



# GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

## ANÁLISIS DIMENSIONAL Y ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE ESTRUCTURAS POROSAS ELÁSTICAS FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA

Autor: Isabel Escuín Buendía

Director: Eva Paz Jiménez

Director: Xavier Soldani

Madrid



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

**ANÁLISIS DIMENSIONAL Y ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE  
ESTRUCTURAS POROSAS ELÁSTICAS FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN  
3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA**

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el  
curso académico 2024/25 es de mi autoría, original e inédito y  
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido  
tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Isabel Escuín Buendía

Fecha: 17/07/2025

Autorizada la entrega del proyecto

**EL DIRECTOR DEL PROYECTO**

Fdo.: Eva Paz Jiménez

Fecha: ...../ ...../ .....



Firmado digitalmente por Eva Paz  
Nombre de reconocimiento (DN):  
cn=Eva Paz, o=Universidad  
Pontificia Comillas, ou,  
email=epaz@iit.comillas.edu, c=ES  
Fecha: 2025.07.15 22:25:59 +02'00'





# GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

## ANÁLISIS DIMENSIONAL Y ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE ESTRUCTURAS POROSAS ELÁSTICAS FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA

Autor: Isabel Escuín Buendía

Director: Eva Paz Jiménez

Director: Xavier Soldani

Madrid



## **AGRADECIMIENTOS**

Me gustaría agradecer a mis dos tutores, tanto a Eva como a Xavier, puesto que me han ayudado en todo momento y me han guiado desde el principio. El desarrollo de este trabajo no hubiera sido posible sin su extenso conocimiento, su experiencia y la disponibilidad que me han brindado en cada momento.

Gracias por haber confiado en mí en todo momento y haberme permitido realizar este proyecto con vosotros.



# **ANÁLISIS DIMENSIONAL Y ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE ESTRUCTURAS POROSAS ELÁSTICAS FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA**

**Autor: Escuín Buendía, Isabel.**

Director: Eva Paz Jiménez

Director: Xavier Soldani

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

## **RESUMEN DEL PROYECTO**

### **1. Introducción**

El proyecto presentado consiste en un proyecto de investigación. Se va a estudiar el comportamiento de una resina elástica impresa en 3D mediante estereolitografía ante esfuerzos de tracción en función de su porosidad y su geometría. Las geometrías ensayadas son las estructuras lattice Gyroid y Schwarz.

### **2. Definición del proyecto**

El objetivo de este proyecto es desarrollar implantes para zonas cartilagosas del cuerpo humano, tanto faciales como corporales. Algunos ejemplos de estas aplicaciones son la nariz, las orejas o las rodillas. La resina de estudio es la BioMed Elastic 50A V1. Este material de estudio es idóneo debido a su elasticidad, adaptabilidad geométrica y sobre todo su biocompatibilidad.

### **3. Descripción del modelo**

Durante todo el proyecto se van a trabajar dos geometrías diferentes (estructuras Gyroid y Schwarz) y cada una de ellas en tres porosidades distintas (50%, 60% y 70%). Estas estructuras consisten en estructuras Lattice, son básicamente, estructuras 3D repetidas a lo largo de un volumen. Constan de la repetición en las tres dimensiones de una celda unitaria con una configuración de barras determinada. [1]

Por tanto, en primer lugar, se imprimirán doce probetas, puesto que queremos dos muestras de cada probeta. El primer ensayo que se realizará será el análisis estructural mediante el microscopio, el cual nos determinará si la impresión y cura de las probetas se ha realizado correctamente.

El proceso constituirá en analizar las dimensiones del grosor de las paredes que conforman la geometría y de la distancia que se existe entre ellas.

Posteriormente se estudiará la exactitud real de la porosidad estipulada en cada probeta. Estos ensayos tendrán el nombre de “Ensayos de porosidad”. Este análisis se realizará

gracias a la obtención del valor del volumen. El cálculo del volumen de cada probeta se realizará mediante la Balanza Mettler Toledo, que nos proporciona el valor del peso en aire y en etanol de cada probeta. Y mediante una serie de cálculos se obtendrá la porosidad real.

El último ensayo que se realizará será el de tracción. En este se observará cómo reacciona nuestro material ante esfuerzos de tracción. Se utilizará la máquina IBTH500 Ibertest, la cual nos proporcionará el tiempo, la deformación y la fuerza que se necesita para que se produzca la rotura del material. Además, a partir de estos valores se obtendrá el módulo de Young, que se corresponde con la pendiente de la gráfica tensión-deformación en su zona lineal.

#### **4. Resultados**

Como se ha mencionado previamente, el primer ensayo será el dimensional. En este ensayo se aprecia que la distancia entre las paredes dista mucho de lo esperado, sin embargo, el ancho de cada pared es bastante similar a lo estipulado.

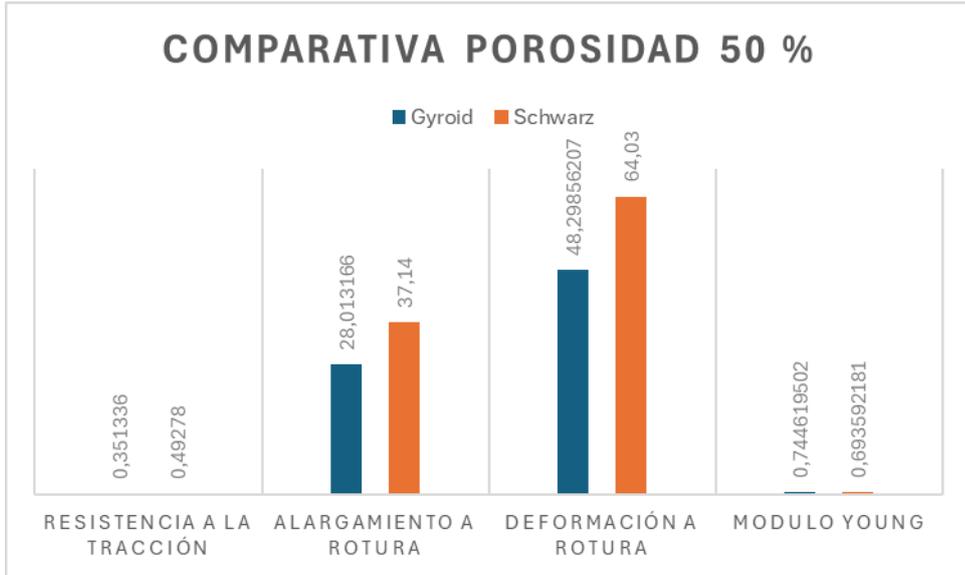
En concreto, en las estructuras Gyroid, la distancia entre paredes ha resultado ser casi de un 60 % menor. Y en las estructuras Schwarz, casi un 50 % menor.

Por otra parte, la dimensión de las paredes ha resultado ser muy parecida a lo teórico. En detalle, estas dimensiones han sido un 15 % menor en Gyroid y un 5 % mayor en Schwarz.

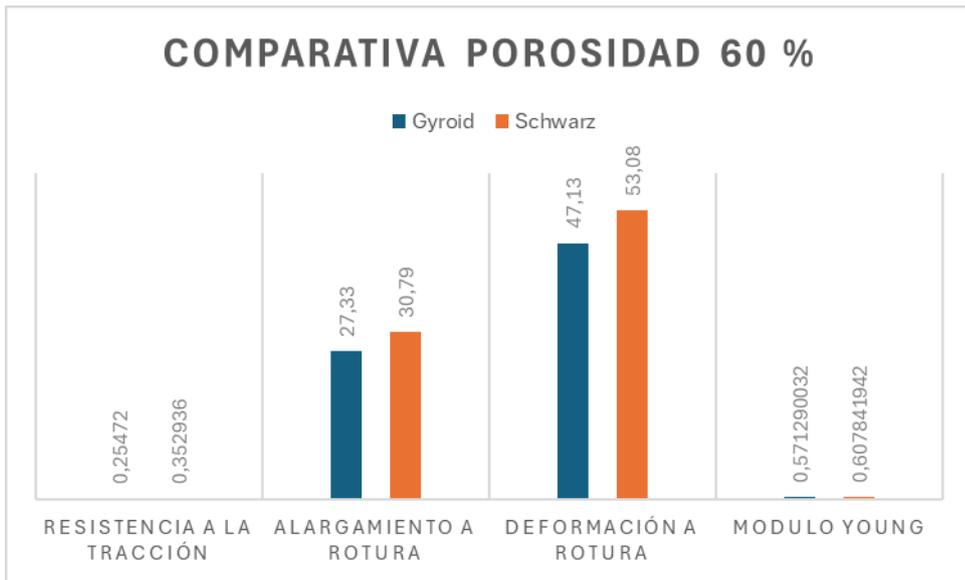
Teniendo en cuenta que nuestro proyecto está enfocado en prótesis de pequeño tamaño, esta diferencia tan grande podría suponer un problema a la hora de adaptar un implante a un espacio muy reducido.

Posteriormente, se analizarán los ensayos de porosidad. Se observa que, en todas las porosidades, salvo en la de 50 %, la porosidad esperada es menor. La porosidad que peor resultado refleja es la porosidad del 60 %, especialmente para la geometría Gyroid con un 22% menor que la esperada. La porosidad 50% da un resultado muy bueno, sobre todo la Gyroid, con un error del 1% (aprox). Y, por último, la porosidad 70 % también resulta ser muy similar a lo esperado, ligeramente menor, pero con un error albergando el 5 %.

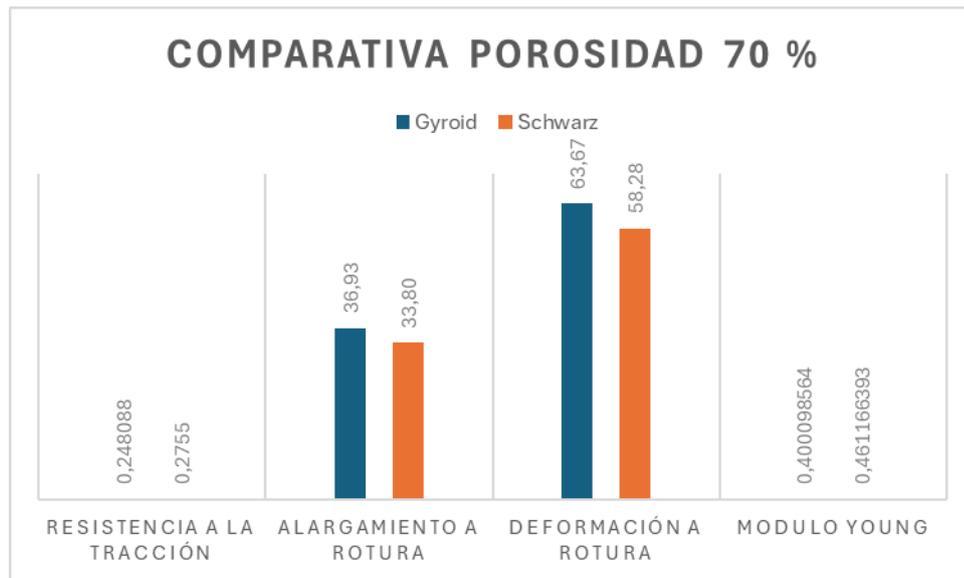
Para los ensayos de tracción se han obtenido las siguientes gráficas comparativas;



Gráfica 1. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 50 %.



Gráfica 2. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 60 %.



Gráfica 3. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 70 %.

Se observa que, para la mayoría de los parámetros, la geometría Schwarz da valores ligeramente superiores que la Gyroid. Salvo en el alargamiento y deformación a rotura para la porosidad del 70 %, que resulta mayor en Gyroid. Además, el módulo de Young es ligeramente mayor en Gyroid para la porosidad del 50 %.

## 5. Conclusiones

La conclusión a la que se llega es que ambas geometrías son muy interesantes para la realización de pequeños implantes. Tanto una como otra, presentan resultados ante los ensayos mecánicos de tracción muy satisfactorios. Haciéndolas idóneas para las adversidades físicas que sufren de manera continua los implantes.

El único inconveniente que presentan es que no son fieles a la dimensión especificada. Este suceso afecta si el implante replica una zona corporal muy reducida, cuya dimensión requiere de una gran precisión. Como bien pueda ser un tendón. Sin embargo, si vamos a replicar una oreja, un error dimensional de 1 mm resulta ser insignificante.

Por tanto, la conclusión determinada es que la resina utilizada resulta ser muy práctica cuando la geometría no requiere de una gran precisión en su dimensión esperada. Sin embargo, cuando el implante que se va a realizar tiene una dimensión muy precisa, es mejor la utilización de otro material, especialmente en la geometría Gyroid, debido a que presenta un error mayor.



**Author: Escuín Buendía, Isabel.**

Supervisor: Eva Paz Jiménez

Director: Xavier Soldani

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

## **ABSTRACT**

### **1. Introduction**

The project presented is a research project. The behavior of a resin under tensile stress will be studied depending on its porosity and geometry. The tested geometries are the lattice structures Gyroid and Schwarz.

### **2. Project definition**

The aim of this project is to develop implants for cartilaginous areas of the human body, both facial and corporal. Some examples of these applications include the nose, ears, and knees. The resin used in this study is BioMed Elastic 50A V1. This material is ideal due to its elasticity, geometric adaptability, and, above all, its biocompatibility.

### **3. Model description**

Throughout the project, two different geometries will be used (Gyroid and Schwarz structures), and each one will be tested with three different porosities (50%, 60%, and 70%). These are Lattice structures, which are basically 3D patterns repeated throughout a volume. They consist of the 3D repetition of a unit cell with a specific bar configuration. [1]

Therefore, the first step will be to print twelve specimens, since we want two samples of each type. The first test to be carried out will be a structural analysis using a microscope, which will help determine whether the printing and curing of the specimens has been done correctly.

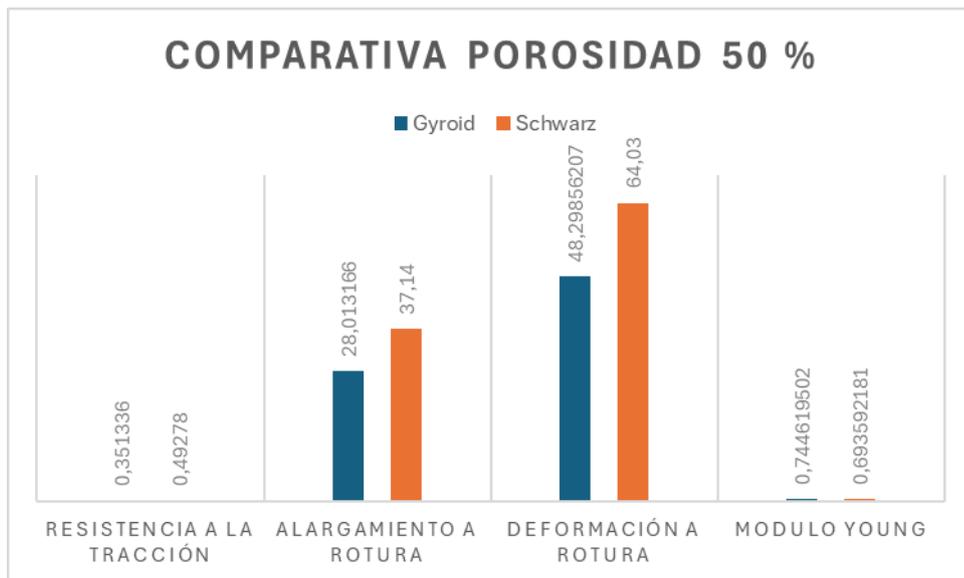
The process will consist of analyzing the thickness dimensions of the walls that make up the geometry and the distance between them.

After that, the actual accuracy of the intended porosity in each specimen will be studied. These tests will be referred to as “Porosity Tests.” This analysis will be carried out by obtaining the volume value. The volume of each specimen will be calculated using the Mettler Toledo balance, which provides the weight of the specimen in air and in ethanol. With a series of calculations, the actual porosity will be determined.

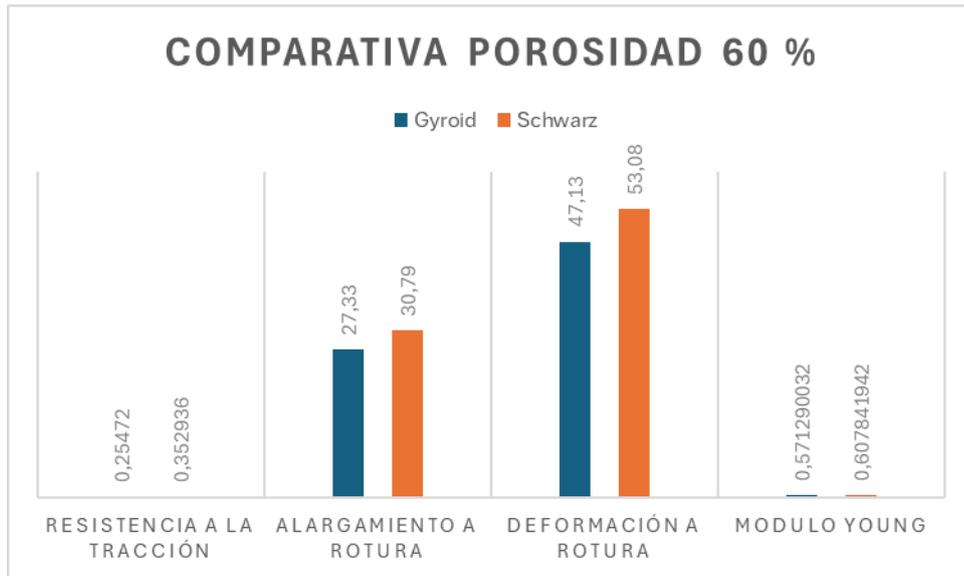
The final test will be the tensile test. In this one, we will observe how our material reacts under tensile stress. The IBTH500 Ibertest machine will be used, which will provide the time, deformation, and force required for the material to break.

#### 4. Results

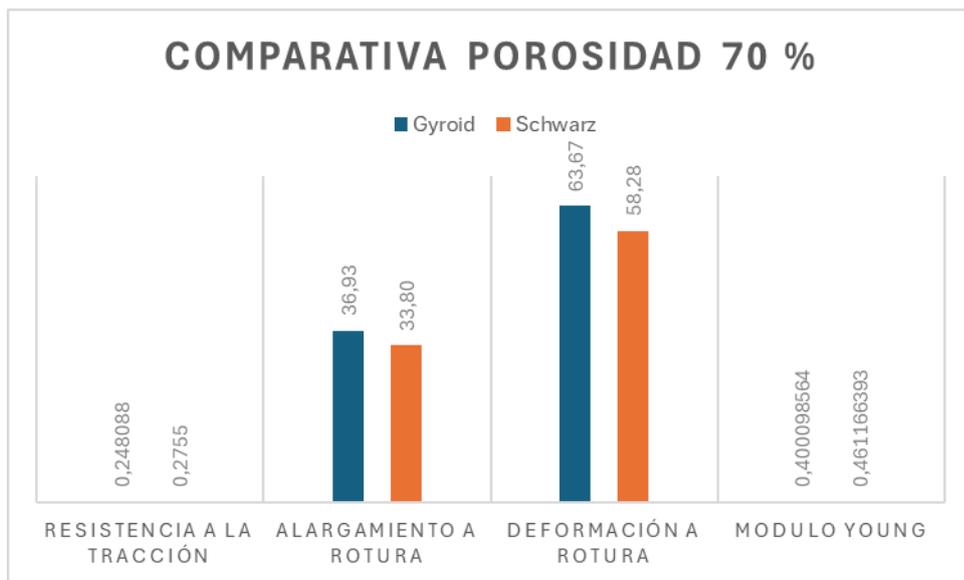
As previously mentioned, the first test will be the dimensional one. In this test, it can be observed that the distance between the walls differs greatly from what was expected; however, the width of each wall is quite similar to what was stipulated. Specifically, in the Gyroid structures, the distance between walls turned out to be almost 60% less. And in the Schwarz structures, almost 50% less. On the other hand, the dimension of the walls turned out to be very close to the theoretical value. In detail, these dimensions were 15% smaller in Gyroid and 5% larger in Schwarz. Considering that our project is focused on small-sized prostheses, this large difference could pose a problem when adapting an implant to a very limited space. Subsequently, the porosity tests will be analyzed. It is observed that, in all porosities—except for the 50% one—the expected porosity is lower. The porosity that shows the worst result is the 60% porosity, especially for the Gyroid geometry, with 22% less. The 50% porosity gives a very good result, especially the Gyroid, with an error of approximately 1%. Finally, the 70% porosity also turns out to be very close to the expected value, slightly lower, but with an error of around 5%. For the tensile tests, the following comparative graphs have been obtained:



Graph 1. Comparative graph of the tensile tests for 50% porosity.



Graph 2. Comparative graph of the tensile tests for 50% porosity.



Graph 3. Comparative graph of the tensile tests for 70% porosity.

It can be observed that, for most parameters, the Schwarz geometry gives slightly higher values than the Gyroid. Except for the elongation and strain at break for the 70% porosity, which are higher in Gyroid. Additionally, the Young's modulus is slightly higher in Gyroid for the 50% porosity.

## 5. Conclusions

The conclusion reached is that both geometries are very promising for the fabrication of small implants. Each of them shows very satisfactory results in the mechanical tensile tests, making them suitable for the physical stresses that implants continuously endure.

The only drawback they present is that they are not accurate in terms of the specified dimensions. This issue becomes relevant when the implant replicates a very small anatomical area, where high dimensional precision is required—such as in the case of a tendon. However, if we aim to replicate an ear, a dimensional error of 1 mm proves to be insignificant.

Therefore, the conclusion is that the resin used proves to be very practical when the geometry does not require high dimensional precision. On the other hand, when the implant to be manufactured demands high precision, it is advisable to use another material—especially in the case of the Gyroid geometry—since it shows a larger dimensional error.

## *Índice de la memoria*

<b>Capítulo 1. Introducción .....</b>	<b>10</b>
1.1 Motivación del proyecto.....	10
<b>Capítulo 2. Descripción de las Tecnologías.....</b>	<b>12</b>
<b>Capítulo 3. Estado de la cuestión.....</b>	<b>17</b>
<b>Capítulo 4. Definición Del Trabajo .....</b>	<b>22</b>
4.1 Justificación.....	22
4.2 Objetivos .....	23
<b>Capítulo 5. Material Y Metodología Experimental.....</b>	<b>25</b>
5.1 Material Utilizado.....	25
5.2 Impresión Probetas .....	25
5.3 Análisis Dimensional .....	30
5.4 Ensayos De Porosidad.....	31
5.5 Ensayos De Tracción.....	32
<b>Capítulo 6. Análisis De Resultados.....</b>	<b>33</b>
6.1 Análisis Dimensional .....	33
6.2 Ensayos De Porosidad.....	38
6.3 Ensayos De Tracción.....	39
<b>Capítulo 7. Objetivos Del Desarrollo Sostenible .....</b>	<b>55</b>
<b>Capítulo 8. Conclusiones.....</b>	<b>59</b>
<b>Capítulo 9. capítulos futuros.....</b>	<b>61</b>
<b>Capítulo 10. Bibliografía.....</b>	<b>63</b>



## *Índice de gráficas*

Gráfica 1. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 50 %.....	11
Gráfica 2. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 60 %.....	11
Gráfica 3. Gráfica comparativa de los ensayos de tracción para la porosidad 70 %.....	12
Gráfica 4. Gráfica comparativa de la dimensión real de la distancia entre paredes y la teórica, en estructuras Gyroid.....	33
Gráfica 5. Gráfica comparativa de la dimensión real de la distancia entre paredes y la teórica, en estructuras Schwarz. ....	34
Gráfica 6.. Comparativa de la dimensión real del ancho de las paredes y la teórica, en estructuras Gyroid. ....	36
Gráfica 7. Comparativa de la dimensión real del ancho de las paredes y la teórica, en estructuras Schwarz. ....	37
Gráfica 8. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 50 % Gyroid. ....	40
Gráfica 9. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 60 % Gyroid. ....	41
Gráfica 10. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 70 % Gyroid. ....	42
Gráfica 11. Gráfica comparativa de la resistencia a la tracción de cada porosidad con estructura Gyroid. ....	44
Gráfica 12. Gráfica comparativa del alargamiento a rotura de cada porosidad con estructura Gyroid.....	44
Gráfica 13. Gráfica comparativa de la deformación a rotura de cada porosidad con estructura Gyroid. ....	45
Gráfica 14. Gráfica comparativa del módulo de Young de cada porosidad con estructura Gyroid.....	45

Gráfica 15. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 50 % Schwarz. ....	46
Gráfica 16. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 60 % Schwarz. ....	47
Gráfica 17. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 70 % Schwarz. ....	48
Gráfica 18. Gráfica comparativa de la resistencia a la tracción de cada porosidad con estructura Schwarz.....	50
Gráfica 19. Gráfica comparativa del alargamiento a rotura de cada porosidad con estructura Schwarz. ....	50
Gráfica 20. Gráfica comparativa de la deformación a rotura de cada porosidad con estructura Schwarz.....	51
Gráfica 21. Gráfica comparativa del módulo Young de cada porosidad con estructura Schwarz. ....	51
Gráfica 22. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 50 %.....	52
Gráfica 23. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 60 %.....	53
Gráfica 24. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 70 %.....	54



## *Índice de ilustraciones*

Ilustración 1. Impresora mediante estereolitografía (SLA) [5] .....	13
Ilustración 2. Microscopio Olympus .....	14
Ilustración 3. Captura programa análisis dimensional .....	15
Ilustración 4. Balanza Mettler Toledo .....	15
Ilustración 5. Máquina ensayos de tracción (IBTH 500 Ibertest).....	16
Ilustración 6. Ejemplo 3D Bioprinting [9] .....	18
Ilustración 7. Electrohilado para fabricación de fibras poliméricas. [11] .....	19
Ilustración 8. Prototipo de uso del hidrogel. [13] .....	19
Ilustración 9. Probetas recién impresas colocadas en el interior de la máquina 3D.....	26
Ilustración 10. Probetas con soporte.....	26
Ilustración 11. Cura de las probetas .....	27
Ilustración 12. Probetas impresas (tercera probeta con pandeo) .....	28
Ilustración 13. Probeta cúbica. ....	28
Ilustración 14. Probeta tipo hueso. ....	29
Ilustración 15. Captura con microscopio probeta Gyroid.....	30
Ilustración 16. Ejemplo captura estructura Schwarz. ....	31



## *Índice de tablas*

Tabla 1. Dimensiones teórica-real de la distancia entre paredes de las estructuras Gyroid.	34
Tabla 2. Dimensiones teórica-real de la distancia entre paredes de las estructuras Schwarz. .....	35
Tabla 3. Dimensiones teórica-real del ancho de las paredes, de las estructuras Gyroid. ....	36
Tabla 4. Dimensiones teórica-real del ancho de las paredes, de las estructuras Schwarz...	37
Tabla 5. Tabla de porosidades. ....	38
Tabla 6. Porcentaje de error de cada porosidad.....	39
Tabla 7. Tabla resumen porosidad 50 % estructura Gyroid. ....	42
Tabla 8. Tabla resumen porosidad 60 % estructura Gyroid. ....	43
Tabla 9. Tabla resumen porosidad 70 % estructura Gyroid. ....	43
Tabla 10. Tabla resumen porosidad 50 % estructura Schwarz.....	48
Tabla 11. Tabla resumen porosidad 60 % estructura Schwarz.....	49
Tabla 12. Tabla resumen porosidad 70 % estructura Schwarz.....	49



## **Capítulo 1. INTRODUCCIÓN**

### ***1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO***

En las últimas décadas, el desarrollo del conocimiento tecnológico se ha incrementado notablemente en todo el mundo. La mayoría de los avances más importantes a nivel tecnológico se han desarrollado en los últimos 100 años. Además, gracias a estos avances han evolucionado otros campos, como sucede con la medicina.

Nuestro principal problema es que a pesar de que hoy en día se invierte mucho dinero y esfuerzo en desarrollar nuevas tecnologías, el campo de los implantes faciales no resulta estar tan desarrollado como debería. El enfoque de este proyecto se quiere basar no solamente en la estética humana, sino en lograr reemplazar piezas faciales que han sufrido cualquier tipo de daño.

Hoy en día, aproximadamente un cuarto de la población mundial vive en una zona de conflicto [2]. Muchas personas pierden partes de su rostro por culpa de las guerras. Estas personas mayormente proceden de países pobres y origen humilde, además, gran parte de ellas no son partidarias de estas guerras. Sin embargo, son las mayores víctimas. El desarrollo de estas prótesis facilitaría su globalización, produciendo así una mayor normalización de su implantación.

Para ello, este proyecto pretende evaluar la viabilidad de utilizar una resina flexible para la fabricación de implantes mediante la fabricación de estos por impresión 3D, utilizando estereolitografía. Esto facilitaría el diseño de implantes a medida y permitiría una gran accesibilidad gracias a la adaptabilidad de la técnica de fabricación. Para los diseños de los implantes se utilizarán estructuras porosas, y por ello se evaluará el comportamiento mecánico de dos estructuras lattice (Gyroid y Schwarz) y diferentes grados de porosidad (50%, 60% y 70%).

No solamente se ha enfocado el estudio en prótesis faciales. Sino que encontramos por todo el cuerpo áreas cartilaginosas. Como, por ejemplo; las rodillas, la cadera, los hombros...

Por tanto, este proyecto tiene un amplio espectro de aplicación en el ámbito médico.

## **Capítulo 2. DESCRIPCIÓN DE LAS TECNOLOGÍAS**

Este proyecto se basa en el análisis de las estructuras lattice mediante el uso de probetas. Estas estructuras se analizarán en diferentes aspectos, en primer lugar, se realizará un análisis dimensional que compare las dimensiones reales de cada probeta con las esperadas. Posteriormente, se analizará la porosidad de cada una. Y, por último, se llevarán a cabo ensayos de tracción que determinarán cómo reacciona el material.

Para comenzar, se necesitará la impresión de las probetas. Las estructuras lattice son estructuras 3D repetidas a lo largo de un volumen [3], esta compleja estructura resulta muy fácil ser replicada mediante procesos de fabricación aditiva, es el método que presenta mayor definición. Además, la fabricación aditiva resulta ser muy económica en este tipo de procesos [4]. Por este motivo, se ha usado la técnica de fabricación 3D, llamada estereolitografía (SLA).

Para poder realizar la impresión 3D, previamente, se necesita la utilización de la aplicación CAD para diseñar los planos de las probetas a imprimir.

El material para utilizar es la resina BioMed Elastic 50A V1, la estereolitografía consiste en verter una resina líquida y fotosensible en un tanque y la luz UV interactúa con la resina para polimerizarla de forma selectiva.



*Ilustración 1. Impresora mediante estereolitografía (SLA) [5]*

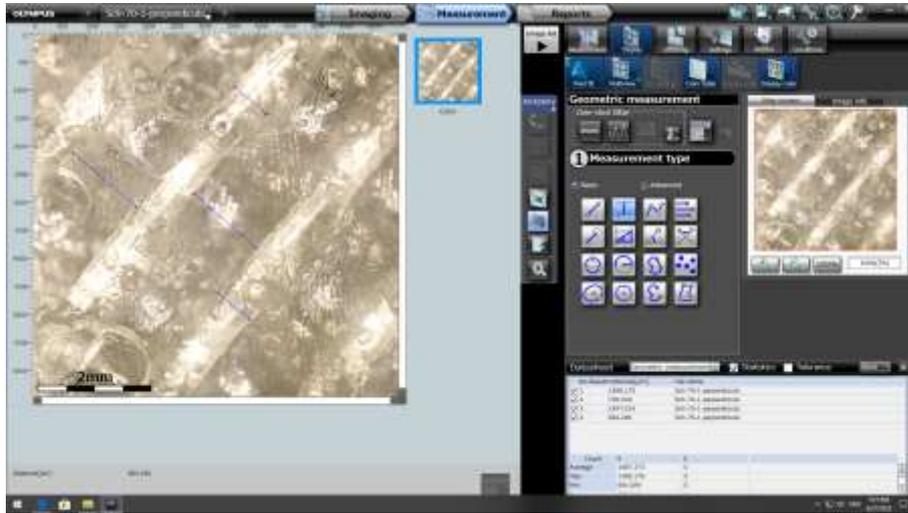
Como se ha comentado anteriormente, el primer proceso a llevar a cabo será su análisis dimensional. Por tanto, se necesitará utilizar un microscopio para analizar las dimensiones de las geometrías de las probetas. El microscopio que se utilizará será Olympus DSX 1000.



*Ilustración 2. Microscopio Olympus*

*DSX 1000*

Asimismo, mediante el empleo del programa DSX se podrán capturar las imágenes deseadas en el microscopio. Como se observa en la siguiente imagen, el programa permite localizar y ajustar las dimensiones deseadas a medir.



*Ilustración 3. Captura programa análisis dimensional*

En segundo lugar, se utilizará la balanza Mettler Toledo, esta máquina proporciona el peso de aire medido y el peso de etanol medido, en función de donde se coloque la probeta. Mediante los datos proporcionados por la máquina y las dimensiones de los agarres se calcula la porosidad real de cada probeta.



*Ilustración 4. Balanza Mettler Toledo*

A continuación, la máquina requerida para los ensayos de tracción es la IBTH500 Ibertest, y el programa que se utilizará se llama windtest32.



*Ilustración 5. Máquina ensayos de tracción (IBTH 500 Ibertest)*

El programa nos facilita los valores de tiempo (s), carrera (mm), fuerza (N) y resistencia (MPa).

## Capítulo 3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

El cartílago es una parte de nuestro cuerpo imposible de regenerar, por tanto, a lo largo de los años han surgido diferentes métodos para poder reemplazarlos. Este tipo de tejidos, cuando se encuentran dañados o perdidos se pueden regenerar, reparar o reemplazar mediante implantes de tejidos, estos implantes pueden ser naturales o artificiales. Aparte de la nariz, las orejas y los oídos, hay articulaciones que también sufren deterioro a lo largo de los años por el uso o por accidentes externos, las que más daño sufren son; rodillas, hombros, cadera y tobillos. Los pacientes que más sufren el deterioro o desgaste son personas muy deportistas o de elevada edad. Las tecnologías hoy en día implantadas para poder reemplazar los cartílagos combinan el uso de materiales biocompatibles, ingeniería de tejidos y la fabricación aditiva.

Encontramos diferentes tipos de implantes;

- Autoinjertos: El implante procede del propio paciente, la problemática es la limitación de la cantidad que posea el paciente.
- Homoinjertos: El implante también procede de un ser humano, sin embargo, proviene de un donante. Hay que seguir un gran número de pruebas de compatibilidad y análisis de calidad para poder determinar si el donante es adecuado.
- Xenoinjertos: El implante no proviene del ser humano. Las especies más típicas son la bovina y la porcina.
- Implantes sintéticos: Prótesis biodegradables fabricadas a partir de metales, cerámicas y polímeros.
- Ingeniería tisular: Estructuras 3D combinadas con tejidos propios del paciente.

Hoy en día existen diversos métodos, el más utilizado es el 3D Bioprinting con bioinks avanzados [6]. Consiste en la recreación exacta del área a reemplazar con propiedades biomiméticas y de la utilización de bioinks. Los bioinks se componen de células vivas con

hidrogeles. Estos hidrogeles son capaces de reaccionar ante estímulos. Este procedimiento se utiliza para zonas en la que se requiera una gran precisión y unas geometrías muy concretas. La problemática que encontramos es el alto coste y la necesidad de un equipo tecnológicamente muy avanzado [7].

Hoy en día se ha desarrollado en la Universidad de Swansea una bioimpresora capaz de imprimir estructuras cartilagosas en el momento. [8]

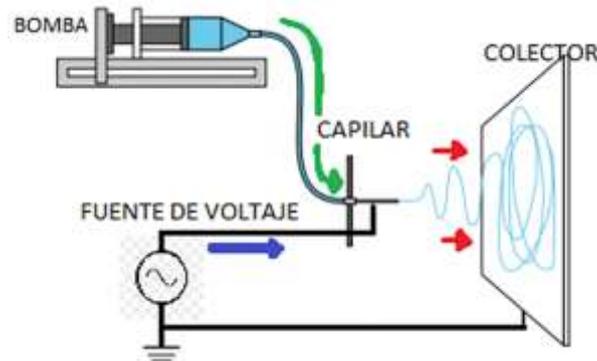


*Ilustración 6. Ejemplo 3D Bioprinting [9]*

Otra metodología que se está empezando a desarrollar es el Electrospinning con enfoques híbridos de nanofibras. Mediante la bioimpresión y la utilización de nanofibras se consigue una gran resistencia mecánica y celular [10]. Este método se basa en el diseño de andamios con microarquitecturas parecidas a la matriz del cartílago. A partir de polímeros PCL o PLA se obtienen las nanofibras, a veces también se pueden obtener de quitosano (un compuesto natural). Para poder mejorar la integración con el tejido humano se utilizan partículas bioactivas o estructuras impresas en 3D.

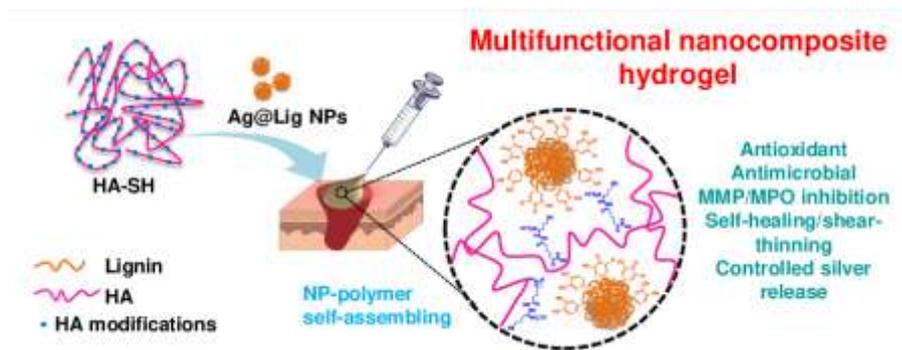
Este método está mayormente enfocado en cartílagos nasales o auriculares con la combinación de células madre.

La gran dificultad que presenta es su falta de desarrollo, todavía no ha tenido una integración clínica.



*Ilustración 7. Electrohilado para fabricación de fibras poliméricas. [11]*

Otro método en auge y muy utilizado en los últimos años son los hidrogeles inyectables y nanocompuestos. Mediante señales bioactivas permiten una reparación poco invasiva y que se adapta a la perfección a la estructura. Se basan en adaptarse a la estructura en cuestión debido a su estado líquido y se convierten en estado gel en el momento. [12] Para tener una gran resistencia, la técnica que utilizan es incorporar nanopartículas como el silicato o el HA.



*Ilustración 8. Prototipo de uso del hidrogel. [13]*

Otra tecnología muy utilizada para las interfaces de cartílago-hueso son los andamiajes multimodales y multiphase, los cuales tienen muy buenas propiedades mecánicas. Esta técnica de implantación se basa en la creación de andamios mediante tecnología 3D. La

metodología se apoya en nanopartículas y en plasma rico en plaquetas. Se compone de una parte para cartílago y otra para hueso.

Está enfocado principalmente en zonas de meniscos, osteocondrales y cartílago articular [14]. Este tipo de articulaciones necesitan una zona superior blanda y una inferior rígida, por eso, la combinación de andamios multiphasic permite la impresión de ambos materiales [15].

Por último, un método muy interesante y utilizado son los andamios multizonales biomiméticos. Se basan en la reimpresión de las capas superficial, intermedia y profunda del cartílago gracias a las estructuras TPMS variando su porosidad o composición [16].

Una de la problemática que se quiere combatir en estas técnicas es el coste de estas. Hoy en día en España, se puede realizar mediante la seguridad social o a partir de clínicas privadas.

No todos los hospitales pueden realizar injertos, sino que solo algunos poseen bancos de tejidos y los protocolos de ACI/MACI necesarios.

Los hospitales públicos que realizan este tipo de práctica en España son;

- Hospital Universitario La Paz (Madrid)
- Hospital Universitario Doctor Peset (Valencia)
- Complejo Hospitalario Universitario Juan Canalejo (A Coruña)
- Hospital Universitario Río Hortega (Valladolid)
- Hospital Universitario La Fe (Valencia)

A pesar de que los hospitales públicos estos tratamientos resultan gratis, desde la primera consulta hasta la implantación del injerto pueden durar de 6 a 12 meses. Este tiempo es inaceptable si el implante de la persona requiere de un mínimo de urgencia para poder llevar una vida normal. Por tanto, existe otra optativa que son los centros privados. En España los centros privados que ofrecen este servicio son clínicas normalmente clínicas deportivas especializadas en regenerativa;

- Instituto de traumatología IAT Madrid
- Centro de traumatología y Medicina del Deporte (COT)
- Clínica Servidigest

El problema es el elevado coste que ofertan, por ejemplo, para una ACI tradicional el precio del tratamiento oscila entre 10.000 y 15000 euros, para un injerto MACI este costo suele albergar de 15.000 a 20.000 euros. Los tratamientos más caros son los andamios avanzados con estructuras TPMS o células madre, subiendo hasta los 25.000 euros.

En conclusión, hoy en día en España no hay una combinación factible de tiempo de espera hasta la implantación y costo del tratamiento. Por eso, el desarrollo de esta tecnología basada en impresión 3D, la cual en los últimos años ha estado en auge y su precio ha bajado significativamente, sería muy interesante para poder lograr un avance real en la ciencia de los implantes cartilagosos.

## **Capítulo 4. DEFINICIÓN DEL TRABAJO**

### **4.1 JUSTIFICACIÓN**

Los implantes faciales no deben asociarse con una solución estética, sino que son respuestas ante situaciones críticas, en las que se juega con la dignidad y la integridad de las personas.

Hoy en día, los implantes faciales generan un sinnúmero de opiniones. La mayoría de la gente se encuentra a favor de su uso, sin embargo, hay un pequeño porcentaje que se mantiene en contra de este avance de la ciencia.

La motivación de este proyecto son las personas que han perdido miembros vitales por enfermedades, por un defecto congénito, guerras o cualquier situación adversa. Sin embargo, es totalmente compatible para aquellos que no se sientan a gusto con su rostro.

El material con el que se trabaja es muy elástico, por tanto, las principales zonas para las cuales está enfocado el proyecto son: nariz, orejas, labios, dedos o manos (parcialmente), talones, rodillas, codos...

En España se realizaron en 2023 más de 200.000 cirugías estéticas [17]. En concreto, respecto a las rinoplastias, en 2023 se realizaron 1.100.000 en todo el mundo, un 21,6 % más que el año anterior [18].

Un estudio certifica que cada año, 56 de cada 100.000 personas pierden algún dedo [19]. Esta cifra es espeluznante, puesto que la mayoría de las tareas que realizamos requieren de nuestras manos.

Otra cifra alarmante es la cantidad de personas que pierden sus orejas, ya sea por explosiones en guerras o por enfermedades como; cáncer del oído, otitis externa necrotizante u otras infecciones.

Como bien dijo Augustus & Julius Hare: “El cuerpo también tiene sus derechos; y los tendrá: no pueden pisotearse sin peligro. El cuerpo debería ser el mejor amigo del alma.” [20]

A pesar de que el impulso inicial de desarrollo sean las prótesis faciales, como se ha mencionado previamente, hay muchas zonas cartilaginosas en el cuerpo que sufren desgaste. Como son las rodillas, las caderas, los hombros y los tobillos.

El uso de la fabricación aditiva ha supuesto una revolución en el campo de la medicina. Gracias a la fusión de la tecnología con las necesidades biológicas, se ha conseguido desarrollar prototipos y estructuras con un coste mucho más reducido. Produciendo así una mayor accesibilidad e innovación.

La impresión 3D no solamente favorece el coste del producto, sino que permite una personalización de cada pieza para cada individuo. La estereolitografía tiene una gran capacidad de adaptación en un tiempo de fabricación muy reducido. No como en los procesos industriales complejos.

El mayor inconveniente de estas resinas es el vacío normativo y técnico, limitando así su uso médico. Algunas de estas resinas tienen las certificaciones necesarias para su uso clínico, pero la mayoría de ellas todavía no.

Por tanto, otro de los motivos principales de este estudio es el respaldo científico de la viabilidad de uso de este tipo de resinas para implantes.

## **4.2 OBJETIVOS**

El objetivo principal es observar si el material escogido y las dos estructuras escogidas para la realización de los implantes son las idóneas. Esto se analizará mediante ensayos de tracción. Las probetas impresas se enfrentarán a este tipo de ensayos y en función de cómo

reaccionen ante los esfuerzos se preferirá una u otra geometría. También cabe la posibilidad de que ninguna de ellas sea la correcta.

Este estudio comparativo necesitara de los siguientes procesos a seguir:

1. Diseño en AutoCAD
2. Impresión 3D por estereolitografía
3. Análisis dimensional: Se cerciorará la correcta impresión y la relación de la realidad con las expectativas dimensionales determinadas a la máquina.
4. Análisis porosidad: Se van a estudiar las dos estructuras en dos geometrías diferentes, y cada una de ellas en tres porosidades distintas (50%, 60%, 70%). En este apartado se conocerá la verdadera porosidad de mis probetas.
5. Ensayos de tracción: Este proceso es el más importante, puesto que es el que determinará la resistencia ante esfuerzos mecánicos. Este dato es muy importante debido a que los implantes faciales se encuentran expuestos ante esfuerzos de manera continua.

## **Capítulo 5. MATERIAL Y METODOLOGÍA**

### **EXPERIMENTAL**

En este apartado se van a determinar los procesos llevados a cabo por orden cronológico para poder realizar el análisis final.

#### ***5.1 MATERIAL UTILIZADO***

La resina seleccionada debe ser elástica para poder simular tejidos cartilagosos, por tanto, hemos escogido la resina BioMed Elastic 50A V1.

Esta resina tiene una dureza shore de 50 A, un alargamiento a la rotura del 150%, y lo más importante es que es biocompatible. [21]

#### ***5.2 IMPRESIÓN PROBETAS***

En primer lugar, se realizará la impresión de las probetas, para poder imprimirlas es necesario realizar un diseño previo en AutoCAD. El tiempo de impresión varía mucho en función del número de probetas que se impriman en el mismo soporte.



*Ilustración 9. Probetas recién impresas colocadas en el interior de la máquina 3D*



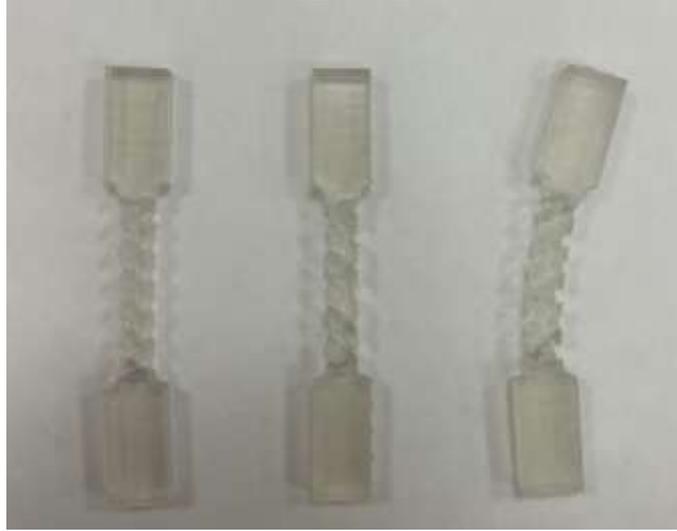
*Ilustración 10. Probetas con soporte*

Como se observa en la ilustración anterior, las probetas no se obtienen directamente de la impresora 3D, sino que necesitan pasar por un proceso de eliminación de soportes. Esto se debe a que la máquina no es capaz de imprimir la probeta directamente. Primeramente, se separarán las probetas de la base de la impresora con una espátula. Seguidamente, se procederá a la supresión de los soportes mediante pequeñas tijeras y cúter.

A continuación, se necesita limpiar las probetas con alcohol isopropílico en la unidad de FormLabs llamada FormWash, este proceso dura 20 minutos; y para que estén por fin listas se necesitará pasar además por un proceso de curado con la unidad FormCure, este proceso durará 30 minutos y el agua utilizada se calentará a 70 °C.



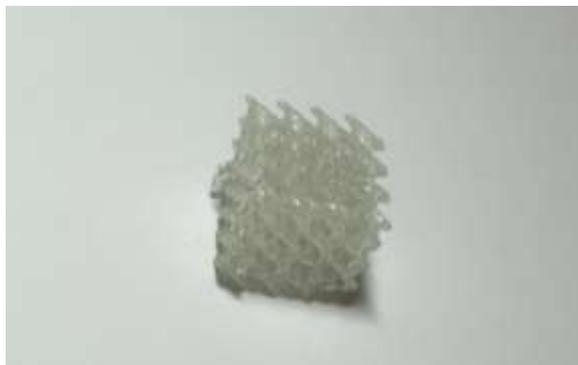
*Ilustración 11. Cura de las probetas*



*Ilustración 12. Probetas impresas (tercera probeta con pandeo)*

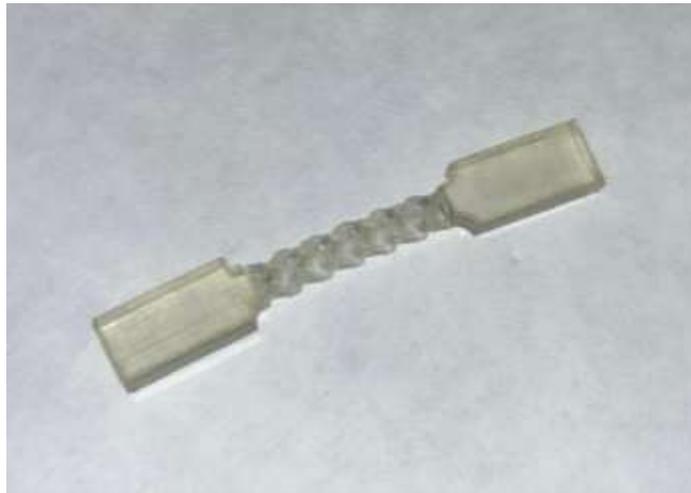
En la ilustración anterior, se observa que la probeta ha sufrido pandeo durante la cura. Esto ha sucedido por el reducido tamaño del envase de la cura y por la flexibilidad del material. En las posteriores curas se usará un envase de mayor tamaño.

Debido a que los análisis iniciales que se realizarán serán los dimensionales, las primeras probetas impresas tendrán un tamaño cúbico, puesto que el objetivo es observar mediante el microscopio una cara y su perpendicular.



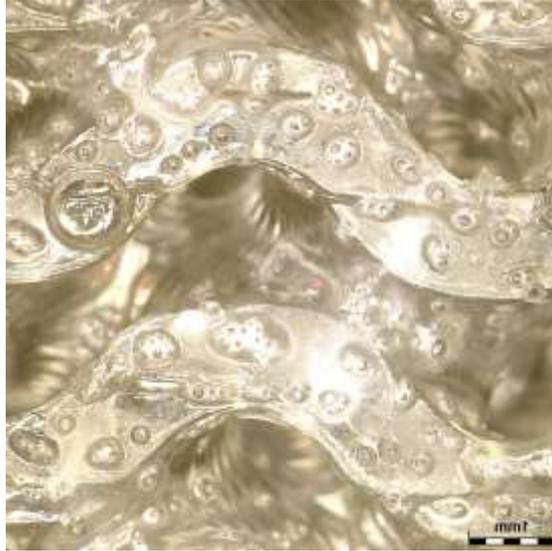
*Ilustración 13. Probeta cúbica.*

El paso subsecuente es la impresión de las probetas con forma de hueso, tanto en los ensayos de porosidad como en los de tracción se utilizará este tipo de probeta.



*Ilustración 14. Probeta tipo hueso.*

Se observa que el material usado, a pesar de ser teóricamente idóneo, posee una serie de burbujas producidas en la impresión. En los siguientes ensayos se observará si estas burbujas afectan solamente a la parte estética o si pueden llegar a afectar a sus características mecánicas.

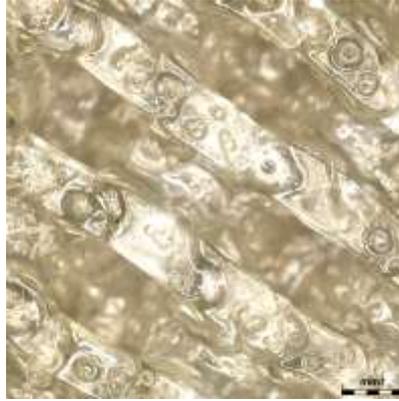


*Ilustración 15. Captura con microscopio probeta Gyroid.*

### **5.3 ANÁLISIS DIMENSIONAL**

A continuación, se realiza un análisis dimensional, para ello será necesario el microscopio Olympus DSX y el programa DSX.

El proceso que se seguirá consiste en capturar con el programa una cara y posteriormente su perpendicular, se cerciorará de que las caras escogidas sean las que mejor se encuentren visualmente. Gracias al programa se podrá observar las dimensiones de cada pared y las dimensiones de la cavidad entre paredes. Este programa nos permita seleccionar puntos con un ajuste muy preciso, puesto que el cursor permite coger puntos perpendiculares a la longitud de la pared.



*Ilustración 16. Ejemplo captura estructura Schwarz.*

## 5.4 ENSAYOS DE POROSIDAD

Seguidamente, se analizará la porosidad de las probetas. La impresión de las probetas ha sido especificada en tres porosidades distintas (50%, 60% y 70%). Se utilizará la balanza Mettler Toledo, esta máquina no nos proporciona directamente la medida de porosidad, sino que a partir de las medidas de peso experimental en aire y en etanol (proporcionados por la balanza), y algún dato adicional como la densidad, se obtiene la medida de porosidad real de cada probeta.

Para poder efectuar la medida es necesario verter la probeta en un envase, este envase debe estar relleno de etanol y cubrir por completo nuestra probeta a estudiar.

La fórmula usada es;

$$\% \text{ porosidad} = 1 - \frac{V_{\text{centro}}}{V_{\text{centro}_{\text{bulk}}}}$$

$$V_{\text{centro}} = V_{\text{probeta}} - V_{\text{agarres}}$$

$$V_{\text{probeta}} = 0,99985 \frac{m_A - m_E}{d_E - d_A}$$

$$V_{\text{agarres}} = 2 * \left( 9 - \frac{(\pi * 0,5^2)}{2} \right) * 5^3$$

Siendo  $d_A$  la densidad del aire,  $m_A$  la masa de la probeta en aire,  $m_E$  la masa de la probeta en el etanol y  $d_E$  la densidad del etanol.

## 5.5 ENSAYOS DE TRACCIÓN

La última etapa de nuestro análisis son los ensayos de tracción. En estos ensayos se recogerán los datos de; tiempo, fuerza y carrera, con ello se calcula la tensión y deformación de la probeta en todo el proceso de deformación hasta romper.

Las probetas se introducen en las mordazas de la máquina IBTH500 Ibertest, es necesario cerciorarse que las mordazas recogen por completo las zonas de sujeción (cabezales), manteniendo una leve presión, pero sin deformar la geometría natural de la pieza. Los ensayos se realizan a una velocidad de ensayo de 5 mm/min. Tras registrar los valores de fuerza y carrera hasta rotura, se determinan la deformación a rotura y la tensión con las siguientes ecuaciones:

$$\text{Deformación a rotura (\%)} = \frac{\text{Carrera (mm)}}{58}$$

$$\text{Tensión (MPa)} = \frac{\text{Fuerza (Newtons)}}{\text{Área (mm}^2\text{)}}$$

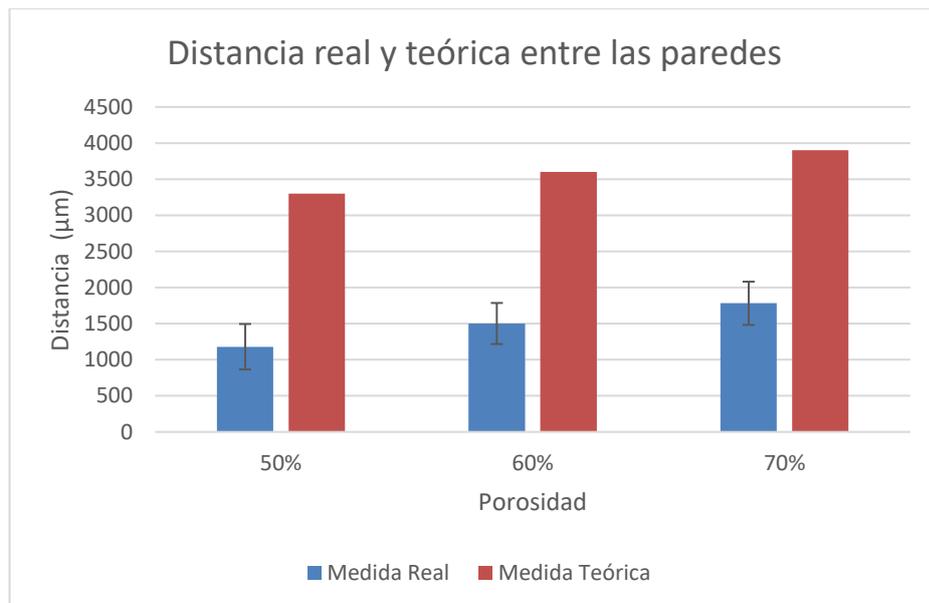
Además, el módulo de Young se ha calculado como la pendiente de la zona inicial de la gráfica tensión-deformación.

## Capítulo 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 6.1 ANÁLISIS DIMENSIONAL

En primer lugar, se analizarán los resultados de las dimensiones reales y teóricas de la distancia entre paredes para cada tipo de geometría y las 3 porosidades estudiadas: 50%, 60% y 70%.

La gráfica comparativa de la estructura Gyroid es;



Gráfica 4. Gráfica comparativa de la dimensión real de la distancia entre paredes y la teórica, en estructuras Gyroid.

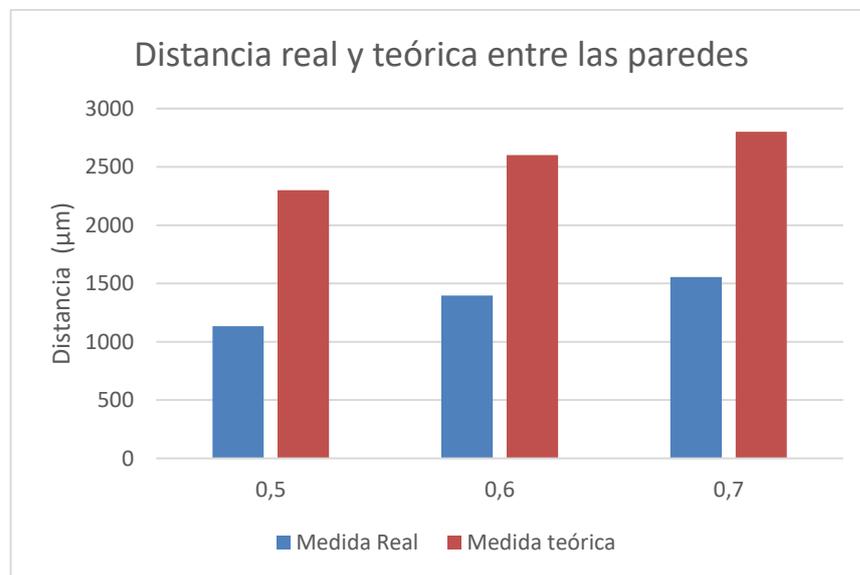
POROSIDAD	MEDIA DIMENSIÓN MEDIDA (µm)	DESVIACIÓN ESTANDAR (mm)	MEDIDA DIMENSIÓN TEÓRICA (µm)	PORCENTAJE DE ERROR (%)

0,5	1180,2	314,7	3300	-64,2	
0,6	1501,6	284,4	3600	-58,2	
0,7	1781,7	299,8	3900	-54,3	
<b>MEDIA DE ERROR</b>					-58,9

Tabla 1. Dimensiones teórica-real de la distancia entre paredes de las estructuras Gyroid.

Se observa que la geometría Gyroid tiene un tamaño de pared muy distinto a lo especificado en la impresión, con una media de error del -58,9 %. La porosidad que más error presenta es la de 50 % con un error de -64,2%.

Posteriormente, se observará la gráfica comparativa de las dimensiones reales de la distancia entre las paredes y las dimensiones teóricas de la estructura Schwarz;



Gráfica 5. Gráfica comparativa de la dimensión real de la distancia entre paredes y la teórica, en estructuras Schwarz.

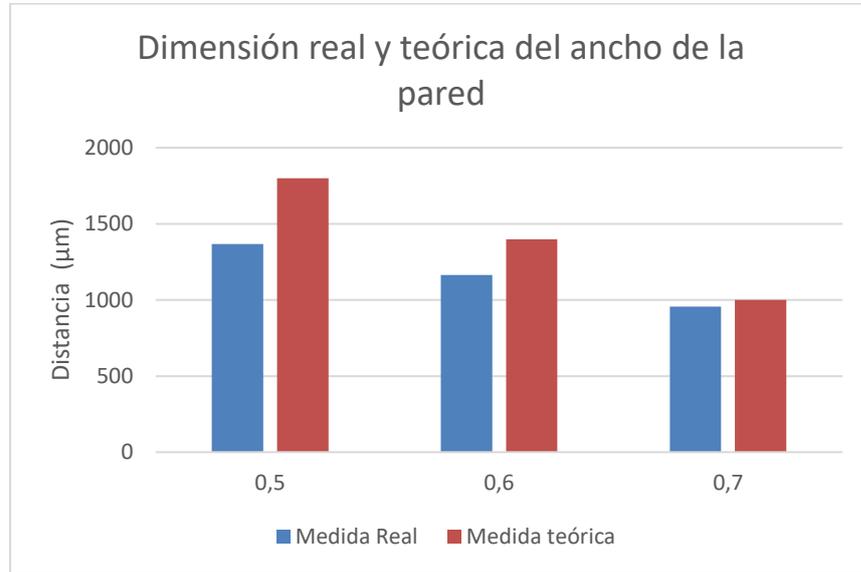
<b>POROSIDAD</b>	<b>MEDIA DIMENSIÓN MEDIDA (µm)</b>	<b>DESVIACIÓN ESTANDAR (mm)</b>	<b>MEDIDA DIMENSIÓN TEÓRICA (µm)</b>	<b>PORCENTAJE DE ERROR (%)</b>	
0,5	1132,2	111,3	2300	-50,7	
0,6	1395,6	92,3	2600	-46,3	
0,7	1554,9	85,9	2800	-44,4	
<b>MEDIA DE ERROR</b>					-47,2

*Tabla 2. Dimensiones teórica-real de la distancia entre paredes de las estructuras Schwarz.*

Se aprecia que el error en Schwarz es ligeramente menor, siendo este de media un -47,2 %. Por tanto, se sigue considerando un error bastante apreciable.

Los errores dimensionales de impresión son normales, debido a las contracciones que se producen durante su proceso de fabricación.

En lo sucesivo, se estudiará la dimensión de cada pared. Para empezar, se analizarán las estructuras Gyroid;



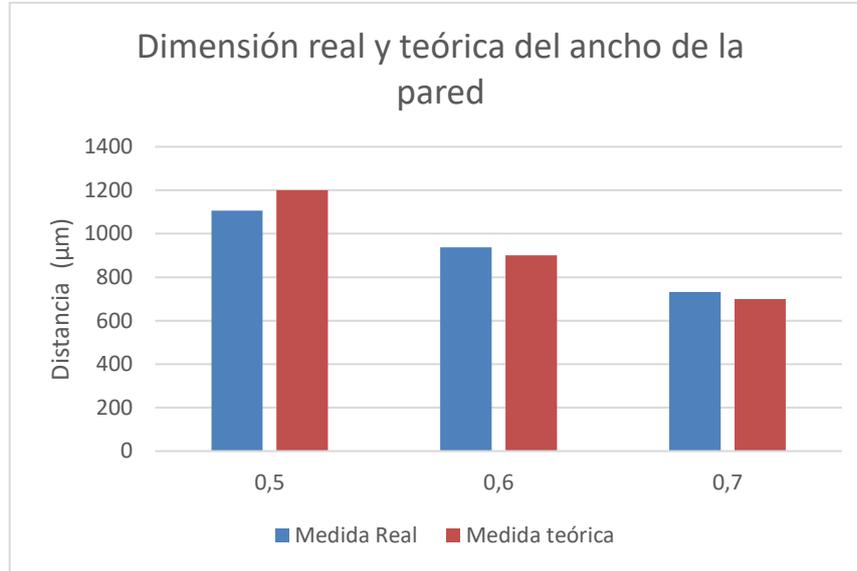
Gráfica 6.. Comparativa de la dimensión real del ancho de las paredes y la teórica, en estructuras Gyroid.

POROSIDAD	MEDIA DIMENSIÓN MEDIDA (µm)	DESVIACIÓN ESTANDAR (mm)	MEDIDA DIMENSIÓN TEÓRICA (µm)	PORCENTAJE DE ERROR (%)
0,5	1368,2	107,0	1800	-23,9
0,6	1163,9	152,6	1400	-16,8
0,7	957,3	160,5	1000	-4,2
<b>MEDIA DE ERROR</b>				<b>-15,0</b>

Tabla 3. Dimensiones teórica-real del ancho de las paredes, de las estructuras Gyroid.

Se constata que el error en esta otra dimensión es mucho menor. En las estructuras Gyroid, se percibe un error de media del -15,0 %. Siendo el menor en la porosidad del 70 % con tan solo un error del -4,3 %.

En lo sucesivo, se observará como afecta en las estructuras Schwarz;



Gráfica 7. Comparativa de la dimensión real del ancho de las paredes y la teórica, en estructuras Schwarz.

POROSIDAD	MEDIA DIMENSIÓN MEDIDA (µm)	DESVIACIÓN ESTANDAR (mm)	MEDIDA DIMENSIÓN TEÓRICA (µm)	PORCENTAJE DE ERROR (%)	
0,5	1106,873	104,524	1200	-7,76	
0,6	937,050	120,956	900	4,12	
0,7	731,867	76,718	700	4,55	
<b>MEDIA DE ERROR</b>					5,48

Tabla 4. Dimensiones teórica-real del ancho de las paredes, de las estructuras Schwarz.

Se visualiza que el error es mínimo, tan solo un 5,48 % de media de error. Tanto la porosidad del 60 % y la porosidad del 70 % tienen un error similar al 4 %.

En general se observa, que el error de la distancia entre paredes es mayor que en la dimensión de las paredes, lo que quiere decir que es más fácil imprimir el material sólido de la estructura que los poros con precisión. Además, se observa que la Gyroid tiene errores más altos que la Schwarz.

## 6.2 ENSAYOS DE POROSIDAD

En la siguiente tabla se adjunta la porosidad media medida de todas las probetas impresas en las diferentes porosidades.

	<b>POROSIDAD MEDIA MEDIDA</b>
<b>Schwarz D 50 %</b>	52 %
<b>Schwarz D 60 %</b>	54 %
<b>Schwarz D 70 %</b>	65 %
<b>Gyroid 50 %</b>	51 %
<b>Gyroid 60 %</b>	47 %
<b>Gyroid 70 %</b>	66 %

*Tabla 5. Tabla de porosidades.*

	<b>PORCENTAJE DE ERROR (%)</b>
<b>Schwarz D 50 %</b>	4,7 %
<b>Schwarz D 60 %</b>	-9,1 %
<b>Schwarz D 70 %</b>	-6,6 %
<b>Gyroid 50 %</b>	1,5 %
<b>Gyroid 60 %</b>	-21,7 %

---

<b>Gyroid 70 %</b>	-5,8 %
--------------------	--------

*Tabla 6. Porcentaje de error de cada porosidad.*

Se observa que la porosidad del 50 % es muy precisa, especialmente en la Gyroid, con un error menor al 2 %. La segunda mejor porosidad se corresponde con la del 70 %, sin embargo, tanto en Schwarz como en Gyroid se queda una magnitud un poco corta. Por otra parte, como este error es menor del 7 % no se considera muy grave. Por último, la que peores resultados ha presentado se corresponde con la porosidad 60%, en la Schwarz es tan solo casi un 10 % de error. Sin embargo, la Gyroid presenta un error inadmisibles de más de un 20 %.

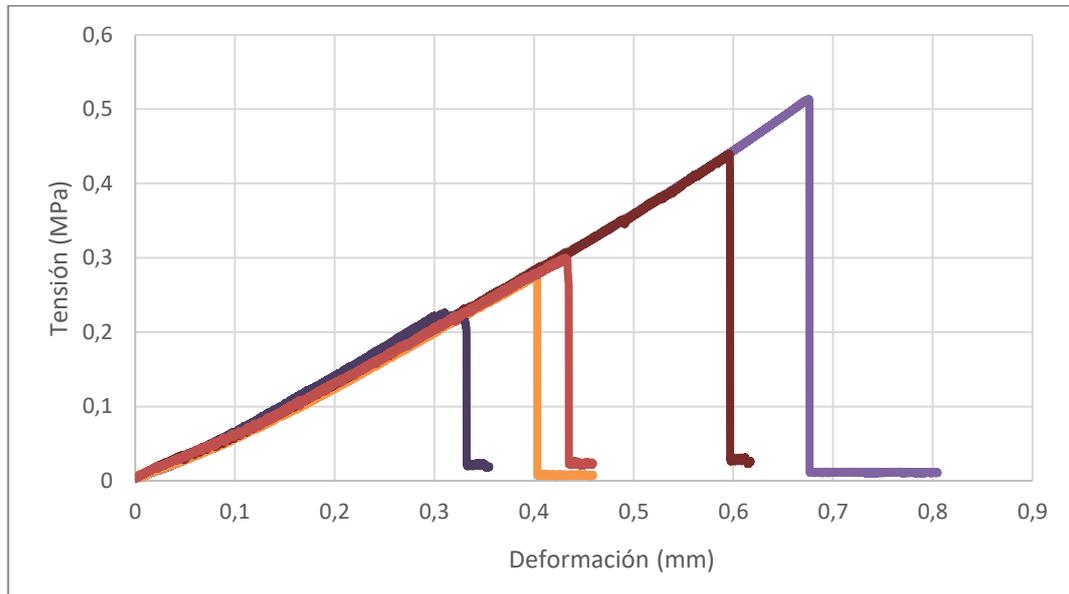
En conclusión, se observa que las magnitudes se quedan cortas para las porosidades del 60 % y 70 %. En cambio, la porosidad del 50 % se revela como ligeramente mayor.

### **6.3 ENSAYOS DE TRACCIÓN**

En este apartado se analizarán los resultados de los ensayos de tracción. En primer lugar, se analizarán las estructuras Gyroid.

Como de cada porosidad hemos utilizado varias probetas, se estudiarán cada una de ellas.

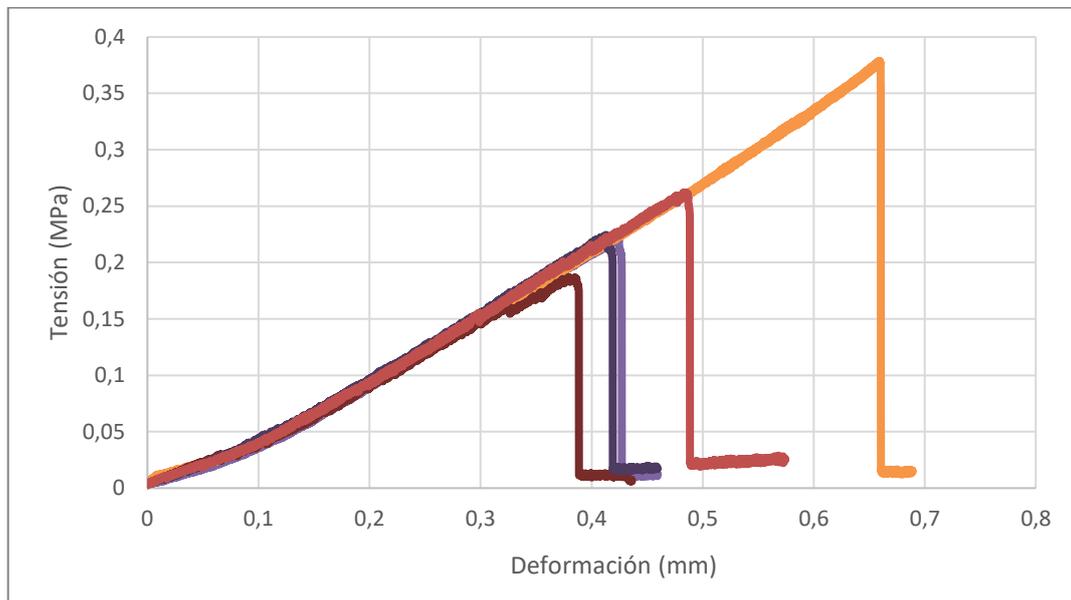
En primera instancia observaremos los resultados de las gráficas tensión-deformación de la porosidad 50 %.



*Gráfica 8. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 50 % Gyroid.*

Se observa que hay una gran variación entre cada probeta. Siendo el valor de la resistencia a tracción máxima de entre unos valores de 0,2 y 0,5 MPa. Y la deformación varía desde valores de casi 0,7 mm y un poco más de 0,3 mm.

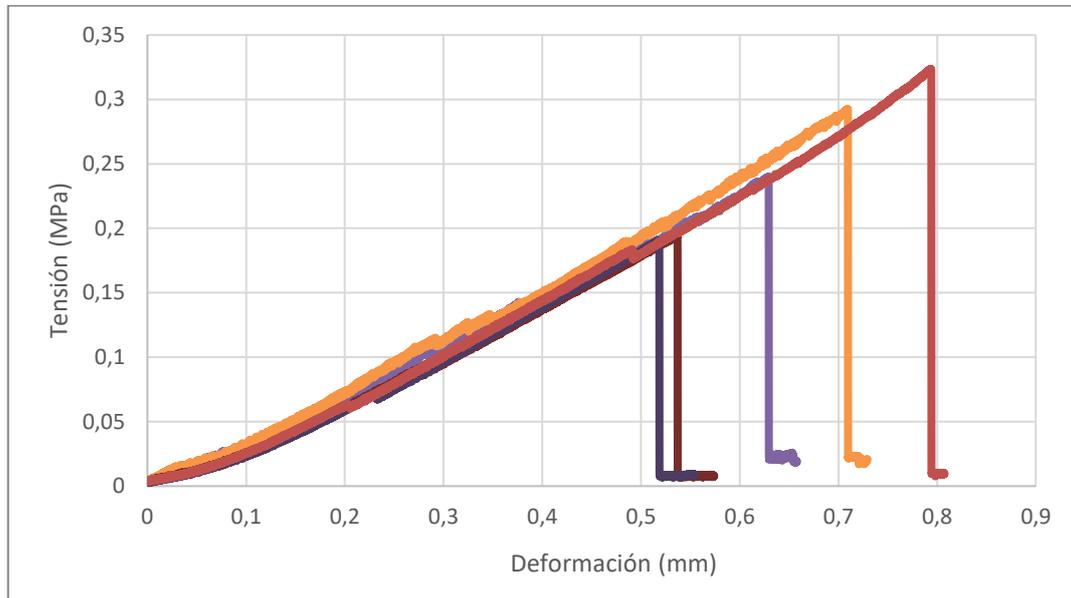
Seguidamente, se analiza para la porosidad del 60 %.



*Gráfica 9. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 60 % Gyroid.*

Se encuentra en una situación similar a la porosidad del 50 %, hay una gran variabilidad entre las probetas ensayadas. Albergando valores de entre casi 0,4 mm y casi 0,7 mm de deformación. Y una tensión que en algunas probetas se duplica, es decir, la mínima registrada se corresponde con casi 0,2 MPa y la mayor con un valor ligeramente menor a 0,4 MPa.

Para la porosidad del 70 % se ha obtenido;



Gráfica 10. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 70 % Gyroid.

Se aprecia la misma situación que en el resto de las porosidades. La deformación varía entre 0,5 mm y 0,8 mm. Y la tensión alcanza valores desde 0,2 MPa hasta casi 0,35 MPa.

Además, se ha recogido la media de varias medidas de todas las probetas en las tres porosidades distintas durante los ensayos de tracción.

– Porosidad 50 %

	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,51	39,1	67,5	0,760
Sample 2	0,28	23,3	40,2	0,696
Sample 3	0,44	34,6	59,6	0,745
Sample 4	0,23	18,0	31,0	0,791
Sample 5	0,30	25,1	43,2	0,731
Media	0,35	28,0	48,3	0,745
Desviación estandar	0,12	8,6	14,9	0,035

Tabla 7. Tabla resumen porosidad 50 % estructura Gyroid.

– Porosidad 60 %

	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,22	24,5	42,2	0,553
Sample 2	0,38	38,2	65,9	0,576
Sample 3	0,19	22,0	38,0	0,549
Sample 4	0,22	23,9	41,3	0,583
Sample 5	0,26	28,0	48,3	0,595
Media	0,25	27,3	47,1	0,571
Desviación esta	0,07	6,5	11,1	0,019

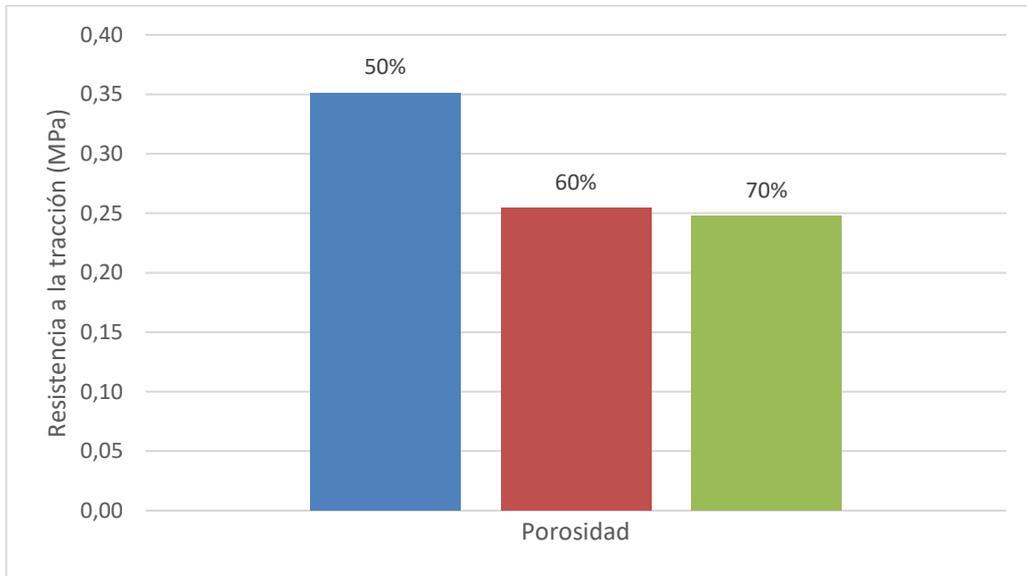
*Tabla 8. Tabla resumen porosidad 60 % estructura Gyroid.*

– Porosidad 70 %

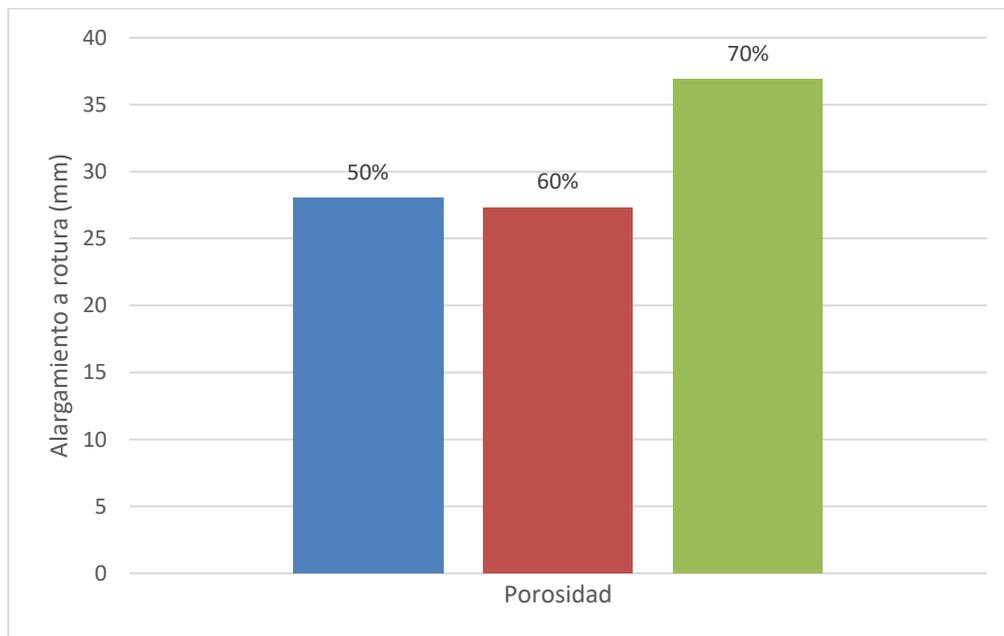
	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,24	36,5	62,9	0,384
Sample 2	0,29	41,1	70,9	0,394
Sample 3	0,19	31,0	53,5	0,389
Sample 4	0,19	30,0	51,7	0,426
Sample 5	0,32	46,0	79,4	0,407
Media	0,25	36,9	63,7	0,400
Desviación esta	0,06	6,8	11,7	0,017

*Tabla 9. Tabla resumen porosidad 70 % estructura Gyroid.*

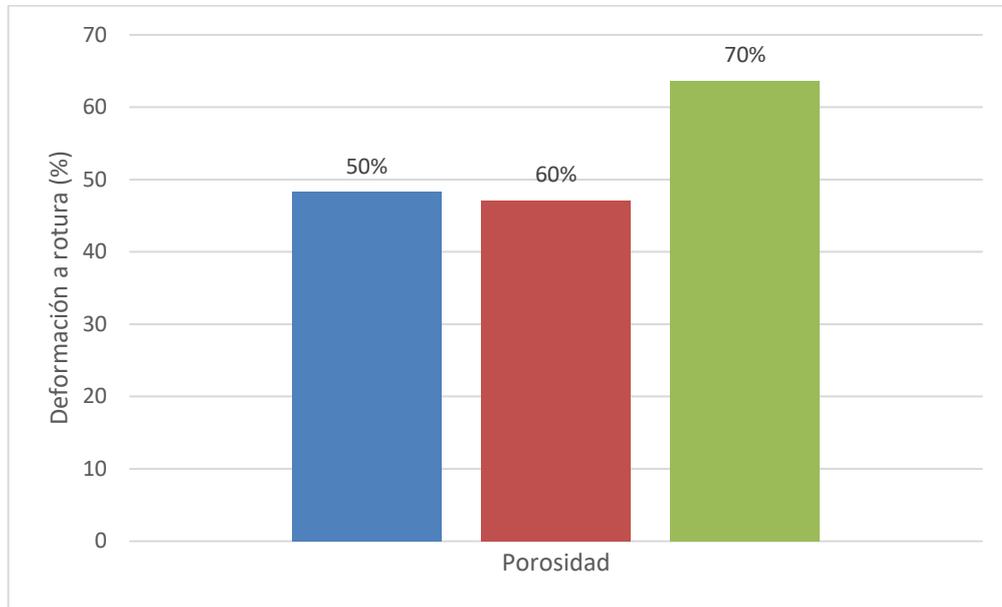
A continuación, se adjuntará unos gráficos comparativos de cada porosidad;



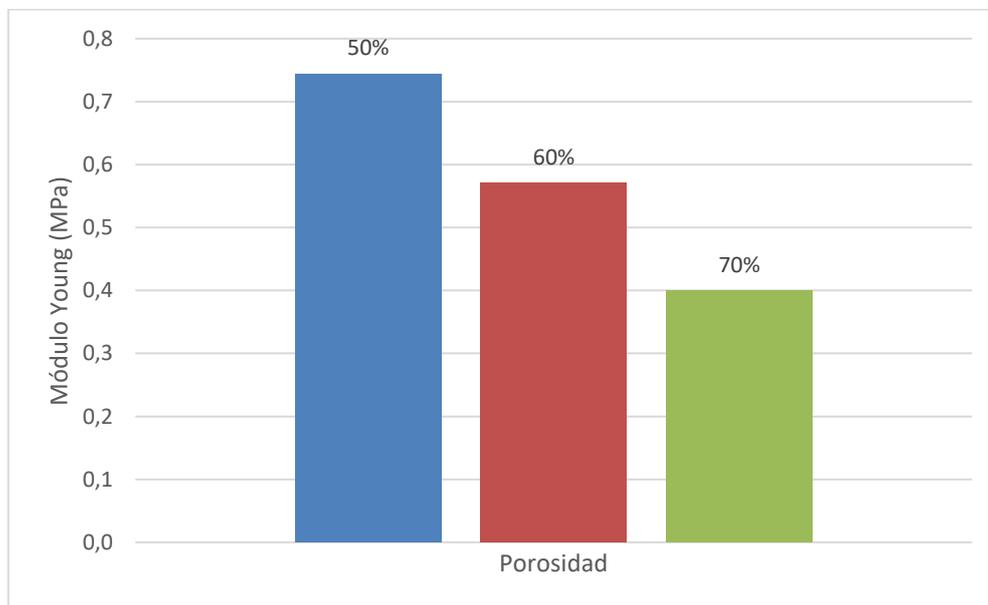
Gráfica 11. Gráfica comparativa de la resistencia a la tracción de cada porosidad con estructura Gyroid.



Gráfica 12. Gráfica comparativa del alargamiento a rotura de cada porosidad con estructura Gyroid.



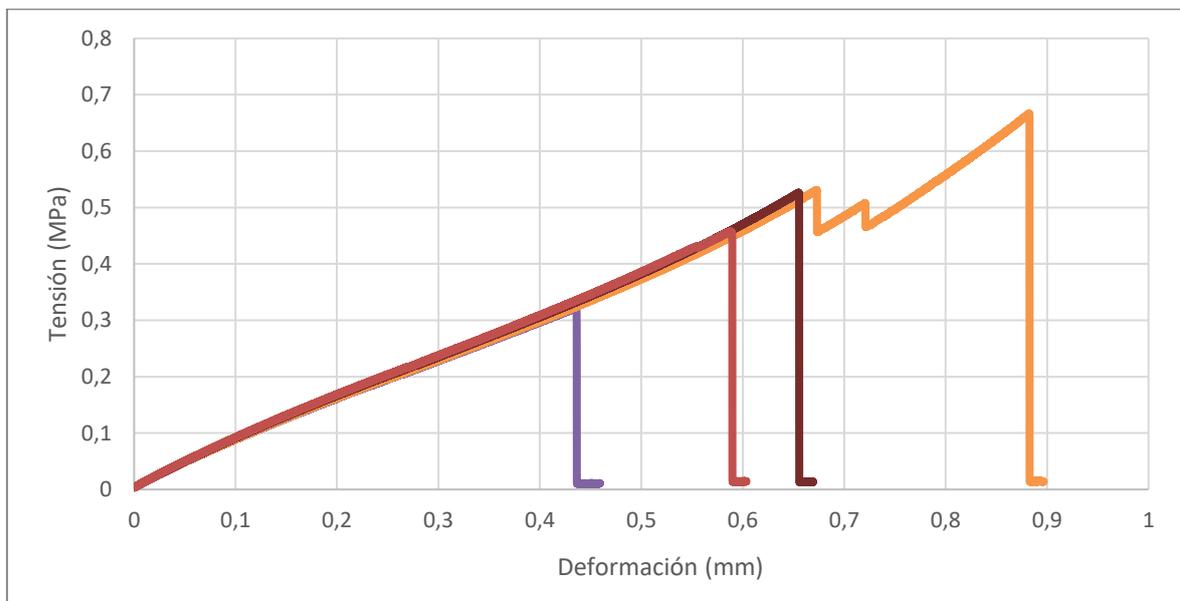
Gráfica 13. Gráfica comparativa de la deformación a rotura de cada porosidad con estructura Gyroid.



Gráfica 14. Gráfica comparativa del módulo de Young de cada porosidad con estructura Gyroid.

Se observa que la resistencia a la tracción y el módulo de Young decrecen a medida que aumenta la porosidad, sin embargo, la deformación y el alargamiento a rotura aumentan al aumentar la porosidad. Estos cambios se aprecian más comparando las porosidades 50 % y 70 % entre ellas.

A continuación, se realizará el mismo análisis para las estructuras Schwarz. En primer lugar, se observarán las gráficas de la tensión-deformación de las 4 probetas con porosidad 50 %.

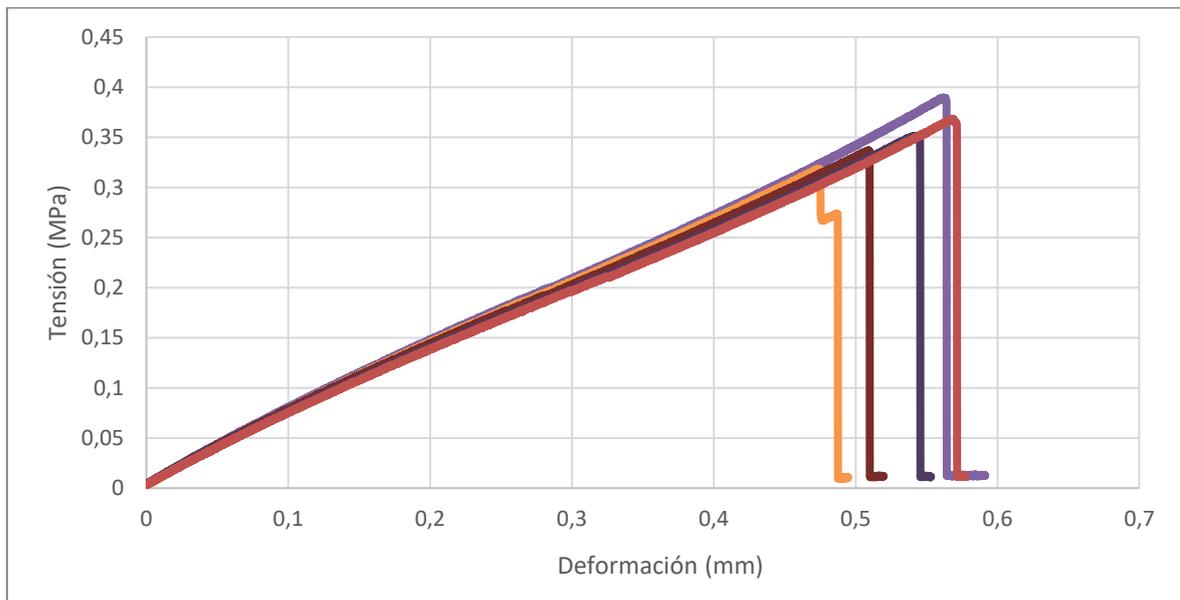


*Gráfica 15. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 50 % Schwarz.*

Se observa que la probeta representada en naranja sufre una mayor deformación. Si se evalúa su deformación final, se ve que cerca de los 0,7 mm de deformación está a punto de fracturarse. Sin embargo, no es hasta casi los 0,9 mm que se produce. Lo más probable es que la probeta justo antes de romper se quedase “atascada” y no se produjese una ruptura normal. La mayoría de las probetas de porosidad 50 % deberían reaccionar como las

representadas en rojo y marrón. Teniendo una resistencia a tracción máxima parecida a 0,5 MPa y una deformación aproximada de 0,6 mm.

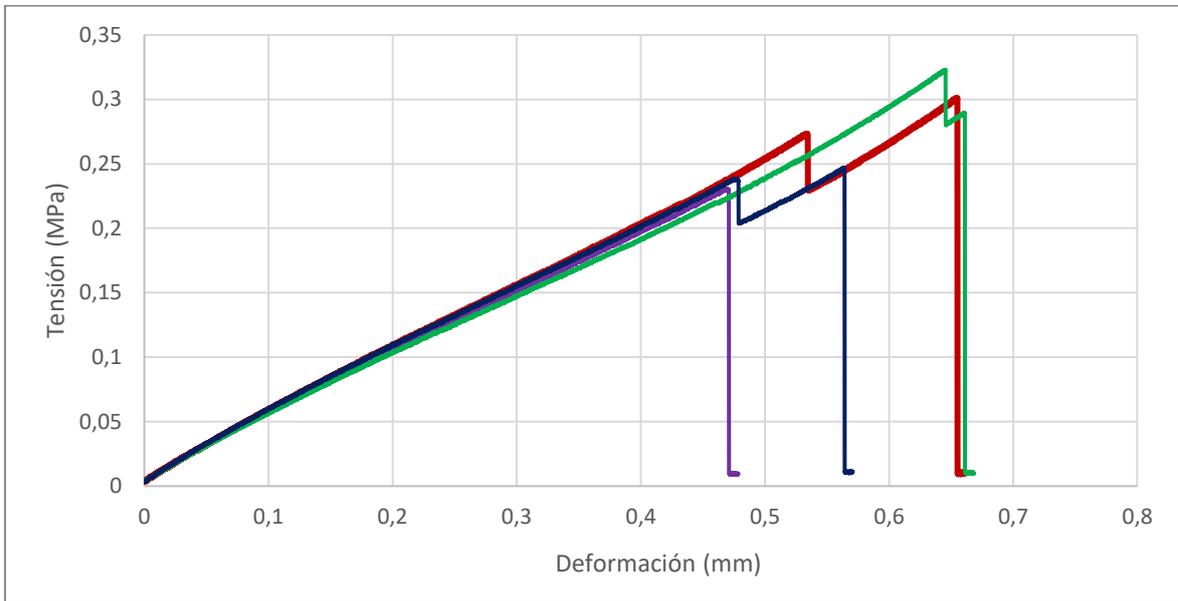
Para la porosidad 60 % se ha obtenido;



*Gráfica 16. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 60 % Schwarz.*

A diferencia de la porosidad 50 %, en esta porosidad se obtienen unos resultados más similares en las 5 probetas ensayadas. La deformación media se encuentra entorno a los 0,55 mm y la resistencia a tracción máxima es similar a los 0,35 MPa.

Para la porosidad del 70 % se ha registrado;



Gráfica 17. Gráfica de la Tensión-Deformación de las probetas de porosidad 70 % Schwarz.

De media se podría decir que para la porosidad 70 % se obtiene una tensión máxima de 0,25 MPa y una deformación cercana a 0,6 mm.

Se ha recogido la media de varias medidas de cada una de las probetas en las tres porosidades distintas durante los ensayos de tracción.

- Porosidad 50 %

	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,32	25,2	43,5	0,681
Sample 2	0,67	51,2	88,2	0,684
Sample 3	0,53	38,0	65,5	0,702
Sample 4	0,46	34,1	58,8	0,707
Media	0,49	37,1	64,0	0,694
Desviación estandar	0,14	10,8	18,6	0,013

Tabla 10. Tabla resumen porosidad 50 % estructura Schwarz.

– Porosidad 60 %

	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,39	32,6	56,2	0,628
Sample 2	0,32	27,5	47,4	0,621
Sample 3	0,34	29,5	50,9	0,606
Sample 4	0,35	31,4	54,1	0,593
Sample 5	0,37	33,0	56,9	0,591
Media	0,35	30,8	53,1	0,608
Desviación estandar	0,03	2,3	4,0	0,016

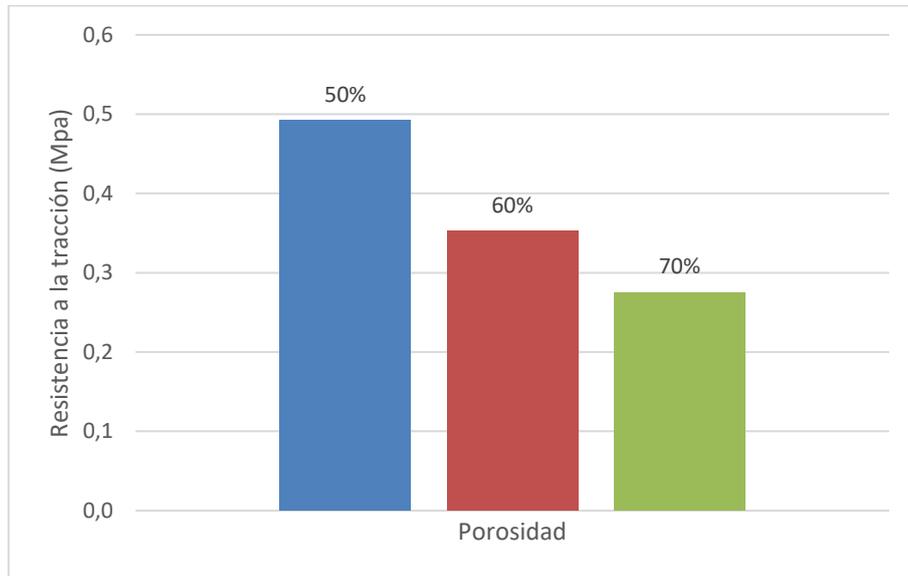
*Tabla 11. Tabla resumen porosidad 60 % estructura Schwarz.*

– Porosidad 70 %

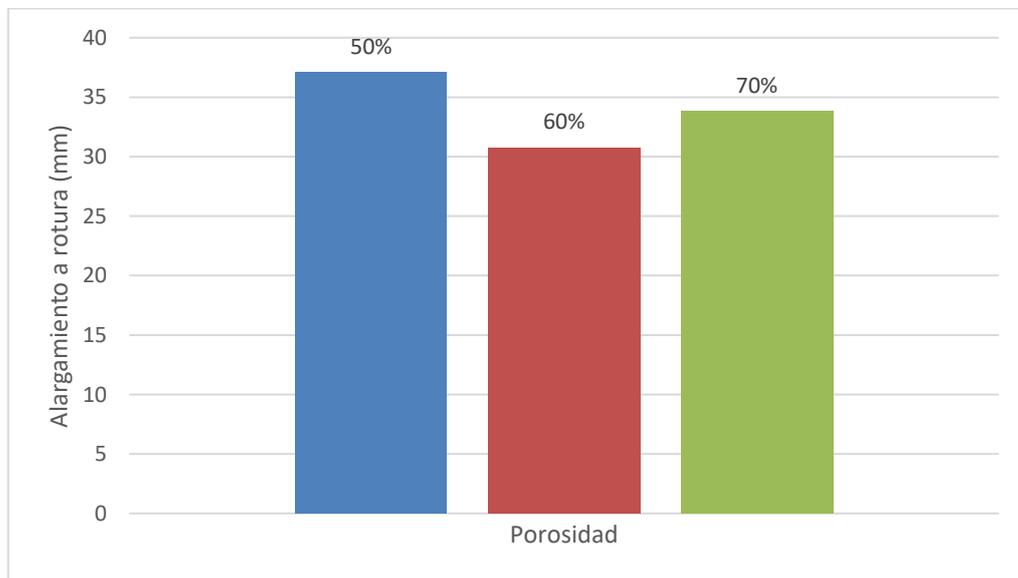
	Resistencia a tracción (MPa)	Alargamiento a rotura (mm)	Deformación a rotura (%)	Módulo Young (MPa)
Sample 1	0,30	38,0	65,5	0,474
Sample 2	0,23	27,1	46,8	0,457
Sample 3	0,32	37,4	64,5	0,445
Sample 4	0,25	32,7	56,4	0,468
Media	0,28	33,8	58,3	0,461
Desviación estandar	0,04	5,0	8,7	0,013

*Tabla 12. Tabla resumen porosidad 70 % estructura Schwarz.*

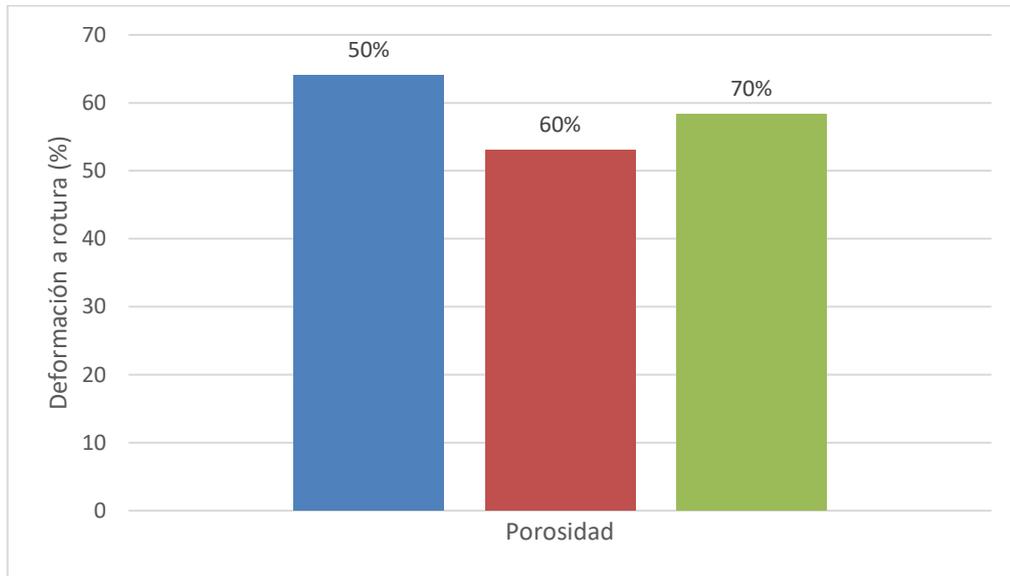
A continuación, se adjuntará unos gráficos comparativos de cada porosidad;



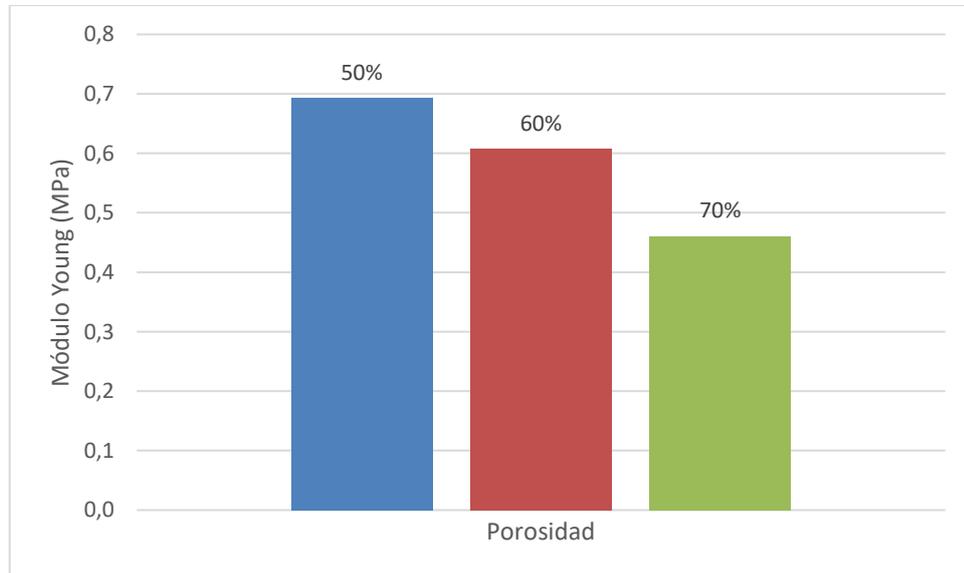
Gráfica 18. Gráfica comparativa de la resistencia a la tracción de cada porosidad con estructura Schwarz.



Gráfica 19. Gráfica comparativa del alargamiento a rotura de cada porosidad con estructura Schwarz.



Gráfica 20. Gráfica comparativa de la deformación a rotura de cada porosidad con estructura Schwarz.

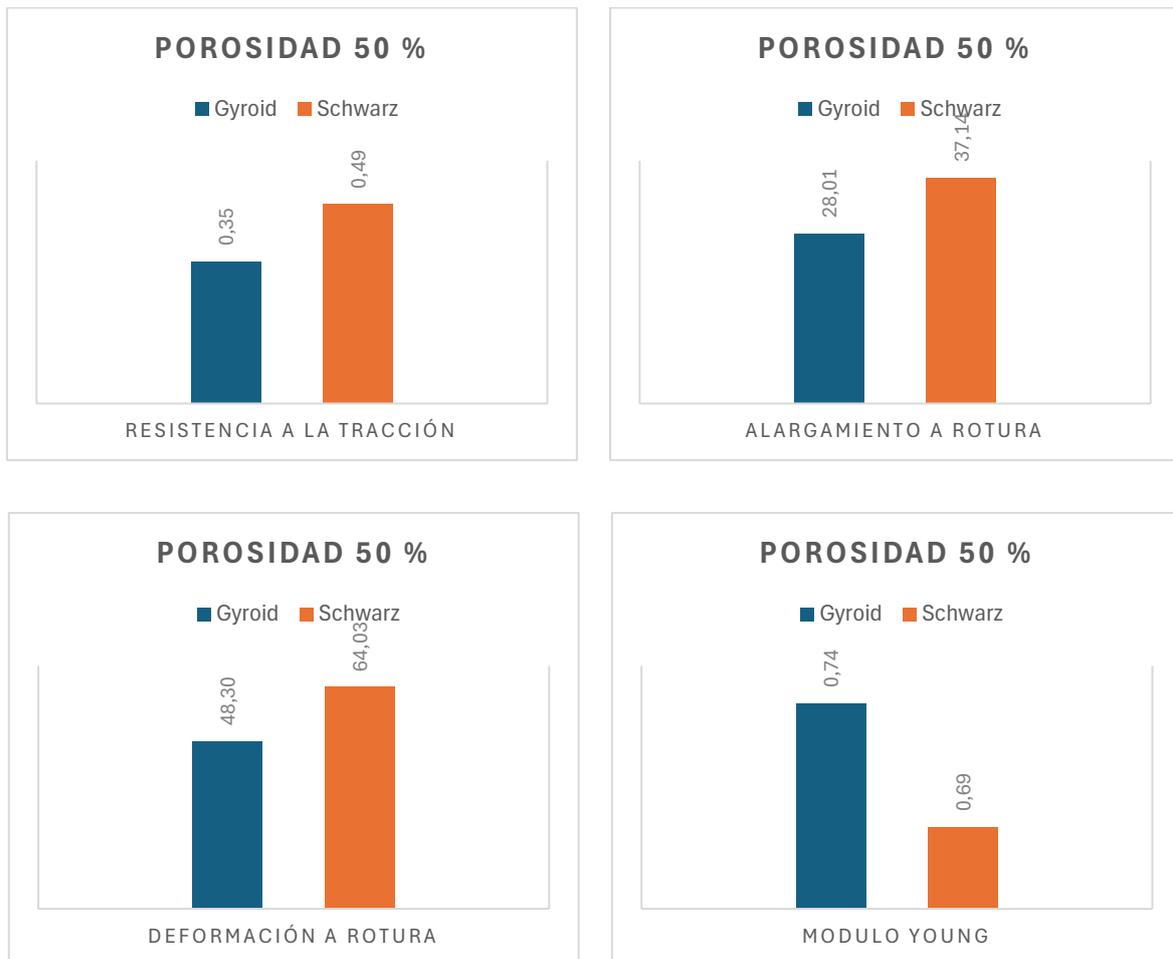


Gráfica 21. Gráfica comparativa del módulo Young de cada porosidad con estructura Schwarz.

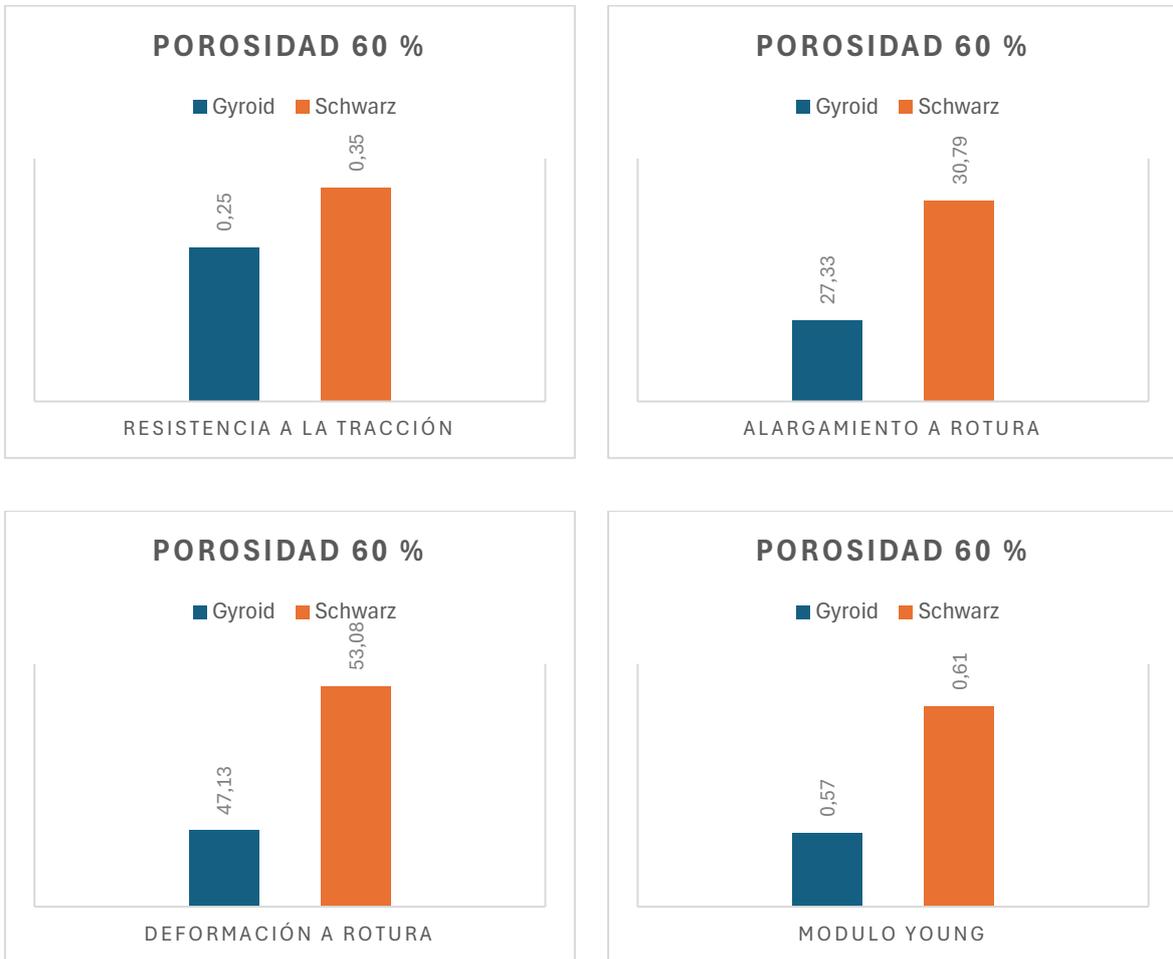
De la misma manera que en las estructuras Gyroid, al aumentar la porosidad disminuye la resistencia a tracción y el módulo de Young. Sin embargo, en este caso, el alargamiento y

la deformación disminuyen para la porosidad 60 %, y se mantiene muy similar en las porosidades 50 % y 70 %.

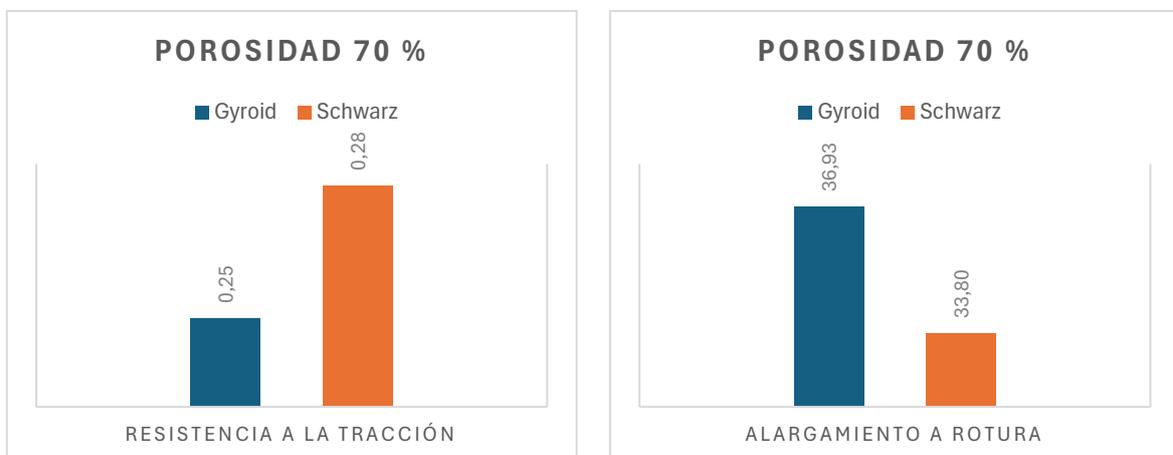
Comparando en una misma gráfica ambas geometrías para cada porosidad se obtiene;

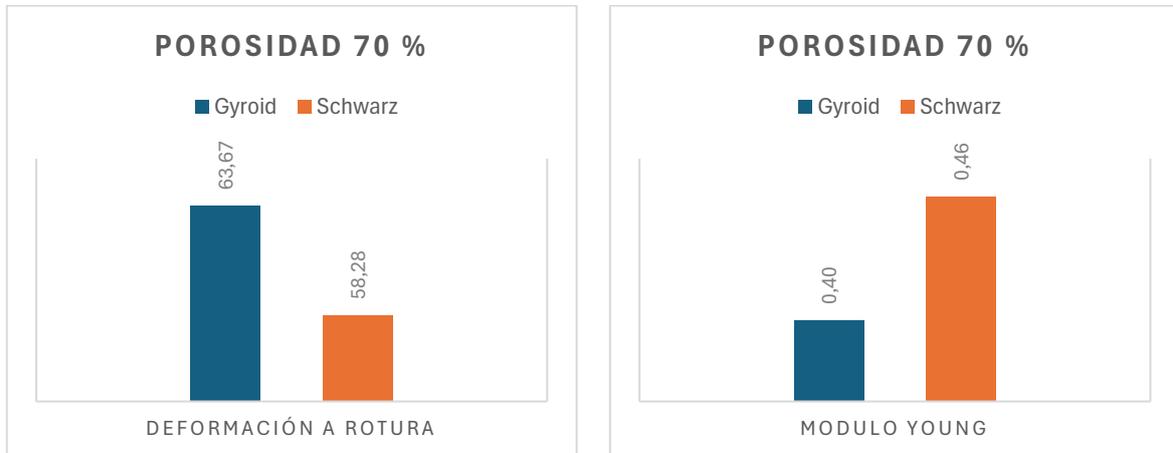


Gráfica 22. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 50 %.



Gráfica 23. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 60 %.





Gráfica 24. Gráficas comparativas de los ensayos de tracción para la porosidad 70 %.

El resultado obtenido es que la geometría Schwarz da valores mayores que la geometría Gyroid, salvo en el caso de la porosidad del 70 % para los valores de alargamiento y deformación a rotura, en los cuales los valores de la Gyroid son mayores. Además, en la porosidad 50 %, el módulo de Young es ligeramente mayor para la geometría Gyroid.

## Capítulo 7. OBJETIVOS DEL DESARROLLO

### SOSTENIBLE

Este proyecto cumple algunos de los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) definidos en la agenda 2030. Para poder cumplir con el desarrollo sostenible se ha basado el estudio en el uso responsable de materiales, en el uso de tecnologías emergentes, la optimización de los procesos de fabricación, y por último el potencial biomédico de las estructuras analizadas. Los Objetivos de Desarrollo Sostenible tratados son;

- ODS 3. Salud y bienestar

El principal enfoque de este proyecto es para uso médico, puesto que consiste en el desarrollo de injertos de áreas cartilaginosas por la elasticidad del material. Las estructuras estudiadas, Schwarz y Gyroid son idóneas puesto que combinan un buen comportamiento mecánico con una ligereza y adaptación de la porosidad deseada. La gran ventaja de la fabricación de las estructuras es su gran adaptabilidad de diseño para cada paciente. Permitiendo así la salud y el bienestar tanto físico como mental de cada individuo. Además, cabe destacar que este tipo de diseños permite disminuir los tiempos de recuperación y reducir el uso de tratamientos agresivos y menos eficaces. [22]

- ODS 9. Industria, innovación e infraestructura

Este proyecto fomenta la innovación industrial debido al uso de la fabricación aditiva avanzada, con impresión 3D por estereolitografía (SLA). Este tipo de impresoras permite fabricar estructuras de pequeñas dimensiones con una gran precisión. Este suceso es un gran avance tecnológico puesto que hasta hace apenas dos décadas sería impensable la posibilidad de replicar estructuras tan concretas de

una manera tan exacta y con una dimensión tan reducida. Además, esta técnica permite ajustar el comportamiento mecánico de la pieza sea cual sea la geometría, optimizando el rendimiento y el diseño del producto final.

Este desarrollo tecnológico no solo desarrolla el campo de la biomedicina, sino que también afecta a sectores como el aeroespacial, la robótica blanda, la automoción o la arquitectura de materiales funcionales.

Por tanto, el resultado que se obtiene es que este proyecto mejora la producción vía digital, el diseño funcional y la implementación de la automatización inteligente.

– ODS 12: Producción y consumo responsables

Gracias a la tecnología utilizada, se puede decir que este proyecto está fuertemente enfocado en el consumo responsable. Esto se puede afirmar puesto que mediante la impresión 3D se asegura una utilización de material en la que la cantidad de residuos generados es mínima. Cabe añadir, que se puede escoger la porosidad deseada, produciendo una reducción de material al aumentar esta, sin necesidad de empeorar las propiedades o la funcionalidad del material.

En conclusión, en comparación con los métodos de fabricación clásica, la fabricación aditiva permite una producción más eficiente, sostenible, y lo más importante, una personalización de diseño. El resultado obtenido es el cumplimiento a la perfección de los principios del ODS 12, garantizando una minimización del impacto ambiental.

– ODS 4. Educación de calidad

Este proyecto asegura la continuidad del conocimiento humano. En primer lugar, una vez sea publicado podrá ser una fuente de conocimiento para cualquiera que se encuentre interesado en el área. En segundo lugar, se requiere que el autor posea conocimientos acerca de las tecnologías usadas, como, por ejemplo; modelado 3D,

simulación mecánica, análisis dimensional, conocimiento de materiales biomédicos y métodos de fabricación avanzados.

Gracias a la utilización de tecnologías de última generación se ha permitido fomentar la actualización del autor ante una educación superior orientada al desarrollo sostenible, y que no se queda atrás ante la innovación tecnológica que está surgiendo en los últimos años en un mundo tan globalizado. [23]

- ODS 17: Alianzas para lograr los objetivos

En virtud de la estrechez entre ingeniería, medicina, ciencia de materiales y biología que abarca el proyecto, se podría afirmar que ha impulsado una alianza entre universidades, centros de investigación, hospitales y empresas tecnológicas.

Obteniendo de resultado una cooperación sostenible e innovadora gracias al conocimiento compartido. [24]

- ODS 13: Acción por el clima

Aunque no lo parezca, este proyecto permite luchar contra el cambio climático, gracias a la utilización de materiales eficientes y una reducción de consumo energético. La impresora 3D es la única tecnología implicada, es decir, la impresión por estereolitografía permite deshacerse del gran número de máquinas implicadas en los procesos en cadena de fabricación clásicos. Por ejemplo, en la fabricación por inyección se necesita un gran consumo de energía, puesto que el material inyectado se encuentra a altas temperaturas. Además, las máquinas implicadas necesitan ser accionadas, lo cual requiere de mucha energía por su gran volumen y peso.

Evitando estos derroches excesivos se obtiene una economía circular y una sostenibilidad global, permitiendo así reducir los efectos del cambio climático. [25]

La síntesis final a la que se llega es que este proyecto no tiene un enfoque meramente industrial, sino que apoya el desarrollo sostenible, teniendo una visión responsable y ética. Aplicando la ingeniería desde una perspectiva climática y no solamente como un medio económico. Es un logro que hoy en día este en auge la importancia del desarrollo sostenible. Lamentablemente, en las últimas décadas, los avances tecnológicos no tuvieron una visión ambiental y sostenible, sino que el único objetivo era la optimización económica. Esto ha provocado un fuerte cambio climático, el cuál tendrán que combatir las generaciones futuras.

## Capítulo 8. CONCLUSIONES

La conclusión a la que se llega es que ambas geometrías son muy interesantes para la realización de pequeños implantes. Tanto una como otra, presentan resultados ante los ensayos mecánicos de tracción muy satisfactorios. Haciéndolas idóneas para las adversidades físicas que sufren de manera continua los implantes.

El único inconveniente que presentan es que no son fieles a la dimensión especificada. Este suceso afecta si el implante replica una zona corporal muy reducida, cuya dimensión requiere de una gran precisión. Como bien pueda ser un tendón. Sin embargo, si vamos a replicar una oreja, un error dimensional de 1 mm resulta ser insignificante.

Respecto a sus propiedades mecánicas, se puede afirmar que la geometría Schwarz tiende a dar valores ligeramente mayores en los parámetros de; resistencia a la tracción, alargamiento a rotura, deformación a rotura y módulo de Young. Salvo en el caso de la porosidad del 70 %, en la que los valores de alargamiento y deformación a rotura son mayores en la geometría Gyroid. Además, en la porosidad 50 %, el módulo de Young es ligeramente mayor para la geometría Gyroid.

Comparando las diferentes porosidades, se observa que en las estructuras Gyroid, la resistencia a la tracción y el módulo de Young decrecen a medida que aumenta la porosidad. Sin embargo, la deformación y el alargamiento a rotura aumentan al aumentar la porosidad. El cambio se observa mejor comparando las porosidades 50 % y 70 %.

En las estructuras Schwarz sucede parecido, la resistencia a tracción y el módulo de Young disminuye al aumentar la porosidad. No obstante, para la porosidad 60 %, el alargamiento y la deformación disminuyen, mientras que en las porosidades 50 % y 70 % se mantiene muy similar.

Por tanto, la conclusión determinada es que la resina utilizada resulta ser muy práctica cuando la geometría no requiere de una gran precisión en su dimensión esperada. Sin

embargo, cuando el implante que se va a realizar tiene una dimensión muy precisa, es mejor la utilización de otro material, especialmente en la geometría Gyroid, debido a que presenta un error mayor.

## Capítulo 9. CAPÍTULOS FUTUROS

El resultado de este estudio ha sido la caracterización de una resina comercial para su posibilidad de uso en implantes. Este análisis ha permitido determinar su factibilidad de uso en el ámbito médico sustituyendo partes cartilaginosas. Este pequeño proyecto permite la iniciación en distintas áreas de investigación.

Un aspecto muy interesante para estudiar sería la evaluación de la durabilidad de las estructuras fabricadas. Es muy importante realizar un estudio del comportamiento de las estructuras durante largos periodos de tiempo en un entorno similar al corporal. Esto es crucial debido a que, en la mayoría de los casos, los implantes duran decenas de años. Mediante el uso de cámaras climáticas, se podrían realizar ensayos de envejecimiento, en los cuales se controle el nivel de humedad y la temperatura [26]. Con estos ensayos se podría observar la degradación real de la resina y la variación de sus propiedades mecánicas.

Otra línea que se podría estudiar sería el postcurado. En este proyecto se han seguido las especificaciones de curado del fabricante. Sin embargo, en muchos estudios se ha determinado la importancia del postcurado para la influencia de características como la rigidez, la resistencia y la estabilidad dimensional. Por tanto, puesto que en nuestro caso se ha observado un significativo error dimensional a la hora de imprimir las estructuras, sería muy satisfactorio analizar cuál es la cura idónea para el objetivo especificado en cada implante. Por ejemplo, hay implantes que requieren de una mayor resistencia mecánica. Sin embargo, hay injertos cuya mayor prioridad es la precisión.

En definitiva, este estudio es la base para el desarrollo real de la realización de implantes mediante impresión 3D. Produciéndose finalmente, la aplicación práctica clínica.



## Capítulo 10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] «Iber 3D», Iber3D. Accedido: 21 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.iber3d.es/>
- [2] «ONU: 2.000 millones de personas viven en áreas en conflicto», AP News. Accedido: 11 de febrero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://apnews.com/article/934d6324cefb23b909ac13a1512d37ef>
- [3] «Iber 3D», Iber3D. Accedido: 28 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.iber3d.es/>
- [4] G. T. Coca, «ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO A CORROSIÓN DE ESTRUCTURAS LATTICE FABRICADAS POR LPBF», jun. 2023, Accedido: 28 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://hdl.handle.net/10115/22209>
- [5] «Best-in-class 3D Printers | Formlabs». Accedido: 28 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://formlabs.com/es/resources/stereolithography-3d-printing/>
- [6] S. McGivern, H. Boutouil, G. Al-Kharusi, S. Little, N. J. Dunne, y T. J. Levingstone, «Translational Application of 3D Bioprinting for Cartilage Tissue Engineering», *Bioengineering*, vol. 8, n.º 10, p. 144, oct. 2021, doi: 10.3390/bioengineering8100144.
- [7] F. You, B. F. Eames, y X. Chen, «Application of Extrusion-Based Hydrogel Bioprinting for Cartilage Tissue Engineering», *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 18, n.º 7, Art. n.º 7, jul. 2017, doi: 10.3390/ijms18071597.
- [8] C. S, «Investigadores desarrollan un revolucionario injerto óseo inspirado en corales e impreso en 3D», 3Dnatives. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/revolucionario-injerto-oseo-inspirado-corales-impreso-3d-121220242/>
- [9] «3D bioprinting artificial organs could become quicker and easier», Drug Target Review. Accedido: 25 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.drugtargetreview.com/news/110266/3d-bioprinting-artificial-organs-could-become-quicker-and-easier/>
- [10] R. Elkington, «Cartilage Tissue Engineering and Electrospinning», BioTrib. Accedido: 25 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://biotrib.eu/cartilage-tissue-engineering-and-electrospinning/>
- [11] «¿Cómo funcionan los métodos de electrohilado para fabricación de fibras poliméricas?», Interempresas. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/462990-Como-funcionan-los-metodos-de-electrohilado-para-fabricacion-de-fibras-polimericas.html>
- [12] «(PDF) Injectable hydrogels for cartilage and bone tissue engineering», *ResearchGate*, feb. 2025, doi: 10.1038/boneres.2017.14.
- [13] www-citupc, «Hidrogeles nanocompuestos multifuncionales para el cuidado avanzado de la piel», Blog CIT UPC. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://blog.cit.upc.edu/hidrogeles-nanocompuestos-multifuncionales-para-el-cuidado-avanzado-de-la-piel/>
- [14] F. Ghobadi *et al.*, «Advanced 3D-Printed Multiphasic Scaffold with Optimal PRP Dosage for Chondrogenesis of BM-MSCs in Osteochondral Tissue Engineering», 16 de febrero de 2025, *arXiv*: arXiv:2502.11130. doi: 10.48550/arXiv.2502.11130.

- [15] R. Chen, J. S. Pye, J. Li, C. B. Little, y J. J. Li, «Multiphasic scaffolds for the repair of osteochondral defects: Outcomes of preclinical studies», *Bioact. Mater.*, vol. 27, pp. 505-545, abr. 2023, doi: 10.1016/j.bioactmat.2023.04.016.
- [16] X. Lin *et al.*, «Biomimetic multizonal scaffolds for the reconstruction of zonal articular cartilage in chondral and osteochondral defects», *Bioact. Mater.*, vol. 43, pp. 510-549, ene. 2025, doi: 10.1016/j.bioactmat.2024.10.001.
- [17] «Nota de Prensa: SECPRE presenta ‘La realidad de la Cirugía Estética en España’, el estudio con datos actualizados sobre las intervenciones más demandadas por edades y sexos», Sociedad Española de Cirugía Plástica Reparadora y Estética. Accedido: 18 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://secpres.org/noticias-detalle-buscador.php?cual=279>
- [18] «Global Survey 2023: Full Report and Press Releases». Accedido: 18 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.isaps.org/discover/about-isaps/global-statistics/global-survey-2023-full-report-and-press-releases/>
- [19] C. S. Crowe *et al.*, «Global trends of hand and wrist trauma: a systematic analysis of fracture and digit amputation using the Global Burden of Disease 2017 Study», *Inj. Prev.*, vol. 26, n.º Suppl 1, pp. i115-i124, oct. 2020, doi: 10.1136/injuryprev-2019-043495.
- [20] ECO\_nomics, «In what text does Socrates state “no man has the right to be an amateur in the matter of physical training. it is a shame for a man to grow old without seeing the beauty and strength of which his body is capable.”», r/askphilosophy. Accedido: 18 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: [https://www.reddit.com/r/askphilosophy/comments/8grc8t/in\\_what\\_text\\_does\\_socrates\\_state\\_no\\_man\\_has\\_the/](https://www.reddit.com/r/askphilosophy/comments/8grc8t/in_what_text_does_socrates_state_no_man_has_the/)
- [21] «Biocompatible BioMed Elastic 50A Resin». Accedido: 21 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: [https://center3dprint.com/biomed-elastic-50a-resin-biocompatible?utm\\_source=chatgpt.com](https://center3dprint.com/biomed-elastic-50a-resin-biocompatible?utm_source=chatgpt.com)
- [22] M. Moran, «Salud», Desarrollo Sostenible. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/health/>
- [23] M. Moran, «Educación», Desarrollo Sostenible. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/education/>
- [24] M. Moran, «Alianzas», Desarrollo Sostenible. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/globalpartnerships/>
- [25] M. Moran, «Cambio climático», Desarrollo Sostenible. Accedido: 26 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/climate-change-2/>
- [26] E. L. Graminski, «The effects of temperature and moisture on the accelerated aging of paper».