52</b>	300.9	28.55	34.82
<b>Ref_63</b>	235.8	19.81	23.78
<b>Ref_72</b>	154.1	11.01	11.20

En primer lugar, se observa que el Módulo de Young disminuye a medida que aumenta la porosidad de las probetas. Las probetas Gyroid\_50 tienen un Módulo de Young de 207.6 MPa, mientras que Gyroid\_60 y Gyroid\_70 presentan valores de 181.0 MPa y 132.6 MPa, respectivamente. Este patrón se mantiene en las probetas de referencia, donde Ref\_52 tiene un Módulo de Young de 300.9 MPa, Ref\_63 de 235.8 MPa, y Ref\_72 de 154.1 MPa. Esta tendencia indica que un aumento en la porosidad reduce la rigidez del material, lo cual es consistente con las expectativas teóricas.

En segundo lugar, similar al Módulo de Young, el límite elástico también disminuye con el aumento de la porosidad. Para las probetas Gyroid, los límites elásticos son 16.43 MPa para Gyroid\_50, 13.45 MPa para Gyroid\_60, y 9.15 MPa para Gyroid\_70. En las probetas de referencia, Ref\_52 tiene un límite elástico de 28.55 MPa, Ref\_63 de 19.81 MPa, y Ref\_72 de 11.01 MPa. Este comportamiento confirma que materiales con mayor porosidad tienden a deformarse más fácilmente bajo cargas menores antes de alcanzar la deformación plástica.

En tercer lugar, la tensión de rotura sigue la misma tendencia decreciente con la porosidad. Para las probetas Gyroid, las tensiones de rotura son 16.98 MPa, 13.69 MPa y 9.32 MPa para Gyroid\_50, Gyroid\_60 y Gyroid\_70, respectivamente. Las probetas de referencia presentan

tensiones de rotura más altas: 34.82 MPa para Ref\_52, 23.78 MPa para Ref\_63, y 11.20 MPa para Ref\_72. Estos resultados sugieren que las probetas de referencia son más resistentes bajo cargas extremas en comparación con sus contrapartes Gyroid, probablemente debido a una estructura más densa y uniforme.

En general, las probetas de referencia exhiben mayores valores de tensión en comparación con las probetas Gyroid, lo que indica una mejor capacidad para soportar cargas antes de fallar. Este comportamiento es esperado debido a la estructura más homogénea y menos porosa de las probetas de referencia, lo cual les permite distribuir las tensiones más eficientemente y resistir mayores deformaciones antes de alcanzar el fallo.

Estos valores son esenciales para la siguiente sección de simulación, donde se probarán las piezas diseñadas en 3D bajo condiciones más específicas para obtener resultados detallados de los ensayos estáticos. Este análisis permitirá comprender mejor el comportamiento mecánico de las diferentes geometrías y optimizar el diseño y material para aplicaciones específicas.

### **3.7 RESULTADOS DE ENSAYO FATIGA**

Una vez comprendido el funcionamiento del ensayo de fatiga detallado en la sección anterior, se procede a presentar los resultados obtenidos para cada ensayo. En esta sección se describen todos los ensayos realizados para las diferentes geometrías, y se extraen conclusiones pertinentes basadas en los datos recopilados. A diferencia de los ensayos estáticos, en los ensayos de fatiga se han explorado diversos parámetros y factores que pueden influir en el comportamiento de las probetas.

En primer lugar, se han variado las condiciones del ensayo, como la tensión máxima aplicada, para evaluar su impacto en la resistencia y durabilidad de las probetas. Estas variaciones permiten identificar cómo la intensidad de la carga cíclica afecta la integridad estructural de las diferentes geometrías. En segundo lugar, se ha investigado el efecto del tratamiento térmico post-impresión, específicamente el tiempo que las piezas pasan en el horno antes de ser ensayadas. Este factor es

crucial para entender cómo los cambios microestructurales inducidos por el tratamiento térmico pueden influir en la capacidad del material para resistir cargas cíclicas.

El objetivo de este análisis es identificar los factores que más influyen en el comportamiento del material, con el fin de optimizar la geometría y el proceso de fabricación para obtener las mejores propiedades posibles. A través de esta investigación, se busca desarrollar una comprensión más profunda de cómo las condiciones de ensayo y los tratamientos posteriores afectan la resistencia a la fatiga, lo cual es esencial para el diseño y la aplicación de estos materiales en contextos biomédicos y de ingeniería.

### 3.7.1. RESULTADOS DE GEOMETRÍAS REFERENCIA (CONDICIONES ESTÁNDAR)

Como bien se ha explicado previamente, el ensayo consiste en una sección lineal hasta que la probeta entra en contacto con la placa, a partir de la cual, comienza el ensayo con una carga cíclica con una frecuencia de 15Hz, oscilando alrededor de un valor medio y alcanzando una fuerza máxima y mínima en cada ciclo.

Además, como bien se ha comentado, en esta sección se muestran los resultados obtenidos de una serie de ensayos, en los cuales se han modificado las tensiones ejercidas y las temperaturas y tiempos de horneado de las piezas. En primer lugar, sin embargo, se muestra el resultado de ciclos de los ensayos con las condiciones básicas mencionadas en el apartado de explicación del ensayo, esto es, con tensión máxima de 8MPa, frecuencia de 15Hz y máximo de 1000000 ciclos.

Así pues, en las tablas 13 y 14 se muestran los resultados del número de ciclos obtenidos para cada una de las porosidades de la geometría de referencia.

Tabla 13: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 60%

Nombre	Fuerza máx. (N)	Fuerza min (N)	Tensión máx. (MPa)	Frecuencia (Hz)	Numero de ciclos	Media ciclos
Ref_63_5	-800	-80	8	15	1000000	1000000

Tabla 14: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 70%

Nombre	Fuerza máx. (N)	Fuerza min (N)	Tensión máx. (MPa)	Frecuencia (Hz)	Numero de ciclos	Media ciclos
Ref_72_5	-800	-80	8	15	4090	3218
Ref_72_6	-800	-80	8	15	3230	
Ref_72_7	-800	-80	8	15	2889	
Ref_72_8	-800	-80	8	15	767	
Ref_72_9	-800	-80	8	15	5865	
Ref_72_10	-800	-80	8	15	2467	

En primer lugar, las probetas de referencia con una porosidad del 70% muestran una significativa dispersión en los resultados del número de ciclos hasta la falla. Los valores oscilan entre un mínimo de 767 ciclos y un máximo de 5865 ciclos, con una media de 3218 ciclos. Esta alta variabilidad puede atribuirse a la mayor porosidad, lo que implica una estructura más heterogénea y propensa a variaciones en la calidad de la impresión 3D y en la distribución de esfuerzos internos. La dispersión en los resultados sugiere que las probetas con alta porosidad son menos predecibles y más susceptibles a fallos prematuros debido a inconsistencias en la estructura del material.

Además, el número de ciclos que las probetas pueden soportar aumenta drásticamente al reducir la porosidad. Para la probeta con porosidad del 60%, se alcanzó el número máximo de ciclos ensayados (1,000,000 ciclos). Esto contrasta fuertemente con las probetas del 70%, que en promedio soportaron solo 3218 ciclos. Esta notable diferencia subraya la influencia negativa de una mayor porosidad en la resistencia a la fatiga del material. La menor porosidad resulta en una estructura más densa y homogénea, mejorando la capacidad del material para resistir cargas cíclicas sin desarrollar fallas.

Por otra parte, la probeta con porosidad del 60% demostraron una consistencia excepcional, alcanzando todas ellas el número máximo de ciclos ensayados. Esto sugiere una excelente resistencia a la fatiga bajo las condiciones de ensayo establecidas. Dado que todas las probetas de esta porosidad alcanzaron 1,000,000 ciclos, sería beneficioso en futuros ensayos aumentar las

tensiones o la frecuencia para identificar el límite de resistencia y observar en qué punto comienzan a fallar. Esta información sería crucial para optimizar aún más las propiedades mecánicas del material y garantizar su fiabilidad en aplicaciones prácticas.

En términos generales, los resultados indican un excelente rendimiento de las probetas con porosidades bajas (60%) en comparación con las de porosidad alta (70%). Las probetas con menor porosidad muestran una alta resistencia a la fatiga y consistencia en los resultados, lo que las hace más adecuadas para aplicaciones que requieren alta durabilidad y fiabilidad. En contraste, las probetas con alta porosidad, aunque pueden ofrecer ventajas en términos de integración biológica y porosidad para la regeneración celular, muestran una menor resistencia a la fatiga y mayor variabilidad en su comportamiento. Esto resalta la necesidad de un balance cuidadoso entre las propiedades mecánicas y biológicas al diseñar materiales para aplicaciones biomédicas.

### 3.7.2. RESULTADOS DE GEOMETRÍAS GYROID (CONDICIONES ESTÁNDAR)

En las tablas 15, 16 y 17, se muestran los resultados obtenidos para las geometrías gyroid.

Tabla 15: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 50%

Nombre	Fuerza máx. (N)	Fuerza min. (N)	Tensión máx. [MPa]	Frecuencia [Hz]	Numero de ciclos	Media ciclos
Gyroid_50	-800	-80	8	15	<b>1000000</b>	1000000
Gyroid_50	-800	-80	8	15	<b>1000000</b>	
Gyroid_50	-800	-80	8	15	<b>1000000</b>	

Tabla 16: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 60%

Nombre	Fuerza máx. (N)	Fuerza min (N)	Tensión máx. (MPa)	Frecuencia (Hz)	Numero de ciclos	Media ciclos
Gyroid_60	-800	-80	8	15	4123	3503
Gyroid_60	-800	-80	8	15	3353	

<b>Gyroid_60</b>	-800	-80	8	15	3253	
<b>Gyroid_60</b>	-800	-80	8	15	3284	
<b>Gyroid_60</b>	-800	-80	8	15	3504	
<b>Gyroid_60</b>	-800	-80	8	15	3345	
<b>Gyroid_60</b>	-800	-80	8	15	3654	

Tabla 17: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 70%

<b>Nombre</b>	<b>Fuerza máx. (N)</b>	<b>Fuerza min (N)</b>	<b>Tensión máx. (MPa)</b>	<b>Frecuencia (Hz)</b>	<b>Numero de ciclos</b>	<b>Media ciclos</b>
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	596	801
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	1106	
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	1178	
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	700	
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	592	
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	875	
<b>Gyroid_70</b>	-800	-80	8	15	563	

En primer lugar, se observa que el número de ciclos que las probetas pueden soportar antes de fallar disminuye a medida que aumenta la porosidad. Las probetas con una porosidad del 50% alcanzan consistentemente el número máximo de ciclos, 1,000,000, bajo las condiciones básicas de tensión máxima de 8 MPa y una frecuencia de 15 Hz. Esto indica una excelente resistencia a la fatiga, haciéndolas ideales para aplicaciones que requieren alta durabilidad. En contraste, las probetas con una porosidad del 60% tienen un número de ciclos significativamente menor, con una media de 3503 ciclos. Las probetas con porosidad del 70% presentan la menor durabilidad, con un promedio de solo 801 ciclos, lo que equivale a aproximadamente 53 segundos de ensayo continuo a 15 Hz.

Además, la variabilidad en el número de ciclos dentro de cada grupo de porosidad aumenta con la porosidad. Las probetas con porosidad del 50% muestran resultados muy consistentes, alcanzando siempre el máximo número de ciclos. Sin embargo, en las probetas con porosidad del 60%, la



variabilidad es más notable, con los ciclos que oscilan entre 3253 y 4123. Esta dispersión indica que la resistencia a la fatiga se ve más afectada por pequeñas variaciones en la estructura del material a medida que aumenta la porosidad. En las probetas de 70%, esta variabilidad es aún mayor, reflejando una consistencia reducida en la capacidad de soportar cargas cíclicas.

Por otra parte, las probetas con porosidad del 50% son las más duraderas, soportando el número máximo de ciclos sin fallar, lo cual resalta su idoneidad para aplicaciones que requieren una alta resistencia a la fatiga. En contraste, las probetas con porosidad del 70% muestran una durabilidad considerablemente menor, con la mejor muestra soportando solo 1178 ciclos. Este bajo rendimiento, asociado con una alta porosidad, sugiere que estas estructuras pueden ser más adecuadas para aplicaciones donde la regeneración celular y la integración biológica son más críticas que la resistencia mecánica.

Debido a la alta durabilidad observada en las probetas con porosidad del 50%, el ensayo de fatiga fue más prolongado (+19h), limitando el número de muestras ensayadas a tres. En cambio, para las probetas con porosidades del 60% y 70%, se pudieron ensayar todas las probetas disponibles que no habían sido usadas en los ensayos estáticos, debido a su menor tiempo de vida bajo condiciones de fatiga.

Finalmente, para determinar la geometría más adecuada, es esencial considerar la aplicación específica y cómo se relaciona la resistencia a la fatiga con el nivel de regeneración celular. Las probetas con porosidad del 50% ofrecen una excelente resistencia a la fatiga, lo que es crucial para soportar cargas mecánicas prolongadas. Sin embargo, las estructuras más porosas, aunque menos resistentes, pueden ofrecer ventajas en términos de integración celular y porosidad para la vascularización. Por lo tanto, la elección de la porosidad óptima debe equilibrar la resistencia mecánica con las necesidades biológicas del implante.

### **3.7.2.1. RESULTADOS DE GEOMETRÍAS GYROID (OTRAS CONDICIONES)**

En segundo lugar, se muestran los resultados obtenidos cambiando otros parámetros del ensayo, como el tiempo de horneado y la tensión máxima. El tiempo de horneado y la tensión máxima

aplicada son factores clave en los ensayos de fatiga que influyen en el número de ciclos que una probeta puede soportar antes de fallar.

En primer lugar, un tiempo de horneado adecuado puede reducir tensiones residuales y mejorar la uniformidad del material, aumentando su resistencia a la fatiga. Sin embargo, un horneado excesivo puede debilitar el material, disminuyendo su durabilidad.

Por otra parte, una mayor tensión máxima incrementa el esfuerzo en la probeta, acelerando la aparición de fisuras y reduciendo el número de ciclos que la probeta puede soportar. En cambio, una tensión menor prolonga la vida útil al retrasar el inicio del fallo.

Así pues, en las tablas 18 y 19, se incluyen los resultados de los ensayos realizado a cada probeta, alterando ambas condiciones mencionadas. Se muestran los resultados para todas las porosidades, y a continuación se realiza un comentario general de los resultados obtenidos.

Tabla 18: Resultados ensayo de fatiga en geometría gyroid, porosidad 60%, otras condiciones

Nombre	Tiempo Horno	Fuerza max (N)	Fuerza min (N)	Tensión max (MPa)	Frecuencia (Hz)	Numero de ciclos
Gyroid_60	75	-800	-80	8	15	4528
Gyroid_60	75	-800	-80	8	15	4765
Gyroid_60	75	-950	-95	9.5	15	2999
Gyroid_60	90	-800	-80	8	15	10298
Gyroid_60	90	-800	-80	8	15	6365
Gyroid_60	180	-800	-80	8	15	580111

Tabla 19: Resultados ensayo de fatiga en geometría de referencia, porosidad 70%, otras condiciones

Nombre	Tiempo Horno	Fuerza máx. (N)	Fuerza min (N)	Tensión máx. (MPa)	Frecuencia (Hz)	Numero de ciclos
Gyroid_70	75	-800	-80	8	15	676
Gyroid_70	75	-800	-80	8	15	819
Gyroid_70	75	-1100	-110	11	15	101

<b>Gyroid_70</b>	<b>90</b>	-800	-80	8	15	1074
<b>Gyroid_70</b>	<b>105</b>	-800	-80	8	15	1313
<b>Gyroid_70</b>	<b>180</b>	-800	-80	8	15	1947

En primer lugar, en las probetas de porosidad 60%, con un tiempo de horneado de 75 minutos, las probetas muestran una mejora en el número de ciclos de 3503 a aproximadamente 4600 cuando la tensión máxima se mantiene en 8 MPa. Sin embargo, al aumentar la tensión a 9.5 MPa, el número de ciclos baja a 2999. Aunque la caída en la durabilidad es notable, no es tan severa como en las probetas de 50%, lo que sugiere una mayor resistencia intrínseca a cambios en la tensión en estas probetas. Además, cuando el tiempo de horneado se incrementa a 90 minutos, el número de ciclos aumenta a 8000, lo que indica que un tiempo de horneado más prolongado mejora la resistencia a la fatiga. Finalmente, con un tiempo de horneado de 180 minutos, se observa un aumento sustancial en el número de ciclos, alcanzando los 580,111. Este incremento puede deberse a la reducción de tensiones residuales y a la mejora de la homogeneidad del material, lo que prolonga significativamente la vida útil de las probetas bajo carga cíclica.

En segundo lugar, para las probetas con porosidad del 70%, no se observa un aumento considerable en el número de ciclos con un tiempo de horneado de 75 minutos. Al aumentar la tensión máxima a 11 MPa, los ciclos se reducen drásticamente a 101, mostrando una alta sensibilidad a cambios en la tensión máxima. Sin embargo, al aumentar el tiempo de horneado a 90, 105 y 180 minutos, se observa una mejora gradual en el número de ciclos, alcanzando 1947 ciclos con 180 minutos de horneado. Esto sugiere que, aunque estas probetas son muy sensibles a la tensión máxima, la extensión del tiempo de horneado puede mitigar algunos de los efectos negativos, mejorando la resistencia a la fatiga.

En resumen, los resultados indican que tanto el tiempo de horneado como la tensión máxima son factores determinantes en la resistencia a la fatiga de las probetas gyroid. Mientras que un aumento en la tensión máxima tiende a reducir la durabilidad, un tiempo de horneado adecuado puede compensar parcialmente estos efectos negativos, mejorando la microestructura del material y aumentando su resistencia a las cargas cíclicas. Estos hallazgos son cruciales para optimizar los

procesos de fabricación y tratamiento térmico de los materiales utilizados en aplicaciones críticas, como los implantes biomédicos.

### **3.7.2.2. COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE ENSAYO DE FATIGA**

Las geometrías de referencia demostraron una notable superioridad en términos de resistencia a la fatiga, soportando un número significativamente mayor de ciclos en comparación con las geometrías Gyroid. Este resultado es esperado, dado el diseño más convencional y robusto de las probetas de referencia, que presentan una menor complejidad estructural y, por ende, menos puntos de fallo potenciales. Las probetas de referencia, incluso en porosidades elevadas, como el 70%, muestran una dispersión considerable en el número de ciclos soportados, pero consistentemente superan en rendimiento a las geometrías Gyroid equivalentes.

En ambas geometrías, se observa una tendencia clara: a medida que aumenta la porosidad, disminuye el número de ciclos que la probeta puede soportar antes de fallar. Esta relación inversa es lógica, dado que una mayor porosidad implica una menor densidad material y una estructura más frágil, propensa a fallas bajo cargas cíclicas. Las probetas con porosidades del 50% en ambas geometrías muestran una resistencia excepcional, alcanzando el número máximo de ciclos ensayados (1,000,000 ciclos), mientras que las probetas con porosidades del 70% tienen un desempeño mucho más pobre.

#### **- Comparación Detallada entre Geometrías Gyroid y de Referencia**

Al comparar las probetas de Gyroid con las de referencia de la misma porosidad, se observa que las probetas de referencia son superiores en las porosidades del 60% y 70%, soportando más ciclos antes de fallar. Las probetas de referencia con porosidad del 60% alcanzan consistentemente el máximo número de ciclos (1,000,000), en contraste con las probetas Gyroid de la misma porosidad, que presentan una media de solo 3503 ciclos. De manera similar, las probetas de referencia con porosidad del 70% soportan más ciclos en promedio (3218 ciclos) que sus contrapartes Gyroid, que soportan una media de 801 ciclos. Este comportamiento indica que, aunque las geometrías Gyroid pueden ser útiles para aplicaciones donde la regeneración celular y

la porosidad son cruciales, su resistencia a la fatiga es significativamente menor en comparación con las geometrías de referencia.

Para la porosidad del 50%, ambas geometrías presentan un comportamiento similar, alcanzando el máximo número de ciclos ensayados. Esto sugiere que, a niveles de porosidad más bajos, las diferencias estructurales entre las dos geometrías tienen un impacto menor en la resistencia a la fatiga. Sin embargo, es importante considerar que las geometrías Gyroid, a pesar de tener resultados comparables en esta porosidad, pueden ofrecer beneficios adicionales en términos de regeneración celular, lo cual podría ser un área interesante para futuros estudios.

- Potenciales Beneficios de las Geometrías Gyroid y Estrategias de Mejora

Las geometrías Gyroid, a pesar de su menor rendimiento en términos de resistencia a la fatiga en las porosidades más altas, ofrecen una ventaja potencial significativa en aplicaciones biomédicas debido a su alta porosidad, que puede facilitar la vascularización y la integración celular. Este aspecto es crucial para la regeneración ósea y otras aplicaciones médicas donde la interacción del implante con el tejido circundante es esencial. Por lo tanto, aunque las probetas Gyroid no superan a las de referencia en resistencia a la fatiga, su estructura puede ser optimizada para combinar los beneficios mecánicos y biológicos.

Para compensar el menor rendimiento de las probetas Gyroid, se puede considerar la modificación de parámetros como el tiempo de horneado. Los resultados indican que aumentar el tiempo de horneado puede mejorar significativamente la resistencia a la fatiga de las probetas Gyroid. Por ejemplo, las probetas Gyroid con porosidad del 60% y un tiempo de horneado de 180 minutos alcanzaron un número de ciclos de 580,111, en comparación con los 3503 ciclos bajo condiciones estándar. Este aumento sustancial sugiere que el tratamiento térmico adecuado puede reducir las tensiones residuales y mejorar la homogeneidad del material, compensando en parte la menor resistencia inherente de las estructuras Gyroid.

### 3.8 ANÁLISIS DEL ÍNDICE DE RENDIMIENTO A FATIGA

A continuación, se muestra una gráfica comparativa de todos los ensayos que se han llevado a cabo en condiciones estándar, y que han llegado a romper, es decir, con las Gyroid de 60% y 70% y con la de referencia de 70%, con el objetivo de tener una sencilla visualización de los resultados obtenidos para cada geometría. Se representa su valor medio y su variabilidad, para más adelante, realizar las comparativas pertinentes.

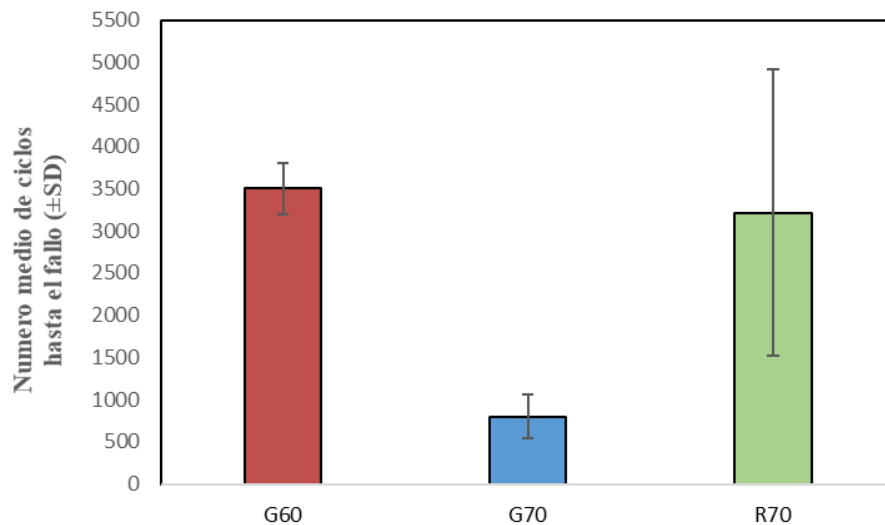


Ilustración 13: Dispersión número de ciclos según porosidad

Tabla 20: Media de ciclos por geometría

	<b>Gyroid_60</b>	<b>Gyroid_70</b>	<b>Ref_70</b>
<b>Media Ciclos</b>	3502	801	3218
<b>SD</b>	306	256	1700
<b># Test</b>	7	7	6

A simple vista se puede observar como la resistencia de las geometrías gyroid cae drásticamente al aumentar la porosidad, mientras que la geometría de referencia tiene una mayor resistencia que la gyroid de su misma porosidad. Sin embargo, la variabilidad de las probetas de referencia es

mucho mayor, por lo cual, es conveniente realizar un análisis de Weibull para obtener resultados mas robustos e indicadores más precisos.

En primer lugar, conviene hacer una breve introducción teórica al análisis de Weibull para el numero de ciclos de fatiga de las geometrías analizadas en el proyecto.

El análisis de Weibull es una herramienta estadística utilizada para modelar la distribución de tiempos, y en concreto en este caso se hará para los tiempos hasta el fallo de materiales sometidos a pruebas de fatiga. Este método es crucial en la ingeniería de materiales ya que permite predecir la vida útil de un material bajo cargas cíclicas, ayudando a mejorar la durabilidad y fiabilidad de componentes estructurales. A continuación, se explica detalladamente el método y las variables involucradas.

- **$N_0$**  (Vida mínima a fatiga de Weibull): Representa el menor número de ciclos antes del fallo observado en las muestras. Este valor se obtiene directamente de los datos de prueba como el número más bajo de ciclos registrados antes de que ocurra el fallo.
- **$N_{50}$** : Este es el valor tomado del gráfico logarítmico, representando la probabilidad de fallo al 50% (0.50). Se traza una línea hasta el gráfico y luego se lleva al logaritmo del número de ciclos hasta el fallo ( $N_f$ ). Este parámetro indica el número de ciclos en el que la mitad de las muestras han fallado.
- **Pendiente**: La pendiente del gráfico  $\ln(\ln(1-P(N_f)))$  versus  $\ln(N_f-N_0)$ . Este gráfico se obtiene utilizando la ecuación de Weibull transformada logarítmicamente donde  $m$  es el valor de la pendiente. Esta pendiente refleja la tasa de fallo en relación con los ciclos de carga.
- **$N_a$**  (Vida característica a fatiga de Weibull): Representa la vida característica de Weibull, indicando la vida a una supervivencia del 36.8% de la población. Se calcula utilizando la fórmula de Weibull y es un indicador del comportamiento promedio del material bajo condiciones de fatiga.

- **b** (Pendiente de Weibull): También conocido como el parámetro de forma, refleja la dispersión de los datos. Un valor alto de  $b$  indica una mayor consistencia en la vida a fatiga, mientras que un valor bajo sugiere una mayor dispersión en los ciclos hasta el fallo.
- **I** (Índice de rendimiento a fatiga): Es un índice de rendimiento a fatiga que se calcula como  $N_a$  multiplicado por la raíz cuadrada de  $b$ . Este índice se usa para transmitir el concepto de que el rendimiento a fatiga depende tanto del valor de  $N_a$  como del valor de  $b$ . Un buen rendimiento a fatiga requiere tanto una vida útil larga (alto  $N_a$ ) como una alta predictibilidad de los resultados de  $N_f$  (alto  $b$ ).

El análisis de Weibull es una herramienta poderosa en el estudio de la durabilidad de materiales sometidos a cargas cíclicas. Proporciona una comprensión profunda de cómo diferentes materiales y tratamientos afectan la vida útil y la consistencia bajo condiciones de fatiga. Los parámetros  $N_0$ ,  $N_{50}$ ,  $N_a$ ,  $b$  e  $I$  son esenciales para caracterizar y comparar el rendimiento a fatiga, permitiendo optimizar materiales y procesos de fabricación para aplicaciones críticas.

Por ello mismo, a continuación, se presenta una tabla comparativa de los valores obtenidos para las variables para cada una de las geometrías ensayadas. Se han calculado los valores para las geometrías que han roto durante el ensayo de fatiga y para las que se han realizado mas de 5 ensayos en total, de tal manera que el análisis de Weibull tenga un sentido analítico. En la Tabla 21 se recuerda el valor de los ciclos obtenidos para cada geometría y en la Tabla 21, el valor de las variables.

Tabla 21: Valor de variables del análisis de Weibull

# Probeta	G60 (# ciclos)	G70 (# ciclos)	R70 (# ciclos)
1	3253	563	767
2	3284	592	2467
3	3345	596	2889
4	3353	700	3230
5	3504	875	4090
6	3654	1106	5865
7	4123	1178	



Variable	G60	G70	R70
$N_f$	3502.29	801.43	3218.00
$N_{50}$	3419.79	724.44	3162.28
$N_0$	3253	563	767
$b$	0.6622	0.5652	1.7517
$N_a$	3487.07	786.26	3769.13
$I$	2837.62	591.11	4988.52

En primer lugar, e términos de  $N_f$ , las probetas Gyroid con una porosidad del 60% presentan un valor de 3502.29, lo que indica una mayor resistencia a la fatiga en comparación con las probetas Gyroid de 70% de porosidad, que tienen un  $N_f$  de 801.43. Las probetas de referencia con una porosidad del 70% muestran un  $N_f$  de 3218.00, lo que sugiere una mejor performance en comparación con las probetas Gyroid de la misma porosidad.

En segundo lugar, el valor de  $N_0$  (mínimo número de ciclos antes del fallo) es particularmente bajo para las probetas Gyroid de 70% (563), en comparación con las probetas Gyroid de 60% (3253) y las de referencia de 70% (767). Esto indica que las probetas con mayor porosidad tienden a fallar más rápidamente. Las probetas de referencia de 70% también muestran un mejor comportamiento inicial en términos de resistencia a la fatiga en comparación con las probetas Gyroid de la misma porosidad.

Además, la pendiente de Weibull ( $b$ ) es un indicador de la dispersión de los resultados de fatiga. Las probetas Gyroid de 60% tienen un valor de  $b$  de 0.6622, lo que sugiere una mayor consistencia en los ciclos hasta el fallo en comparación con las probetas Gyroid de 70% que tienen un  $b$  de 0.5652. Las probetas de referencia de 70% presentan un  $b$  de 1.7517, indicando una muy baja dispersión y alta consistencia en los resultados, lo cual es favorable para aplicaciones que requieren predictibilidad y fiabilidad.

En tercer lugar, se analiza el valor de  $N_{50}$ . Las probetas Gyroid de 60% muestran un  $N_{50}$  de 3419.79, mientras que las probetas de 70% tienen un  $N_{50}$  de 724.44. Las probetas de referencia

de 70% tienen un  $N_{50}$  de 3162.28, lo que refuerza su superioridad en términos de durabilidad a la fatiga en comparación con las probetas Gyroid de alta porosidad.

Por otra parte, la vida característica a fatiga ( $N_a$ ) es otro parámetro crucial para evaluar la performance de las probetas. Las probetas Gyroid de 60% presentan un  $N_a$  de 3487.07, significativamente superior al  $N_a$  de 786.26 de las probetas Gyroid de 70%. Las probetas de referencia de 70% muestran un  $N_a$  de 3769.13, lo que nuevamente indica una mayor durabilidad bajo carga cíclica en comparación con las probetas Gyroid de alta porosidad.

Finalmente, el índice de rendimiento a fatiga ( $I$ ) combina los efectos de  $N_a$  y  $b$ . Las probetas Gyroid de 60% tienen un  $I$  de 2837.62, mientras que las de 70% tienen un  $I$  de 591.11. Las probetas de referencia de 70% tienen un  $I$  de 4988.52, lo que destaca su rendimiento superior en términos de vida útil y predictibilidad bajo cargas cíclicas.

**PON LA GRÁFICA EN ESPAÑOL**

A continuación, aplicando la teoría del análisis de Weibull, se calcula el valor de la probabilidad de supervivencia ( $P_s$ ) para un número determinado de ciclos. En la ilustración 14 se muestran los resultados obtenidos para las 3 probetas ensayadas.

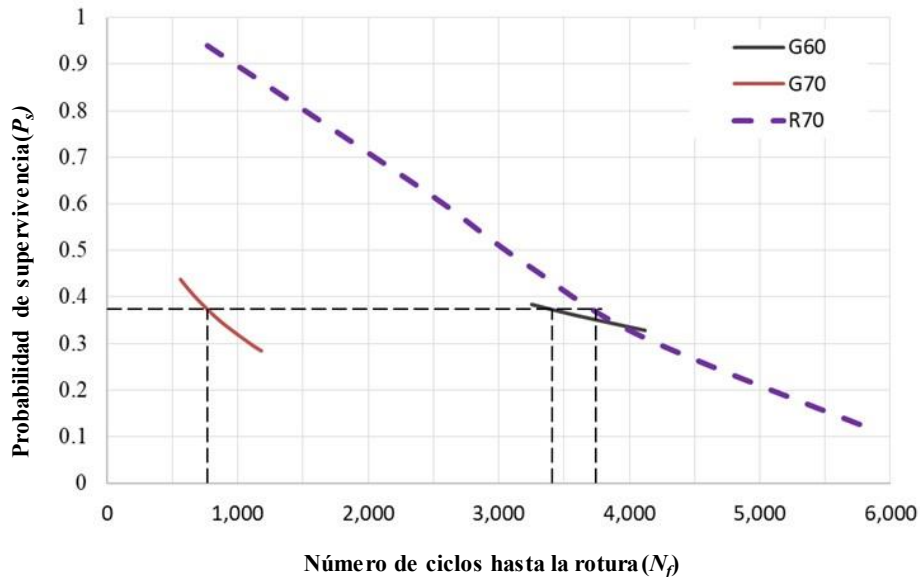


Ilustración 14: Probabilidad de supervivencia para geometrías ensayadas

Se puede observar como la pendiente de supervivencia es negativa, lo cual explica que, a mayor cantidad de ciclos, la probabilidad de que la probeta falle aumenta, sea la geometría que sea. Se puede observar como la geometría de referencia tiene un mayor recorrido en la gráfica, lo cual significa que su comportamiento es más predecible que las Gyroid.

En la gráfica se ha identificado un punto en común para las 3 geometrías de  $P_s = 0.37$ , donde se puede ver como para la geometría Gyroid 70, el número de ciclos esperados sería de 760, mientras que en la Gyroid 60, sería de 3450 y en la de referencia de 3750. Sin embargo, se puede observar cómo, en  $P_s = 0.34$ , la geometría Gyroid 60 empieza a tener un comportamiento superior a la de referencia de 70.

Adicionalmente se puede destacar la diferencia en las pendientes de las geometrías Gyroid y referencia, siendo la de la Gyroid inferior.

Estos resultados son de gran interés, ya que muestran como, si se realizaran una mayor cantidad de ensayos de fatiga a las geometrías Gyroid de altas porosidades, quizás se obtendrían resultados muy buenos para alto número de ciclos. Además, se puede claramente ver cómo, pese a que la geometría de referencia tiene una mayor porosidad, tiene una esperanza de supervivencia mayor que las geometrías Gyroid de similar porosidad. Por otra parte, este análisis se podría ampliar a geometrías de referencia de menor porosidad, que a 9MPa no han roto, con fuerzas mayores, para entender su comportamiento y predecir su supervivencia a mayores cargas.

## **4. SIMULACIÓN**

En esta sección, se realizará una simulación detallada de las probetas de referencia con porosidades del 50%, 60% y 70%, diseñadas previamente y explicadas en este trabajo. El propósito de esta simulación es comparar los resultados obtenidos virtualmente con los datos experimentales para extraer conclusiones precisas y respaldar los hallazgos con un mayor número de muestras. Este enfoque permitirá una evaluación más robusta de cómo cada nivel de porosidad influye en la respuesta estructural de las probetas bajo condiciones de carga estática.

Se llevarán a cabo dos tipos de simulaciones en ANSYS para analizar el comportamiento mecánico de las probetas. En la primera simulación, se aplicará una carga constante sobre la superficie superior de la probeta y se observará el desplazamiento resultante. Esta simulación replicará las condiciones de ensayo estático para evaluar la rigidez estructural y la respuesta al esfuerzo bajo una carga conocida. En la segunda simulación, se definirá un desplazamiento específico sobre la probeta, permitiendo el análisis de la tensión generada dentro de la estructura, simulando así el ensayo real llevado a cabo en el laboratorio.

En esta sección, primero se detallarán las condiciones de contorno y las configuraciones de la simulación en ANSYS, seguidas de la presentación de los resultados numéricos obtenidos. Finalmente, se discutirán las conclusiones derivadas de estos resultados, comparándolos con los datos experimentales y evaluando cómo cada tipo de porosidad afecta la capacidad de la probeta para resistir cargas estáticas. Este enfoque permitirá una comprensión más profunda del rendimiento estructural de las probetas y la validación de los resultados experimentales mediante simulaciones numéricas.

## 4.1 SIMULACIÓN ENSAYO ESTÁTICO CON PRESIÓN CONSTANTE

Para la sección de la simulación de ensayo estático con tensión constante sobre una de las superficies utilizando el software de ANSYS, es fundamental establecer un enfoque metodológico preciso para garantizar resultados comparables y fiables. En primer lugar, se define cada pieza de referencia como un cuerpo estructural estático dentro del entorno de ANSYS, importando las geometrías correspondientes desde un archivo .asm. Este paso es crucial para mantener la integridad geométrica de las probetas tal como fueron diseñadas y ensayadas experimentalmente. La pieza se fija en su base, imitando las condiciones reales del ensayo donde la superficie inferior se mantiene inmóvil, mientras que se aplica una carga constante en la superficie superior. Esta carga ha sido establecida en 10 MPa, un valor seleccionado para replicar las condiciones de esfuerzo que las probetas experimentarían en un entorno real. La elección de esta tensión también permite observar cómo la estructura responde bajo una carga moderada, proporcionando datos valiosos sobre la deformación y las tensiones internas.

Además, para asegurar la precisión en los resultados, se ha empleado una malla con un tamaño de elemento de 0.5 mm, lo que garantiza que todas las probetas, independientemente de su porosidad, estén sujetas a un análisis numérico de alta resolución. Mantener consistentes estos parámetros de malla es esencial para la comparabilidad de los resultados entre las diferentes probetas, ya que variaciones en el tamaño de la malla podrían introducir sesgos en la distribución de tensiones y deformaciones. La simulación se ejecuta durante un periodo de 1 segundo, tiempo suficiente para que la probeta alcance su máxima compresión y luego regrese a su estado inicial, simulando de manera precisa las condiciones de un ensayo estático de compresión. Es importante mencionar también, que se ha utilizado un módulo de Young de 2.8GPa, indicado en la ficha técnica de la resina, incluida en el Anexo.

Una de las capacidades destacadas del software ANSYS es la generación de un mapa térmico de desplazamiento y tensión equivalente de von Mises, que proporciona una visualización detallada de cómo se distribuyen las tensiones dentro de la pieza durante la carga. Esta herramienta es particularmente útil para identificar las áreas de la probeta que están sometidas a las mayores

tensiones, lo que permite predecir de manera efectiva los puntos de falla potenciales. Al final de la simulación, el valor máximo de tensión alcanzado durante el ensayo será el indicador clave para comparar entre las diferentes probetas, proporcionando un parámetro cuantitativo para evaluar la resistencia de cada geometría y su comportamiento bajo carga. Este enfoque detallado y metodológico asegura que los resultados obtenidos sean robustos, repetibles y directamente comparables con los datos experimentales previamente obtenidos.

Como bien se ha mencionado, se empleará una tensión de 10 MPa para los ensayos de esta sección. Se ha utilizado para los ensayos de simulación debido a que es un valor que todas las probetas de las tres porosidades (50%, 60% y 70%) son capaces de soportar, como se observa en la ilustración 15. Este valor de tensión asegura que ninguna de las probetas llegue a romperse durante la simulación, permitiendo que se comparen los resultados entre las diferentes probetas sin que la falla estructural afecte la integridad de los datos obtenidos. Al seleccionar una tensión común que todas las probetas pueden resistir, se garantiza que los resultados sean consistentes y comparables, proporcionando una base sólida para el análisis de las diferencias en comportamiento mecánico entre las diferentes porosidades.

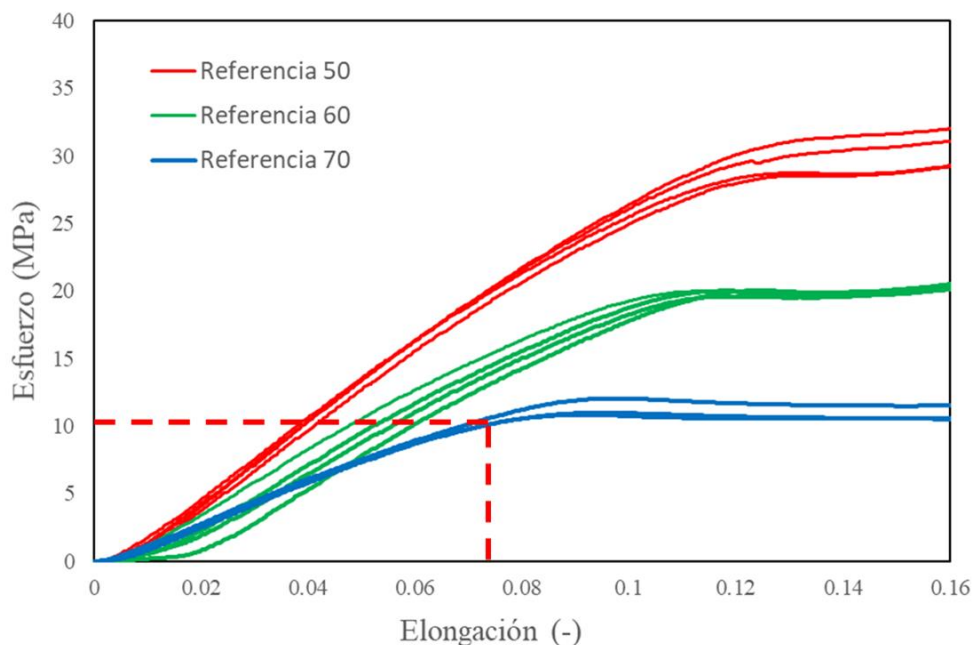


Ilustración 15: Elección de 10 MPa como tensión de simulación

### 4.1.1 RESULTADOS SIMULACIÓN ENSAYO ESTÁTICO CON PRESIÓN CONSTANTE

En esta sección, se presentarán los resultados obtenidos de la simulación del ensayo estático con presión constante aplicado a las probetas. El enfoque principal será el desplazamiento máximo registrado en el punto más alto de la probeta durante la simulación. Se muestran en primer lugar ilustraciones de la simulación, seguido de una tabla que recoge los resultados.

En las ilustraciones 16, 17 y 18 se muestran los resultados obtenidos de las tres geometrías, 50%, 60% y 70% respectivamente. A continuación, en la Tabla 22, se recogen el resultado del desplazamiento de las tres probetas, al igual que otros parámetros de la simulación.

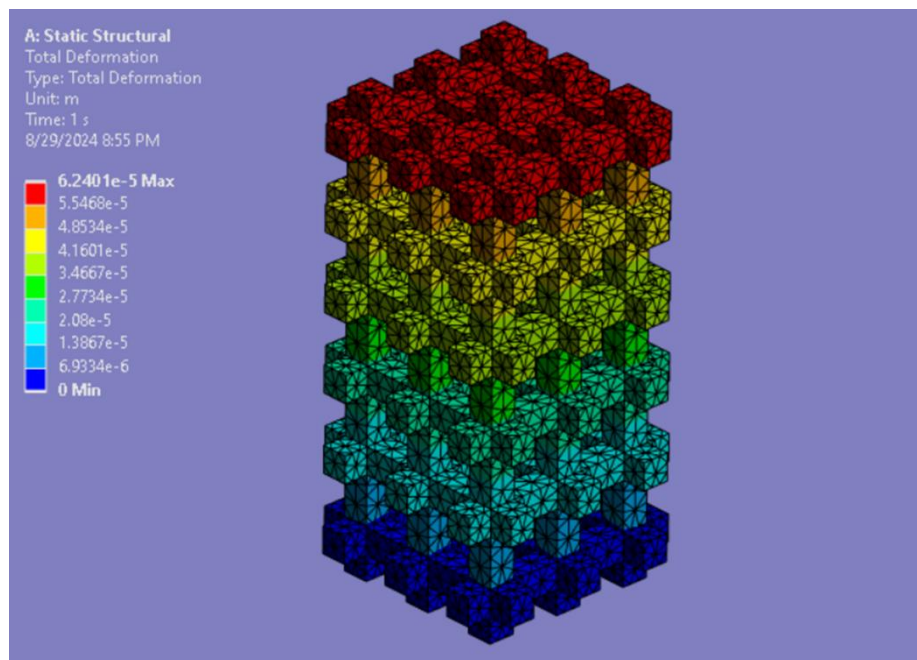


Ilustración 16: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 50%



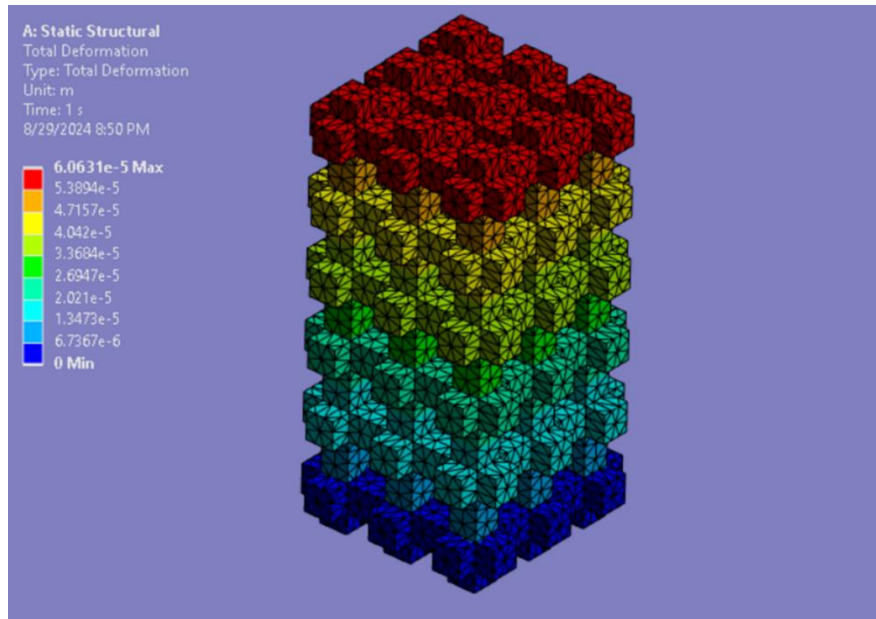


Ilustración 18: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 60%

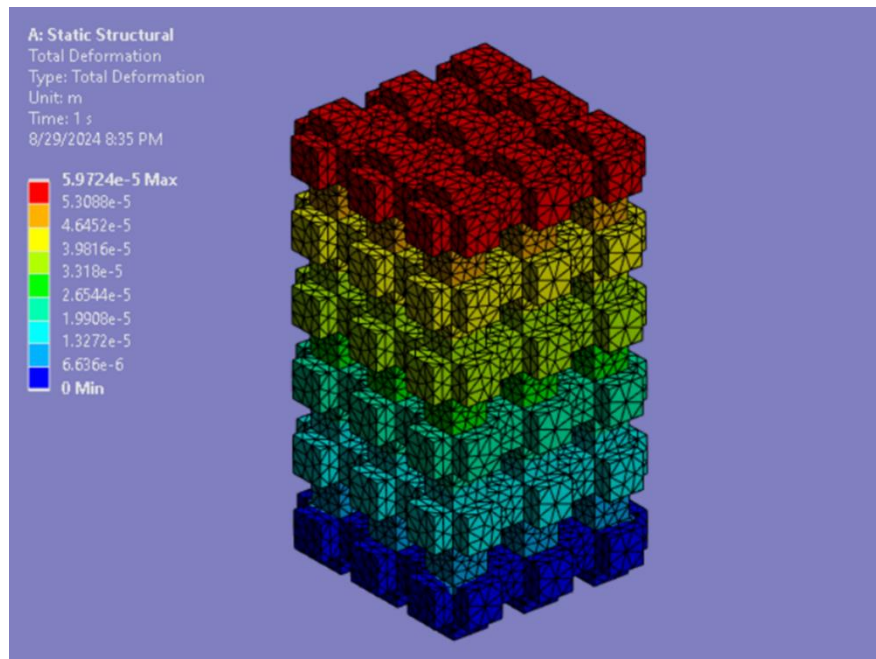


Ilustración 17: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 70%

Tabla 22: Resultado desplazamiento simulaciones de geometría de referencia

Pieza	Tensión (MPa)	Módulo de Young (MPa)	Tamaño Mesh (mm)	Deformación total (mm)
ref_50	10	2800	0.5	0.0597
ref_60	10	2800	0.5	0.0606
ref_70	10	2800	0.5	0.0623

Los resultados obtenidos para el desplazamiento máximo bajo una tensión de 10 MPa en las probetas con distintas porosidades muestran una clara tendencia: a medida que aumenta la porosidad, el desplazamiento también aumenta. Específicamente, las probetas ref\_50, ref\_60 y ref\_70 DAN DEFORMACIONES TOTALES de 0.0597 mm, 0.0606 mm y 0.0623 mm, respectivamente. Este incremento en el desplazamiento se debe a que las probetas con mayor porosidad tienen una menor densidad material, lo que resulta en una menor rigidez estructural. Como consecuencia, bajo la misma carga, estas probetas se deforman más, lo cual es consistente con la teoría de materiales y la reducción de la resistencia mecánica a medida que la porosidad aumenta.

#### 4.1.2 RESULTADOS SIMULACIÓN ENSAYO ESTÁTICO CON TENSIÓN CONSTANTE

Para esta sección de los resultados de la simulación de ensayo estático con presión constante, es fundamental detallar el proceso seguido para asegurar la precisión y relevancia de los datos obtenidos. Siguiendo el mismo enfoque que en el ensayo de presión constante realizado anteriormente, se seleccionaron las probetas de geometría de referencia, definiendo las propiedades del material con un módulo de Young de 2.8 GPa. La geometría de cada probeta fue importada desde Solid Edge al software de simulación ANSYS, y se estableció un tamaño de mallado de 0.5 mm. Este tamaño de malla es crucial para obtener una resolución adecuada y resultados precisos en la simulación.

En la simulación, la superficie inferior de las probetas fue fijada, simulando las condiciones de contorno observadas en los ensayos reales, mientras que la superficie superior se dejó libre para aplicar una carga de tipo desplazamiento. Se definió un desplazamiento de 2.2 mm, equivalente a una deformación en compresión de 0.11. Este desplazamiento fue cuidadosamente seleccionado para asegurar que la simulación alcanzara la región plástica en todas las probetas, permitiendo observar la respuesta no lineal del material bajo carga. Este enfoque permite comparar la capacidad de deformación y la resistencia residual de las probetas bajo condiciones de carga controladas.

Los resultados de la simulación se presentan a través de un mapa de calor que muestra la distribución de la tensión equivalente de von Mises en las probetas. Este mapa de calor identifica las zonas de máxima tensión, señalando las áreas críticas donde es más probable que se produzcan fallos. La tensión de von Mises es particularmente relevante en este contexto, ya que proporciona una medida unificada de la tensión que integra los diferentes componentes de la tensión en el material. Estos resultados se comparan con los datos obtenidos experimentalmente para validar la precisión de los modelos de simulación y para comprender mejor el comportamiento mecánico de las probetas bajo las condiciones de carga aplicadas.

La tensión de von Mises, también conocida como criterio de von Mises o esfuerzo equivalente de von Mises, es un concepto fundamental en la mecánica de materiales y teoría de la plasticidad [21]. Se utiliza para predecir el punto de fallo de un material dúctil bajo un estado de tensiones multiaxial<sup>1</sup>. En un contexto multiaxial, un material puede estar sometido a tensiones en varias direcciones simultáneamente. La tensión de von Mises toma en cuenta estas tensiones combinadas y determina una tensión escalar equivalente que puede compararse directamente con la resistencia del material bajo tensión simple. Este criterio establece que la falla plástica en un material ocurre cuando la tensión de von Mises supera la tensión de fluencia del material bajo una prueba de tracción uniaxial [22].

Matemáticamente, la tensión de von Mises se define a partir de los esfuerzos principales del material. Se puede calcular mediante la fórmula:

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

donde  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$  son las tensiones principales. Este criterio es ampliamente utilizado en la ingeniería debido a su capacidad para proporcionar una estimación precisa del comportamiento del material bajo cargas complejas. La tensión de von Mises es particularmente útil en el análisis de estructuras y componentes que están sometidos a cargas no proporcionales y es esencial para asegurar la integridad estructural y evitar fallos catastróficos en aplicaciones industriales.

Así pues, en las ilustraciones 19, 20 y 21, en primer lugar, se muestran capturas de la simulación llevada a cabo para cada una de las probetas, seguido de una tabla resumen con las tensiones de von Mises obtenidas para cada una de ellas.

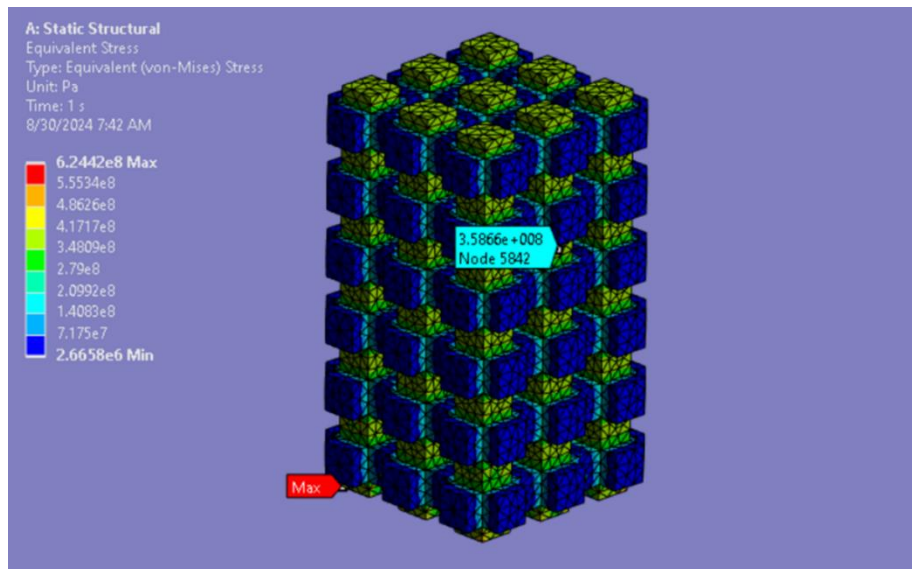


Ilustración 19: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 50%

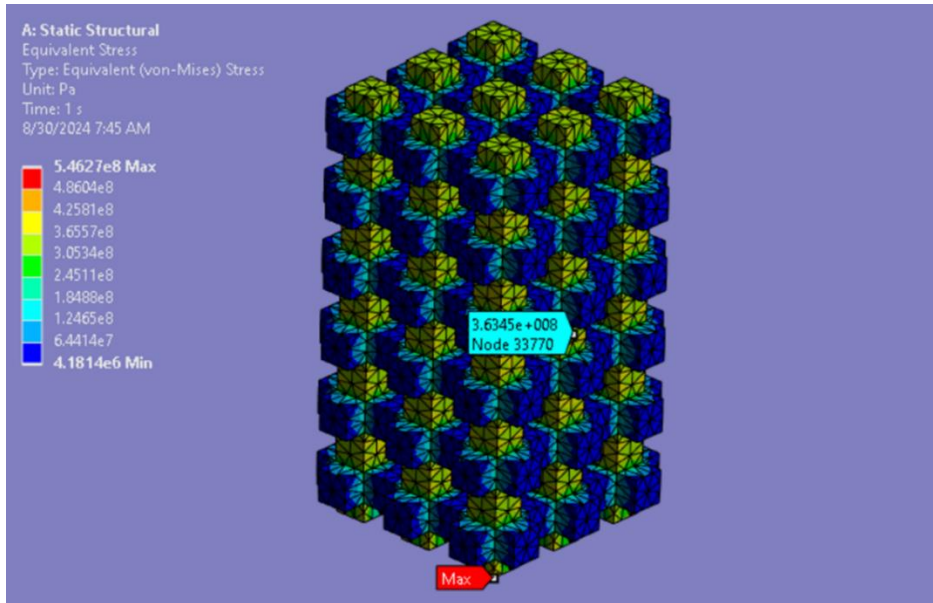


Ilustración 21: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 60%

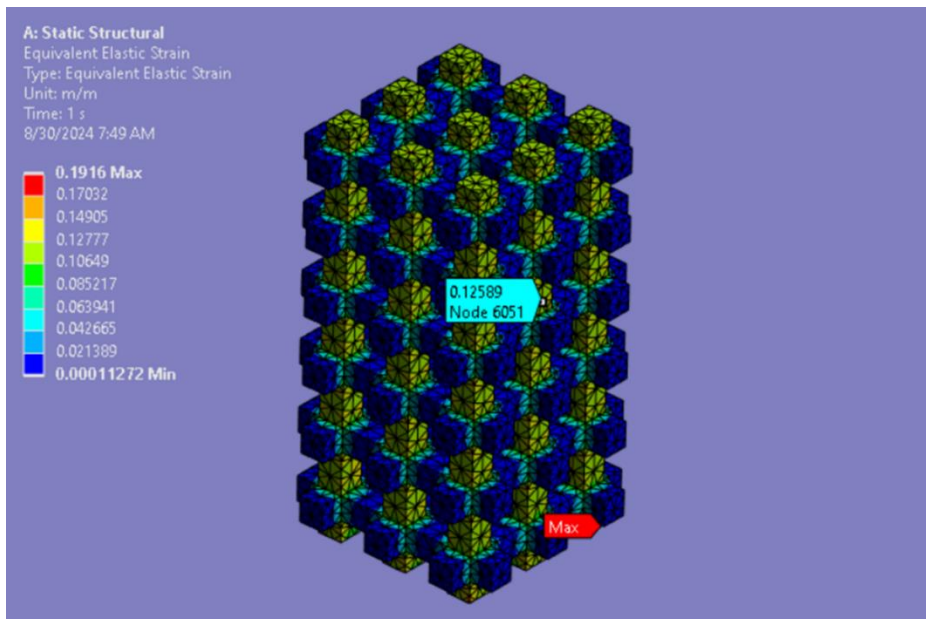


Ilustración 20: Resultado simulación geometría de referencia, porosidad 70%

En las ilustraciones se muestran los resultados obtenidos de las tres geometrías, 50%, 60% y 70% respectivamente. A continuación, en la Tabla 23, se recogen el resultado de la tensión de las tres probetas, al igual que otros parámetros de la simulación.

Tabla 23: Resultados de simulación a desplazamiento constante en geometrías de referencia

Pieza	Módulo de Young (MPa)	Tamaño Mesh (m)	Deformación total (mm)	Tensión máx. (MPa)	Tensión nodo (MPa)
ref_50	2800	0.5	2.2	<b>624</b>	<b>358</b>
ref_60	2800	0.5	2.2	<b>546</b>	<b>363</b>
ref_70	2800	0.5	2.2	<b>536</b>	<b>352</b>

Los resultados presentados en la tabla indican una relación inversamente proporcional entre la porosidad de las piezas y la tensión máxima soportada bajo un desplazamiento constante de 2.2 mm. Específicamente, se observa que la tensión máxima disminuye de 624 MPa para la pieza ref\_50 a 546 MPa para ref\_60 y finalmente a 536 MPa para ref\_70. Este comportamiento sugiere que a medida que la porosidad aumenta, la capacidad del material para soportar tensiones elevadas disminuye. Este fenómeno puede explicarse por la presencia de vacíos o espacios dentro del material que actúan como concentradores de tensiones, reduciendo la resistencia general de la estructura.

Además, es notable que la tensión máxima se localiza en los extremos de las columnas, lo que indica una concentración de esfuerzos en estas zonas debido a la geometría y las condiciones de contorno aplicadas. Contrariamente, en los nodos de la columna, la tensión registrada es considerablemente menor, con valores que rondan aproximadamente la mitad de la tensión máxima observada (por ejemplo, 358 MPa frente a 624 MPa en la pieza ref\_50). Esta distribución de tensiones sugiere una transición de carga a lo largo de la columna, donde los extremos soportan las mayores cargas, mientras que los nodos, situados en posiciones intermedias, experimentan menores esfuerzos. Finalmente, este análisis pone de relieve la importancia de considerar la porosidad y la distribución de tensiones en el diseño y análisis estructural para asegurar la integridad y funcionalidad de componentes sometidos a cargas estáticas.

## 5. ALINEACIÓN CON LOS ODS

En primer lugar, el proyecto se alinea con el ODS 3, que busca garantizar una vida saludable y promover el bienestar para todos. Al desarrollar *scaffolds* avanzados para la regeneración ósea, este proyecto mejora los tratamientos disponibles para pacientes con fracturas severas. Los *scaffolds* personalizados pueden reducir significativamente los tiempos de recuperación y mejorar la calidad de vida de los pacientes al proporcionar un soporte estructural preciso que fomenta una mejor integración y regeneración ósea [23].

Además, la capacidad de producir estos *scaffolds* mediante impresión 3D reduce la necesidad de cirugías invasivas adicionales, disminuyendo las complicaciones postoperatorias y los costos médicos asociados. La precisión y personalización que ofrece la impresión 3D aseguran que los tratamientos sean más efectivos, lo cual contribuye a sistemas de salud más eficientes y sostenibles [24].

En segundo lugar, este proyecto también está estrechamente relacionado con el ODS 9, que promueve infraestructuras resilientes, industrialización inclusiva y sostenible, e innovación. La investigación en impresión 3D para aplicaciones biomédicas representa un avance significativo en la innovación tecnológica dentro de la industria médica. Este método permite la producción de dispositivos médicos complejos y personalizados de manera más eficiente y con menos desperdicio de materiales, fomentando así una industrialización más sostenible [23].

La adopción de tecnologías avanzadas como la impresión 3D en el sector biomédico mejora la capacidad de producción y la calidad de los dispositivos médicos. Este proyecto facilita el desarrollo de nuevas aplicaciones y tratamientos, impulsando el crecimiento de la industria y la creación de infraestructuras más robustas y adaptadas a las necesidades modernas de salud.

En tercer lugar, el proyecto también apoya el ODS 12, que se centra en garantizar patrones de consumo y producción sostenibles. La impresión 3D permite una fabricación aditiva que reduce significativamente el desperdicio de materiales en comparación con los métodos tradicionales de

fabricación. Al optimizar el diseño y la producción de *scaffolds* biomédicos, se maximiza la eficiencia y se minimiza el uso de recursos, contribuyendo a una economía más circular [24].

Además, el uso de materiales biodegradables y biocompatibles en la impresión de *scaffolds* contribuye a reducir el impacto ambiental. Estos materiales, diseñados para degradarse dentro del cuerpo después de cumplir su función, no solo son seguros y efectivos para los pacientes, sino que también ayudan a disminuir la huella ecológica de los dispositivos médicos [23].

Finalmente, el proyecto fomenta el ODS 17, que destaca la importancia de las alianzas para el desarrollo sostenible. La investigación en tecnologías de impresión 3D para aplicaciones biomédicas requiere colaboración entre instituciones académicas, empresas tecnológicas y el sector salud. Estas colaboraciones son esenciales para compartir conocimientos y recursos, acelerando así el desarrollo e implementación de soluciones médicas innovadoras.

La cooperación internacional y multisectorial en la investigación de *scaffolds* impresos en 3D promueve la transferencia de tecnología y conocimientos a regiones que pueden beneficiarse significativamente de estos avances. Esto contribuye a un acceso más equitativo a las tecnologías médicas avanzadas y asegura que los beneficios de la innovación se distribuyan globalmente, mejorando la salud y el bienestar a nivel mundial [24].



## 6. CONCLUSIONES

Este proyecto ha permitido obtener una comprensión profunda sobre el comportamiento mecánico de las geometrías Lattice fabricadas mediante impresión 3D, específicamente en cuanto a su resistencia a la compresión y a la fatiga. A lo largo del proyecto, se ha evaluado la influencia de diferentes parámetros, como la geometría y la porosidad, en las propiedades mecánicas de las probetas. Los resultados obtenidos proporcionan una base sólida para el diseño de scaffolds en aplicaciones biomédicas, especialmente en la regeneración ósea.

En primer lugar, se ha evidenciado que la porosidad es un factor determinante en la resistencia de las probetas a la compresión. A medida que la porosidad aumenta, se observa una disminución significativa en la tensión máxima que las estructuras pueden soportar antes de alcanzar el fallo. Este comportamiento es consistente con la teoría de materiales, donde una mayor porosidad implica una menor cantidad de material resistente por unidad de volumen, lo que reduce la rigidez y aumenta la susceptibilidad al colapso bajo cargas aplicadas. Los ensayos de compresión realizados mostraron que las probetas con porosidades del 50% soportaron mayores tensiones que aquellas con porosidades del 60% y 70%, destacando la importancia de equilibrar la porosidad y la resistencia en el diseño de scaffolds.

Además, se ha observado una distribución desigual de las tensiones a lo largo de las probetas, con concentraciones más altas en los extremos de las columnas. Este fenómeno puede explicarse por la geometría de las probetas y las condiciones de contorno impuestas durante los ensayos. En los nodos, las tensiones registradas fueron aproximadamente la mitad de las tensiones máximas observadas en los extremos, lo que sugiere que los nodos actúan como zonas de alivio de tensiones. Esta distribución de tensiones es un aspecto crítico que debe considerarse en el diseño de estructuras Lattice, ya que las concentraciones de tensión en áreas específicas pueden llevar a fallos prematuros.

La comparación entre las geometrías de referencia y las geometrías gyroid ha revelado diferencias significativas en su comportamiento mecánico. Aunque las geometrías de referencia mostraron

una mayor capacidad de carga en general, las geometrías gyroid presentaron ventajas específicas en términos de distribución de cargas y adaptación a las deformaciones. En particular, las probetas gyroid con una porosidad del 60% demostraron ser más efectivas que las probetas de referencia con una porosidad del 70%, soportando tensiones mayores antes de fallar. Este resultado sugiere que, aunque las estructuras gyroid pueden no ser las más fuertes en términos absolutos, su diseño tridimensional las hace adecuadas para aplicaciones donde se requiere un equilibrio entre alta porosidad y resistencia mecánica.

Otro aspecto relevante identificado en el proyecto es la influencia del proceso de fabricación en las propiedades finales de las probetas. Las simulaciones realizadas en ANSYS mostraron una buena correlación con los resultados experimentales, lo que valida el uso de modelos numéricos para predecir el comportamiento de las estructuras Lattice bajo carga. Sin embargo, también se observó que las pequeñas variaciones en las condiciones de impresión pueden tener un impacto significativo en la porosidad real y, por ende, en la resistencia de las probetas. Esto destaca la necesidad de un control riguroso de los parámetros de impresión para asegurar la reproducibilidad y la consistencia en la fabricación de scaffolds.

Finalmente, los resultados obtenidos en este estudio abren nuevas perspectivas para el diseño de scaffolds personalizados mediante impresión 3D. La capacidad de ajustar la porosidad y la geometría de manera precisa permite optimizar las propiedades mecánicas y biológicas de los scaffolds, mejorando su integración con el tejido óseo y su capacidad para soportar las cargas fisiológicas. Este proyecto no solo ha proporcionado una comprensión más profunda del comportamiento de las estructuras Lattice, sino que también ha sentado las bases para futuras investigaciones que podrían explorar nuevas geometrías y materiales, así como la aplicación de estos conceptos en la medicina regenerativa y otras áreas de la ingeniería biomédica. La continua innovación en el campo de la impresión 3D promete transformar la fabricación de dispositivos médicos, ofreciendo soluciones más seguras, eficientes y personalizadas para los pacientes.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gorgolis, G., & Giali, G. (2022). Additive manufacturing in aerospace: Examples, recent trends, and future perspectives. *Results in Engineering*, 13, 100311. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214031X22000377>
- [2] 3DPrinting.com. (2023). *BellaSeno Unveils 3D Printed Scaffolds for Bone Reconstruction*. Obtenido de <https://3dprinting.com/news/bellasenos-unveils-3d-printed-scaffolds-for-bone-reconstruction/>
- [3] Gong, T., Xie, J., Liao, J., Zhang, T., Lin, S., & Lin, Y. (2015). 3D porous scaffolds for bone tissue regeneration: Some examples of strut-based and TPMS-based scaffolds [Figura 6]. ResearchGate. Obtenido de [https://www.researchgate.net/figure/3D-porous-scaffolds-for-bone-tissue-regeneration-a-Some-examples-of-strut-based\\_fig6\\_338191882](https://www.researchgate.net/figure/3D-porous-scaffolds-for-bone-tissue-regeneration-a-Some-examples-of-strut-based_fig6_338191882)
- [4] Zadpoor, A. A. (2015). Bone tissue regeneration: the role of scaffold geometry. *Biomaterials Science*, 3(2), 231-245. <https://doi.org/10.1039/C4BM00291A>
- [5] Senghun S. Lee, Xiaoyu Du, Inseon Kim, Stephen J. Fergusin (2022) Scaffolds for bone-tissue engineering - ScienceDirect. Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590238522002983>
- [6] Zeng Zhou, Wei Feng, B Kamyab Moghadas, N Baneshi, B Noshadi, Sh Baghaei, D Abasi Dehkordi. (2024) Review of recent advances in bone scaffold fabrication methods - ScienceDirect. Obtenido de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38663113/>
- [7] Formlabs. (2021). Clear Resin V4 Material Data Sheet. Formlabs Inc. Obtenido de <https://formlabs.com/materials/clear/>
- [8] Ifijen, I. H., Maliki, M., Ovonramwen, O. B., et al. (2019). *Biodegradable Polymers for 3D Printing of Tissue Engineering Scaffolds*. Springer.
- [9] Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). *Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing*. MDPI.
- [10] JC, et al. (2021). Toward Biomimetic Scaffolds for Tissue Engineering: 3D Printing Techniques in Regenerative Medicine. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*.

- [11] Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing. MDPI.
- [12] Jacobs, P. F. (1992). Rapid Prototyping & Manufacturing: Fundamentals of Stereolithography. McGraw-Hill.
- [13] Kruth, J. P., Leu, M. C., & Nakagawa, T. (1998). Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. *CIRP Annals*, 47(2), 525-540. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)63240-5](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)63240-5)
- [14] Chua, C. K., Leong, K. F., & Lim, C. S. (2010). Rapid Prototyping: Principles and Applications. World Scientific Publishing Company.
- [15] Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2015). Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing (2nd ed.). Springer.
- [16] Qiu, S., Zhou, Y., Waterhouse, G. I. N., Gong, R., Xie, J., Zhang, K., & Xu, J. (2021). Note on the use of different approaches to determine the pore sizes of tissue engineering scaffolds: what do we measure? *BioMedical Engineering OnLine*. Disponible en: BioMedCentral.
- [17] ImageJ Plugin for Analysis of Porous Scaffolds used in Tissue Engineering. (2021). *Journal of Open Research Software*. Disponible en: Journal of Open Research Software.
- [18] Coatings. (2021). Design and Analysis of Biomedical Scaffolds Using TPMS-Based Porous Structures Inspired from Additive Manufacturing. MDPI. Disponible en: MDPI.
- [19] Wei, J., Li, Y., & Zhu, S. (2020). Porosity calculation using the immersion method: A study on 3D-printed scaffolds. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 18(4), 1-8. <https://doi.org/10.1177/2280800020974771>
- [20] Polley, C., Radlof, W., Hauschulz, F., Benz, C., Sander, M., & Seitz, H. (2022). Morphological and mechanical characterisation of three-dimensional gyroid structures fabricated by electron beam melting for the use as a porous biomaterial. *Journal of Materials Science*, 57(24), 17398-17415. doi: 10.1007/s10853-022-06816-2.

- [21] Timoshenko, S. P., & Goodier, J. N. (1970). Theory of Elasticity (3rd ed.). McGraw-Hill.
- [22] Dieter, G. E. (1986). Mechanical Metallurgy (3rd ed.). McGraw-Hill.
- [23] Qiu, S., Zhou, Y., Waterhouse, G. I. N., et al. (2021). 3D printing of biomaterials for biomedical applications: a review. International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM).
- [24] Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing. MDPI.