



COMILLAS

UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Trabajo fin de grado

**Estudio del comportamiento mecánico de distintas
geometrías TPMS**

Autor: Jesús Viadero Vila

Director: Xavier Soldani

Directora: Eva Paz Jiménez

Madrid

Julio de 2026

Declaración de originalidad

Declaro bajo mi responsabilidad que el Proyecto presentado con el título **Estudio del comportamiento mecánico de distintas geometrías TPMS** en la ETS de Ingeniería – ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico **2025-2026** es de mi autoría 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.

Uso de Inteligencia Artificial¹

Declaro bajo mi responsabilidad que (indicar la opción correcta):

☒ No he utilizado Inteligencia Artificial en la elaboración del presente documento.

☒ He utilizado Inteligencia Artificial en la elaboración del presente documento y/o del Anexo B siempre en las condiciones permitidas por la Universidad Pontificia Comillas, es decir, aplicando el Nivel 2 de la [Escala de Evaluación de Perkins et al. \(2024\)](#): *“La IA puede utilizarse para actividades previas a la tarea, como la lluvia de ideas, la descripción y la investigación inicial. Este nivel se centra en el uso de la IA para la planificación, las síntesis y la generación de ideas, pero las evaluaciones deben hacer hincapié en la capacidad de desarrollar y refinar estas ideas de forma independiente”*. En concreto, las Inteligencia Artificial ha sido empleada para:

(indicar aquí el uso concreto que se ha hecho de la Inteligencia Artificial)

A partir de lo que escribí en los distintos apartados se le preguntó a la IA si el orden de los párrafos era natural o estaba desordenado y que me ayudase con conectores para que la lectura fuese más fluida.

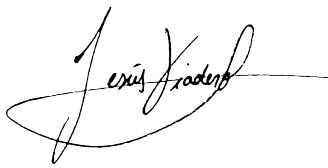
En el estado del concepto se le preguntó si veía correcto el contenido que se iba a abordar en el apartado y si añadiría algún punto más.

Se ha utilizado para evaluar la estética de las gráficas realizadas y cambios necesarios en escalas o colores para una buena estética.

Se le ha pedido hacer un repaso del documento para ver que las referencias estuvieran correctas.

Se le ha pedido consejos para dejar una vista profesional con los encabezados y la distribución de los apartados.

¹ Esta declaración se refiere al uso de la Inteligencia Artificial generativa para realizar los documentos del Proyecto (Anexo B y Memoria). No aplica a Proyectos donde, por su naturaleza, deban emplear inteligencia artificial como parte de los mismos (aplicación de técnicas de aprendizaje automático, redes neuronales, análisis de datos...)



Firmado (alumno): Jesús Viadero Vila

Fecha: 13/07/2026

Autorización para la entrega del Proyecto

El director del Proyecto	El co-director del Proyecto (si aplica)
 Firmado digitalmente por Eva Paz Nombre de reconocimiento (DN): cn=Eva Paz, o=Universidad Pontificia Comillas, ou, email=epaz@iit.comilla s.edu, c=ES Fecha: 2026.07.15 18:13:01 +02'00'	
Fdo:	Fdo:
Fecha:	Fecha:

Resumen

En este TFG se va a estudiar el comportamiento mecánico de distintas geometrías TPMS. A través de ensayos de compresión obtendremos las curvas de tensión-deformación de las distintas geometrías. A partir de estas curvas se obtendrá el módulo de Young, la máxima resistencia y deformación de cada geometría. Dentro de cada geometría se ensayarán distintas porosidades lo que permitirá concluir el efecto que esta pueda tener sobre las propiedades mecánicas de nuestra estructura.

También se hará un análisis dimensional de las probetas impresas donde se concluirá el error existente entre las dimensiones teóricas y las reales. Este estudio dimensional se realizará en ambas caras de la geometría para comparar errores en función de los ejes de impresión.

A lo largo del trabajo se aprenderá a usar los distintos equipamientos del laboratorio necesarios para poder llevar a cabo un estudio de este tipo y los softwares pertinentes.

Al final de este trabajo se sacarán conclusiones acerca del efecto que tiene la geometría y el nivel de porosidad en las propiedades mecánicas de nuestras estructuras y cuáles pueden ser más interesantes a la hora de su aplicación en el ámbito de la salud, más en específico en el campo de los tejidos óseos.

Palabras clave: TPMS, scaffold, estereolitografía, resina BIO, resina Clear, impresión 3D, SLA

Abstract

This final degree thesis investigates the mechanical behaviour of different Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) geometries. Through compression testing, stress-strain curves of the different geometries will be obtained. These curves will be used to determine the Young's modulus, maximum strength and deformation of each geometry. Furthermore, different porosities within each geometry will be also tested, allowing conclusions to be drawn regarding the effect of porosity on the mechanical properties of the structure.

Additionally, a dimensional analysis of the 3D printed specimens will be conducted to evaluate the error between theoretical and actual dimensions. This dimensional study will be performed on both sides of the geometry in order to compare printing errors as a function of the fabrication axes.

Throughout this work, experience will be gained in the use of various laboratory equipment and the relevant software required to conduct a study of this nature.

Ultimately, this thesis will provide conclusions on how geometry and porosity levels influence the mechanical properties of these structures, identifying which ones hold the best potential for biomedical applications, specifically in the field of bone tissue engineering.

Keywords: TPMS, stereolithography, BIO resin, scaffold, Clear resin, 3D printing

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a mis tutores, Xavier y Eva, por todo el apoyo que me han dado siempre durante estos meses de proyecto. Por guiarme en todo el proceso, por enseñarme tanto sobre un tema tan interesante como son las TPMS, por estar siempre disponibles cuando he tenido dudas o problemas en el laboratorio o a la hora de realizar los ensayos, por estar ahí y preocuparse.

A mis padres que me han dado la oportunidad de realizar los estudios en una institución como lo es ICAI sabiendo el sacrificio que conlleva, y por siempre apoyarme a lo largo de todos estos años donde ha habido momentos bonitos y otros no tanto.

Me gustaría también dar las gracias a Fernando por siempre estar dispuesto a ayudarme con cualquier problema o duda que me surgiera en el laboratorio, pero sobre todo por hacer más amenas y divertidas las largas jornadas en el laboratorio.

Me quiero acordar también de Arya, Olivia y Paul con los que he estado los últimos meses trabajando en la Universidad y aprendiendo juntos, y con los que he pasado un buen rato en los laboratorios.

Por último, agradecer a la Universidad por facilitar el acceso a sus equipos de impresión 3D, el material de ensayo y las máquinas para la realización de los ensayos.

Contenido

Resumen.....	6
Abstract	6
Agradecimientos.....	7
Lista de imágenes	10
Lista de tablas.....	11
Lista de gráficas	11
1 Introducción.....	14
2 Estado de la cuestión	16
2.1 Ingeniería de tejidos óseos y el problema del stress shielding.....	16
2.1.1 Stress shielding	17
2.1.2 Scaffolds.....	17
2.1.3 Estudio	18
2.2 Estructuras TPMS	19
2.2.1 Concepto	19
2.2.2 Contexto histórico	19
2.2.3 Formulación matemática y modelado topográfico	21
2.2.4 Propiedades mecánicas y mecanismos de fallo	21
2.2.5 Métodos de fabricación y materiales	23
2.2.6 Caracterización experimental, métodos de análisis y ensayos.....	25
2.2.7 Aplicaciones actuales y futuras	25
3 Metodología	27
3.1 Diseño de estructuras TPMS.....	27
3.2 Proceso de fabricación aditiva	30
3.2.1 Modelado e impresión 3D	30
3.2.2 Post lavado.....	33
3.2.3 Post curado	34
3.3 Caracterización dimensional y evaluación de porosidad real.....	35
3.3.1 Estudio dimensional	35
3.3.2 Estudio del nivel de porosidad	36
3.4 Ensayos mecánicos	38
3.4.1 Ensayo de compresión.....	38
3.4.2 Ensayo de flexión.....	38
4 Resultados	40
4.1 Estudio de porosidad	40
4.2 Estudio dimensional.....	41

4.3	Ensayos de compresión.....	47
4.3.1	Comportamientos de la resina Clear	47
4.3.2	Comportamiento de la resina Biomed	49
4.3.3	Comportamiento resina Clear V4.1 Vs Biomed	53
4.4	Ensayos de flexión.....	55
5	Conclusiones.....	58
	Bibliografía	59
	Anexos	62
	Anexo I. Dimensiones definidas para el estudio dimensional.....	62
	Honey	62
	Gyroid	63
	Fischer	64
	Schwarz	65
	Schoen.....	66
	Anexo II. Tabla de medidas y cálculos de % de porosidad.....	67
	Anexo III. Tabla de medidas del estudio dimensional	68

Lista de imágenes

Ilustración 1: A) Estructura interna del hueso. B) Proceso regeneración óseo	16
Ilustración 2: A) Modelos de scaffolds impresos en 3D. B) Estructura reticular que imita la estructura interna del hueso	18
Ilustración 3: A) Schwarz Diamond B) Primitiva C) Neovius D) Gyroid E) I-WP.....	20
Ilustración 4: Curva tensión – deformación del ensayo de Fischer 50%, resina Clear	22
Ilustración 5: A) Fabricación aditiva por estereolitografía. B) Piezas de distintos materiales impresas en 3D.....	24
Ilustración 6: A) Malla de intercambiador de calor TPMS Gyroid[27]. B) Modelo de hueso de mandíbula[28]. C) Batería con estructura Gyroid[25].	26
Ilustración 7: Estructura TPMS Schwarz Diamond.	27
Ilustración 8: Estructura TPMS Gyroid.....	28
Ilustración 9: Estructura TPMS Schoen I-WP.	28
Ilustración 10: Estructura TPMS Fischer.	29
Ilustración 11: Estructura TPMS Honey.	29
Ilustración 12: A) Celda unidad Gyroid 60%. B) Probeta ensayo de compresión de Gyroid 60%.	31
Ilustración 13: A) Probetas de compresión impresas. B) Herramientas para extraer las probetas y quitarle los soportes. C) Cartuchos de resinas empleadas. D) Impresora 3B/B+ Formlabs.....	32
Ilustración 14: Soplado con aire comprimido.....	33
Ilustración 15: Máquina Wash V2 - Formlabs	33
Ilustración 16: Form Cure V2 230 V - Formlabs.....	34
Ilustración 17: Probetas para ensayos de flexión siendo curadas.....	34
Ilustración 18: A) Microscopio Olympus DSX1000. B) Imagen Honey 60% (//). C) Imagen Honey 60% (I).....	35
Ilustración 19: A) Balanza Mettler Toledo XS205. B) Probeta sumergida en etanol. C) Probeta estudio de porosidad.....	37
Ilustración 20: A) Máquina de ensayo Ibertest. B) Discos de compresión. C) Probeta Gyroid para ensayo de compresión.	38

Ilustración 21: Probeta ensayo de flexión Schwarz	39
Ilustración 22: Ensayo de flexión de Schwarz.....	39
Ilustración 24: A) Curva de Fischer 56% resina Clear. B) Curva de Fischer 56% resina Biomed ..	54

Lista de tablas

Tabla 1: Resultados estudio porosidad.....	40
Tabla 2: Medidas y cálculos de porosidad	67
Tabla 3: Medidas dimensionales	68

Lista de gráficas

Gráfica 1: Error impresión Honey 50%	41
Gráfica 2: Error impresión Honey 60%	42
Gráfica 3: Error impresión Gyroid 50%	42
Gráfica 4: Error impresión Gyroid 60%	43
Gráfica 5: Error impresión Fischer 50%	43
Gráfica 6: Error impresión Fischer 56%	44
Gráfica 7: Error impresión Schwarz 50%	44
Gráfica 8: Error impresión Schwarz 60%	45
Gráfica 9: Error impresión Schoen 50%	45
Gráfica 10: Error impresión Schoen 54%	46
Gráfica 11: Resistencia máxima resina Clear	47
Gráfica 12: Rigidez resina Clear	47
Gráfica 13: Máxima deformación resina Clear	48
Gráfica 14: Resistencia máxima resina Biomed	49
Gráfica 15: Rigidez resina Biomed	49
Gráfica 16: Máxima deformación resina Biomed	50
Gráfica 17: Curvas tensión - deformación Honey	50
Gráfica 18: Curvas tensión - deformación Schoen	51
Gráfica 19: Curvas tensión - deformación 50% porosidad	52
Gráfica 20: Curvas tensión - deformación porosidades 56% y 60%	52

Gráfica 21: Resistencia máxima Clear Vs Biomed	53
Gráfica 22: Rigidez Clear Vs Biomed	53
Gráfica 23: Máxima deformación Clear Vs Biomed	54
Gráfica 24: Resistencia máxima a flexión resina Biomed	55
Gráfica 25: Módulo de flexión resina Biomed	56
Gráfica 26: Máxima deformación a flexión resina Biomed	56
Gráfica 27: Curvas tensión deformación de todas las geometrías y porosidades estudiadas	57

1 Introducción

El tejido óseo posee funciones estructurales cruciales, como la protección de tejidos blandos ante impactos además del soporte estructural del cuerpo. Aunque el hueso tenga una capacidad intrínseca de auto regeneración tras una fractura, esta es limitada y depende del tamaño de esta, la región ósea afectada y los tejidos que se encuentren a su alrededor. Por ello en los casos de grandes fracturas la intervención médica es inevitable.

Tradicionalmente el método de referencia ha sido el injerto óseo (ya sea autólogo o mediante donantes), sin embargo, esta práctica conlleva ciertas limitaciones como la escasez de donantes, la necesidad de cirugías adicionales, el riesgo de transmisión de enfermedades y la posible respuesta inmunológica rechazando el injerto. Este problema ha llevado a los científicos al desarrollo de los 'scaffolds' o andamios celulares. Los scaffolds son estructuras tridimensionales fabricadas con materiales biocompatibles que sirven temporalmente como soporte para la creación de un entorno que facilite el crecimiento de la matriz extracelular, garantizando el suministro de oxígeno y nutrientes en la zona de reconstrucción.

Históricamente el principal inconveniente de los scaffolds fue la dificultad de su fabricación debido a sus complejas geometrías internas a escalas tan reducidas. Esto cambió radicalmente en las últimas décadas con el desarrollo de nuevas tecnologías de fabricación aditiva aplicada a la biomedicina que ha permitido la recreación precisa de estructuras porosas complejas aptas para la biomedicina. Entre todas ellas destaca la estereolitografía, la cual permite fotopolimerizar capas de resina mediante una fuente de luz ultravioleta, alcanzando una resolución lo bastante buena para aplicar en este campo de la medicina.

Para el diseño de estas estructuras, los científicos y matemáticos se han inspirado frecuentemente en elementos porosos de la naturaleza que poseen excelentes propiedades mecánicas, como por ejemplo las esponjas de mar, los propios huesos, las colmenas de abejas, etc. El deseo de la reproducción de este tipo de estructuras dio lugar a una corriente de investigación centrada en geometrías con propiedades programables, es decir, que sus capacidades mecánicas pudieran variar al modificar sus parámetros de diseño.

Para ese propósito se centró la mirada en las Superficies Mínimas Triplemente Periódicas (TPMS, en inglés). Las TPMS son estructuras tridimensionales dispuestas de manera que minimizan el área de forma local para unos límites dados, o sea que la geometría se extiende por todo el contorno de la pieza ocupando el mínimo área posible. Además, poseen una simetría cristalina que repite su patrón en las tres dimensiones del espacio. Conceptualmente, son superficies continuas y sin bordes afilados que dividen el espacio euclídeo tridimensional en dos laberintos independientes e interpenetrados.

Desde el punto de vista matemático, las coordenadas nodales que minimizan estas superficies se obtienen mediante el análisis de las integrales de sus funciones de parametrización de Weierstrass, lo cual hoy en día se puede modelar con softwares especializados como el Surface Evolver.

Aunque los primeros estudios publicados acerca de estas geometrías datan de 1865 con los trabajos realizados por H. A. Schwarz y su pupilo E. R. Neovius, el verdadero impulso para su aplicación llegó en 1970 gracias al estudio 'Infinite Periodic Minimal Surfaces without self-intersections' del físico Alana H. Schoen en el que el autor expandió el universo de las geometrías

TPMS sin auto intersecciones. En las últimas décadas la geometría diferencial discreta ha permitido encontrar aún más variantes a partir de las superficies conjugadas de las ya existentes.

En el campo de la ingeniería de tejidos óseos, las estructuras TPMS ofrecen ventajas extraordinarias. En primer lugar, sus bordes no afilados permiten una transferencia de cargas óptima a los tejidos óseos de alrededor de la zona afectada evitando la concentración de tensiones. En segundo lugar, la alta conectividad de sus poros da paso a una buena vascularización y ofrece una superficie curva perfecta para la adhesión y proliferación celular.

Con el objetivo de profundizar en las capacidades de estas estructuras y evaluar su viabilidad en aplicaciones biomédicas el presente TFG tiene los siguientes objetivos:

- Se busca evaluar el comportamiento mecánico de distintas geometrías TPMS fabricadas por estereolitografía analizando la influencia de la geometría, el nivel de porosidad e incluso el material base en las propiedades de rigidez, resistencia y capacidad de deformación máxima. Esto va a servir para conocer sus potenciales aplicaciones como scaffolds en la ingeniería de tejidos óseos.
- Caracterización y optimización de porosidad: Se busca a través de una metodología determinada basada en el principio de Arquímedes para calcular la porosidad real de las probetas impresas y relacionarla con el parámetro de diseño 't' de las ecuaciones implícitas.
- Análisis dimensional: Se quiere realizar un estudio metrológico comparativo empleando un microscopio óptico digital para poder evaluar el error impresión que hay entre las dimensiones teóricas de las geometrías y las reales que se obtienen por la impresión 3D. Se realizará diferenciando entre dimensiones que sean paredes sólidas y espacios vacíos.
- Evaluación del comportamiento mecánico a compresión: Determinar la resistencia máxima a compresión, el módulo de compresión y deformación plástica de las geometrías Fischer y Schoen, evaluando adicionalmente el efecto que tiene la resina empleada.
- Evaluación del comportamiento mecánico a flexión: Caracterización del comportamiento elástico y de fallo de 5 geometrías TPMS (Gyroid, Fischer, Schoen, Schwarz y Honey) a partir de una probetas hechas con resina Biomed.

2 Estado de la cuestión

2.1 Ingeniería de tejidos óseos y el problema del stress shielding

Los defectos y las fracturas óseas debidas a anomalías congénitas, golpes, enfermedades metabólicas, lesiones derivadas de actividades deportivas y los accidentes de tráfico entre otros son uno de los mayores problemas a los que se enfrenta la ortopedia y las cirugías craneofaciales. Es por ello por lo que se han ido desarrollando nuevas tecnologías gracias a la ingeniería dedicada a los tejidos óseos focalizada en reparar los defectos que son incapaces de sanar espontáneamente.

Desde el campo de la ingeniería se han desarrollado estructuras tridimensionales a partir de materiales bio compatibles de modo que sirvan para el crecimiento de células y moléculas bioactivas. La gran ventaja de estas estructuras porosas en el estudio de implantes óseos es su gran capacidad de ajustar sus propiedades mecánicas a las del hueso que se encuentra circundante al injerto y a su vez también ayudan a la osteointegración y a la regeneración ósea. El comportamiento de estas estructuras bajo cargas de compresión depende de propiedades como el módulo elástico y la resistencia a fluencia que van a depender en parte del material base y del nivel de porosidad, esta última también tiene gran importancia en los efectos que la flexión pueda tener.

Son muchos los desafíos presentes en la ingeniería ósea desde las carencias de las células del paciente hasta las barreras para la aprobación regulatoria pasando por el posible rechazo inmunológico de las células administradas y por supuesto el alto coste. Por eso la investigación en tejidos óseos sigue muy activa donde muchos resultados han mostrado gran potencial para su desarrollo en tratamientos clínicos[1], [2], [3].

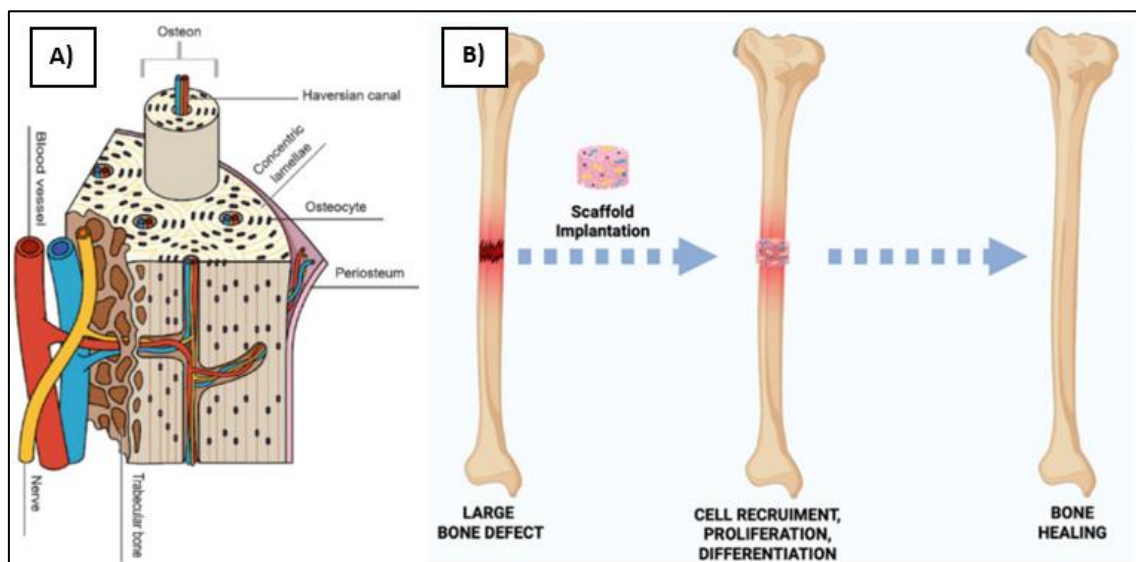


Ilustración 1: A) Estructura interna del hueso. B) Proceso regeneración óseo

2.1.1 Stress shielding

Entre ellos, uno de los más importantes a los que se enfrenta la ingeniería ósea es el '*stress shielding*'. El *stress shielding* es un fenómeno donde implantes óseos de alta rigidez causan en las cercanías del tejido óseo un debilitamiento que puede terminar en su pérdida o en problemas de regeneración. Se define teniendo en cuenta la Ley de Wolff, la cual postula que: "El tejido óseo es un organismo sano que tiene la capacidad de ajustarse en respuesta a las cargas mecánicas a las que se le somete"[4].

Este problema es frecuente encontrarlo en nuestro entorno ya que en el sector biomédico muchas estructuras utilizadas en prótesis de cadera, rodilla o de disco son fabricadas de materiales que son biocompatibles como el titanio o el cobalto, pero que tienen una rigidez muy por encima del hueso, derivando en este problema del stress shielding.

Siguiendo este principio fundamental de la fisiología ósea y el problema del stress shielding se ha pensado en el implante las estructuras tridimensionales TPMS como solución. Hay que optimizar los parámetros del scaffold evitando unos valores de rigidez de la estructura tan altos que provoquen una bajada de las cargas fisiológicas que de normal sufren las zonas circundantes al implante. Después la porosidad también servirá de ayuda para cambiar comportamientos mecánicos, pero más importante para ayudar con la regeneración ósea.

Para este estudio interesa aproximar las propiedades de los TPMS a las del hueso trabecular, esto es, el tejido óseo ligero y poroso que se encuentra en el interior del hueso. Tiene una configuración única que proporciona soporte estructural y que se asemeja a una red tridimensional formada por placas y barras llamadas trabéculas. Estas trabéculas están organizadas de manera que distribuyen las fuerzas mecánicas.

El hueso trabecular es menos denso que el cortical, la capa externa del hueso, y tiene un papel fundamental en la distribución y resistencia de cargas del esqueleto. Entre sus funciones principales se encuentran el soporte mecánico, la producción de células sanguíneas, depósito de reserva mineral de calcio y fosfato y finalmente de amortiguación por lo que debe ser capaz de absorber y redistribuir cargas aplicadas al hueso de la forma más homogénea posible[2], [5].

2.1.2 Scaffolds

La capacidad de los materiales a la hora de facilitar la regeneración ósea está más bien relacionada con la estructura, por lo que hay varios materiales que pueden ser utilizados para modificar la distribución de cargas y ayudar en el crecimiento óseo hacia el interior del injerto. Las propiedades estructurales de los scaffolds provocan cambios en la difusión celular y en la distribución de cargas lo que modifica el volumen y la distribución de hueso regenerado.

A veces en este tipo de injertos óseos se utilizan materiales con gran capacidad de biocompatibilidad, altos niveles de bioactividad y por su similitud con el hueso humano, pero son demasiado frágiles a veces. Ahora esta fragilidad puede ser reducida gracias a las propiedades de las TPMS.

Una relación alta entre área de superficie del scaffold y su volumen hace que este interactúe mejor con el entorno ya que muchos de los procesos biológicos que buscamos que ocurran suceden en la superficie. O sea que si el scaffold es pequeño, pero en relación tiene un amplio área de superficie aumenta la posibilidad de que las células óseas se adhieran a esta.

La gran ventaja que tienen estas estructuras es que su superficie es más adecuada para que se le acoplen los distintos tipos de células que ayudan a reparar el hueso, además de tener una excelente capacidad de permeabilidad sobre los fluidos favoreciendo la regeneración ósea.

Los scaffolds también tienen algunas limitaciones a la hora de su uso. Primero que su forma de fabricación es únicamente por medio de la impresión 3D, lo que lleva también a preocuparse por las limitaciones que este proceso de fabricación tiene y que será discutido más adelante. Otra dificultad que puede surgir es el diseño del scaffold. Necesitamos que sea totalmente personalizable a y se asemeje lo máximo al defecto óseo que queramos sanar. Y por último hay que destacar que todos los estudios que se están haciendo son en fase de prueba en animales y que todavía queda camino para que puedan ser realmente utilizados en personas.

Lo que se busca con los scaffolds es fabricar una estructura tridimensional que se asemeje lo máximo posible al comportamiento de estos huesos y a la vez que se pueda modificar sus propiedades al cambiar determinados parámetros como la porosidad a través de la función matemática[2], [5], [6], [7].

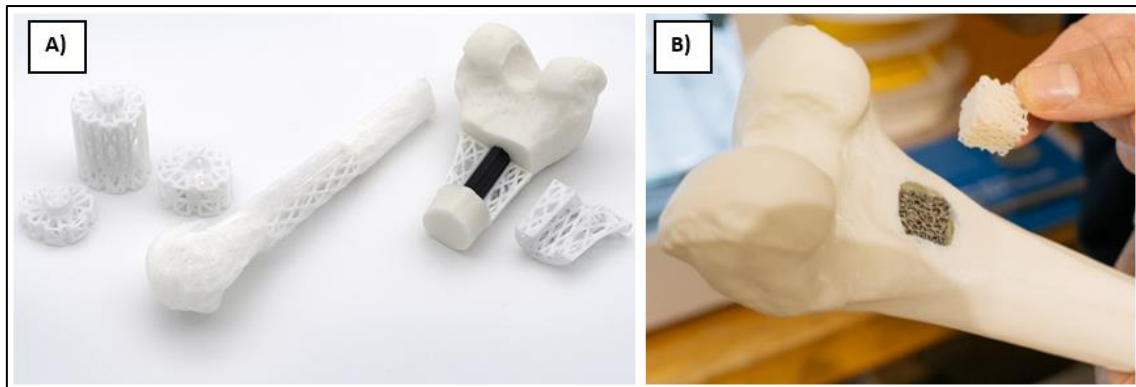


Ilustración 2: A) Modelos de scaffolds impresos en 3D. B) Estructura reticular que imita la estructura interna del hueso

2.1.3 Estudio

En este TFG se van a fabricar unas probetas con diseños porosos con distintas formas a partir de las estructuras TPMS. En este estudio se han elegido cinco geometrías distintas: Schoen I-WP, Schwarz, Gyroid, Honey y Fischer.

El fin de este TFG es ensayar estructuras impresas en 3D con estas geometrías a partir de distintas resinas y con distintos niveles de porosidad. Se realizarán varios estudios primero enfocados en conocer la calidad del método de impresión utilizado y otros para conocer las propiedades mecánicas de las distintas geometrías, compararlas y concluir cuales son las más interesantes para su aplicación en injertos óseos.

Para el estudio dimensional, el estudio del nivel de porosidad y los ensayos de flexión se van a utilizar probetas de las 5 geometrías mencionadas y para el estudio del comportamiento mecánico bajo compresión se estudiarán las geometrías Fischer y Schoen I-WP.

2.2 Estructuras TPMS

2.2.1 Concepto

Las estructuras TPMS, como su propio nombre indica y de forma más abstracta son superficies mínimas en el espacio euclídeo tridimensional que no varían en una red de traslaciones de rango 3. Esto quiere decir que es un patrón tridimensional que si mueves su red interna de puntos en cualquier dirección del espacio este vuelve a encajar perfectamente, además esta invarianza en la red de la superficie hace que esta forme una estructura infinita en el espacio sin límites, pareciéndose a las distribuciones atómicas en los cristales. Tienen una curvatura media nula en todos sus puntos y ocupan el mínimo área que permita el perímetro escogido.

Estas superficies poseen la simetría de un grupo espacial, el cual define su repetición periódica. Existen varios ejemplos de simetrías cúbicas, tetragonales o romboédricas entre otras. Estas superficies tienen un género topológico de al menos 3 y forman una estructura que divide el espacio tridimensional en dos regiones de igual volumen gracias a la formación de dos laberintos interpenetrados. Satisfacen la condición de curvatura nula en todo punto definida por la ecuación:

$$H = \frac{k_1 + k_2}{2} = 0$$

Donde K_1 y K_2 son las curvas principales en cada punto de la superficie. Esta condición de curvatura asegura una división equitativa del espacio. La no variación bajo traslaciones en tres direcciones independientes permite describir la superficie entera en un espacio fundamental, a este se le llama celda unidad. Luego se puede repetir a lo largo del espacio R^3 infinitamente sin que pierda propiedades geométricas permitiendo que se pueda extender sin límites ni fronteras[8], [9], [10].

2.2.2 Contexto histórico

En 1760 Lagrange formuló un problema como ejemplo cuando extendió a dos dimensiones los teoremas de Euler acerca de las integrales simples en el cálculo de variaciones. Él pedía que dada una curva cerrada C , se determinase una superficie conectada S delimitada por esa curva tal que el área de S fuese mínima. Años más tarde concluyeron que la superficie de S era mínima sólo si la curvatura media de S era cero. Más tarde, ya en el siglo XIX Joseph-Antoine Plateau dio con las soluciones físicas a este problema al estudiar el comportamiento de las películas de jabón, las cuales siempre construían formas que minimizaban el área debido a las tensiones superficiales. Gracias a esto y por el interés en modelar la disposición atómica en estructuras cristalinas se empezó a hablar de superficies mínimas. Lo que buscaban era comprender mejor el equilibrio de las formas que hay en la naturaleza y poder recrear modelos que se asemejaran a su comportamiento.

El primer ejemplo de una TPMS fue descrito por el matemático alemán Hermann Schwarz en 1865 y fueron también estudiadas por Riemann y Weierstrass. En el análisis de Schwarz, catalogado como el más profundo y entendible, la solución analítica está expresada en términos de la parametrización de Weierstrass para superficies mínimas. Esta superficie, que tiene una simetría similar a la de la estructura cristalina del diamante, superficie diamante de Schwarz o D , y es una de las superficies analizadas en este estudio y su red cristalina es FCC.

Después fue capaz de describir otra superficie TPMS a través de la transformación de Bonnet como un conjugado de la Schwarz D a la que se le llama superficie primitiva o P. Esta superficie tiene una estructura simétrica relativa a la de un sistema cristalino cúbico. Ambas tienen un genus de 3 por cada celda unidad.

En los años que siguieron se fueron identificando unas pocas nuevas superficies TPMS. La primera fue estudiada a fondo en 1883 por un alumno del Profesor Schwarz, E. R. Neovius. A esta superficie se la conoce como el complemento de P o $C(P)^*$ ya que ambas superficies comparten el mismo grupo de simetría cúbica y también los polígono de sus superficies se representan con un mismo esqueleto topológico, pero dividen el espacio tridimensional de forma distinta. Los otros dos fueron descritos por Schwarz y los llaman H y CLP*.

Después pasó mucho tiempo sin que se volviera a investigar la posibilidad de que existieran otros ejemplos de TPMS libres de intersecciones, Schwarz decía que existían dificultades a la hora de encontrar suficientes condiciones para una superficie mínima finita para que sirviera como una región fundamental para una superficie mínima infinita que fuera periódica. Fue así hasta que en 1970 el físico estadounidense Alan H. Schoen amplió el catálogo en un informe técnico para la NASA en el que presenta nada menos que doce nuevos ejemplos de TPMS libres de intersecciones propias. En el informe entre otras se menciona la I-WP que se estudiará en este TFG. Schoen fue capaz de encontrar la solución explícita de una de esas superficies, la gyroid o G, que es una de las TPMS más interesantes que hay y que más se han estudiado, con una simetría cúbica centrada en la cara, que presenta unos ejes rotacionales triples y que se conecta de una forma helicoidal[11], [12].

Muchas de esas TPMS planteadas por Schoen fueron demostradas en 1989 por Hermann Karcher cuando resolvió los problemas de Plateau de polígonos conjugados con condiciones de fronteras periódicas. Este trabajo además de validar los diseños de Schoen matemáticamente, también le ayudó a descubrir algunas variantes de TPMS al variar los límites poligonales.

En 1992 Ken A. Brakke presentó su software 'Surface Evolver' con el cual a través de métodos numéricos permitió que se simularan y se descubrieran nuevos modelos de TPMS. El software utiliza los métodos de elementos finitos para minimizar de forma iterativa el área de las superficies facilitando el cálculo de configuraciones periódicas mínimas y la exploración de familia de deformación.

Estudios ya realizados en el siglo XXI han profundizado en las TPMS ya existentes con nuevos métodos de cálculo, aunque con algunos desafíos a la hora de parametrizar los casos de poca simetría donde se dificultan los análisis de estabilidad.

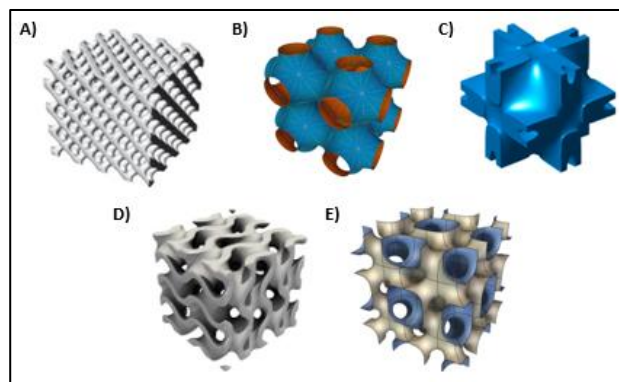


Ilustración 3: A) Schwarz Diamond B) Primitiva C) Neovius
D) Gyroid E) I-WP

2.2.3 Formulación matemática y modelado topográfico

Para dar una imagen 3D de las TPMS, se pueden expresar por medio de funciones matemáticas implícitas. Estas funciones definen la periodicidad, la simetría y las características de una curvatura media nula de cada una de las geometrías. Además, permiten un control preciso y directo sobre la porosidad, el espesor de la pared y de la densidad relativa a través de los parámetros de diseño ajustable. En estas expresiones matemáticas que se resumirán en el siguiente apartado las frecuencias espaciales $W_i = [x; y; z]$ definen la periodicidad de la estructura en esos mismos ejes, y también determinarán el tamaño de la celda unidad en cada dirección según la siguiente ecuación (1):

$$L_i = \frac{2\pi}{w_i} \quad (1)$$

Finalmente, el parámetro 't' sirve para variar el nivel de porosidad final y el espesor de las paredes[13], [14].

2.2.4 Propiedades mecánicas y mecanismos de fallo

Las estructuras TPMS al ser definidas por funciones matemáticas permiten un control de su forma y nivel de porosidad. Esta capacidad de control sobre estas geometrías permite mejorar algunas propiedades mecánicas de la estructura que se quiere imprimir, como por ejemplo la resistencia a compresión aumentando o disminuyendo el nivel de porosidad.

Para realizar ensayos para determinar las propiedades mecánicas de las TPMS hay una falta de normalización o criterio definido, se suele recomendar seguir la ISO 13314:2011. Fue creada para evaluar materiales con huecos orientados de manera aleatoria, pero se puede aplicar también a estructuras celulares procedentes de la fabricación aditiva. Esta norma establece que debe haber suficientes celdas unidad en ambas direcciones de la probeta de ensayo.

Hay muchas variables que determinan el valor de la propiedad mecánica final de una TPMS como por ejemplo la geometría, el material, la densidad, número de celdas, su orientación en algunas, el tamaño de la celda, el espesor de las paredes y por último los procesos de post impresión.

Existen modelos que permiten aproximar las propiedades del scaffold, uno de los más conocidos y utilizados es el modelo de Gibson-Ashby, el cual permite diseñar una estructura con las propiedades deseadas dependiendo de las porosidades que se elijan. Aun así, estos modelos tienen dificultades a la hora de predecir características estructurales en materiales porosos anisotrópicos.

Las propiedades mecánicas de estructuras reticulares dependen de su densidad relativa ' λ '. El modelo de Gibson y Ashby relaciona esta densidad relativa de las estructuras con su tensión o módulo con las ecuaciones (3) y (4).

$$\lambda = \frac{\rho^*}{\rho^s} \quad (2)$$

$$\frac{\sigma^*}{\sigma^s} = C \left(\frac{\rho^*}{\rho^s} \right)^n \quad (3)$$

$$\frac{E^*}{E^s} = C \left(\frac{\rho^*}{\rho^s} \right)^n \quad (4)$$

Los valores que llevan una asterisco representan la densidad relativa, la resistencia y el módulo de la estructura reticulada y los que llevan la 'S' representan los del material base. El coeficiente 'C' se obtiene a partir de resultados experimentales y el exponente 'n' depende de si la estructura está dominada por la flexión o la extensión.

Los comportamientos que van a tener estas estructuras reticuladas cuando sean ensayadas por compresión y por flexión se pueden separar en tres regiones claras. Primero la zona en la que la probeta tiene un comportamiento elástico donde la curva tensión – deformación es una recta con una pendiente que define el módulo. Luego viene la zona de comportamiento plástico donde la estructura sufre deformaciones irreversibles, en esta zona también se alcanza la máxima tensión que soporta la estructura reticulada. En esta zona también se puede observar la tensión de Plateau. A este valor de la tensión se puede apreciar como la deformación plástica ocurre a un valor de tensión casi constante mientras la estructura llega a la ruptura. Como resultado se observa una gran capacidad de absorción de energía que transiciona finalmente a la tercera zona, la densificación. En esta zona la muestra es aplastada y actúa como un sólido alcanzando grandes valores de tensión. En esta zona ya conviene parar el ensayo de compresión para no dañar el equipo de ensayo ni superar la carrera máxima.

Por ejemplo, una estructura dominada por los esfuerzos axiales ya sea compresión o tracción, tienen un límite elástico mayor generalmente, y las que están dominadas por esfuerzos de flexión presentan una mejor capacidad de absorción de energía al tener un área de tensión de Plateau mayor.

Este estudio se va a centrar en esfuerzos uniaxiales de compresión y esfuerzos de flexión, aunque también es importante conocer su vida a fatiga. Estos ensayos son adecuados para prótesis que sufran mayoritariamente de este tipo de esfuerzos como pueden ser partes del cuerpo vertebral o implantes en rodillas, por ejemplo[15].

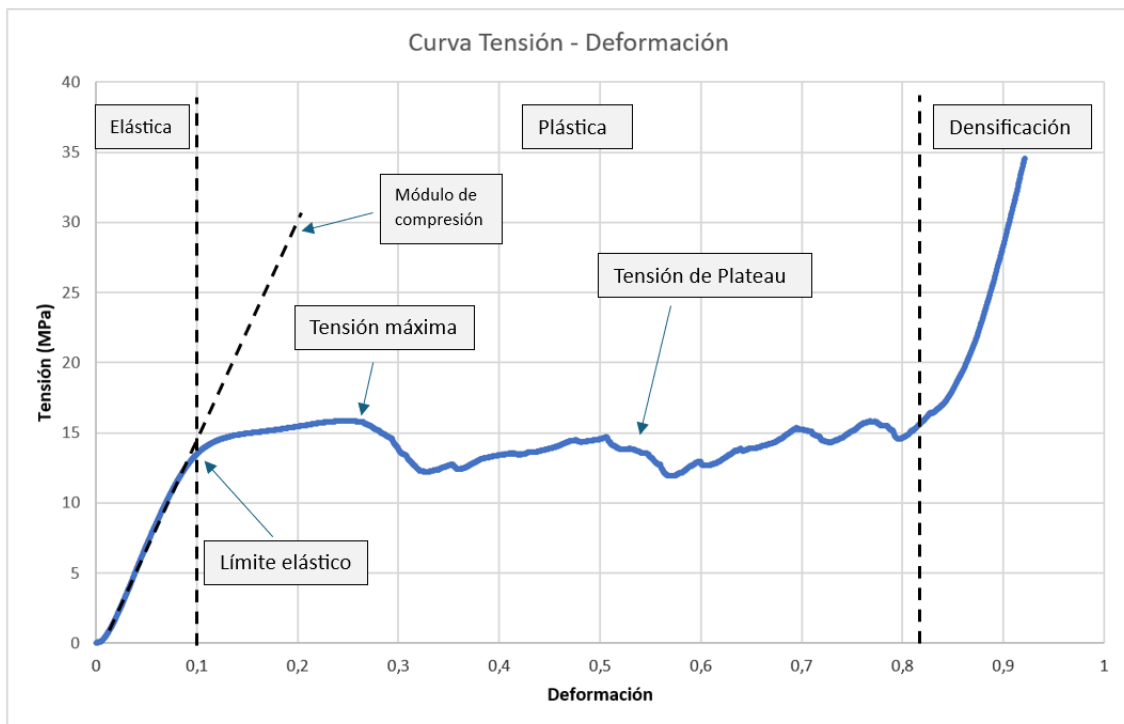


Ilustración 4: Curva tensión – deformación del ensayo de Fischer 50%, resina Clear

2.2.5 Métodos de fabricación y materiales

La fabricación de estas estructuras porosas presenta varias dificultades a la hora de asegurar una buena precisión geométrica y una buena eficiencia, sobre todo en formas periódicas. Los métodos de fabricación más convencionales como por ejemplo la fundición a cera perdida, el conformado por deformación o técnicas de tejido suelen tener unos requerimientos mínimos de densidad relativa y tamaño de celda mayores que con las técnicas de la fabricación aditiva. Por eso es la fabricación de estas estructuras TPMS se va a optar generalmente, por no decir siempre, en distintas técnicas de fabricación aditiva. Esto se debe a que permite fabricar formas geométricas mucho más complejas incluso aquellas diseñadas con optimización topológica.

Esta es la forma que utilizan en la mayoría de los estudios acerca de las estructuras TPMS, concluyendo que la fabricación aditiva ofrece una gran flexibilidad en el diseño y en la creación de materiales reticulados. En los últimos años los avances en este campo de las tecnologías de fabricación han permitido el uso de nuevos materiales.

El proceso de impresión 3D que se elija tiene relevancia ya que puede influenciar en el comportamiento de la pieza final. Hay parámetros que afectan directamente a la calidad de las impresiones como la potencia del láser o el tiempo de exposición a este, si en el proceso se utiliza láser, el espesor de las capas que es capaz de imprimir la máquina, etc.

Para este estudio se ha elegido la impresión 3D por estereolitografía o SLA. La impresión 3D por SLA apareció por primer vez en la década de los 80 y fue comercializada por primera vez por Chuck W. Hull en 1986 cuando fundó 3D Systems. A finales de los 2000 las impresoras 3D de modelado por deposición fundida empezaron a aparecer dando pie a una difusión generalizada de esta tecnología, aunque estas no satisfacían todas las necesidades de los profesionales. Fue entonces cuando irrumpieron en el mercado las impresoras SLA de escritorio que permitieron una alta resolución anteriormente limitada a grandes sistemas industriales y en modelos mucho más pequeños y asequibles. Este modelo de impresoras ha ido evolucionando en los últimos años ofreciendo mejoras como los tanques de resina de fondo flexible.

Todos estos avances han permitido que la impresión 3D se aplique en muchos sectores como en la ingeniería, diseño de productos, fabricación, medicina, odontología, prótesis, etc. Lo que ha permitido que la SLA sea una de las tecnologías más populares en la impresión 3D.

Para ir creando las capas de la pieza que se esté fabricando, la impresora utiliza una fuente luz para ir curando la resina líquida del material que estemos utilizando y capa por capa ir convirtiéndola en un objeto tridimensional. Tradicionalmente esta luz se ubicaba en la parte de arriba de la impresora, pero en 2011 se presentó la estereolitografía invertida por la empresa de impresión 3D Formlabs. De este modo las capas que se iban imprimiendo estaban pegadas a la bandeja de impresión en la parte de arriba y las nuevas capas de resina líquida quedarían por debajo de modo que la resina líquida fluya debajo de la capa curada anteriormente.

En los últimos años ha habido más avances en los métodos de impresión SLA invertida como el tanque de resina con fondo transparente y flexible que permitió crear impresoras más grandes y por consecuencia fabricar piezas más grandes. Luego también ha habido innovaciones en los tipo de fuente de luz incluyendo láseres, tratamientos digitales de la luz o la estereolitografía enmascarada.

La mayor ventaja del SLA es su gran precisión y exactitud a la hora de imprimir llegando a conseguir unas tolerancias dimensionales de menos de 0,05 mm, por eso este proceso va a ser tan importante en este proyecto donde se busca que la forma final sea lo más fiel posible a

nuestro modelo matemático. Se hará más adelante un estudio dimensional para comprobar la calidad de la impresión. La otra gran ventaja que tiene la impresión 3D por SLA que hay que tener muy en cuenta en la velocidad de impresión, siendo esta la más rápida con diferencia entre los otros métodos.

Las resinas que vamos a utilizar en estos procesos van a depender de las propiedades que queramos priorizar en nuestra pieza como por ejemplo la protección contra descargas electrostáticas o que sean ignífugas. En función de su composición las resinas pueden imitar las propiedades de distintos materiales como los plásticos u otros que sean biocompatibles.

Una de las más empleadas en el sector es la resina Clear. Esta se usa sobre todo para la fabricación de prototipos de revisión de diseño, para modelos y moldes. Los ejemplos más nuevos de resina Clear permiten unas velocidades de impresión mayores además de mejorar la resolución y las propiedades mecánicas.

En este estudio se han hecho ensayos con probetas hechas de resina Clear. Este material rígido se puede pulir hasta conseguir una transparencia casi total, por lo que es de las mejores para crear piezas que se quieran mostrar detalles internos. Esta resina permite un grosor de capa máximo de 25 micras.

Luego tenemos las resina médicas que permiten a los médicos crear modelos anatómicos precisos, biocompatibles y personalizados, instrumental sanitario y productos que mejoren la asistencia a los pacientes. Estas resinas BioMed están diseñadas para que sirvan en una amplia gama de aplicaciones donde reinen el rendimiento y la biocompatibilidad, además de que sean compatibles con métodos de desinfección y de esterilización.

En este caso se ha utilizado la resina BioMed aprobada para un contacto de larga duración de unos 30 días si está en contacto con la piel, aunque para huesos y tejidos, que es lo interesa, está aprobada para un contacto máximo de 24 horas. Entre sus aplicaciones más comunes se encuentran productos sanitarios, moldes, modelos para visualización y calibrado de implantes y dispositivos de implante celular. También es adecuado para su uso en aplicaciones farmacéuticas y de administración de medicamentos y para usos que requieran resistencia al desgaste y un bajo nivel de absorción de agua a largo plazo[16], [17], [18], [19], [20].

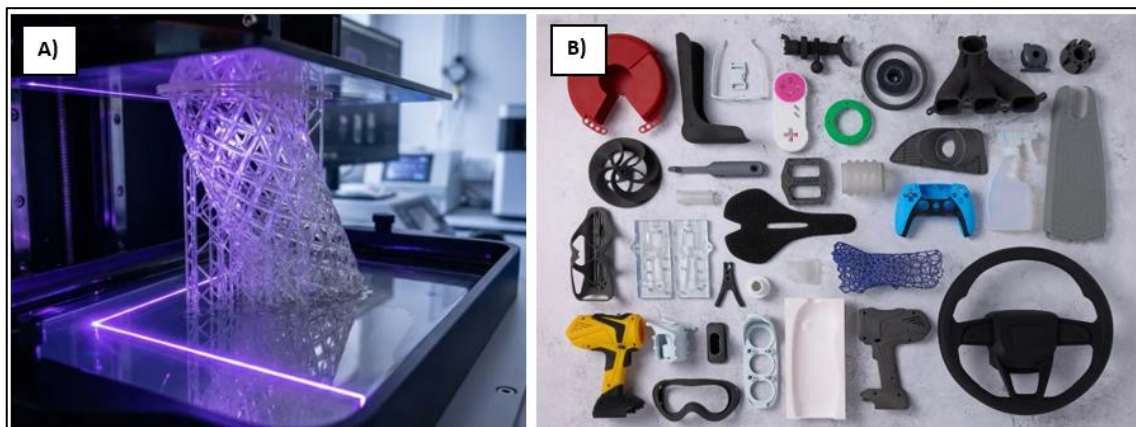


Ilustración 5: A) Fabricación aditiva por estereolitografía. B) Piezas de distintos materiales impresas en 3D

2.2.6 Caracterización experimental, métodos de análisis y ensayos

Se pueden describir varios métodos para hacer la elección de distintas geometrías para cierta aplicación. Primero simulando el comportamiento de estas utilizando modelos matemáticos. También se pueden hacer experimentos y usar los datos para comparar el comportamiento de los materiales o para diseñar modelos de predicción de comportamiento. Y por último optimizando un diseño usando softwares basándose en lo múltiples objetivos que se tengan. La mayoría de los estudios, y este mismo, se basan en los métodos experimentales.

Dentro de los métodos experimentales se debe especificar el tipo de carga que se va a aplicar en los ensayos. En la mayoría de bibliografía disponible sobre la caracterización de estructuras TPMS se enfocan en las cargas de compresión. También se pueden realizar ensayos con cargas de flexión y de fatiga, estos dos no han sido tan estudiados en los estudios que hay ahora mismo disponibles y sería interesante indagar más en ese campo. En este trabajo se va a realizar unos ensayos de flexión además de la compresión. Para tener unos estándares normalizados a la hora de realizar los ensayos, en este tipo de experimentos se recomienda el uso de la ISO 13314.

Tiene ventajas como el reflejo real de las propiedades de la pieza y el uso de los ensayos para sacar resultados reales en vez de simulaciones. El lado negativo que puede tener este tipo de experimentos son su alto coste en materiales y tiempo empleado en imprimir y sus correspondientes procesos de postratamiento y el error de fabricación que pueda tener la impresora 3D

Cabe destacar la posibilidad del uso de software de análisis de elementos finitos. Se suele pensar como una buena solución o alternativa a los métodos experimentales ya que estos pueden llegar a ser muy costosos, aunque los programas también pueden llegar a ser un alto coste sobre todo para modelos 3D. Además, modelos grandes con más unidades de celda pueden incrementar el tiempo de simulación haciendo a veces necesario determinar el número mínimo de celdas para poder obtener una buena aproximación del comportamiento de la estructura. Su mayor ventaja es la creación de un modelo estructural fiel a la geometría diseñada[21].

2.2.7 Aplicaciones actuales y futuras

Las TPMS han surgido como modelos clave para la estructuración de metamateriales creando redes muy ligeras con una relación peso/fuerza excepcional. Muchas de estas superficies son muy utilizadas por sus propiedades mecánicas isotrópicas y su habilidad de optimizar la rigidez cuando se está minimizando la masa. Han sido utilizadas en la fabricación de nuevas estructuras y nuevos materiales y han sido aplicados en varios campos que se mencionan a continuación.

En el campo de la mecánica son ampliamente utilizadas debido a la capacidad de influenciar en las propiedades mecánicas de la estructura TPMS por medio de la geometría, la densidad relativa o el espesor de las paredes. Propiedades fundamentales de los materiales como la resistencia, la rigidez y la ductilidad pueden ser ajustadas por las formas y por las escalas. Hay algunos intentos de aplicación de estructuras reticuladas muy interesantes como en suelas de zapatos o en cascos de protección para aprovechar su capacidad de absorber energía y a la vez ser ligeras[2], [15], [22].

También ha habido un gran desarrollo de esta tecnología en el campo de la transmisión de calor donde las TPMS son una excelente solución para el desarrollo de sistemas de recuperación de calor donde se gaste poca temperatura. Han sido utilizadas en varios estudios para mejorar la

eficacia, hacerlos más compactos y a la vez diseño más ligeros. Estas estructuras pueden ser utilizadas también en la fabricación de sistemas de enfriamiento de microprocesadores y otros componentes de sistemas informáticos[23], [24].

Por último, y el más relevante para este estudio, en el mundo de la biomedicina. Las TPMS ofrecen un abanico de aplicaciones por la semejanza que tienen con la estructura del hueso trabecular con una curvatura media cercana a cero. Este campo de estudio en la biomedicina está en pleno auge, con muchos estudios que se están llevando a cabo enfocados a muchas ramas de la medicina, como por ejemplo el estudio del comportamiento de estructuras TPMS enteras o híbridas para su aplicación en implantes dentales o la fabricación de scaffolds cerámicos para el tejido óseo[6].

Cabe mencionar que hay muchos otros campos de la ciencia donde se busca sacar provecho de las ventajas que brindan estas estructuras. En el campo de la química, por ejemplo, hay un estudio realizado por Spencer T. Colin y otros [25], donde han creado una batería con una estructura interna a partir de un modelo gyroid que integra en sí el ánodo, el cátodo y el electrolito, consiguiendo resultados positivos optimizando el transporte iónico y asegurando una estabilidad mecánica. También se está estudiando su posible aplicación en sistemas de aire acondicionado, su eficiencia a la hora de conducir electricidad y calor, etc.

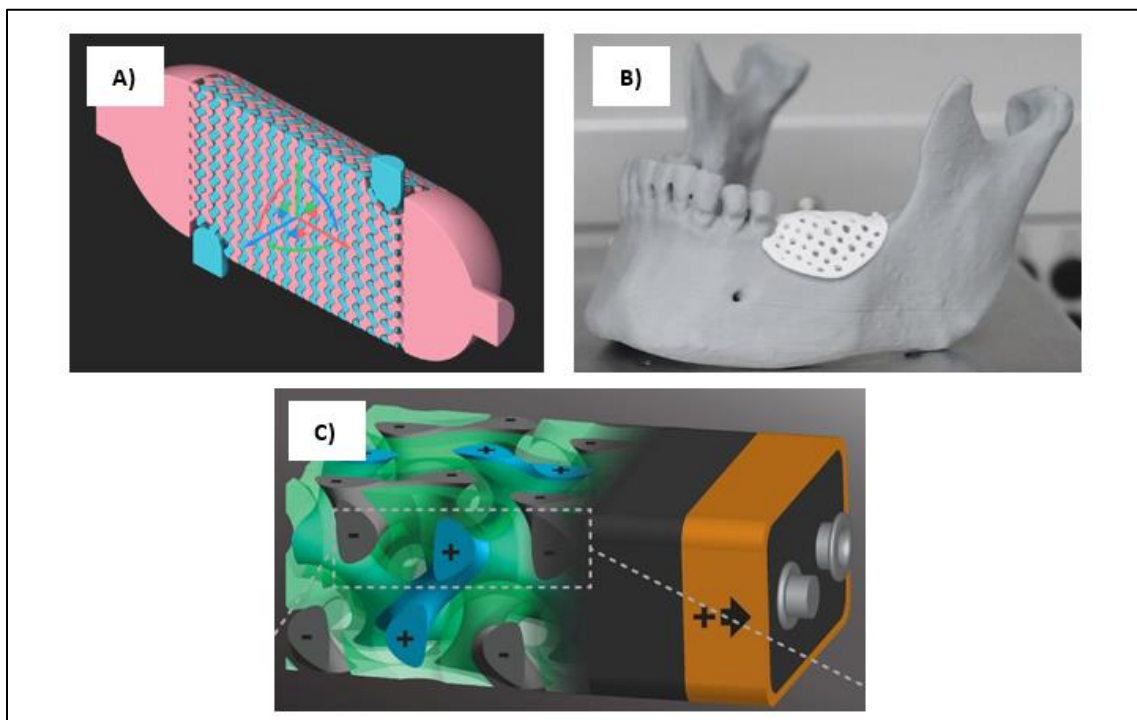


Ilustración 6: A) Malla de intercambiador de calor TPMS Gyroid[27]. B) Modelo de hueso de mandíbula[28].
C) Batería con estructura Gyroid[25].

3 Metodología



3.1 Diseño de estructuras TPMS

En esta primera etapa se diseñan las estructuras a partir de las superficies TPMS gracias a las funciones matemáticas que las definen. A partir de las ecuaciones y de un parámetro que permite controlar el espesor/porosidad de la estructura se genera el modelo 3D.

Para este TFG se define una celda unidad para todas las geometrías igual de 1x1x1 mm. Dependiendo del ensayo que se vaya a realizar, las dimensiones de las probetas serán distintas y por lo tanto se construirá una estructura con una distribución de celdas unidad distinta. En el caso de los ensayos de compresión se fabricará un prisma rectangular de 2x2x4 celdas unidad de 1mm por lo que su dimensión es de 2x2x4 mm. Estas dimensiones son muy reducidas para los todos los ensayos y poder imprimir de forma precisa, entonces lo que se hace es usar una escala de x5 y así se obtiene la dimensión final de la probeta que se va a imprimir. Con este factor de escala la probeta final de compresión será de 10x10x20 mm. Para los ensayos de cálculo de porosidad las probetas de ensayo tienen una estructura de 2x2x1 celdas unidad que aplicando la escala nos queda en 10x10x5 mm. Finalmente la probeta de flexión es distinta, como se explicará más adelante, y las dimensiones de la parte de la estructura TPMS son 20x10x5 mm.

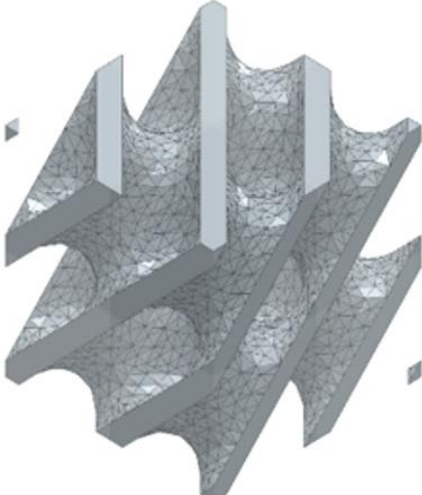
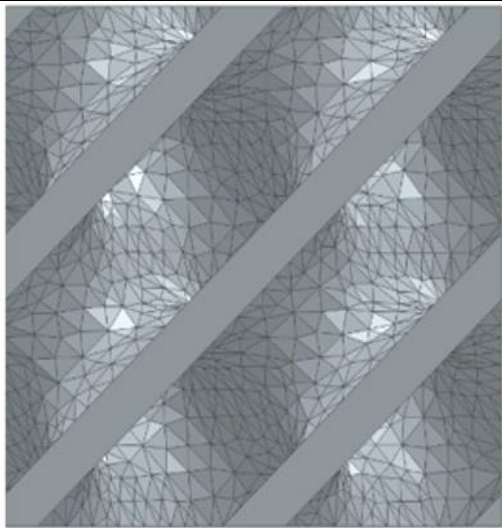
Schwarz Diamond	
Vista isométrica	Vista frontal
	
Función matemática	
$\sin(x)\sin(y)\sin(z)+\sin(x)\cos(y)\cos(z)+\cos(x)\sin(y)\cos(z)+\cos(x)\cos(y)\sin(z)=t$	

Ilustración 7: Estructura TPMS Schwarz Diamond.

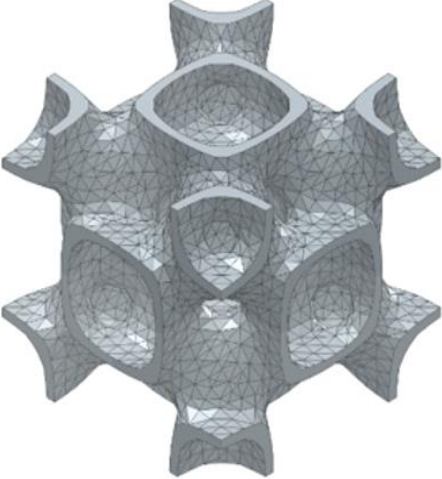
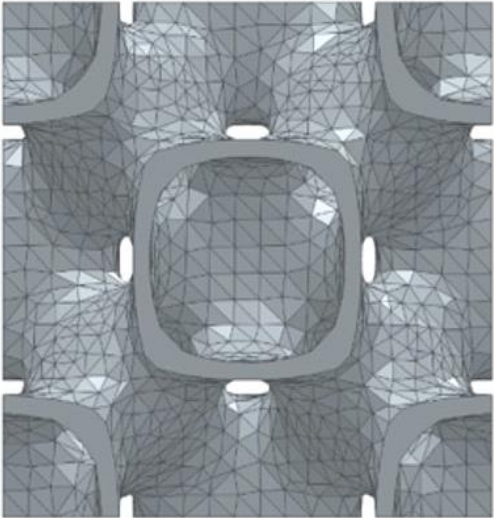
Schoen I-WP	
Vista isométrica	Vista frontal
	
Función matemática	
$4\cos(x)\cos(y)\cos(z)-[\cos(2x)\cos(2y)+\cos(2y)\cos(2z)+\cos(2z)\cos(2x)]=t$	

Ilustración 9: Estructura TPMS Schoen I-WP.

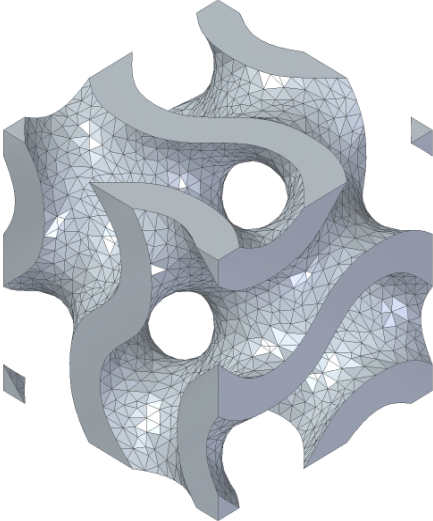
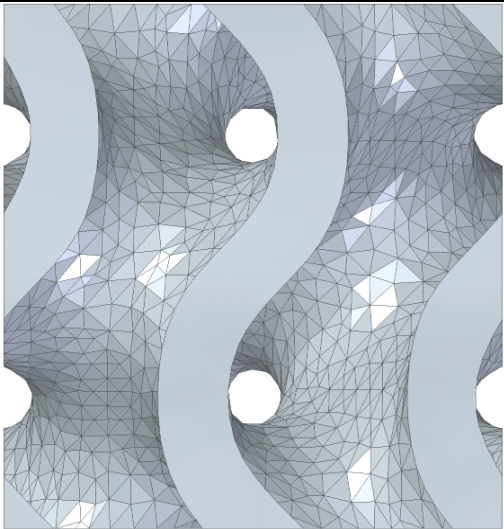
Gyroid	
Vista isométrica	Vista frontal
	
Función matemática	
$\sin(x)\cos(y)+\sin(y)\cos(z)+\sin(z)\cos(x)=t$	

Ilustración 8: Estructura TPMS Gyroid.

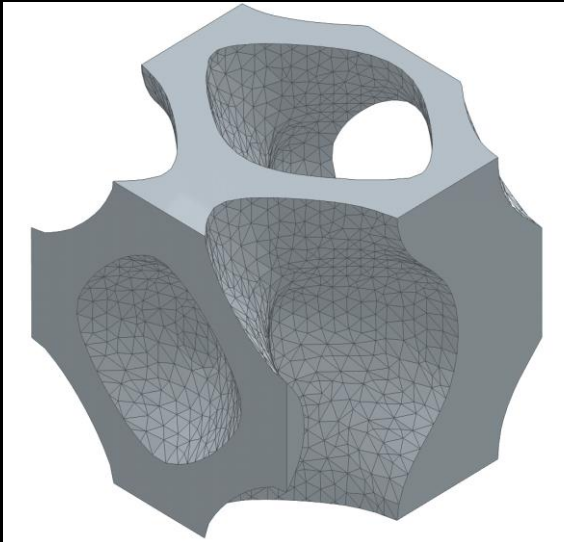
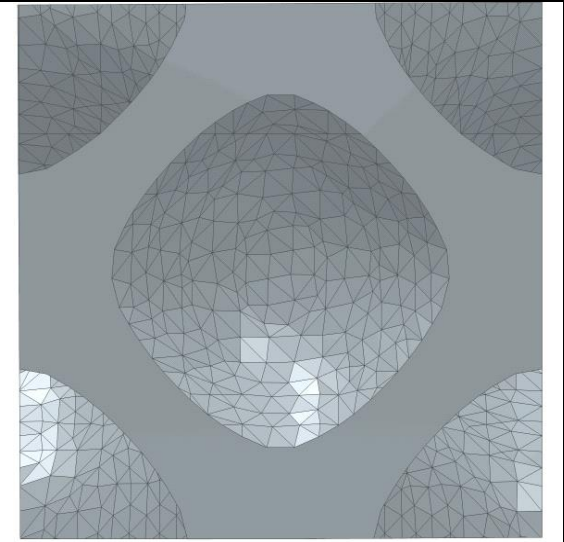
Honey	
Vista isométrica	Vista frontal
	
Función matemática	
$\sin(x)\cos(y)+\sin(y)+\cos(z)=t$	

Ilustración 11: Estructura TPMS Honey.

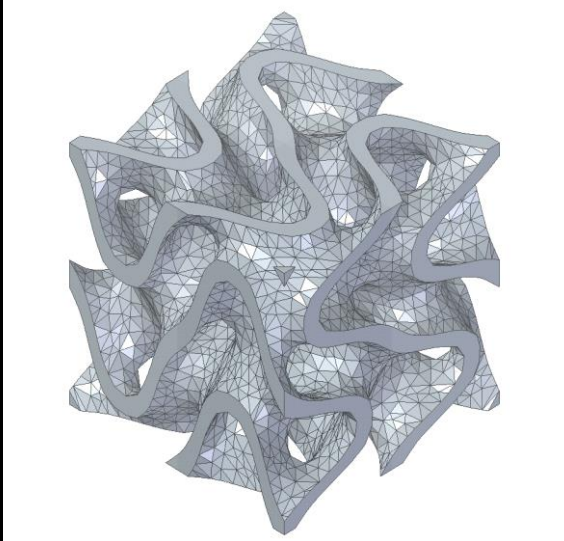
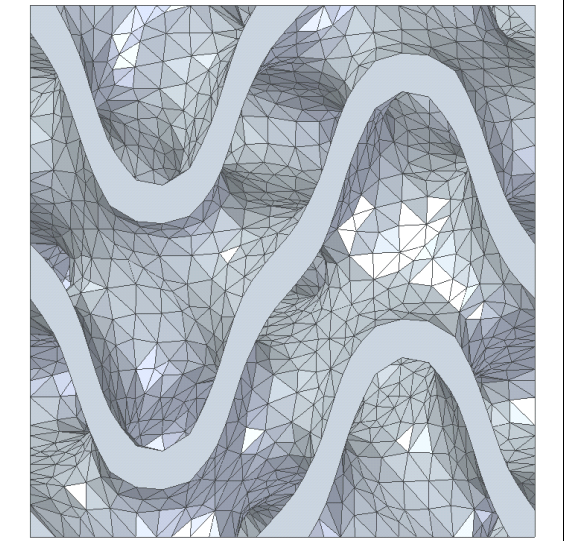
Fischer	
Vista isométrica	Vista frontal
	
Función matemática	
$\cos(2x)\sin(y)\cos(z)+\cos(x)\cos(2y)\sin(z)+\sin(x)\cos(y)\cos(2z)=t$	

Ilustración 10: Estructura TPMS Fischer.

3.2 Proceso de fabricación aditiva

Como se ha mencionado anteriormente, para la fabricación de las probetas de ensayo se va a optar por la impresión 3D. Al ser estructuras con formas complejas y porosidades de tamaños pequeños se va a usar la técnica de la estereolitografía (SLA) para poder imprimir estas piezas con distintas resinas.

3.2.1 Modelado e impresión 3D

Teniendo claro lo anterior se deben elegir los instrumentos de trabajo. En la universidad se cuenta con un excelente equipo de impresión 3D por estereolitografía, en específico se va a hacer uso de una impresora modelo Form 3B. Se pueden encontrar por medio de un revendedor desde los 2000€ hasta los 3000-4000€ dependiendo también de si vienen con algún extra como cartuchos de resinas o las bandejas de impresión, por ejemplo[26].

Primero se diseña el modelo de la estructura en 3D con algún software de diseño asistido, como por ejemplo Solid Edge. Después, en el caso de usar impresoras de Formlabs como es el caso, hay que exportarlo en formato '.stl'. Luego hay que usar el software que prepara las impresiones, para Formlabs ese software es el PreForm propio de la empresa, desde él podemos disponer las piezas que vamos a imprimir en una red que simula la bandeja de la impresora y también vamos a crear los soportes necesarios.

Una vez dispuesto todo en el programa, seleccionamos la impresora que vamos a usar, la resina que se va a utilizar y la precisión que queremos, en el caso de las TPMS vamos a elegir el más preciso de 0,05 mm. Con todo esto hecho finalmente lanzamos la pieza o archivo a la impresora. Cuando hacemos el diseño en el PreForm se indica el tiempo y el material que se estima se va a consumir en la impresión, lo cual viene bien para calcular el tiempo del que se dispone y los recursos.

Ya cuando se han impreso las probetas se han de extraer de la placa de la impresora con especial cuidado y limpiando bien todo, de modo que no dañemos ninguna de las partes de la placa lo cual nos podría provocar un error constante en impresiones futuras. En este caso se ha procedido de la siguiente manera y con las siguientes herramientas.

Primero se abre la carcasa protectora de la impresora y se extrae la placa con las probetas ya impresas, no dejar las probetas recién impresas expuestas mucho tiempo al descubierto para que no ocurra ningún tipo de curación indeseado. Luego nos ayudamos de una pequeña rasqueta y un martillo para ir dando pequeños golpes, de forma que no dañemos con la rasqueta la placa de impresión, y vamos separando las impresiones.

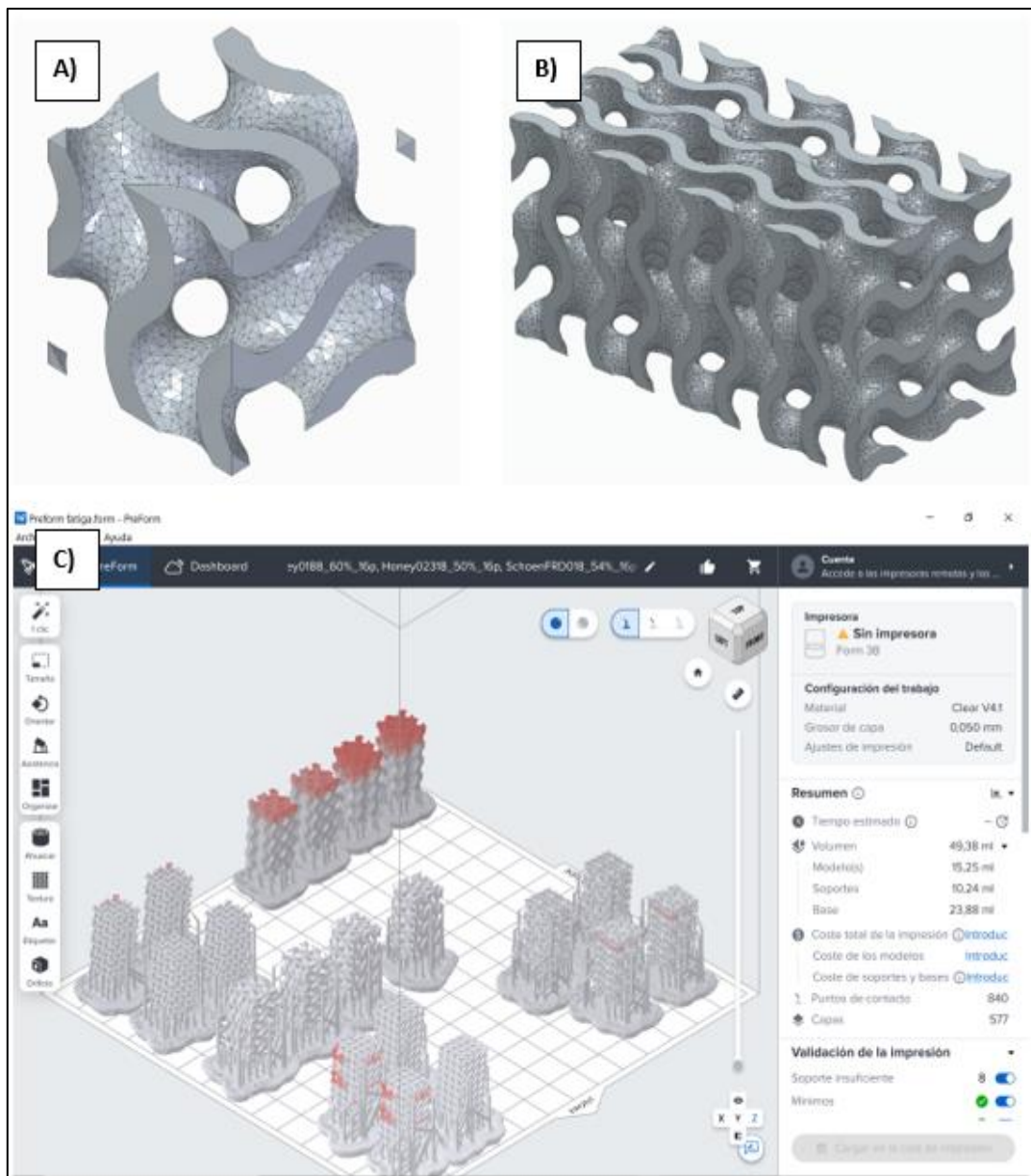


Ilustración 12: A) Celda unidad Gyroid 60%. B) Probeta ensayo de compresión de Gyroid 60%.

C) Probetas de compresión dispuestas en el software Preform.

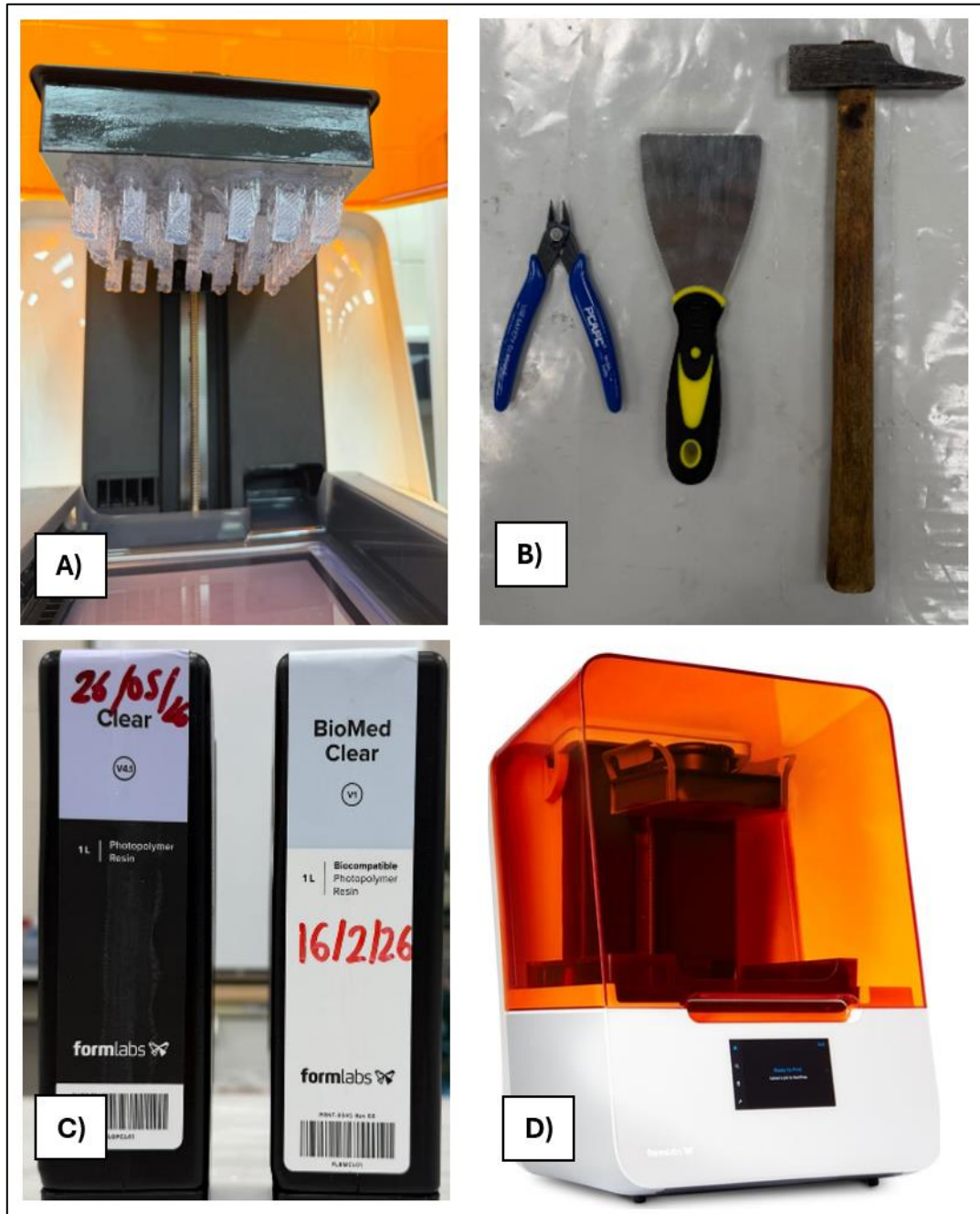


Ilustración 13: A) Probetas de compresión impresas. B) Herramientas para extraer las probetas y quitarle los soportes. C) Cartuchos de resinas empleadas. D) Impresora 3B/B+ Formlabs.

3.2.2 Post lavado

Después de imprimir las probetas de ensayo, al ser la resina un material pegajoso y al ser nuestras estructuras porosas con dimensiones muy pequeñas es normal que queden restos del material en los poros lo cual nos puede afectar en los resultados de los ensayos. Por esto es necesario hacer un tratamiento de post lavado de las piezas recién impresas. Para el post lavado se va a usar alcohol isopropílico para limpiar los excesos de resina líquida.

Los procesos de post lavado y post curado varían dependiendo de la resina con la que estemos trabajando. En el caso de estar trabajando con la resina Clear V4.1, que es la primera que se ha utilizado para hacer ensayos de compresión, el proceso de post lavado es más sencillo. Para este se ha utilizado la máquina de lavado de la misma marca que la impresora, Formlabs, en la que se pueden programar la intensidad y la duración del lavado que son los parámetros que cambiaremos de un proceso de post lavado al otro dependiendo de la resina con la que trabajemos.

Como se dijo en el caso de que las probetas estén hechas con la resina Clear V4.1 el proceso de post lavado es más simple, se hace un lavado de 3 minutos a intensidad alta. Después las que están fabricadas con resina Biomed Clear V1 serán lavadas siguiendo la recomendación del proveedor, que en este caso son 20 minutos de lavado. En el laboratorio como hay dos máquinas de lavado lo que se suele hacer, y se ha hecho en este proyecto, ha sido lavar las probetas 10 minutos en cada una ya que una tiene más intensidad de lavado que la otra y la combinación de ambas acciones puede dar un buen contraste en el lavado entre el primero, más lento y preciso, y otro más fuerte y superficial.

Además de este post lavado, cuando se trata de probetas de resina Biomed que son las que más interesan, se hace un soplado de las probetas con ayuda de una pistola de aire comprimido, de este modo se puede asegurar casi seguro que no han quedado restos de resina en el interior de los poros de nuestra probeta. Esto es necesario sobre todo en las que tienen poros muy pequeños con formas muy complejas como pueden ser las Fischer o las Schoen.



Ilustración 15: Máquina Wash V2 - Formlabs



Ilustración 14: Soplado con aire comprimido

3.2.3 Post curado

Después del proceso de post lavado la pieza se encuentra en un estado donde ya tenemos la forma propia que queremos, pero todavía no tiene sus propiedades mecánicas desarrolladas al completo, por eso es necesario realizar un post curado. Este proceso es una etapa indispensable en el proceso de fabricación. Este proceso de curado mejora la pieza cuando, gracias a la exposición de estas ante una luz de 405 nm, inicia una reacción que crea enlaces entrecruzados entre los polímeros.

Para ello se dispone de una máquina de post curado, la cual nos sirve para realizar una acción combinada de tratamiento de luz ultravioleta a la vez que se calientan las piezas de manera controlada durante un tiempo determinado. De este modo se fuerza la formación de estos nuevos enlaces cruzados, lo que permite alcanzar la máxima estabilidad dimensional de la pieza y que esta esté interconectada, sea isotrópica y también totalmente maciza. Con esto se consigue que tenga una mayor resistencia y rigidez, mayor dureza de la superficie, una mayor capacidad de absorber energía, mejor resistencia a altas temperaturas y también a la deformación por fluencia.

Para este TFG este proceso de post curado se llevó a cabo en una Form Cure V2 de 230 V de Formlabs, para las probetas de resina Clear V4.1 el proveedor recomienda un tiempo de curado de 15 minutos. Sería interesante realizar un estudio sobre el efecto de los tiempos de curación sobre las propiedades mecánicas de las TPMS, por ejemplo, variando entre 0 – 15 – 30 – 45 minutos. Para las hechas con resina Biomed Clear V1 se siguió la recomendación del proveedor para esta resina con un post curado de 60 minutos a 60°C.



Ilustración 16: Form Cure V2 230 V - Formlabs



Ilustración 17: Probetas para ensayos de flexión siendo curadas

3.3 Caracterización dimensional y evaluación de porosidad real

3.3.1 Estudio dimensional

Como se ha mencionado anteriormente en las limitaciones, una de las incertidumbres que existen a la hora de la fabricación por estereolitografía es la precisión con la que se imprimen las probetas. Se procura que estas sean lo más fieles posibles a las geometrías teóricas que se obtienen a partir de las fórmulas matemáticas. Es a partir de estas ecuaciones que se imprimen las probetas, pero cómo se sabe que porosidad se está aplicando a la estructura. Por eso, además de calcular el error de impresión, se quiere calcular el nivel de porosidad para una ecuación definida. Como se definió en el estado de la cuestión, en el apartado de formulación matemática, hay una variante 't' que define el nivel de porosidad de la estructura TPMS final. Entonces para poder fabricar una estructura con un nivel de porosidad de 60%, por ejemplo, necesitamos conocer el valor de t necesario para definir la ecuación. Lo que se pretende en este apartado es medir el nivel de porosidad de las probetas variando el valor de 't' para conocer su variación y así poder definir nuevos valores de t que den un nivel de porosidad que se quiera analizar. Para ello se van a realizar dos pruebas, primero un estudio dimensional y después una evaluación del nivel de porosidad.

Para el estudio dimensional se van a definir 4 dimensiones específicas de cada geometría, 2 para la cara paralela (//) y otras dos para la cara perpendicular ($\perp$). De esas dos dimensiones que se van a medir de cada cara una va a corresponder a una dimensión referida a la pared de la estructura y la otra dimensión se va a referir a un espacio vacío entre paredes, de este modo se va a poder comparar el error relativo entre la precisión de la impresora a la hora de imprimir las paredes y a la hora de dejar el espacio entre ellas. Una vez definidos se harán medidas reales y teóricas para calcular este error, las teóricas se obtendrán directamente midiendo estas dimensiones en el programa 3D utilizado, en este caso Solid Edge, y luego las reales se medirán utilizando un microscopio. Para obtener unos resultados lo suficientemente fiables se harán medidas en 3 probetas distintas de cada geometría TPMS, por lo que para cada dimensión que se quiera comparar se tendrán 6 valores para poder hacer una buena media representativa y válida. En el Anexo I se puede ver todas las dimensiones que se han definido para realizar este estudio dimensional.

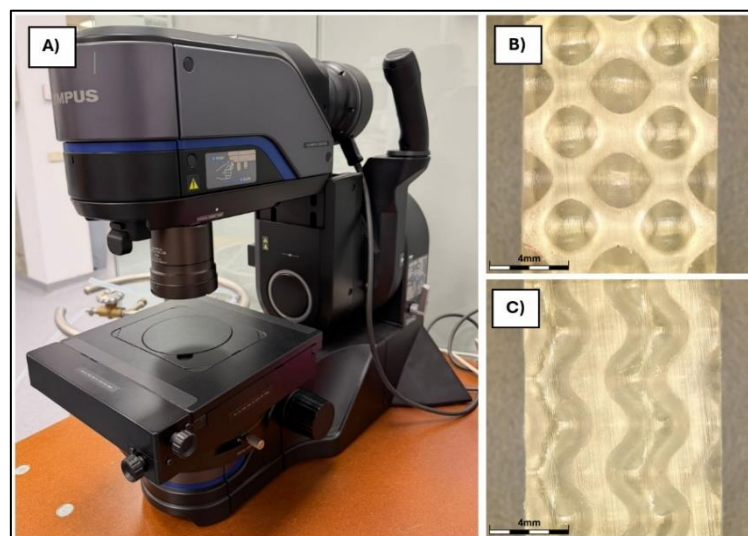


Ilustración 18: A) Microscopio Olympus DSX1000. B) Imagen Honey 60% (//).
C) Imagen Honey 60% ($\perp$).

3.3.2 Estudio del nivel de porosidad

En el estudio del nivel de porosidad se deben seguir varios pasos. Antes de nada, se deben conocer un par de datos como también las condiciones del entorno en las que se realizaron los ensayos. Para las condiciones del laboratorio donde se han realizado los ensayos de este TFG, a una temperatura de unos 20°C, se tiene que la densidad del aire es 0,0012 g/cm³ y la del etanol 96% es de 0,795 g/cm³. También es necesario medir el volumen de la probeta para poder calcular el nivel de porosidad, en este caso sabemos que las dimensiones de la estructura de ensayo son 10x10x5 mm, así que el volumen total de la probeta es de 500 mm³.

Una vez tenemos los datos se procede a hacer las mediciones. Primero se mide el peso de la probeta únicamente, y después de sumerge en el etanol 96% y se mide lo que pesa sumergida en el fluido. Conociendo estos datos se procede a calcular ciertos valores que van a permitir calcular el nivel de porosidad de una probeta para cierto valor de 't' para cada una de las cinco superficies TPMS que hemos mencionado anteriormente.

En primer lugar, se calcula la densidad real del material del que están hechas las probetas. Para esto se usa la ecuación definida debajo (6), donde se calcula la densidad del material sólido al dividir la masa de la probeta seca, medida en miligramos, entre la resta de esa masa con la de la masa cuando la probeta está sumergida en el etanol, lo que hace que en el denominador nos quede la masa del etanol que se ha metido dentro de los poros de nuestra probeta.

$$\rho_{material} = \left(\frac{m_{aire}}{m_{aire} - m_{etanol}} \right) \times (\rho_{etanol96\%} - \rho_{aire}) + \rho_{aire} \quad (6)$$

Ahora se debe calcular el volumen real del material sólido, de las paredes la TPMS (7). El volumen es masa entre densidad por lo que se debe calcular la masa del líquido desplazado y la densidad neta del líquido. Aplicamos al cálculo un factor de corrección estándar por los pesos de calibración de la balanza en el aire.

$$V_{material} = 0,99985 \times \frac{m_{aire} - m_{etanol}}{\rho_{etanol96\%} - m_{aire}} \quad (7)$$

Finalmente se obtiene el porcentaje de porosidad conocidos los dos volúmenes, el total de la probeta y el del material de esta como se propone en la ecuación (8).

$$Porosidad (\%) = \left(1 - \frac{V_{material}}{V_{probeta}} \right) \times 100 \quad (8)$$

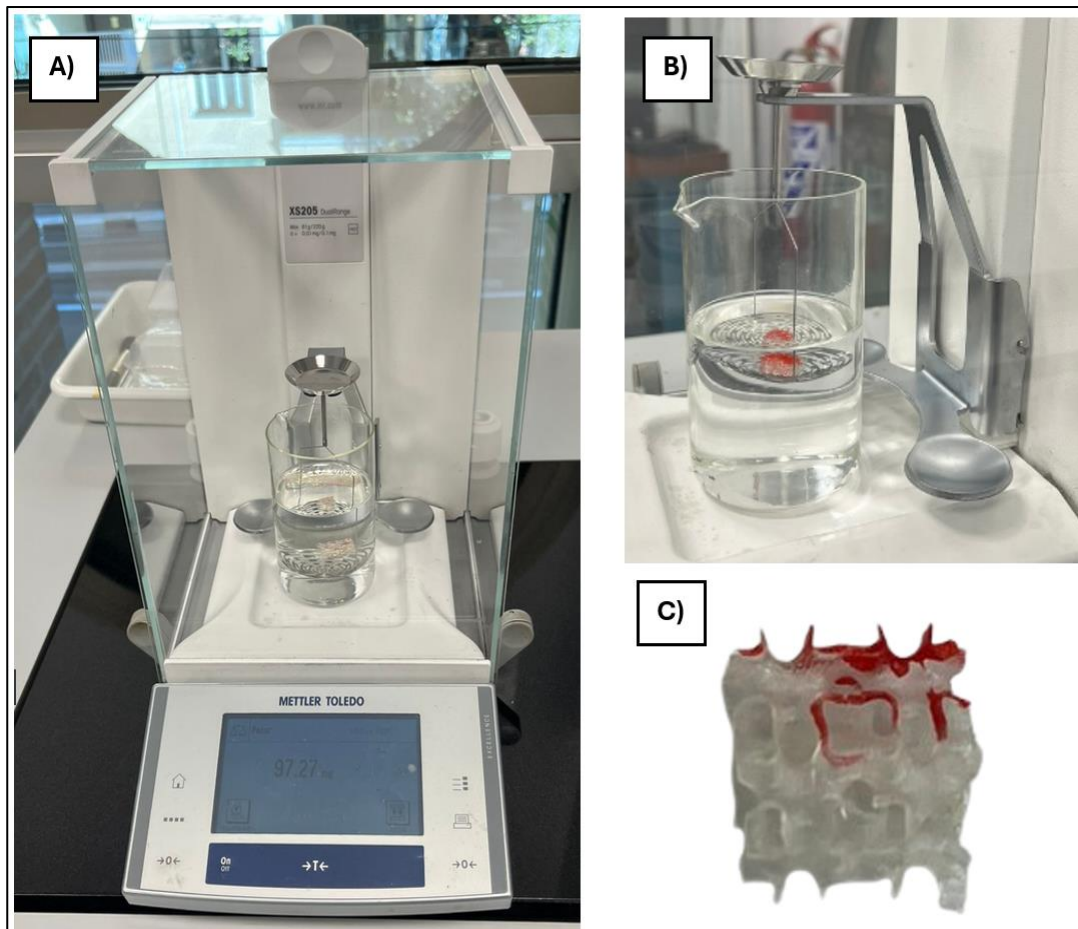


Ilustración 19: A) Balanza Mettler Toledo XS205. B) Probeta sumergida en etanol. C) Probeta estudio de porosidad.

3.4 Ensayos mecánicos

3.4.1 Ensayo de compresión

Para el ensayo de compresión se van a imprimir unas probetas de dimensiones 10x10x20 mm. Para estos ensayos y los de flexión se ha utilizado la misma máquina, una Ibertest IBTH-5/500 con una fuerza máxima de 5 KN. Para ambos ensayos se necesitan los correspondientes dispositivos, en este caso son necesarios los discos de compresión. Los discos de compresión son dos uno que sirve como base y el otro para aplicar la fuerza sobre la superficie superior de la probeta, distinguir que se coloca como base el que tiene dibujado unos círculos concéntricos. Una vez sabido esto desde el ordenador, con el software WinTest, se definen los parámetros del ensayo. Se debe definir tipo de ensayo, compresión en este caso, y se ha elegido una velocidad de compresión de 10 mm/min con una célula de carga de 5,2 KN. Una vez hecho todo esto se procede a realizar los ensayos donde desde WinTest se obtienen las curvas de Fuerza – Carrera con las que luego desde Excel se obtendrá las curvas Tensión – Deformación que son las que verdaderamente dan información sobre las propiedades mecánicas de nuestras TPMS.

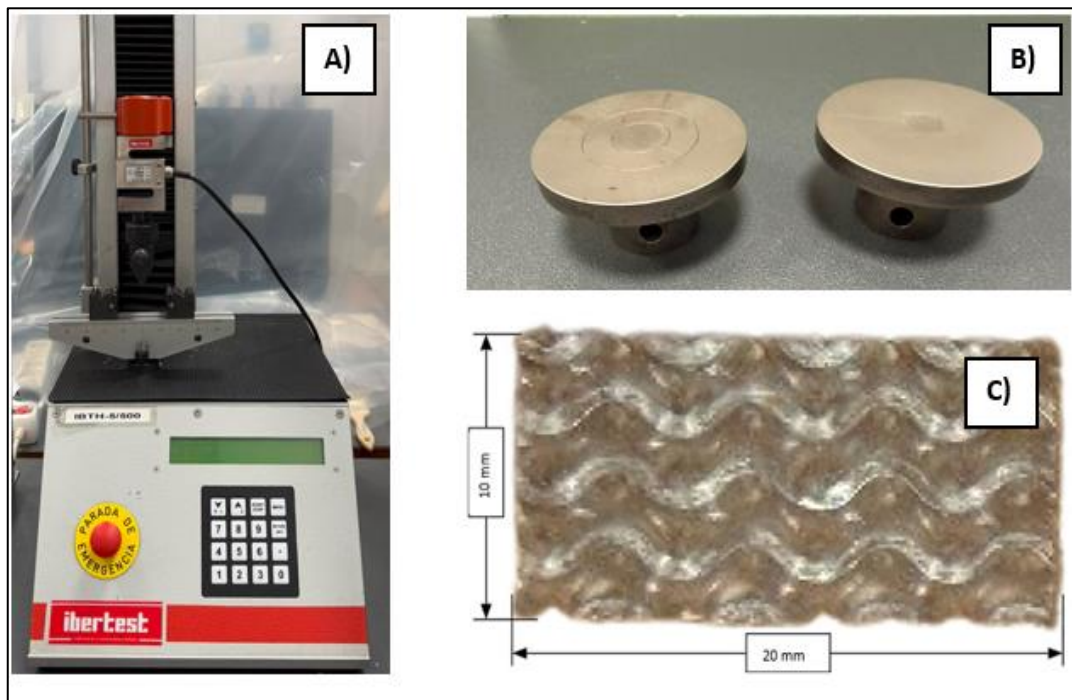


Ilustración 20: A) Máquina de ensayo Ibertest. B) Discos de compresión. C) Probeta Gyroid para ensayo de compresión.

3.4.2 Ensayo de flexión

Para el ensayo de flexión cambia todo. Primero las probetas deben tener extremos macizos para apoyar en los extremo del dispositivo de flexión, la impresión de estas probetas es larga y gasta mucha resina por lo que hay que tener especial cuidado con hacer los pasos de impresión, lavado y curado de la forma correcta.

Los resultados de los ensayos pueden depender de las dimensiones de la probeta: la estructura TPMS, los extremos macizos, la distancia entre los puntos de apoyo a la hora de hacer el ensayo, además también dependerá de la forma del punzón. Por ello es necesario exponer todas las

variables que se han aplicado en los ensayos. Mientras estas variables de ensayo sean todas iguales en cada ensayo habrá coherencia entre ellos y se podrán comparar.

Para estos ensayos se han utilizado una célula de carga de 500 N para todas las geometrías menos para las Honey que se ha utilizado la de 5200 N. Se ha utilizado la de 500 N en primer lugar porque las fuerzas que resistían las geometrías eran del rango 200-400 Newton y se ha pensado que con la carga de 500 N las gráficas y los valores de las fuerzas registradas en la gráfica de fuerza – carrera serían más precisos, además de que no se alcanzaba el límite. Luego para las Honey el problema era que resistía más carga y se pasa de los 500 N pudiendo dañar la célula de los ensayos, por eso se ha decidido usar la 5200 N para esta geometría en específico. Cabe mencionar que en los ensayos con la célula de 5200 N el registro de fuerzas muestra el valor de la fuerza dividido entre 10 por razones que se desconocen, pero luego se corrige por el estudiante en Excel multiplicando la columna de las fuerzas por ese mismo valor. Luego en los parámetros de ensayo se ha definido una velocidad de avance del punzón de 5 mm/min. Y, por último, las dimensiones de las probetas son las representadas en la imagen debajo y la distancia entre los punto de apoyo del dispositivo de flexión es 56 mm y el espesor de la probeta son 5 mm.

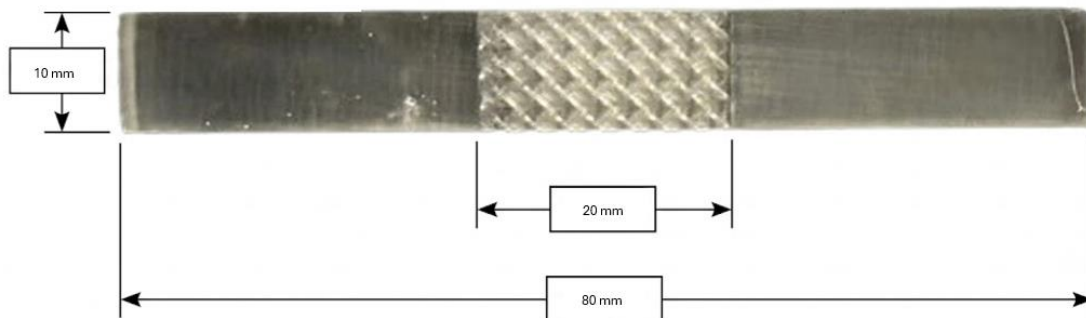


Ilustración 21: Probeta ensayo de flexión Schwarz

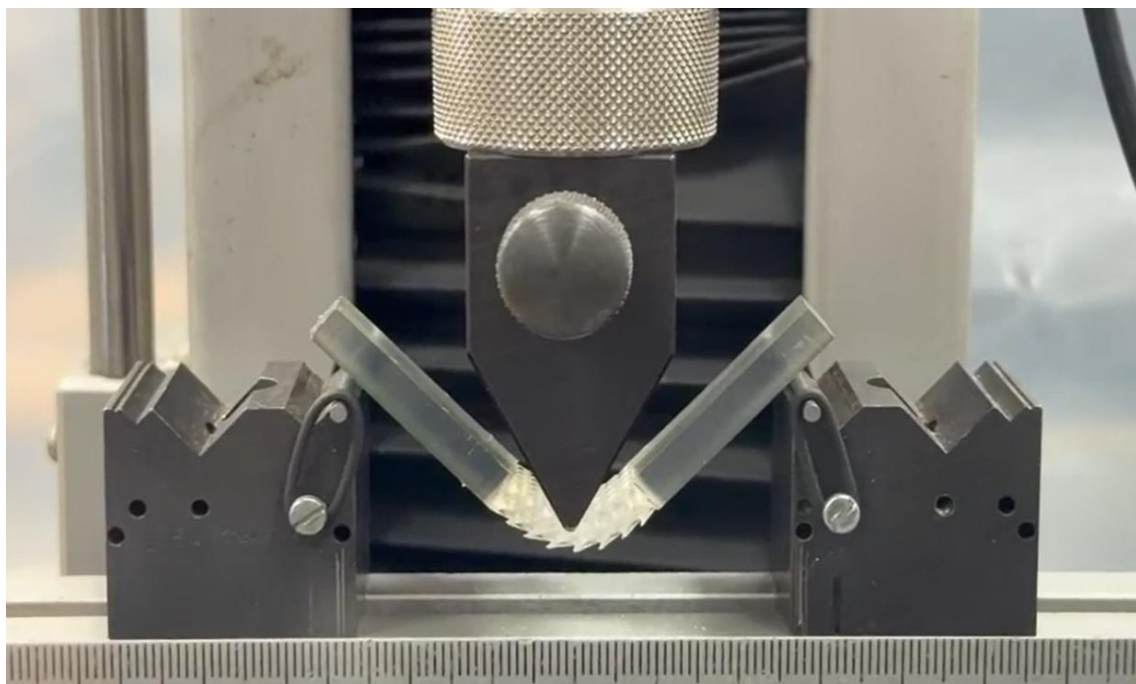


Ilustración 22: Ensayo de flexión de Schwarz

4 Resultados

4.1 Estudio de porosidad

Como se ha mencionado brevemente en la metodología, para el estudio de la porosidad se imprimieron varias probetas de distintas geometrías TPMS con un determinado valor de la variable 't'. Con las medidas realizadas en la balanza mencionada en ese apartado se han obtenido los valores representados en la Tabla 1 que se encuentra en el Anexo II.

En la siguiente Tabla 1 se resumen los resultados del nivel de porosidad correspondientes a cada geometría TPMS y su valor de t utilizado.

	t	% Porosidad medio
SCHOEN F-RD	189	52,7
	309	26,4
I-WP	3	87,2
	1	67,5
Fischer	1	56,7
	15	38,1
Honey	5	83,8
	3	37,4
Gyroid	88	42,3
	12	33,5

Tabla 1: Resultados estudio porosidad

Con este estudio se ha aprendido a determinar el nivel de porosidad de una estructura TPMS a partir del valor de su variable 't'. Esto es de gran ayuda para futuros ensayos donde se quieran probar nuevos niveles de porosidad y se necesite determinar el valor de 't' para alcanzar dicho nivel. La intención de este estudio también era determinar los valores de 't' que permitieran alcanzar unos niveles de porosidad de entre 50 y 60 % como se ha conseguido en la Schoen F-RD, Fischer y Honey donde se ha medido un rango donde puede haber un valor de 't' que de esos niveles de porosidad.

A la hora de realizar los ensayos se debe tener especial cuidado con las medidas de la balanza y controlar el ambiente alrededor de esta ya que es muy sensible y puede afectar a las mediciones. Otra consideración que se debe tener a la hora de medir el peso de la probeta sumergida en el etanol 96% es que la probeta no tenga burbujas de aire en el interior que puedan afectar a esta medida.

4.2 Estudio dimensional

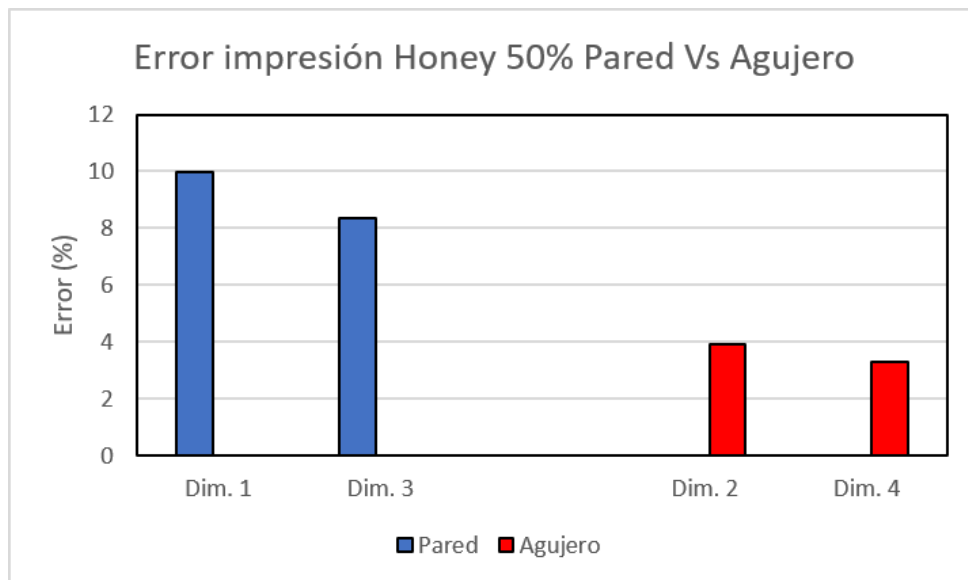
Todos los resultados del estudio dimensional están representados en la tabla **X** con los valores correspondientes del error y separados por tipo de geometría TPMS, nivel de porosidad y cara de la probeta medida, paralela o perpendicular.

Cuando se han definido las dimensiones que se van a medir y comparar de las geometrías, se ha hecho de tal forma que de las dos que hay en cada cara de la estructura ($\parallel$ y $\perp$) una de las dimensiones haga referencia a una distancia de la pared y la otra a un agujero. De este modo al analizar los resultados de los errores de impresión en las dimensiones se pueda hacer una comparación entre el error cometido cuando se imprime una pared o parte sólida del material y cuando se imprime un agujero.

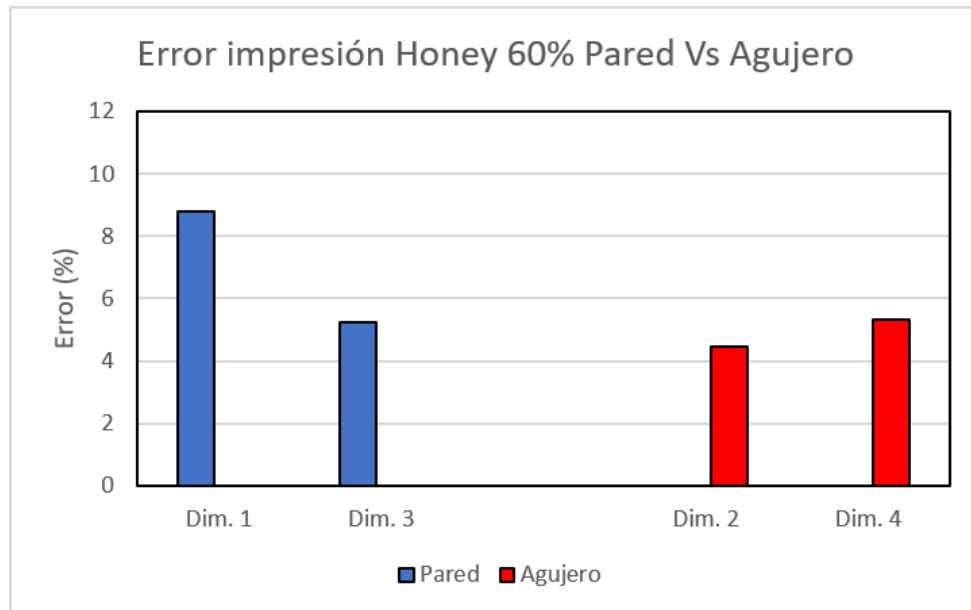
Eso es lo que se va a mostrar en las gráficas que se presentan debajo, tomando una por cada geometría y por cada porosidad. Se va a diferenciar entre geometrías ya que puede ser que la impresora tenga más error al imprimir ciertas formas comparadas con otras. En el Anexo I están ilustradas las dimensiones referidas en estas gráficas para poder visualizar qué se ha medido, por ejemplo, en la imagen de Honey ($\parallel$) se puede apreciar cual es la dimensión referida en las gráficas como Dim. 1.

Gráficas de error de impresión por geometrías y porosidades:

➔ Honey:

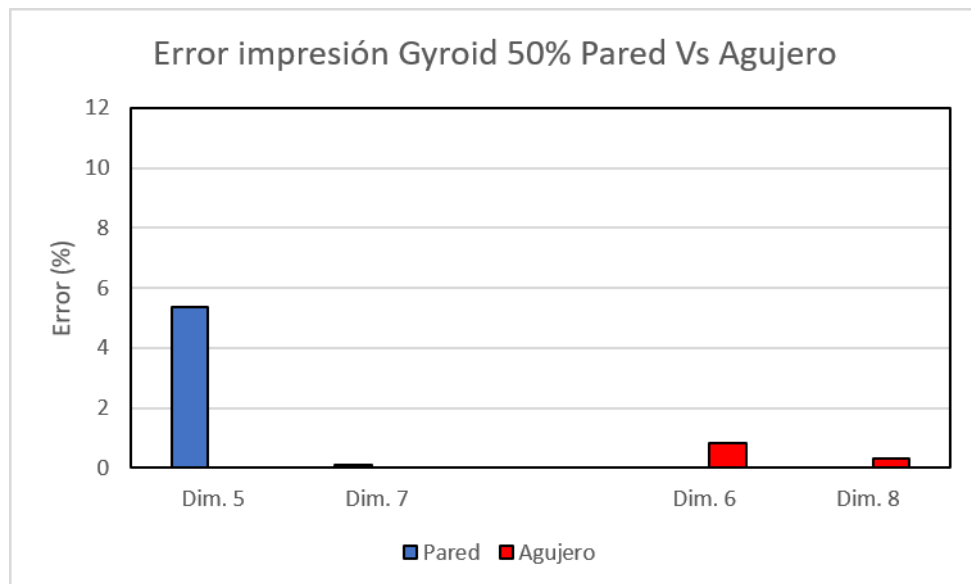


Gráfica 1: Error impresión Honey 50%

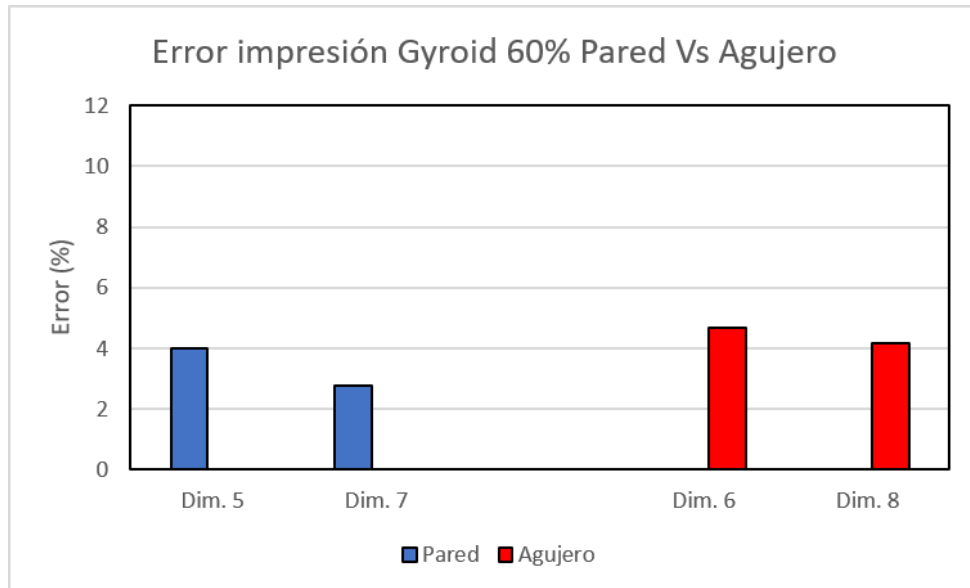


Gráfica 4: Error impresión Honey 60%

➔ **Gyroid:**

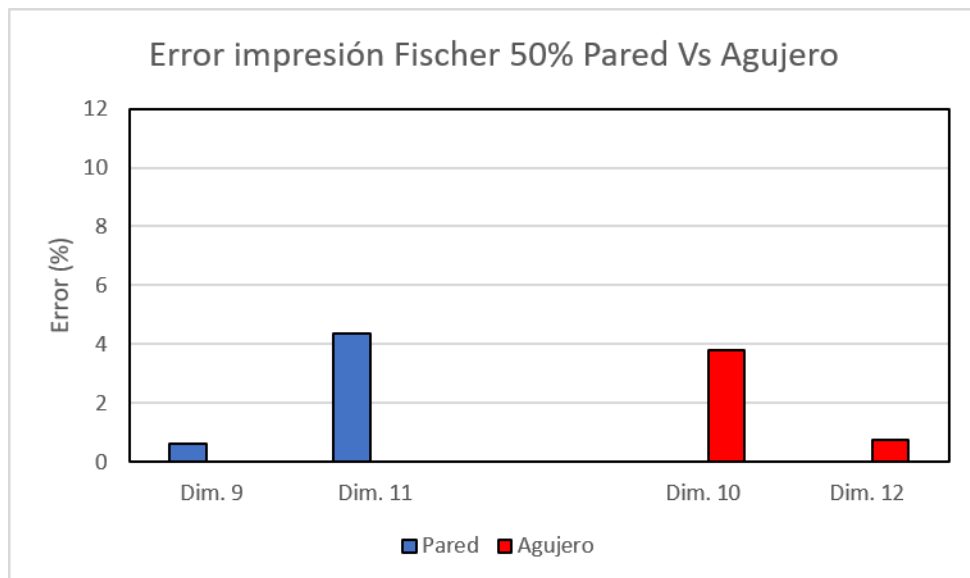


Gráfica 5: Error impresión 50%

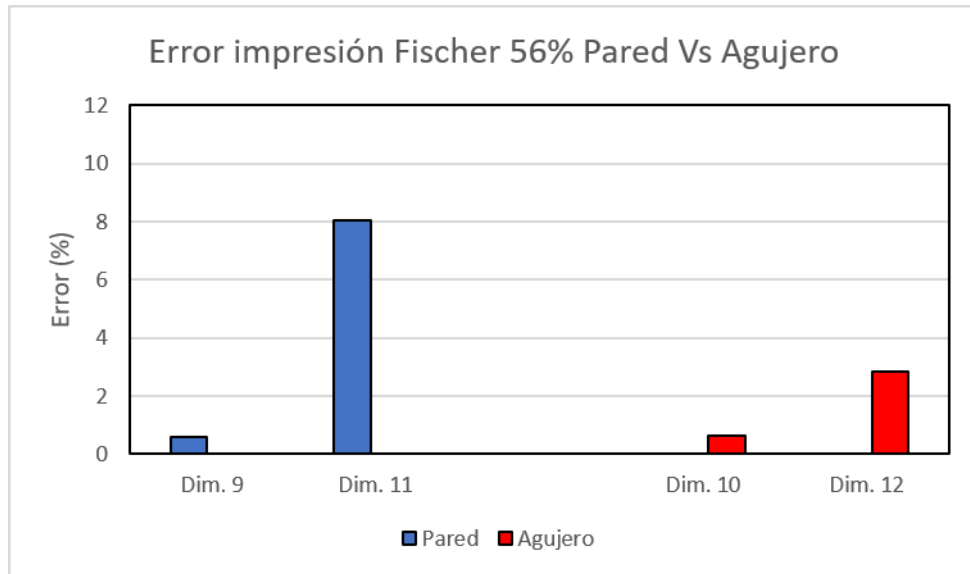


Gráfica 7: Error impresión Gyroid 60%

➔ Fischer:

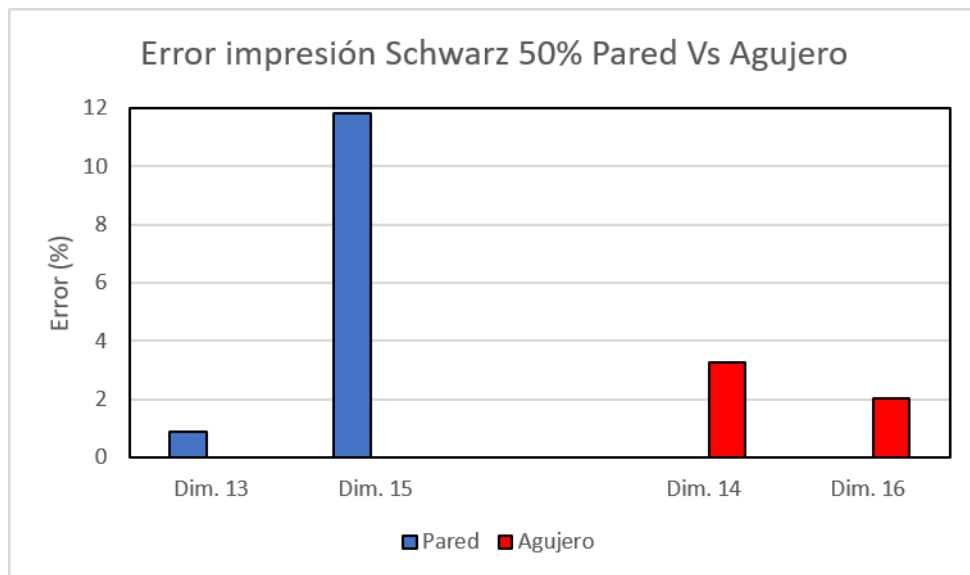


Gráfica 8: Error impresión 50%

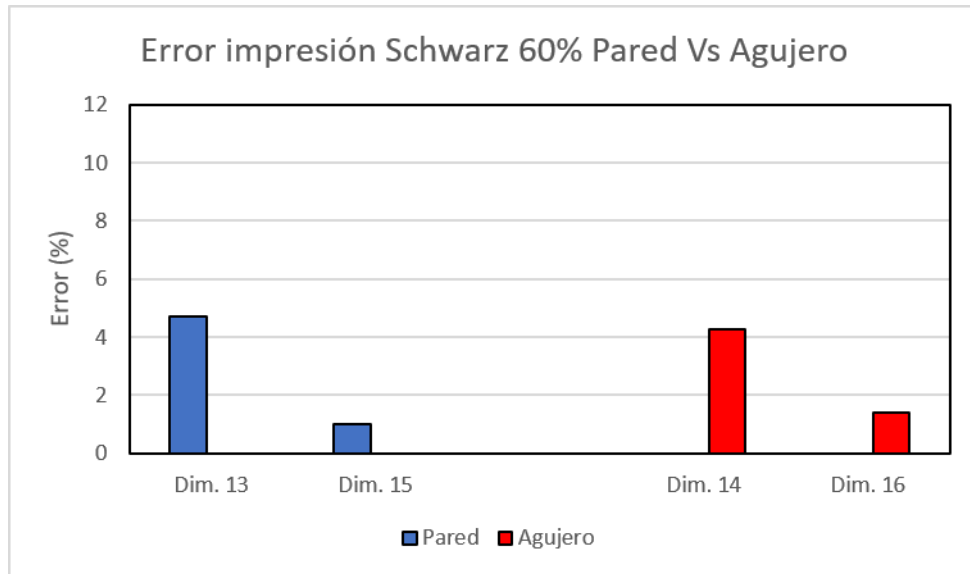


Gráfica 9: Error impresión Fischer 56%

➔ Schwarz:

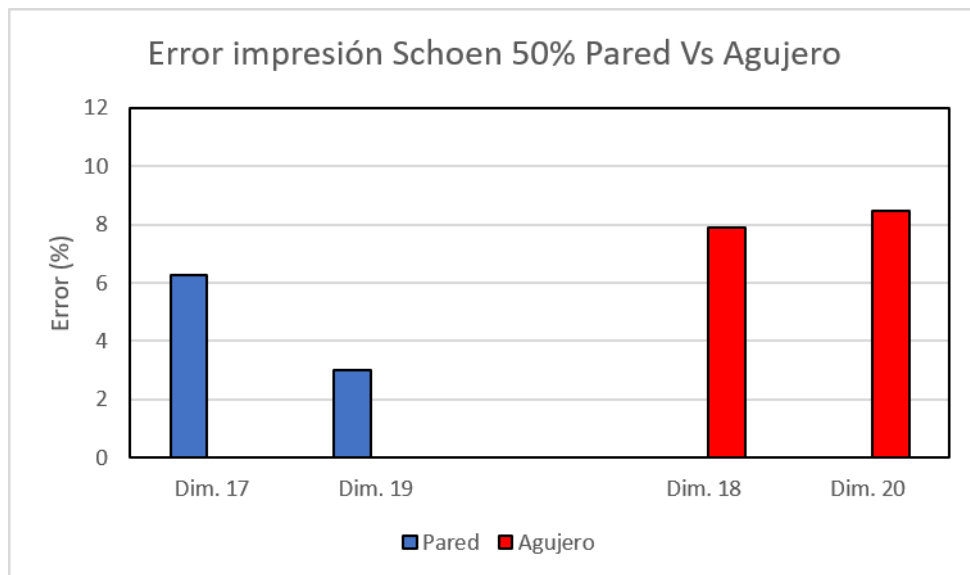


Gráfica 10: Error impresión Schwarz 50%

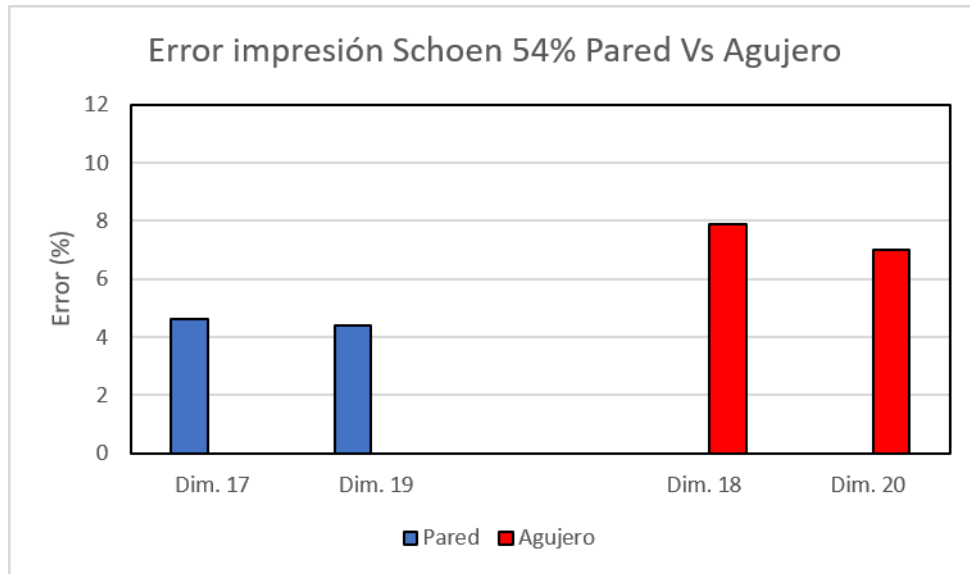


Gráfica 11: Error impresión Schwarz 60%

➔ Schoen:



Gráfica 12: Error impresión Schoen 50%



Gráfica 13: Error impresión Schoen 54%

A la vista de las gráficas se pueden apreciar ciertas tendencias en determinadas geometrías y no tantas en otras. Primero si se analizan las primeras gráficas de la Honey se puede decir que las impresiones de las paredes tienen un error mayor que la que se comete en agujeros para ambas porosidades. En las gráficas de Gyroid vemos como con un 50 % de porosidad el error es muy pequeño tanto para pared como para agujero, pero en cambio en las probetas de 60% de porosidad se tiene un error más alto para ambas dimensiones, sobre todo el cometido en los agujeros, y no hay mucha diferencia entre pared y agujero. En cuanto a la Fischer no hay alguna diferencia entre los errores provocados en la impresión entre pared y agujero, el único así constante es la Dim. 11 que pertenece a la pared de la cara perpendicular. Sobre las gráficas de la Schwarz no hay nada a la vista que merezca la pena mencionar. Y finalmente en la Schoen sí se aprecia un mayor error en las impresiones de los agujeros, en las dimensiones 17 y 19 también hay un error, pero no se tiene en cuenta su valoración ya que es una dimensión donde hay pared y un agujero ya que la pared sólo era muy fina como para poder hacer una buena medida.

Como se dijo anteriormente los errores de impresión dependen de la forma que se esté imprimiendo ya que la dimensión de pared de la Schwarz que es una pared recta no se puede comparar con el error de impresión de la dimensión de pared de una Fischer, por ejemplo, que se está imprimiendo una curva compleja.

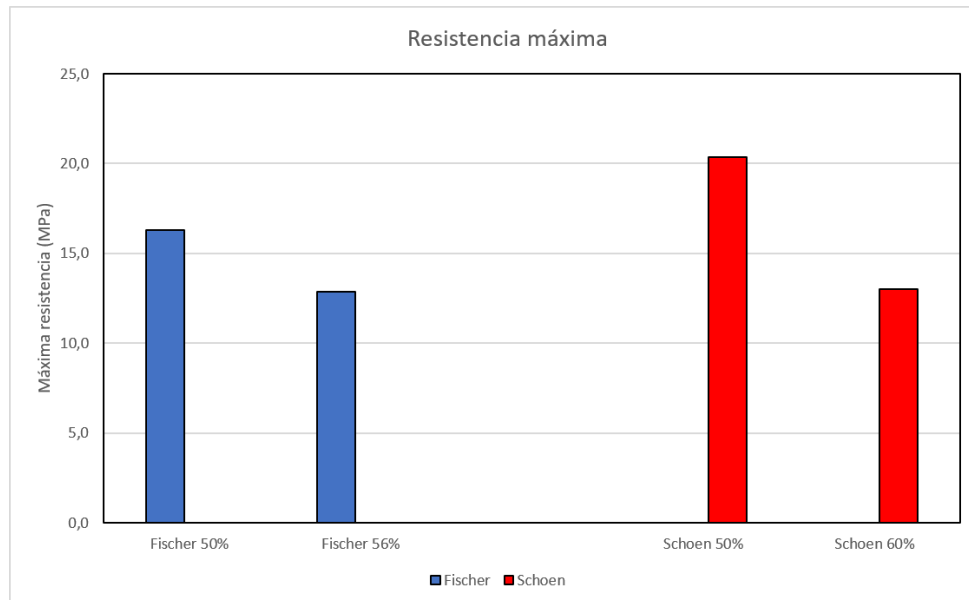
Sobre todas estas observaciones hay que destacar que el error de la impresión en términos generales es muy bueno. La gran mayoría de dimensiones cumplen con no pasar de un 10% de error, además siempre va a existir un pequeño error a la hora de coger las medidas desde el microscopio y desde el Solid Edge por lo que se entiende que el resultado final es bueno.

4.3 Ensayos de compresión

Para los ensayos de compresión se han impreso probetas con ambas resinas, Clear y Biomed, obteniéndose los siguientes resultados.

4.3.1 Comportamientos de la resina Clear

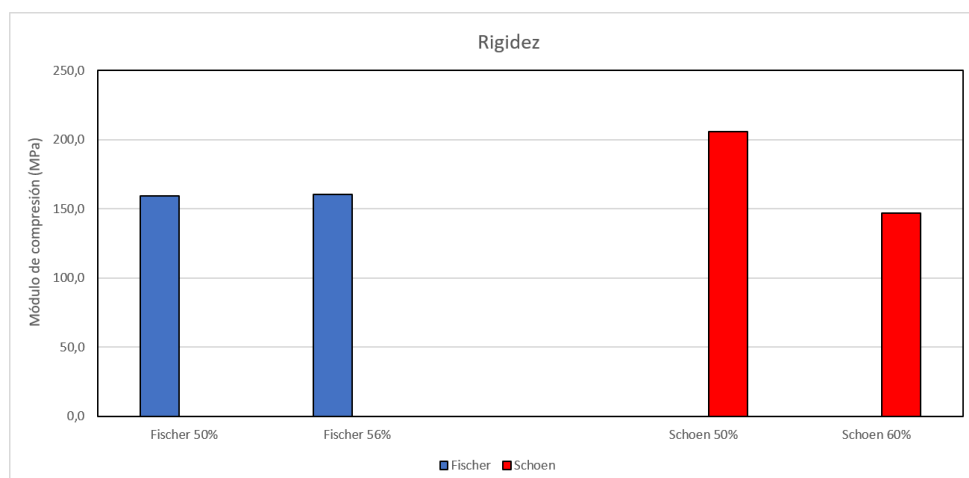
A continuación, en la gráfica 11 se representan los valores de las resistencia máximas de las geometrías Fischer y Schoen con dos porosidades distintas para cada una.



Gráfica 14: Resistencia máxima resina Clear

A la vista de los resultados se aprecia que para una misma porosidad de 50 %, la estructura Schoen es más resistente que la Fischer. La segunda conclusión que se puede sacar es que al aumentar la porosidad la resistencia máxima cae, siguiendo la lógica de los materiales celulares. Se comprueba entonces que a mayor porosidad va a haber menos material disponible y por tanto existe menos área transversal que soporte las cargas reduciendo la resistencia.

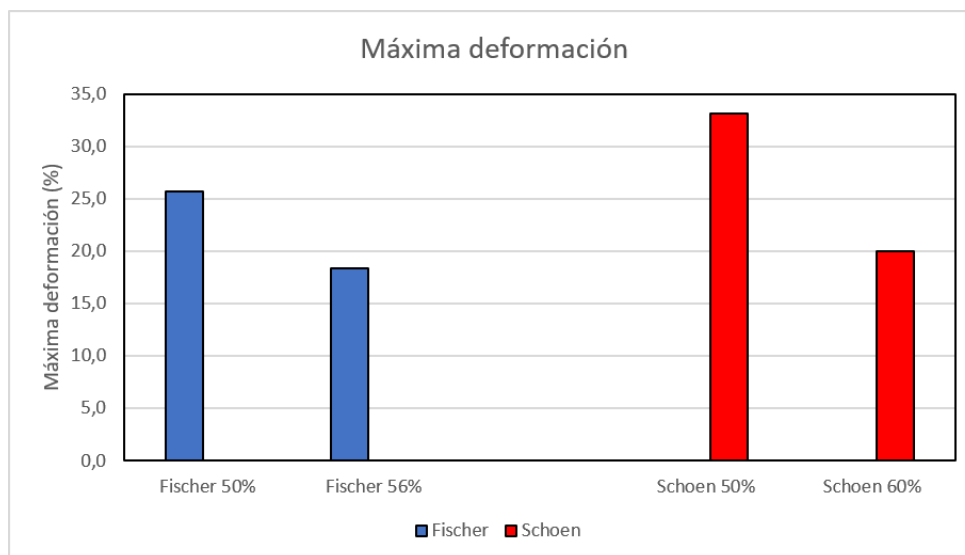
En la gráfica 12 se observan los valores del módulo de compresión de cada tipo de probeta.



Gráfica 15: Rigidez resina Clear

En los resultados se ve como el módulo de compresión entre la Fischer 50% y la 56% son muy parecidas por no decir iguales. Esto es un resultado un poco raro ya que se espera que al variar la porosidad la estructura al tener menos o más material tenga una resistencia diferente. Una de las razones por la que esto se puede dar es que los niveles de porosidad entre las probetas no son muy grandes y si a eso se le añade los errores dimensionales que existen a la hora de fabricar la pieza puede resultar en unas probetas con unos niveles de porosidad finales muy parecidos y por eso los resultados se asemejan tanto. De las Schoen se puede concluir que la 50% es la más rígida con diferencia comparándola con la de 60% y con las Fischer.

Finalmente, en la gráfica 13 se disponen los valores de la máxima deformación de la probeta cuando se alcanza la máxima resistencia. Se ha decidido escoger este valor ya que cuando se ensayaban algunas de las geometrías, el comportamiento de la probeta después de llegar a la máxima tensión era que se mantenía constante y luego aumentaba en la zona final que se denomina densificación. Este comportamiento está definido en el estado de la cuestión.

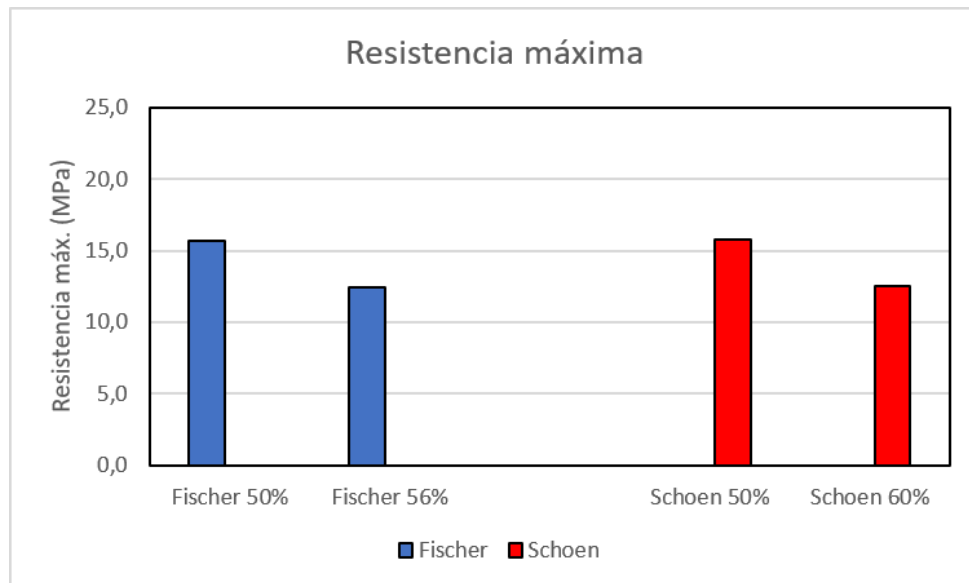


Gráfica 16: Máxima deformación resina Clear

Primero se aprecia como al aumentar la porosidad de la probeta disminuye la máxima deformación que sufre la muestra, lo cual es lo esperado. Después se ve que la estructura Schoen es capaz de aguantar una mayor deformación antes de empezar a colapsar que la Fischer, aunque la diferencia no es muy grande, menor al 10 % en para ambas porosidades.

4.3.2 Comportamiento de la resina Biomed

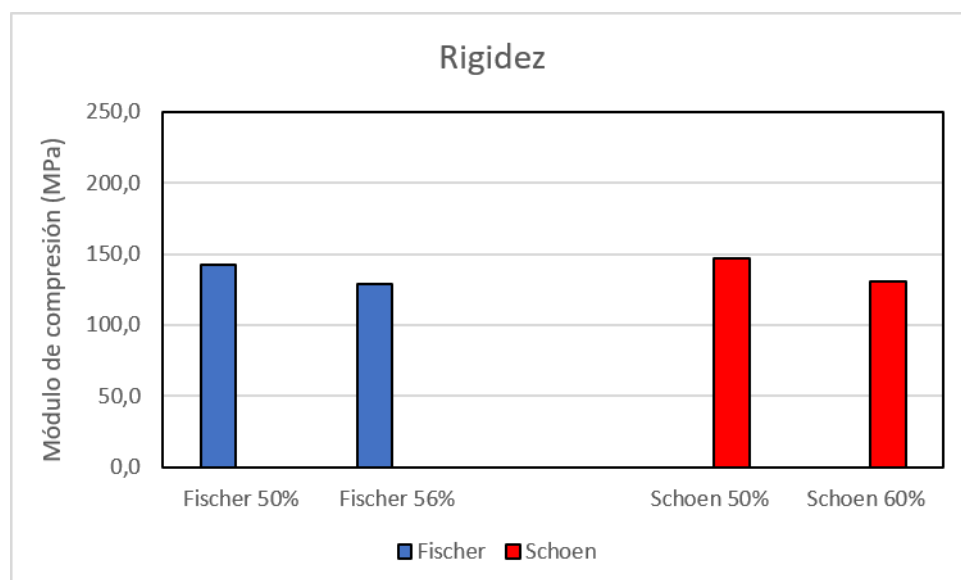
En la gráfica 15 se ven los resultados de la resistencia máxima de las geometrías ahora impresas en resina biocompatible.



Gráfica 17: Resistencia máxima resina Biomed

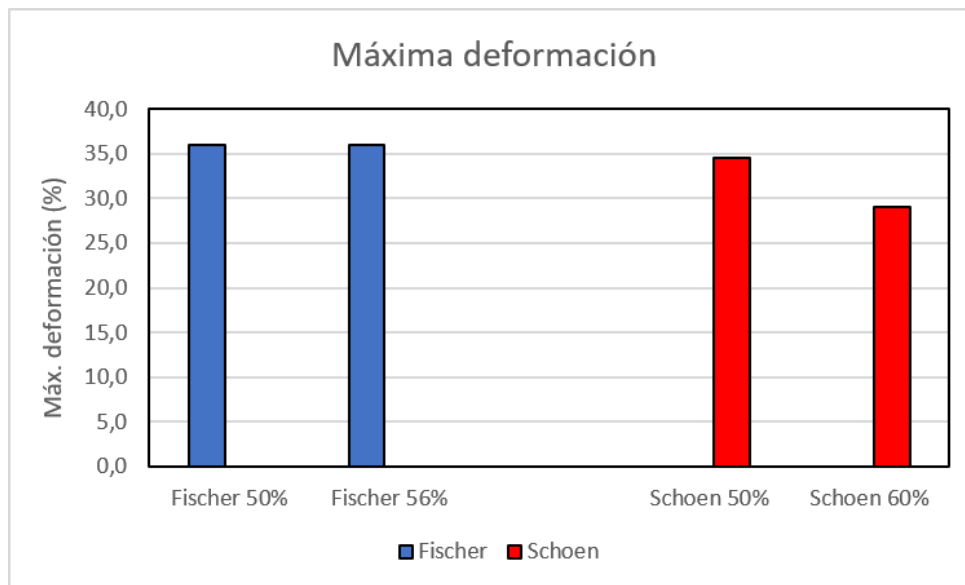
Viendo la gráfica 14 vemos que hay una disminución de la resistencia máxima con el aumento de la porosidad, pero entre las dos geometrías los valores son muy parecidos.

En la siguiente gráfica 15 se disponen los valores de la rigidez. De nuevo se ve una disminución de la rigidez al aumentar la porosidad y el comportamiento entre ambas geometrías es bastante similar.



Gráfica 18: Rigidez resina Biomed

Finalmente, se en la gráfica 16 se muestran los valores de la deformación máxima de las geometrías cuando se alcanza el punto de máxima tensión.

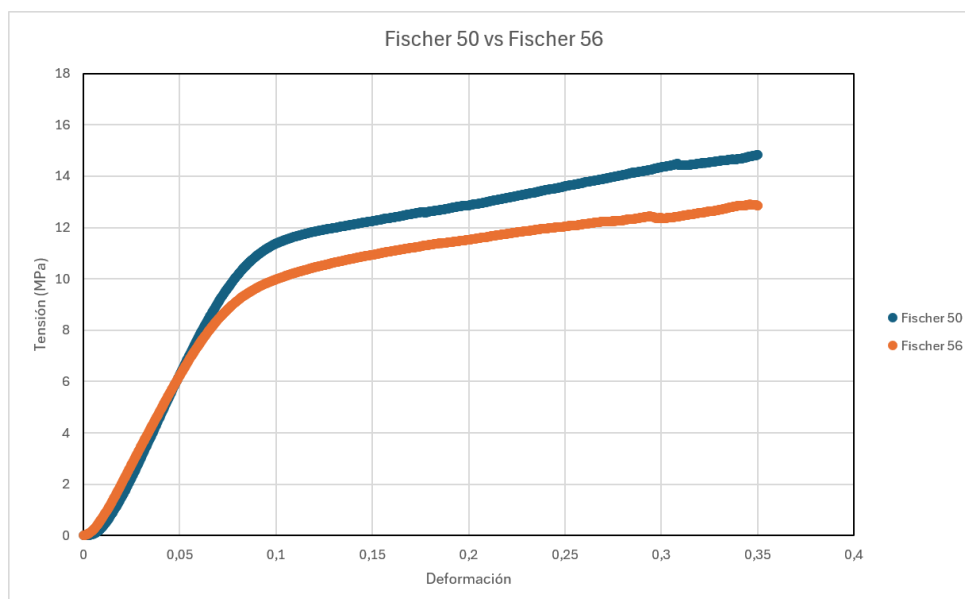


Gráfica 19: Máxima deformación resina Biomed

En esta última no se aprecian diferencias importantes que nos lleven a una conclusión. Lo único es que el comportamiento de las geometrías entre sí sigue siendo casi idéntico. Se aprecia que con las probetas de la geometría Fischer, el valor medio de la deformación de los ensayos es exactamente el mismo independientemente del nivel de porosidad. En cambio, en el caso de la Schoen se ve una mayor sensibilidad al aumento de la porosidad, reduciendo su capacidad de deformación.

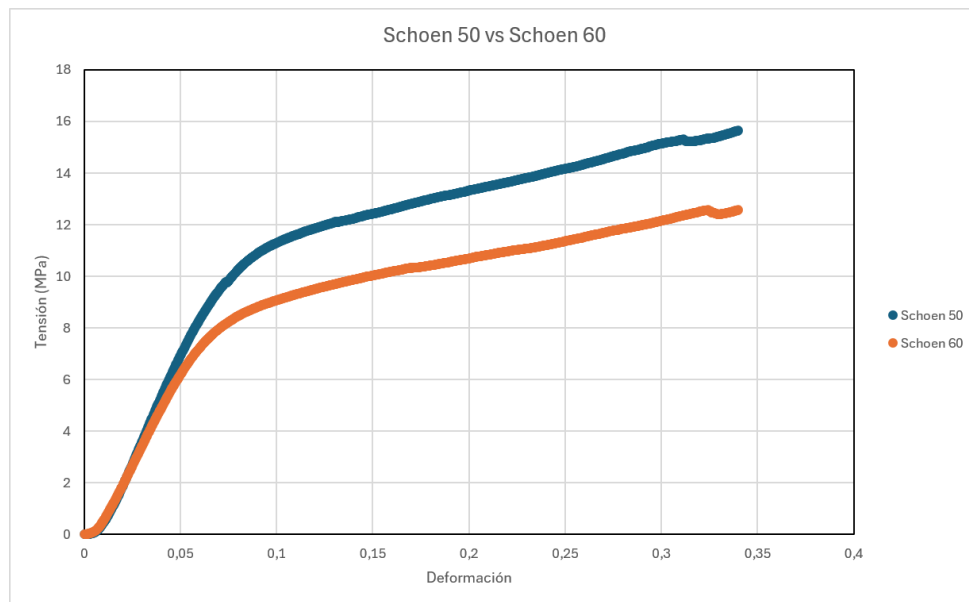
Estos resultados tienen algo más de coherencia con lo esperado que los realizados con resina Clear. Al aumentar la porosidad la estructura pierde rigidez y resistencia. Luego si se comparan entre ellas se ve que son estructuras que se comportan de una forma muy parecida.

A continuación, se exponen y comparan las curvas tensión – deformación de los ensayos realizados comparándolas entre geometrías y porosidades.



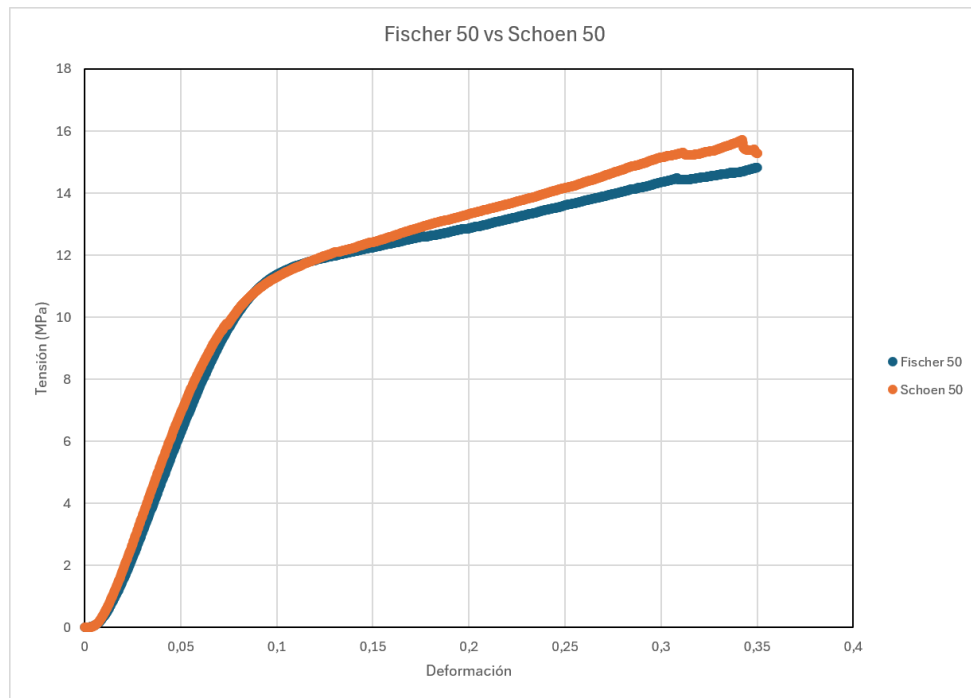
Gráfica 20: Curvas tensión – deformación Honey

En la gráfica 18 se muestra las curvas de los ensayos que mejor representan el comportamiento de su determinada estructura y porosidad. Se aprecia un comportamiento dúctil y continuo. A diferencia de la resina Clear la resina Biomed transiciona de una forma suave desde la zona elástica hacia la plástica sin registrar caídas muy grandes de tensiones. Muestra un comportamiento homogéneo donde el colapso de la estructura es suave absorbiendo energía con la deformación plástica. Comparando las porosidades, ambas presentan unas pendientes iniciales muy parecidas y luego cuando se alcanza la zona de deformación plástica la Fischer 50% presenta unos valores de resistencia mayores que las 56%.

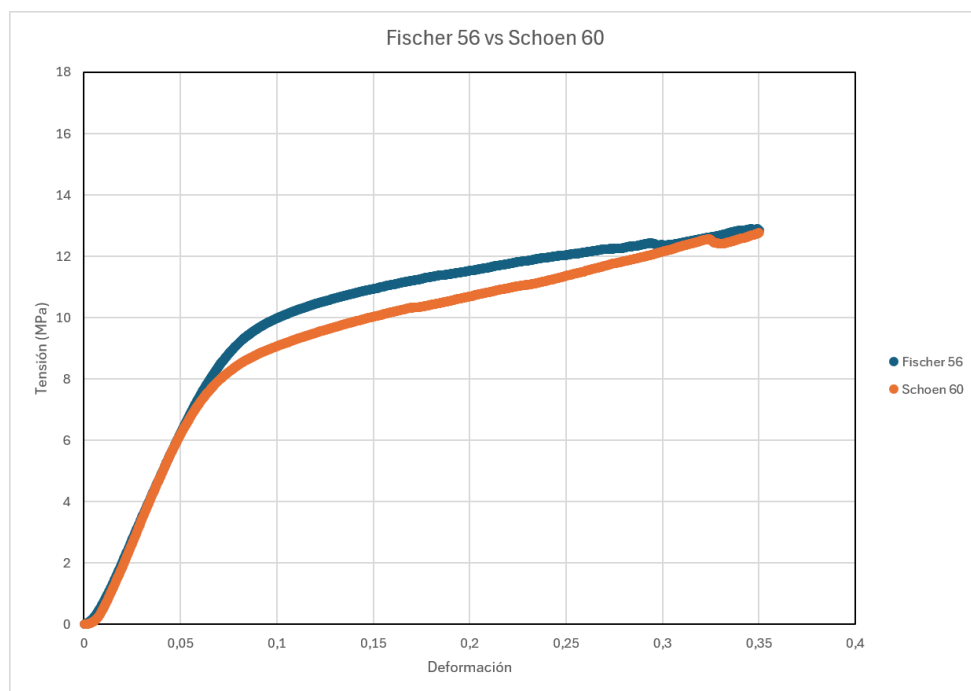


Gráfica 21: Curvas tensión – deformación Schoen

En la gráfica 19 ahora se observan los comportamientos de las Schoen 50% y 60%. Se ve como esta geometría también muestra una transición suave hacia la zona de densificación sin caídas bruscas de tensión y sin roturas frágiles. En esta se aprecia mejor como la pendiente de la Schoen 50% es superior a la de mayor porosidad lo que se traduce en una mayor rigidez estructural. Durante la zona plástica la de menor porosidad presenta una resistencia media mayor que la otra. Luego si nos fijamos en la zona donde comienza la densificación, vemos que el comportamiento es muy parecido entre ambas, comienza alrededor del 33% de deformación.



Gráfica 22: Curvas tensión deformación 50% porosidad

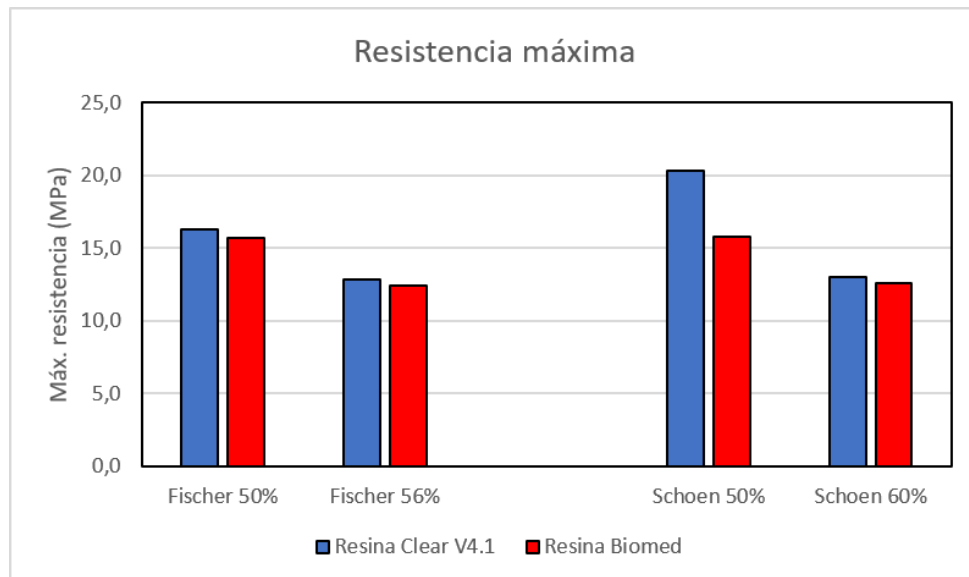


Gráfica 23: Curvas tensión – deformación porosidades 56% y 60%

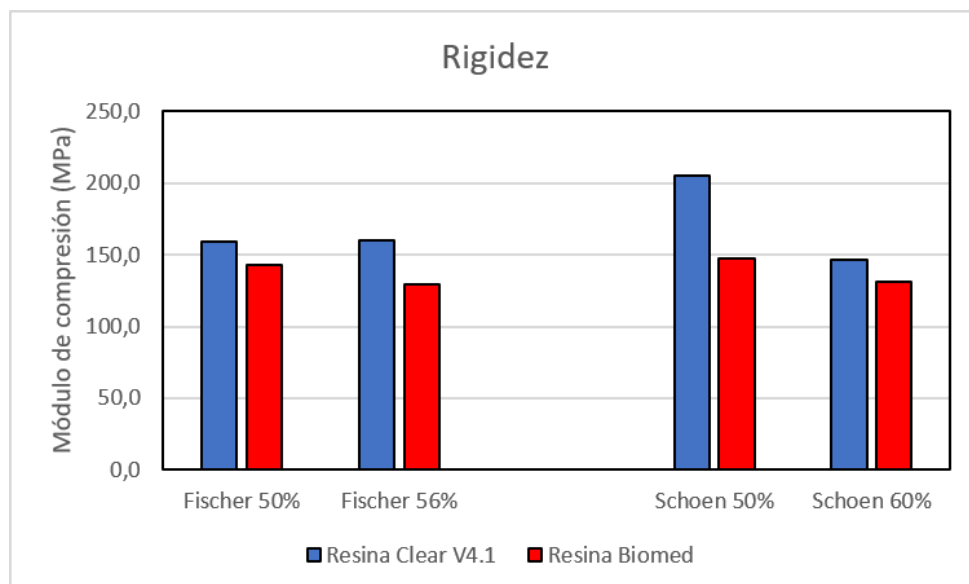
La comparación entre geometrías nos hace ver que ambas geometrías dan una respuesta mecánica muy parecida en ambos niveles de porosidad. Estos resultados demuestran que el comportamiento elástico/plástico continuo de la resina Biomed homogeneiza la respuesta del scaffold haciendo que las diferencias geométricas queden mitigadas.

4.3.3 Comportamiento resina Clear V4.1 Vs Biomed

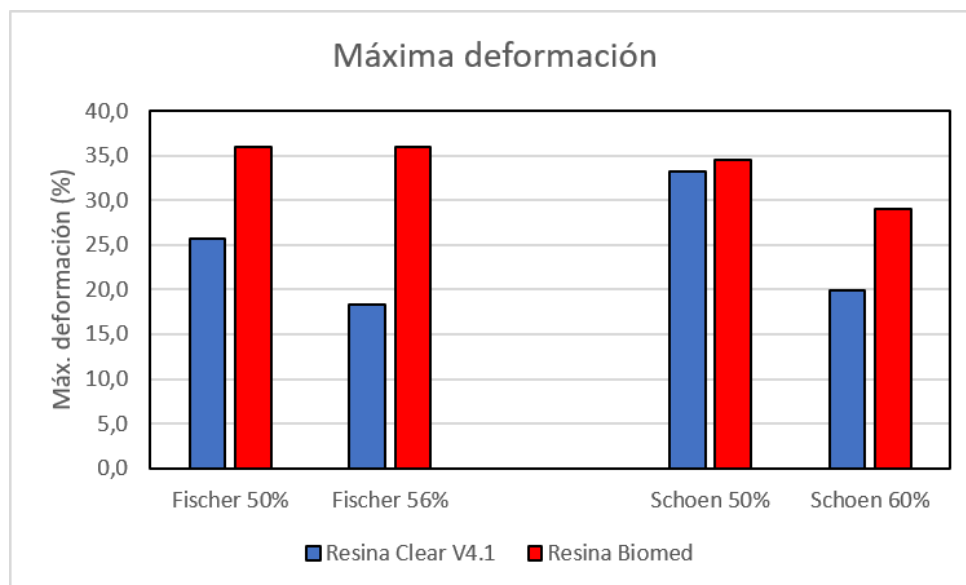
En las siguientes gráficas se mostrarán los resultados de ambas resinas para poder ver cómo afecta a las propiedades de la pieza la resina base.



Gráfica 24: Resistencia máxima Clear Vs Biomed



Gráfica 25: Rigidez Clear Vs Biomed



Gráfica 26: Máxima deformación Clear Vs Biomed

A partir de las gráficas 18 y 19 se ve como hay una tendencia en cuanto a la rigidez y resistencia de las probetas donde existen unos valores mayores cuando están hechos con la resina Clear, por lo tanto, esta aporta mayor rigidez estructural a las TPMS. En la gráfica 19 se puede ver como el módulo en la resina Clear no había apenas diferencia entre la Fischer 50% y 56%, pero en los resultados de la Biomed se ve como en realidad el módulo debería disminuir, por lo que debe haber habido un error ya sea en el proceso de fabricación en la realización de los ensayos de las probetas de la resina Clear.

En cuanto a la deformación y tenacidad se ven que hay unas diferencias muy grandes cuando se analizan las Fischer. Por lo general la resina Biomed es más elástica y flexible lo cual es bueno ya que en unos scaffolds que van a tener aplicaciones médicas lo ideal es conseguir comportamientos no frágiles y que absorban más energía antes de fallar. Algunos valores pueden ser un poco engañosos ya que hay que establecer un criterio a la hora de escoger los valores de deformación ya que las probetas no se rompen, sino que se van deformando hasta aplastarse por completo. A continuación, en la ilustración 20 se puede ver el comportamiento de una probeta de Fischer 56% Clear y otro de una Biomed.

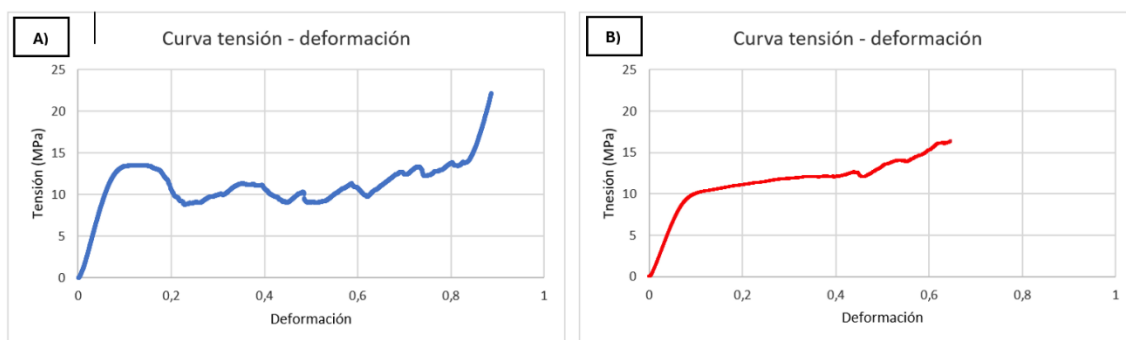


Ilustración 24: A) Curva de Fischer 56% resina Clear. B) Curva de Fischer 56% resina Biomed

En la Clear es más fácil distinguir cuando la estructura empieza a colapsar por dentro y en la Biomed es más difícil de apreciar por eso los datos son tan distintos.

4.4 Ensayos de flexión

Tras evaluar el comportamiento de las estructuras TPMS bajo compresión, ahora se va a realizar un estudio de su respuesta mecánica ante la flexión a tres puntos. Esto es necesario debido a que los scaffolds en sus aplicaciones no solo van a sufrir esfuerzos uniaxiales, sino que también sufrirán esfuerzos de flexión y esfuerzos combinados de tracción y compresión que se pueden estudiar en un estudio de fatiga.

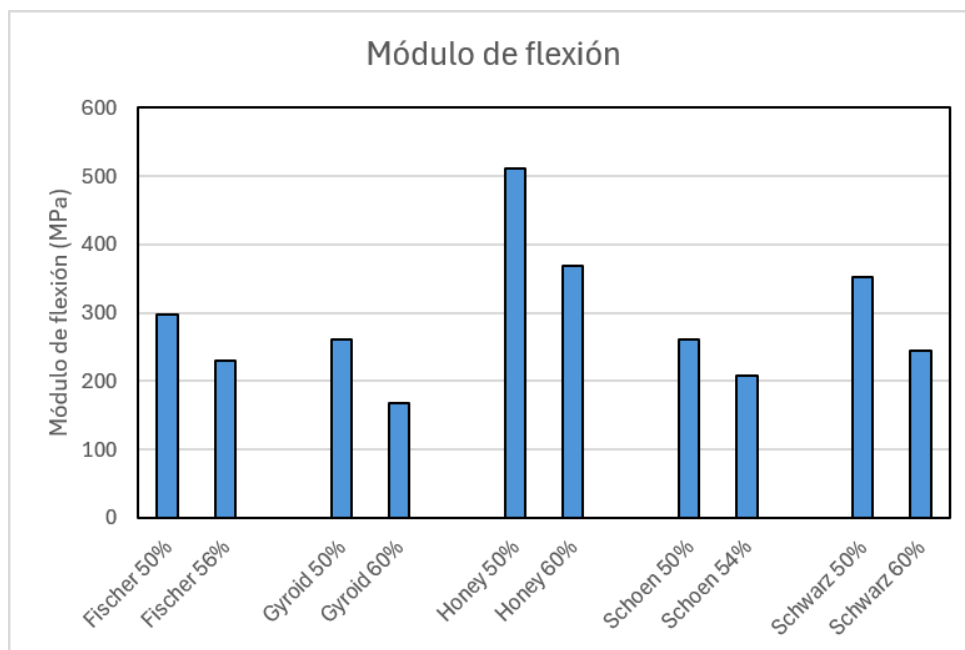
Utilizando la configuración descrita en el apartado 3.4.2 de la metodología, los apoyos tendrán una distancia entre ellos de 56 mm, el espesor de las probetas será de 5 mm y la velocidad de avance del punzón será de 5 mm/min. En este caso se han ensayado las cinco geometrías distintas con dos niveles de porosidad cada una. A continuación, se presentan y discuten los resultados obtenidos.



Gráfica 27: Resistencia máxima a flexión resina Biomed

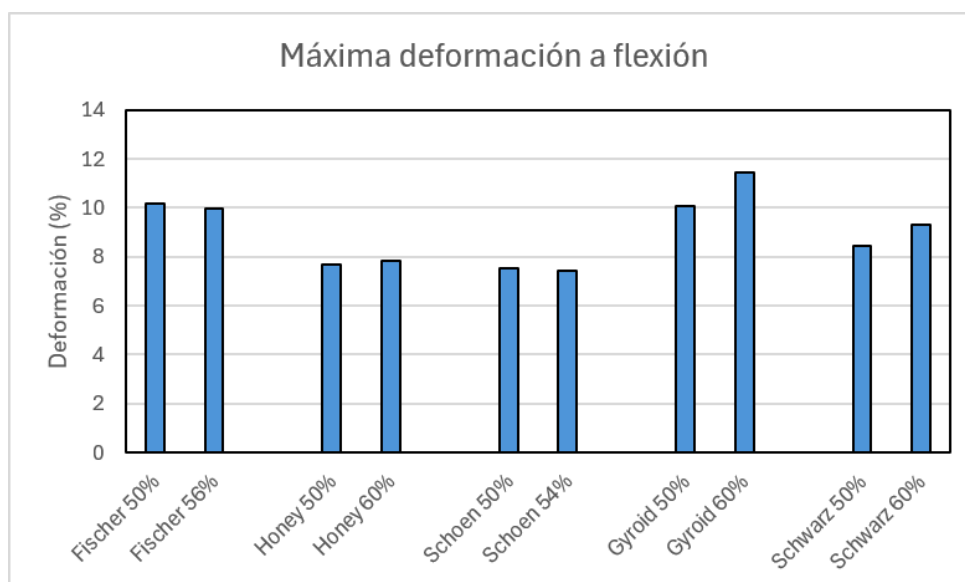
En la gráfica 24 se presentan los resultados de la máxima resistencia a flexión que son capaces de soportar cada una de las geometrías antes de empezar a romper. Se puede observar de forma generalizada como un aumento en la porosidad de la estructura conlleva una disminución de la resistencia máxima de todas las piezas. Esto es algo que se espera al reducir la cantidad de material disponible para soportar las cargas.

Si comparamos entre las geometrías, la Honey destaca sobre las demás presentado una resistencia mucho mayor, hasta el doble en algún caso. Incluso cuando se aumenta su porosidad al 60%, lo que hace que su resistencia decaiga un poco, sigue siendo mayor a la de las demás geometrías con un 50% de porosidad.



Gráfica 28: Módulo de flexión resina Biomed

En la gráfica 25 se presentan los valores de los módulos de compresión de las distintas geometrías y porosidades, parámetro que determina la rigidez elástica de los scaffolds y su capacidad de oponerse a ser flexionados. Los datos guardan coherencia con la resistencia máxima. Así, la geometría Honey sigue siendo la que da un mejor rendimiento. Es interesante ver como la Honey de 60% de porosidad tenga un módulo de 369,1 MPa mayor que el de cualquier otra geometría con 50% de porosidad. Luego dentro de las TPMS, a parte de la Honey, destaca la Schwarz con un módulo elástico de 352,7 MPa superando a las demás geometrías con más diferencia.



Gráfica 29: Máxima deformación a flexión resina Biomed

Por último, en la gráfica 26 se representa el porcentaje de deformación que sufren las probetas cuando se alcanza el punto de máxima resistencia. En ella se ve que los valores ya no dependen

5 Conclusiones

Tras el diseño, fabricación por medio de la impresión 3D y caracterización mecánica de las estructuras TPMS impresas se han extraído las siguientes conclusiones.

Primero y con respecto al estudio poroso y dimensional, se ha demostrado como el proceso de impresión por estereolitografía cumple con una excelente fidelidad geométrica general, manteniendo los errores dimensionales por debajo del 10 % en la gran mayoría de las probetas. También se comprueba que el error de impresión está condicionado por la topografía local de la celda unidad más que por si se está imprimiendo una pared o un agujero, el resultado depende de la complejidad de la geometría. El espesor de las capas con las que se imprimen las piezas también juega un papel en la calidad de la impresión, pero ese parámetro de fabricación no se investiga en este TFG.

Respecto a el comportamiento que han tenido las dos geometrías estudiadas ante la compresión se sacan dos conclusiones. Primero se nota una dominancia mecánica del material base alterando el mecanismo de colapso estructural. La piezas hechas con resina Clear presenta un comportamiento frágil caracterizado con picos y valles de tensión debido a la fractura sucesiva de capas, mientras que con la Biomed este colapso ocurre de una forma más continuada y dúctil transaccionando con suavidad a la zona de densificación. Segundo, a través de los ensayos de compresión con la resina Biomed se ha detectado una mitigación del efecto de la geometría en comparación con los ensayos realizados con resina Clear. La alta flexibilidad y capacidad de deformación del material base es el que dota mayoritariamente a las probetas de sus propiedades mecánicas. Esto provoca que las estructuras Fischer y Schoen muestren unas curvas tensión – deformación casi idénticas.

Sobre los estudios del comportamiento ante la flexión se obtienen tres conclusiones principalmente. Como se esperaba, con un incremento en la porosidad induce a una degradación global de la resistencia máxima y del módulo de flexión. Luego se ha observado una superioridad mecánica de la Honey con un rendimiento mecánico a la flexión superior al restos de geometrías alcanzando una resistencia de 22, 7 MPa y un módulo de hasta 511,3 MPa demostrando una mayor capacidad de optimización a la hora de transferir los esfuerzos normales del punzón hacia los apoyos. Su único inconveniente es su poca capacidad de deformación plástica, siendo la más frágil de todas junto a la Schoen Finalmente, dentro de las otras opciones de superficies TPMS la Schwarz se presenta como la mejor opción en términos de rigidez elástica con 352,7 MPa. Por su parte es la Gyroid la que tiene un comportamiento más deformable de todas las geometrías con una máxima de entre 10 y 11 % antes empezar a sufrir colapsos en su estructura interna, convirtiéndose en la solución con mayor capacidad para absorber energía elástica.

Bibliografía

- [1] M. Whitaker, «The history of 3D printing in healthcare», *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*, jun. 2015, Accedido: 24 de mayo de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://publishing.rcseng.ac.uk/doi/full/10.1308/147363514X13990346756481>
- [2] Z. Yazdanpanah, J. D. Johnston, D. M. L. Cooper, y X. Chen, «3D Bioprinted Scaffolds for Bone Tissue Engineering: State-Of-The-Art and Emerging Technologies», 11 de abril de 2022, *Frontiers Media S.A.* doi: 10.3389/fbioe.2022.824156.
- [3] D. L. Millis, «Responses of Musculoskeletal Tissues to Disuse and Remobilization», *Canine Rehabilitation and Physical Therapy: Second Edition*, pp. 92-153, 2013, doi: 10.1016/B978-1-4377-0309-2.00007-7.
- [4] J. H. Chen, C. Liu, L. You, y C. A. Simmons, «Boning up on Wolff's Law: Mechanical regulation of the cells that make and maintain bone», *J. Biomech.*, vol. 43, n.º 1, pp. 108-118, ene. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.09.016.
- [5] T. M. Koushik, C. M. Miller, y E. Antunes, «Bone Tissue Engineering Scaffolds: Function of Multi-Material Hierarchically Structured Scaffolds», 2023.
- [6] R. Pugliese y S. Graziosi, «Biomimetic scaffolds using triply periodic minimal surface-based porous structures for biomedical applications», *SLAS Technol.*, vol. 28, n.º 3, pp. 165-182, jun. 2023, doi: 10.1016/j.slast.2023.04.004.
- [7] S. M. F. Kabir, K. Mathur, y A. F. M. Seyam, «A critical review on 3D printed continuous fiber-reinforced composites: History, mechanism, materials and properties», *Compos. Struct.*, vol. 232, p. 111476, ene. 2020, doi: 10.1016/J.COMPSTRUCT.2019.111476.
- [8] M. Leary, «Design of lattice and zero-mean curvature structures», *Design for Additive Manufacturing*, pp. 123-163, 2020, doi: 10.1016/B978-0-12-816721-2.00005-1.
- [9] M. S. Hossain, M. M. Hossain, y S. Nilufar, «An Overview of Additive Manufacturing of Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) Structures», *Polymers (Basel)*, vol. 17, n.º 24, p. 3307, dic. 2025, doi: 10.3390/POLYM17243307.
- [10] W. H. Meeks y G. Tinaglia, «Triply periodic constant mean curvature surfaces», *Adv. Math. (N. Y.)*, vol. 335, pp. 809-837, sep. 2018, doi: 10.1016/J.AIM.2018.07.018.
- [11] Alan H. Schoen, «NASA Technical Note - INFINITE PERIODIC MINIMAL SURFACES WITHOUT SELF-INTERSECTIONS», may 1970.
- [12] William H. Meeks III, «The Theory of Triply Periodic Minimal Surfaces | Enhanced Reader», en *Indiana University Mathematics Journal*, vol. 39, Amherst, Massachussets: UM, 1990, pp. 877-936.
- [13] M. Liu *et al.*, «Topology optimization for reducing stress shielding in cancellous bone scaffold», *Comput. Struct.*, vol. 288, p. 107132, nov. 2023, doi: 10.1016/J.COMPSTRUC.2023.107132.
- [14] A. Jones, M. Leary, S. Bateman, y M. Easton, «Parametric design and evaluation of TPMS-like cellular solids», *Mater. Des.*, vol. 221, p. 110908, sep. 2022, doi: 10.1016/J.MATDES.2022.110908.

- [15] «View of Triply Periodic Minimal Surfaces: An Overview of Their Features, Failure Mechanisms, and Applications». Accedido: 8 de julio de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://informaticsjournals.co.in/index.php/jmmf/article/view/31230/21988>
- [16] R. Pugliese y S. Graziosi, «Biomimetic scaffolds using triply periodic minimal surface-based porous structures for biomedical applications», *SLAS Technol.*, vol. 28, n.º 3, pp. 165-182, jun. 2023, doi: 10.1016/j.slast.2023.04.004.
- [17] J. Wang *et al.*, «Design and optimization of additive manufactured Fischer-Koch-structured heat exchanger for enhanced heat transfer efficiency», *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 159, p. 108078, dic. 2024, doi: 10.1016/J.ICHEATMASSTRANSFER.2024.108078.
- [18] C. Peng, P. Marzocca, y P. Tran, «Triply periodic minimal surfaces based honeycomb structures with tuneable mechanical responses», *Virtual Phys. Prototyp.*, vol. 18, n.º 1, ene. 2023, doi: 10.1080/17452759.2022.2125879.
- [19] «Schoen I-WP – Minimal Surfaces». Accedido: 17 de junio de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://minimalsurfaces.blog/home/repository/triply-periodic/schoen-i-wp/>
- [20] J. Wang *et al.*, «Design and optimization of additive manufactured Fischer-Koch-structured heat exchanger for enhanced heat transfer efficiency», *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 159, p. 108078, dic. 2024, doi: 10.1016/J.ICHEATMASSTRANSFER.2024.108078.
- [21] G. Chouhan y B. M. Gunji, «Additive manufacturing TPMS lattice structures: Experimental study on airflow resistivity», *Results in Materials*, vol. 20, p. 100478, dic. 2023, doi: 10.1016/J.RINMA.2023.100478.
- [22] S. Hossain, M. Hossain, y S. Nilufar, «An Overview of Additive Manufacturing of Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) Structures», 2025.
- [23] D. M. Bragin, A. I. Popov, y A. V. Eremin, «Thermal conductivity of porous materials with Schoen's I-WP(R) TPMS structure», *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 218, p. 110138, dic. 2025, doi: 10.1016/J.IJTHERMALSCI.2025.110138.
- [24] M. Yahya, A. Yahya, y M. Z. Saghir, «Experimental Measurement and Numerical Modelling of Solid Network-Based Schoen's I-Graph-Wrapped Package (I-WP) toward Cooling Heat Sink», 2025, doi: 10.53941/tsa.2026.100002.
- [25] E. J. W. Crossland *et al.*, «A bicontinuous double gyroid hybrid solar cell», *Nano Lett.*, vol. 9, n.º 8, pp. 2807-2812, ago. 2009, doi: 10.1021/NL803174P.
- [26] «Form 3B Reacondicionada  Envío 24h | EXPERT3D». Accedido: 19 de junio de 2026. [En línea]. Disponible en: https://impresora-3d.es/product/paquete-basico-de-form-3b-reacondicionado-de-fabrica-de-formlabs/?gclid=CjwKCAjw0dPRBhAPEiwAE5vTTsfYhXMlgQeLSVoQOWZ0hO23EbLYfVU6IzDGW9m2P_52kRqIDH9LRhoC4gMQAvD_BwE
- [27] «Gyroid TPMS Mesh Heat Exchanger | 3D CAD Model Library | GrabCAD». Accedido: 8 de julio de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://grabcad.com/library/gyroid-tpms-mesh-heat-exchanger-1>

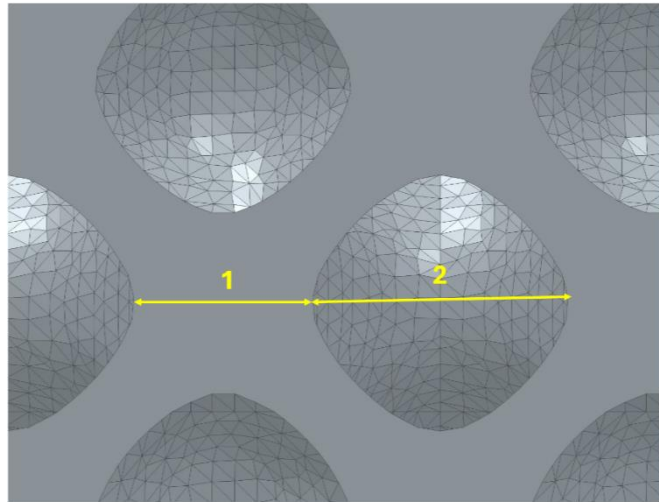
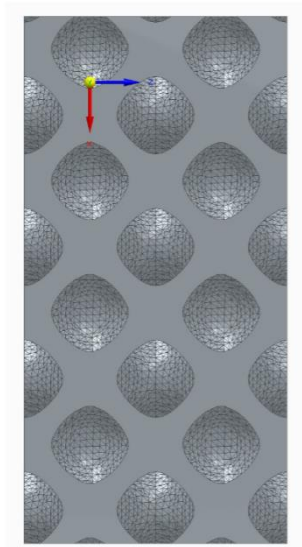
- [28] S. Ivanovski, R. Staples, H. Arora, C. Vaquette, y J. Alayan, «Alveolar bone regeneration using a 3D-printed patient-specific resorbable scaffold for dental implant placement: A case report», *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 35, n.º 12, pp. 1655-1668, dic. 2024, doi: 10.1111/CLR.14340.

Anexos

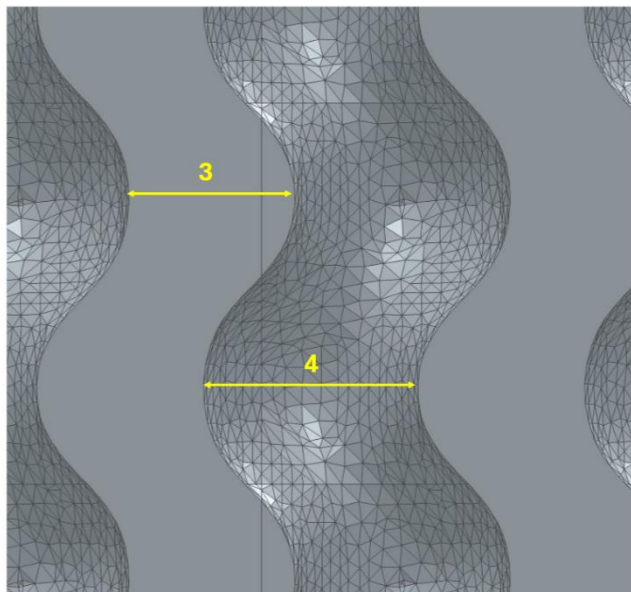
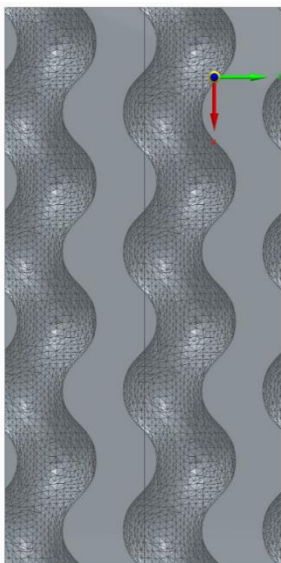
Anexo I. Dimensiones definidas para el estudio dimensional

Honey

(//)

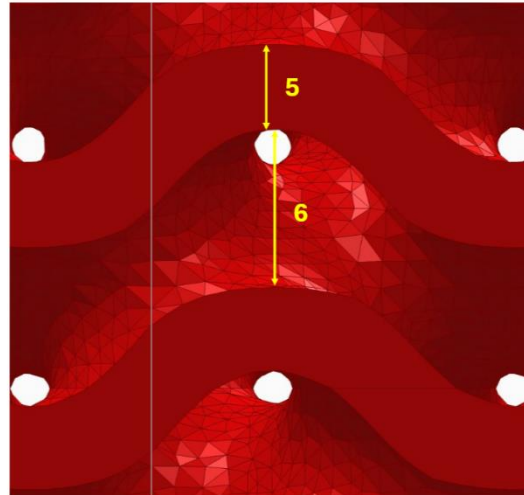


(⊥)

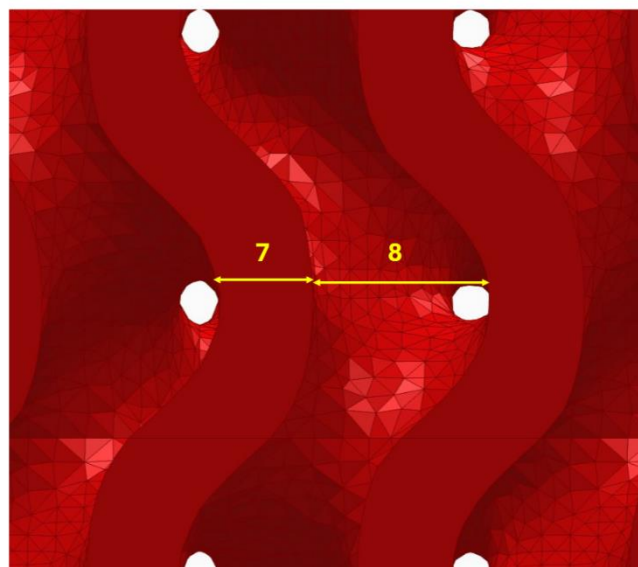
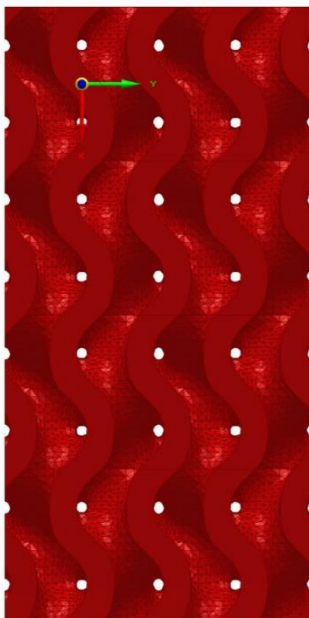


Gyroid

(//)

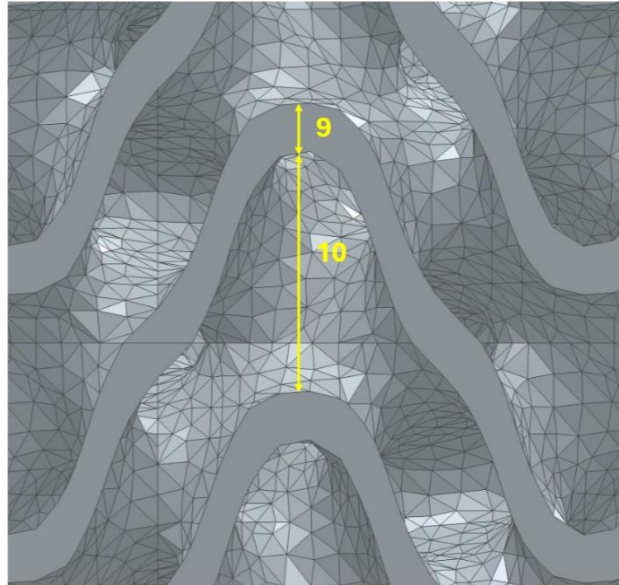
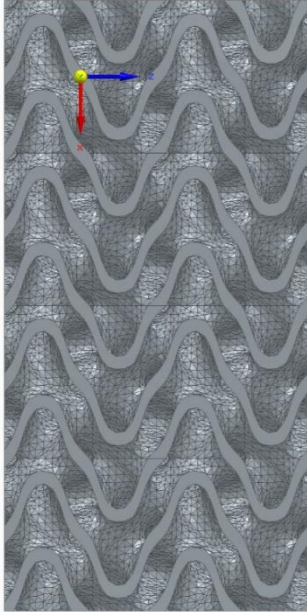


(⊥)

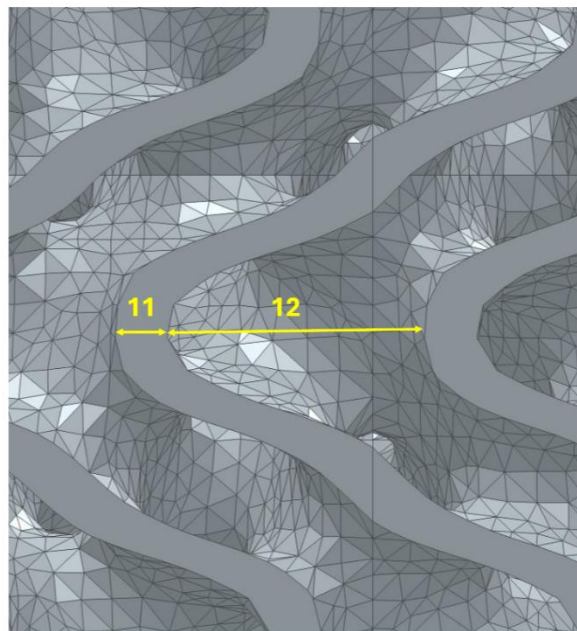


Fischer

(//)

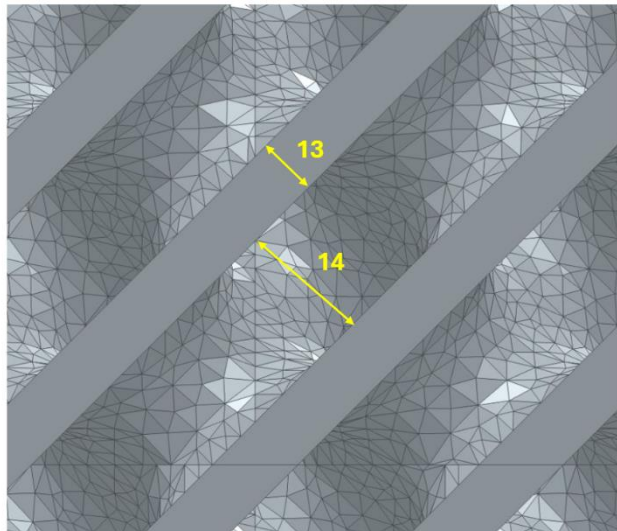
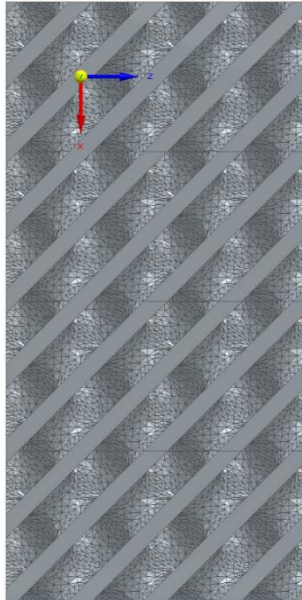


(⊥)

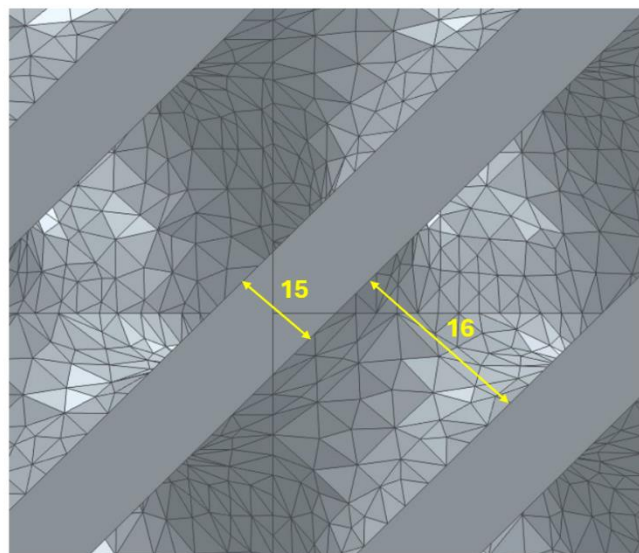
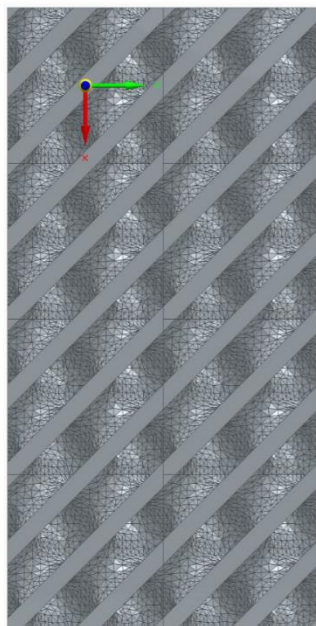


Schwarz

(//)

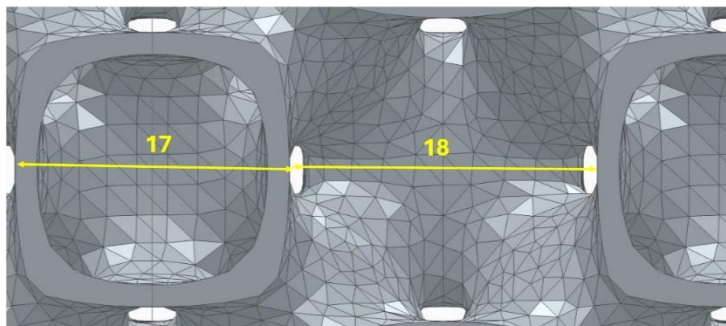
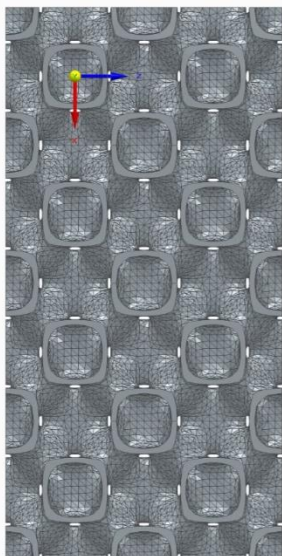


(⊥)

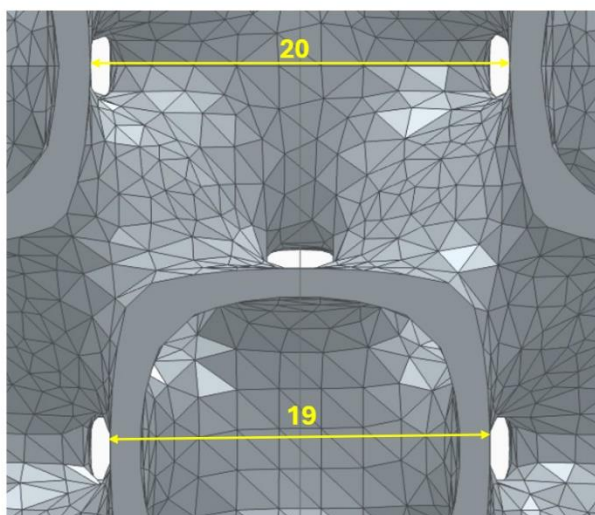
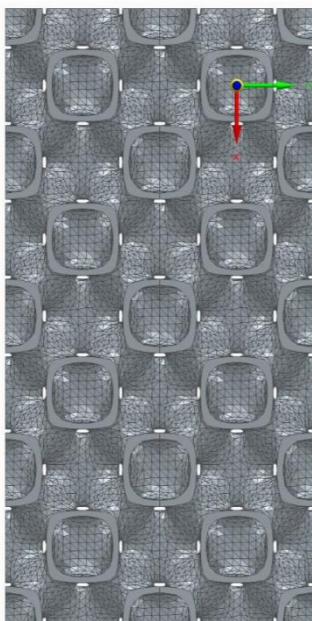


Schoen

(//)



(⊥)



Anexo II. Tabla de medidas y cálculos de % de porosidad

	Probetas	Pesa aire medido	Peso etanol medido	Densidad Material	Volumen probeta calculado	Volumen del cubo (medir los 3 lados)	% Porosidad calculada	% Porosidad media obtenida
Schoen FRD 0189	1,00	224,80	28,70	0,91	246,94	500,00	50,6	52,7
	2,00	223,66	43,75	0,99	226,56	500,00	54,7	
Schoen FRD 0309	1,00	389,13	97,27	1,06	367,53	500,00	26,5	26,4
	2,00	409,22	116,74	1,11	368,31	500,00	26,3	
iwp 01	1,00	71,01	22,10	1,15	61,59	500,00	87,7	87,2
	2,00	71,61	18,81	1,08	66,49	500,00	86,7	
iwp 03	1,00	182,24	56,15	1,15	158,78	500,00	68,2	67,5
	2,00	184,89	52,86	1,11	166,26	500,00	66,7	
Fischer 01	1,00	241,30	69,67	1,12	216,13	500,00	56,8	56,7
	2,00	245,86	73,37	1,13	217,21	500,00	56,6	
Fischer 015	1,00	348,15	102,27	1,13	309,63	500,00	38,1	38,1
	2,00	344,70	99,15	1,12	309,21	500,00	38,2	
Honey 005	1,00	88,82	27,89	1,16	76,73	500,00	84,7	83,8
	2,00	87,22	19,15	1,02	85,72	500,00	82,9	
Honey 03	1,00	364,93	115,76	1,16	313,77	500,00	37,2	37,4
	2,00	363,73	115,49	1,16	312,60	500,00	37,5	
PMY 0088	1,00	253,63	18,18	0,86	296,50	500,00	40,7	42,3
	2,00	234,19	11,77	0,84	280,09	500,00	44,0	
PMY 012	1,00	340,47	80,05	1,04	327,94	500,00	34,4	33,5
	2,00	339,28	71,55	1,01	337,14	500,00	32,6	

Tabla 3: Medidas y cálculos de porosidad

Anexo III. Tabla de medidas del estudio dimensional

TABLA DE MEDIDAS Y PORCENTAJES DE ERROR (CAD VS REALIDAD)								
HONEY					GYROID			
50%		60%		50%		60%		
Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	
//	2050	1845,35 (e=9,98%)	1800	1641,96 (e=8,78%)	900	851,91 (e=5,34%)	700	728,11 (e=4,02%)
	2950	3066,04 (e=3,93%)	3200	3342,75 (e=4,46%)	1650	1636,02 (e=0,85%)	1800	1715,57 (e=4,69%)
⊥	2200	2016,42 (e=8,34%)	2000	1895,49 (e=5,23%)	850	848,96 (e=0,12%)	700	719,27 (e=2,75%)
	2800	2891,87 (e=3,28%)	3000	3160,15 (e=5,34%)	1650	1645,05 (e=0,30%)	1800	1874,76 (e=4,15%)
FISCHER					SCHWARZ			
50%		54%		50%		60%		
Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real	
//	400	402,36 (e=0,59%)	400	402,36 (e=0,59%)	550	554,80 (e=0,87%)	450	471,11 (e=4,69%)
	2100	2020,72 (e=3,78%)	2100	2087,04 (e=0,62%)	1200	1161,02 (e=3,25%)	1300	1244,64 (e=4,26%)
⊥	400	417,39 (e=4,35%)	350	321,89 (e=8,03%)	550	614,98 (e=11,81%)	450	454,44 (e=0,99%)
	2100	2115,32 (e=0,73%)	2150	2210,79 (e=2,83%)	1200	1175,71 (e=2,02%)	1300	1281,98 (e=1,39%)
SCHOEN								
50%		60%						
Medida CAD	Medida real	Medida CAD	Medida real					
//	2350	2496,85 (e=6,25%)	2350	2458,37 (e=4,61%)				
	2650	2440,74 (e=7,90%)	2650	2440,71 (e=7,90%)				
⊥	2350	2420,13 (e=2,98%)	2350	2452,97 (e=4,38%)				
	2650	2426,00 (e=8,45%)	2650	2464,33 (e=7,01%)				

Tabla 6: Medidas dimensionales