



POLITÉCNICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

José Gutiérrez Abascal, 2. 28006 Madrid  
Tel.: 91 336 3060  
info.industriales@upm.es

[www.industriales.upm.es](http://www.industriales.upm.es)



Melisa Chan Zhong

05 TRABAJO FIN DE GRADO

INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

# DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PROTOTIPOS DE ESTRUCTURAS RETICULADAS AUTOENSAMBLABLES PARA SU APLICACIÓN COMO ANDAMIOS EN INGENIERÍA DE TEJIDOS

JUNIO 2025

**Melisa Chan Zhong**

DIRECTOR DEL TRABAJO FIN DE GRADO:  
**Andrés Díaz Lantada**



POLITÉCNICA

# TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

## DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PROTOTIPOS DE ESTRUCTURAS RETICULADAS AUTOENSAMBLABLES PARA SU APLICACIÓN COMO ANDAMIOS EN INGENIERÍA DE TEJIDOS

Autora

MELISA CHAN ZHONG

15079

Tutor

ANDRÉS DÍAZ LANTADA

Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales

Junio de 2025, Madrid



UNIVERSIDAD  
POLITÉCNICA  
DE MADRID





*Dedicado a una misma y al resto del público*



*“El amor consiste en encontrar a alguien con quien compartir tus rarezas”*

**-Rosa Montero**



## AGRADECIMIENTOS

Sentimientos encontrados son los que aparecen en momentos de la vida cuando hay cambios, por ejemplo, ante la finalización de una situación y el comienzo de otra. Muchas veces sin tener la oportunidad de elegirlo y otras muchas elegidas por nosotros mismos. Será normal la proliferación de esta sensación, es lo que nos hace ser humanos, el tener sentimientos y capacidad de elección.

Todos los días de la vida son de crecimiento y aprendizaje. Como consecuencia de ello aparece el acto del agradecimiento. No nos damos cuenta de ello, sin embargo, agradecemos de manera constante, ya sea directa o indirectamente. El mayor agradecimiento que debemos tener es hacia la vida.

Llegué, por fin, al punto de luz al final del túnel, aquí me encuentro en la salida. Acabo, pero no paro. Cojo impulso y vuelvo a empezar otro camino.

Gracias a todos los seres que me han aportado y acompañado en esta carrera de fondo. En especial aquellos familiares, amigos, docentes y profesionales de los que pude y puedo aprender y contar para siempre. Brindo por ustedes.



## RESUMEN EJECUTIVO

La regeneración del tejido óseo es un proceso complejo que puede verse afectado en casos clínicos severos, como fracturas extensas, infecciones o deformidades esqueléticas, donde la capacidad natural del hueso para repararse resulta insuficiente. Los tratamientos convencionales, basados en prótesis metálicas e injertos óseos, presentan limitaciones significativas, incluyendo riesgos de rechazo y complicaciones postoperatorias.

Ante esta situación, han surgido nuevas estrategias basadas en la ingeniería de tejidos, entre las cuales destacan los andamios autoensamblables. Esta propuesta, aún en fase de investigación, representa una solución innovadora y menos invasiva para tratar patologías óseas de gran magnitud. Se busca que estos andamios, fabricados mediante técnicas de impresión 3D y compuestos por biomateriales porosos, tengan la capacidad de ensamblarse sin necesidad de herramientas externas y adaptarse a defectos óseos complejos. De esta manera, se facilita la adhesión celular, la regeneración del tejido y una integración progresiva en el organismo.

En este contexto, el presente trabajo busca explorar la viabilidad técnica y conceptual de fabricar andamios prototípicos mediante impresión 3D, capaces de autoensamblarse funcionalmente bajo condiciones controladas. El proyecto se enmarca en una estrategia para desarrollar soluciones regenerativas más eficientes, adaptables y biocompatibles en el tratamiento de lesiones óseas.

Para su desarrollo, se diseñan andamios con el objetivo de replicar la arquitectura tridimensional del entorno celular natural, ofreciendo tanto soporte mecánico como una porosidad adecuada. El proceso comienza con la creación de un modelo geométrico reticular en CAD, utilizando el software Solid Edge. Este modelo se basa en formas regulares con distintas ramificaciones permitiendo así su entrelazado. Posteriormente, se continúa con el diseño de un modelado estructural, apoyado en la unión de piezas opuestas hembra y macho, para suplir la principal debilidad detectada: la fragilidad del andamio. Por último, con la finalidad de acercar más el diseño a la morfología del tejido óseo natural, se desarrolla un modelo de carácter orgánico, también basado en la unión hembra-macho. Este modelo se caracteriza por superficies curvas, variables e irregulares, conectadas de forma continua, sin líneas rectas ni ángulos definidos. La configuración porosa de los dos últimos modelos se obtiene mediante el software Meshmixer.

La fabricación de los prototipos se lleva a cabo mediante tecnologías de impresión 3D, utilizando impresoras tanto SLA como DLP. Una vez obtenidas las piezas, se realizan pruebas para verificar el correcto encaje y la calidad de las uniones entre ellas. Estos ensayos permiten confirmar que, gracias al diseño asistido por computadora y a la impresión 3D, es posible crear geometrías complejas y modulares que se ensamblan sin necesidad de adhesivos ni fijaciones externas.

Los estudios realizados sobre los distintos prototipos de cada modelado permiten concluir que las piezas basadas en uniones tipo hembra-macho son más eficientes. Estas uniones ofrecen una mayor integridad estructural, logrando un encaje más compacto y superficies más uniformes. Además, al partir de piezas macizas con un patrón de porosidad más regular, se obtienen

resultados positivos, evitando la formación de fisuras, vacíos internos y residuos en la superficie, lo que contribuye a una estructura más limpia y consistente.

En definitiva, en este trabajo se evalúa la eficiencia estructural, precisión de impresión y viabilidad del autoensamblaje, así como el potencial uso de los prototipos como andamios en entornos biomédicos. Los resultados demuestran que este enfoque permite la producción de andamios personalizables, con buenas propiedades mecánicas y adaptabilidad morfológica, representando una alternativa viable para futuras aplicaciones en medicina regenerativa.

**Palabras clave:** autoensamblaje, impresión 3D, andamio, tejido óseo, porosidad, acoplamiento

**Códigos UNESCO:**

***1203 Ciencia de Los Ordenadores***

1203.09 Diseño Con Ayuda del Ordenador

***2406 Biofísica***

2406.04 Biomecánica

***3310 Tecnología Industrial***

3310.03 Procesos Industriales

***3313 Tecnología e Ingeniería Mecánicas***

3313.24 Maquinaria de Impresión y Reproducción

***3314 Tecnología Médica***

3314.02 Prótesis

# ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	I
RESUMEN EJECUTIVO .....	III
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS.....	XI
ACRÓNIMOS.....	XIII
1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1. MOTIVACIÓN.....	1
1.2. TECNOLOGÍA ACTUAL .....	2
1.3. JUSTIFICACIÓN Y PROPÓSITO DEL ESTUDIO.....	3
2. OBJETIVOS.....	5
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	7
3.1. TEJIDO ÓSEO .....	7
3.1.1. Composición.....	7
3.1.2. Estructura del hueso .....	8
3.1.3. Propiedades mecánicas.....	9
3.1.4. Fases del remodelado .....	10
3.2. INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO.....	11
3.3. ANDAMIOS PARA INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO .....	12
3.4. TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE ANDAMIOS PARA HUESOS.....	14
4. METODOLOGÍA .....	17
4.1. MARCO INSPIRADOR DEL PROYECTO.....	17
4.2. PRINCIPIOS DEL AUTOEMSAMBLAJE DE ANDAMIOS FABRICADOS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.....	18
4.3. MODELADO 3D .....	21
4.3.1. Entorno de Solid Edge.....	21
4.3.2. Entorno de Meshmixer .....	21
4.4. DISEÑO DE LOS PROTOTIPOS .....	22
4.4.1. Modelado geométrico.....	22
4.4.2. Modelado estructural.....	24
4.4.3. Modelado orgánico.....	29
4.4.4. Auto reparación de errores en <i>Meshmixer</i> .....	34
4.5. IMPRESIÓN DE LOS MODELOS EXPERIMENTALES .....	34

4.5.1. Fabricación de prototipos geométricos .....	34
4.5.2. Fabricación de prototipos estructurales y orgánicos .....	36
4.6. DEFINICIÓN DEL ENTORNO DE IMPRESIÓN .....	37
4.7. PRUEBAS DE LAS CAPACIDADES DE ENSAMBLAJE .....	37
5. RESULTADOS.....	39
5.1. MODELADO CAD.....	39
5.1.1. Modelado geométrico.....	39
5.1.2. Modelado estructural.....	42
5.1.3. Modelado orgánico.....	45
5.2. IMPRESIÓN 3D .....	48
5.2.1. Primera serie de impresión.....	48
5.2.2. Segunda serie de impresión.....	51
5.2.3. Tercera serie de impresión.....	53
6. DISCUSIÓN.....	55
6.1. OBSERVACIONES DE LA PRIMERA SERIE DE IMPRESIÓN.....	55
6.2. OBSERVACIONES DE LA SEGUNDA SERIE DE IMPRESIÓN .....	61
6.2.1. Prototipos estructurales .....	61
6.2.2. Prototipos orgánicos .....	65
6.3. OBSERVACIONES DE LA TERCERA SERIE DE IMPRESIÓN .....	68
6.3.1. Prototipos estructurales .....	68
6.3.2. Prototipos orgánicos .....	70
7. CONCLUSIONES .....	73
8. LÍNEAS FUTURAS .....	75
9. PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO.....	77
9.1. ESTRUCTURA DE DESCOMPOSICIÓN DEL PROYECTO (EDP).....	77
9.2. DIAGRAMA DE GANTT .....	77
9.3. PRESUPUESTO .....	79
10. IMPACTO DEL PROYECTO.....	81
11. CONTRIBUCIÓN A LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE.....	83
REFERENCIAS .....	85
ANEXOS.....	89
ANEXO 1 .....	89
ANEXO 2.....	90

ANEXO 3 ..... 92  
ANEXO 4 ..... 94



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1-1: Implante de tejido osteotendinoso (número de procedimientos y tasa pmp). España 2014-2023 [2] .....	1
Figura 1.2-1: Evolución de una estructura compuesta de hidrogel impresa en 4D tras su inmersión en agua [6] .....	2
Figura 3.1.1-1: Clasificación de las células óseas [8] .....	7
Figura 3.2-1: Tríada de la ingeniería de tejido óseo [3] .....	12
Figura 3.3-1: Ejemplo de unión de un hueso fémur a través del acople de un andamio [14] ..	13
Figura 3.4-1: Proyecto Chiral Self-Assembly [16] .....	15
Figura 4.1-1: a) y b) juguetes llamados <i>Ball clusters</i> ; c) y d) <i>Interstar rings</i> [31] .....	17
Figura 4.1-2: Tetrápodo rompeolas de hormigón [17] .....	18
Figura 4.2-1: Imagen ilustrativa del cultivo celular en andamios esféricos con hidrogel micromoldeado no adherente [19] .....	19
Figura 4.2-2: Modelos de andamios entrelazados [20] .....	20
Figura 4.3.1-1: Logotipo <i>Solid Edge 2023</i> [22] .....	21
Figura 4.3.2-2: Logotipo <i>Meshmixer</i> [23] .....	21
Figura 4.4.2-1: Comparación entre el antes y después del refinamiento de malla .....	25
Figura 4.4.2-2: Escalado de la pieza .....	25
Figura 4.4.2-3: Características del mallado de cada pareja de piezas estructurales (1º tanda)	26
Figura 4.4.2-4: Refinado de malla de la pareja 1 .....	27
Figura 4.4.2-5: Refinado de malla de la pareja 2 .....	27
Figura 4.4.2-6: Características del mallado de cada pareja de piezas estructurales (2º tanda)	28
Figura 4.5.1-2: Máquina de curado del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM .....	35
Figura 4.5.1-1: Máquina SLA-3500 de 3D Systems y código de la resina epoxi del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM .....	35
Figura 5.1.1-1: a) malla para la estructura cúbica; b) y c) dos mallados diferentes para la estructura tetraédrica .....	39
Figura 5.2.1-1: Prototipos geométricos en la plataforma de impresión .....	48
Figura 6.1-1: Evidencia de defectos en la primera serie de impresión .....	55
Figura 6.1-2: Muestra de conexiones versión 1 tetraédrico .....	56
Figura 6.1-3: Muestra de conexión versión 2 tetraédrico .....	57
Figura 6.1-4: Muestra de conexión versión 3 tetraédrico .....	57
Figura 6.1-5: Muestra de conexiones versión 1 cúbico .....	58
Figura 6.1-6: Muestra de conexiones versión 2 cúbico .....	59
Figura 6.1-7: Muestra de conexiones versión 3 cúbico .....	59
Figura 6.1-8: Ejemplo de autoensamblaje .....	60
Figura 6.2.1-1: Pareja 1 del modelado estructural .....	61
Figura 6.2.1-2: Pareja 2 del modelado estructural .....	62
Figura 6.2.1-3: Pareja 3 del modelado estructural .....	63
Figura 6.2.1-4: Acoplamiento conjunto de todas las parejas de piezas estructurales .....	64
Figura 6.3.1-1: Pareja 1 del modelado estructural .....	68

Figura 6.3.1-2: Pareja 2 del modelado estructural .....	69
Figura 9.1-1: Estructura de descomposición del proyecto (EDP) .....	77
Figura 9.2-1: Diagrama de Gantt.....	78
Figura 11-1: Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) [29] .....	83

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1-1: Propiedades fisicoquímicas y mecánicas de la HA [8] .....	7
Tabla 3.1-2: Propiedades mecánicas de los huesos [8] .....	10
Tabla 4.4-1: Esquema de ideas preliminares .....	22
Tabla 4.4-2: pasos para realizar el mallado geométrico cúbico .....	23
Tabla 5.1-1: Esquema resumen de los seis prototipos diseñados con base mallada cúbica .....	40
Tabla 5.1-2: Esquema resumen de los seis prototipos diseñados con base mallada tetraédrica .....	41
Tabla 5.1-3: Primera tanda de parejas de piezas hembra-macho estructural.....	43
Tabla 5.1-4: Segunda tanda de parejas de piezas hembra-macho estructural .....	44
Tabla 5.1-5: Primera tanda de parejas de piezas hembra-macho orgánico .....	46
Tabla 5.1-6: Segunda tanda de parejas de piezas hembra-macho orgánico .....	47
Tabla 5.2-1: Resultados de los prototipos geométricos tetraédricos .....	49
Tabla 5.2-2: Resultados de los prototipos geométricos cúbicos.....	50
Tabla 5.2-3: Resultados de los prototipos estructurales .....	51
Tabla 5.2-4: Resultados de los prototipos orgánicos .....	52
Tabla 5.2-5: Resultados de los prototipos estructurales .....	53
Tabla 5.2-6: Resultados de los prototipos orgánicos .....	53
Tabla 9.3-1: Costes por mano de obra .....	79
Tabla 9.3-2: Costes material.....	79
Tabla 9.3-3: Costes totales .....	79



## ACRÓNIMOS

- **ITO:** ingeniería de tejido óseo
- **FA:** fabricación aditiva
- **MEC:** matriz extracelular
- **HA:** hidroxapatita
- **CAD:** diseño asistido por computadora



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. MOTIVACIÓN

Los huesos son órganos rígidos y porosos que conforman el esqueleto de los seres vivos. Cada hueso humano, compuesto de proteínas y minerales, cumple su función específica permitiendo el movimiento en conjunto con los músculos.

Cuando se lesiona el tejido óseo, comienza un complicado proceso donde intervienen factores moleculares, fisiológicos y biomecánicos cuyo fin es la formación de un nuevo tejido con la mayoría de las características previas a la fractura. Sin embargo, existen situaciones clínicas complejas que pueden superar la capacidad de regeneración del hueso. Pueden ser grandes defectos óseos provocados por fracturas complejas, infecciones, tumores o deformidades esqueléticas. Otras enfermedades que comprometen el proceso regenerativo óseo pueden ser las necrosis avasculares, la pseudoartrosis atróficas, o las osteoporosis graves [1].

Tradicionalmente, para facilitar la recuperación del tejido óseo dañado, se han utilizado prótesis metálicas e injertos óseos, tanto del propio paciente como de terceros. Si bien, estos tratamientos pueden ocasionar reacciones adversas o rechazos, generando, en algunos casos, más complicaciones que el problema original. La necesidad de este tipo de regeneración ha experimentado un crecimiento continuo a nivel mundial. En el caso de España se ha observado un crecimiento notable a lo largo de los últimos diez años [2], ello se refleja en la Figura 1.1-1 en la que se ve el claro crecimiento del número de implantes de tejido osteotendinoso realizados.

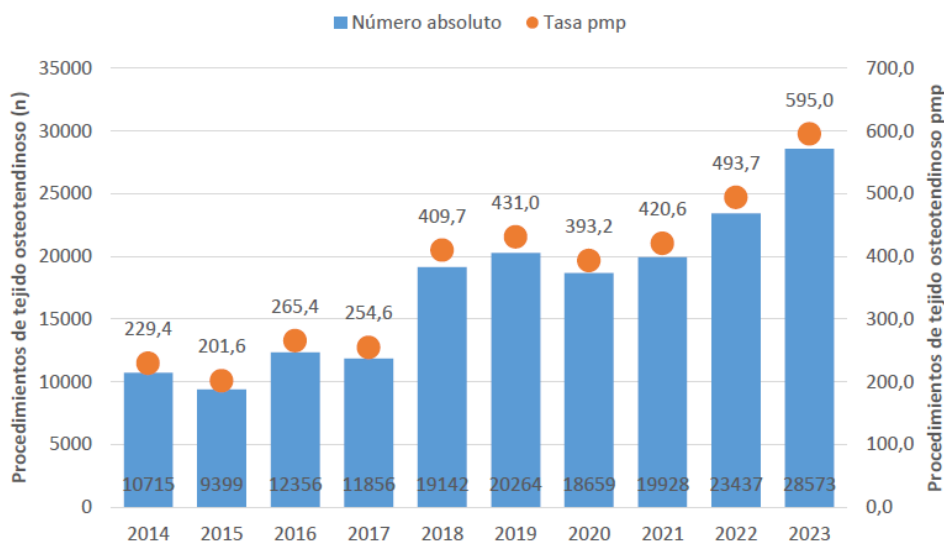


Figura 1.1-1: Implante de tejido osteotendinoso (número de procedimientos y tasa pmp). España 2014-2023 [2]

### 1.2. TECNOLOGÍA ACTUAL

Los avances en los campos de la ingeniería de tejidos y los biomateriales, recientemente, han llevado al desarrollo de soluciones que buscan estimular los procesos naturales del cuerpo humano, favoreciendo así la regeneración de los tejidos de manera más efectiva y menos invasiva. Para ello, es necesario diseñar el proceso íntegro de regeneración del tejido afectado, asegurando al mismo tiempo la mínima exposición a sustancias o elementos ajenos que podrían interferir en la recuperación. Como consecuencia de esto último, nacen los denominados andamios para huesos creados por fabricación aditiva (FA), comúnmente, conocido como impresión 3D.

Los andamios son estructuras tridimensionales porosas compuestas por biomateriales, cuya función principal es la de soportar la adhesión, proliferación y migración celular. Estas estructuras pueden estar formadas por materiales inorgánicos, de polímeros, o de una mezcla de ambos. Se insertan en el organismo y quedan en contacto con fluidos biológicos hasta que son reabsorbidas y sustituidas por tejido natural [3].

En las últimas décadas han surgido una gran variedad de métodos en la FA, siendo muy cautivadora su aportación para el área de la ingeniería de tejido óseo (ITO). De esta manera es posible obtener estructuras y geometrías complejas, asegurando, además, alta conectividad entre poros [4]. No obstante, al tratar de andamios para huesos en seres humanos, el inconveniente radica en que estos elementos deben tener unas dimensiones acotadas para facilitar los procesos de proliferación celular y evitar intervenciones invasivas. En este contexto, el autoensamblaje de andamios adquiere un notable interés, se presenta como una solución innovadora que equilibra resistencia mecánica y funcionalidad biológica dentro de los límites dimensionales requeridos.

La fabricación de andamios mediante impresión 3D con capacidad de entrelazado representa una evolución hacia una tecnología emergente: la impresión 4D. Esta técnica, aún en desarrollo, permite que las estructuras impresas en 3D respondan a estímulos externos (como temperatura, humedad o pH), modificando su forma o propiedades con el tiempo [5].

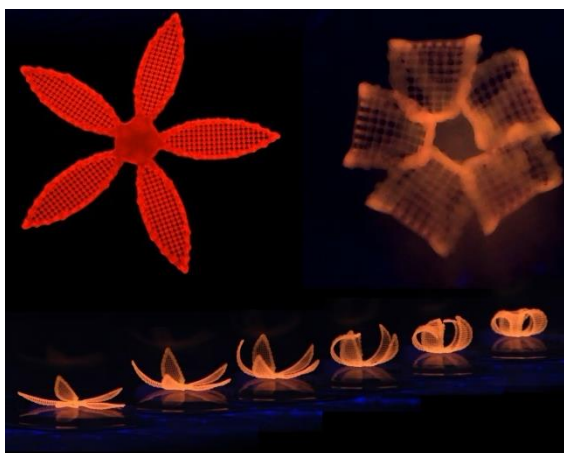


Figura 1.2-1: Evolución de una estructura compuesta de hidrogel impresa en 4D tras su inmersión en agua [6]

Investigadores del Wyss Institute, perteneciente a la Universidad de Harvard, han logrado imprimir una estructura con forma de flor (Figura 1.2-1) que, al entrar en contacto con el agua, cambia su configuración imitando el proceso natural de florecimiento [6]. En el contexto de la ingeniería de tejidos, esta capacidad ofrece un gran potencial para crear andamios dinámicos que se adapten al entorno biológico y favorezcan una mejor integración con el tejido óseo.

### **1.3. JUSTIFICACIÓN Y PROPÓSITO DEL ESTUDIO**

En los últimos años, la ingeniería de tejidos ha avanzado significativamente en el desarrollo de andamios capaces de favorecer la regeneración ósea. La impresión 3D ha permitido diseñar estructuras complejas, pero sigue habiendo retos relacionados con la biocompatibilidad, la integración celular y la reproducibilidad. En este contexto, el concepto de autoensamblaje, inspirado en procesos naturales, se presenta como una alternativa prometedora para crear andamios que se organizan de forma espontánea adaptándose mejor al entorno biológico.

Sin embargo, a pesar del creciente interés, la investigación sobre el autoensamblaje de andamios específicamente orientados a la regeneración ósea aún es limitada, especialmente en cuanto a su aplicabilidad práctica y su fabricación controlada mediante técnicas modernas como la bioimpresión.

Por todo ello, este trabajo se justifica en la necesidad de explorar nuevas estrategias de diseño y fabricación de andamios óseos que empleen principios de autoorganización, lo que podría representar un paso importante hacia soluciones más eficaces en medicina regenerativa.

El objetivo principal de este estudio es analizar el potencial del autoensamblaje como mecanismo de formación de andamios para hueso, evaluando sus fundamentos y ventajas. Como objetivos secundarios, se plantea revisar casos de aplicación en la literatura científica y considerar posibles líneas futuras de investigación.

Este trabajo se realiza en la División de Ingeniería de Máquinas (DIM) en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales (ETSII) de la UPM, departamento que cuenta con una gran gama de investigación en el campo de la bioingeniería.



## 2. OBJETIVOS

Este proyecto tiene como objetivo principal diseñar andamios tridimensionales elementales que favorezcan el autoensamble y dar a conocer su gran potencial dentro del campo de la ingeniería de tejidos. La idea es abordar de manera integral tanto los aspectos teóricos como prácticos para el desarrollo de prototipos funcionales para la regeneración ósea.

Actualmente, las soluciones tradicionales como las prótesis rígidas o las cirugías invasivas tienen varias limitaciones, especialmente cuando se trata de adaptarse al cuerpo del paciente. Por eso, diseñar andamios que puedan ensamblarse y entrelazarse por sí mismos directamente en el lugar donde se necesiten se presenta como una alternativa muy prometedora, es menos invasiva, más adaptable y puede resultar mucho más eficiente desde el punto de vista terapéutico.

En primer lugar, el proyecto contempla la recopilación de información relevante sobre el estado del arte en andamios y el marco teórico en el ámbito de la ingeniería de tejidos. Este paso es fundamental para establecer una base conceptual que permita sustentar el diseño y la fabricación de dispositivos simulando el entorno óseo. Además, se destaca la estrategia de entrelazado estructural, la cual no solo facilita el autoensamblaje de los andamios, sino que también contribuye a una mayor estabilidad mecánica del conjunto y una mejor adaptación a defectos de morfología compleja.

Para el desarrollo del proyecto es necesaria la adquisición de destreza en herramientas de diseño asistido por ordenador, en concreto, en el uso del software *Solid Edge*. Este entorno de modelado 3D permitirá diseñar estructuras considerando la geometría, la orientación de las superficies de contacto y los puntos de anclaje entre piezas. También, se utilizará el programa *Meshmixer* para reproducir la porosidad en las estructuras, una característica esencial que facilita el crecimiento celular, la vascularización y la integración del andamio con el tejido nativo.

Una vez definidos los diseños preliminares, se procederá a la fabricación de andamios prototípicos mediante impresión 3D. Se priorizarán geometrías simples pero funcionales, dotadas de patrones que favorezcan el entrelazado de los componentes individuales. Se busca promover la capacidad de ensamblaje espontáneo que permite introducir las estructuras en el cuerpo en un estado compacto, reduciendo el tamaño de cirugía y, además, el trauma para el paciente, mientras que el ensamblaje final podría completarse una vez dentro del sitio objetivo.

Posteriormente, se llevarán a cabo pruebas para evaluar la capacidad de autoensamblaje y entrelazado de los prototipos. La evaluación crítica de los resultados permitirá no solo validar el concepto desde un punto de vista académico, sino también establecer directrices para su futura optimización.

Finalmente, se propondrán mejoras orientadas a perfeccionar el proceso de diseño, fabricación y ensamblaje. Estas propuestas buscarán orientar el desarrollo hacia una implementación futura, en la que los andamios con capacidad de entrelazado representen una solución eficaz. De esta

forma, el proyecto contribuye al avance del conocimiento en el ámbito de la biofabricación, motivando nuevas vías para el desarrollo de terapias regenerativas más seguras y adaptativas.

A continuación, se presentan de manera resumida los objetivos que guían este proyecto:

- Recopilación de información acerca de andamios y ensamblaje en el campo de la Ingeniería Tisular.
- Adquirir mayor habilidad con el programa de diseño 3D *Solid Edge*.
- Familiarización con el programa *Meshmixer* para la creación de porosidad en piezas.
- Diseñar y fabricar andamios prototípicos mediante impresión 3D, considerando geometrías simples y patrones que favorezcan el ensamblaje.
- Realizar pruebas para evaluar la capacidad de autoensamblaje de los prototipos.
- Analizar los resultados obtenidos en términos de ensamblaje, estabilidad estructural y adaptabilidad.
- Proponer mejoras para la optimización del proceso de fabricación y ensamblaje, orientados a futuros estudios.

### 3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 3.1. TEJIDO ÓSEO

El hueso está formado por varios tejidos (vascular, adiposo, conjuntivo...), siendo el tejido óseo el de mayor composición. Se trata de un tipo de tejido conectivo, ofrece conexión, soporte y separación entre los demás tejidos del cuerpo humano, aportando rigidez y resistencia [7].

##### 3.1.1. Composición

El tejido óseo está formado por una matriz extracelular (MEC) y por unas células óseas. En primer lugar, la MEC está compuesta por dos fases a escala nanométrica: orgánica (proteínas) e inorgánica (minerales). La fracción inorgánica constituye el 65%, formada por agua, iones y principalmente hidroxiapatita (HA). La HA, con fórmula  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ , es un material inorgánico y cristalino, compuesto esencialmente de calcio, fosfato y carbonato [8]. Algunas de sus propiedades se muestran en la Tabla 3.1.1-1 siguiente.

Propiedades	Datos experimentales
Módulo de Young (GPa)	80-110
Módulo elástico (GPa)	114
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	3,16

Tabla 3.1.1-1: Propiedades fisicoquímicas y mecánicas de la HA [8]

La fase orgánica representa el 35% restante de la matriz, integrado por colágeno y otras proteínas en menor proporción. Esta parte proteínica de colágeno dota de resistencia a la tracción y flexibilidad. Mientras que el papel de los minerales es dotar de dureza y rigidez al hueso [8].

Por otra parte, se distinguen cinco tipo de células óseas según sus funciones: osteoprogenitoras, osteoblastos, osteoclastos, osteocitos y células de revestimiento óseo [8]. La Figura 3.1.1-1 muestra un esquema clasificatorio de ellas.

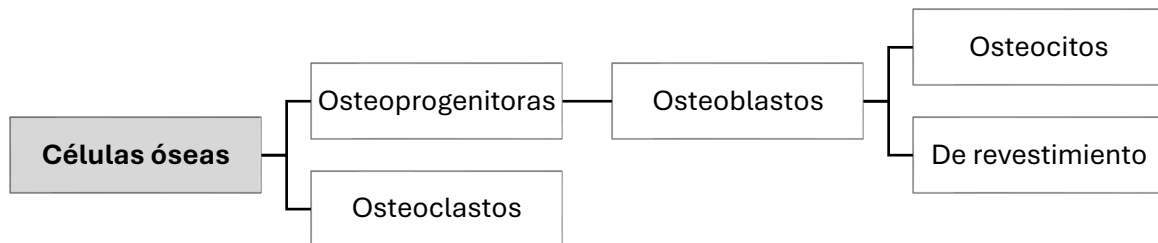


Figura 3.1.1-1: Clasificación de las células óseas [8]

- Osteoprogenitoras: derivan de las células madre mesenquimáticas y siguen su desarrollo para dar origen a los osteoblastos. Se encargan del proceso de la osteogénesis, es decir, están activas durante las etapas de desarrollo y crecimiento del hueso, y se reactivan en los adultos ante la necesidad de reparar fracturas y otras lesiones óseas [8].

- Osteoblastos: su función principal es sintetizar la matriz ósea, compuesta por colágeno y otras proteínas, que posteriormente se mineraliza para formar hueso. También están involucrados en el proceso de remodelación ósea, ayudando a mantener la estructura y salud de los huesos a lo largo de la vida. Cuando un osteoblasto termina su función, desaparece por mecanismo de apoptosis (muerte celular programada) o bien, puede convertirse en osteocito o en una célula de revestimiento óseo [9].
  - Osteocitos: una vez que los osteoblastos completan su función de formación ósea, se quedan atrapados en la matriz que han producido y se diferencian en osteocitos. Su principal función es el mantenimiento y la regulación del hueso, ya que están involucradas en el proceso de remodelación ósea. Poseen largas prolongaciones llamadas canalículos, a través de los cuales se comunican con otras células óseas, y responden a estímulos mecánicos como la presión o las tensiones en el hueso. De esta forma, transmiten señales que pueden activar la formación o la reabsorción ósea [9].
  - Células de revestimiento óseo: se localizan en la superficie del hueso. Actúan como una barrera entre el hueso y el tejido conectivo, regulando el intercambio de minerales como el calcio y el fósforo. También apoyan la actividad de osteoblastos y osteoclastos y facilitan la comunicación entre células óseas. Son esenciales para el mantenimiento y la regulación del metabolismo óseo [8].
- Osteoclastos: se originan a partir de precursores de la médula ósea y tienen múltiples núcleos. Son responsables de la resorción, que implica descomponer el tejido óseo viejo o dañado. Su función principal es liberar minerales como el calcio y el fosfato al torrente sanguíneo, ayudando a mantener el equilibrio mineral del organismo. Además, participan en la remodelación ósea al trabajar en conjunto con los osteoblastos, que forman nuevo tejido óseo [8].

### 3.1.2. Estructura del hueso

A nivel macroestructural el hueso se diferencia en dos tipos: hueso compacto o cortical y hueso esponjoso o trabecular, se representan en la Figura 3.1.2-1. La principal diferencia entre ellos es la densidad, sin embargo, ambos se organizan con poros de diferentes niveles y medidas, asegurando la estructura y funcionamiento del sistema esquelético.

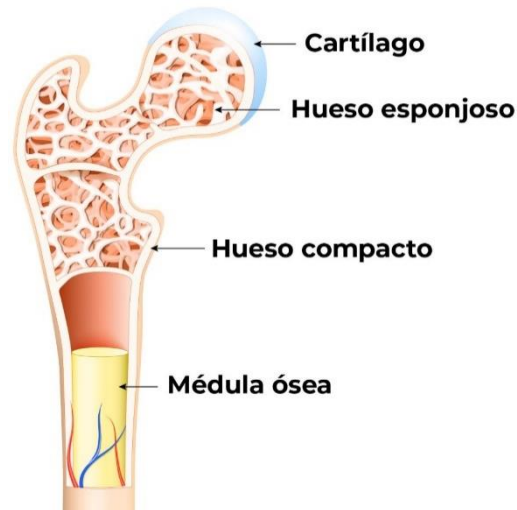


Figura 3.1.2-1: Estructura macroscópica del hueso: hueso compacto y hueso esponjoso [30]

Por un lado, el hueso compacto es denso y sólido, formando la parte exterior de los huesos. Está compuesto por unidades estructurales llamadas osteonas, que consisten en laminillas óseas dispuestas de manera concéntrica alrededor de canales que contienen vasos sanguíneos y nervios. Este tipo de hueso proporciona una gran resistencia, permitiendo que soporten cargas y fuerzas. Su estructura compacta le otorga alta densidad y lo hace crucial para proteger las estructuras internas del hueso [7].

Por otro lado, el hueso esponjoso se encuentra en el interior de los huesos, compuesto por una red de trabéculas. Son láminas delgadas de tejido óseo con orientaciones diferentes formando redes tridimensionales, se obtiene así una matriz porosa lugar donde se alberga médula ósea. Esta estructura porosa hace que el hueso sea más ligero y, aunque menos denso que el compacto, proporciona soporte estructural especialmente en zonas donde se requiere más flexibilidad [9].

### 3.1.3. Propiedades mecánicas

La diferencia del comportamiento mecánico entre el hueso compacto y el esponjoso es crucial para el funcionamiento del sistema esquelético. El hueso compacto proporciona soporte y estructura, mientras que el hueso esponjoso permite la amortiguación y la distribución de cargas, ayudando al funcionamiento efectivo del esqueleto en diversas actividades físicas. En la Tabla 3.1.3-1 se recogen una serie de valores para diferentes características.

Entre los factores importantes para determinar el comportamiento mecánico de los huesos, cabe destacar la proporción de agua presente en ellos, siendo esencial para la salud del tejido óseo al ayudar a mantener la estructura y la flexibilidad del hueso. Otro de los factores son los lípidos, aunque representen un porcentaje pequeño, son importantes para las funciones celulares en los huesos y contribuyen al proceso de biomineralización. El grado de biomineralización es el factor más importante para determinar las capacidades mecánicas del hueso, es el proceso mediante el cual los minerales se depositan en la matriz orgánica del hueso. Generalmente, un mayor grado de biomineralización aumenta la resistencia y dureza del hueso, siendo capaz de soportar mayores cargas y tensiones [8].

Propiedades	Medidas	
	Hueso cortical (compacto)	Hueso trabecular (esponjoso)
Módulo de Young (GPa)	14-20	0.05-0.5
Límite a tracción (MPa)	50-150	10-20
Límite a compresión (MPa)	170-193	7-10
Resistencia a la fractura (MPa $\sqrt{m}$ )	2-12	0.1
Rotura a tracción	1-3	5-7
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	18-22	0.1-1.0
Densidad aparente (g/cm <sup>3</sup> )	1.8-2.0	0.1-1.0
Volumen superficie/hueso (mm <sup>2</sup> /mm <sup>3</sup> )	2.5	20
Volumen hueso (mm <sup>3</sup> )	1.4 · 10 <sup>6</sup>	0.35 · 10 <sup>6</sup>
Superficie interna total	3.5 · 10 <sup>6</sup>	7 · 10 <sup>6</sup>

Tabla 3.1.3-1: Propiedades mecánicas de los huesos [8]

A pesar de proporcionar la tabla de valores para unas determinadas propiedades mecánicas, es importante mencionar que en la literatura se observaron una amplia gama de huesos analizados en diferentes condiciones, como son su origen y la edad de las muestras. Es por ello, que los resultados son valores orientativos, presentando un espectro de valores variado.

### 3.1.4. Fases del remodelado

La remodelación del hueso es un proceso dinámico que permite la renovación y el mantenimiento del tejido óseo a lo largo de la vida. Este proceso es crucial para garantizar la salud del sistema esquelético, adaptándose a las cargas mecánicas y a los cambios del entorno fisiológico.

El crecimiento del hueso ocurre por aposición, lo que significa que se forman capas de sales minerales en la superficie del tejido conectivo. El remodelado óseo se lleva a cabo en varias fases, cada una de las cuales es fundamental [10]. Se distinguen cinco etapas explicadas a continuación [11] y recogido de manera esquemática y resumida en la Figura 3.1.4-3.1.

- **Fase de activación:** tiene lugar la activación de los osteoclastos en respuesta a señales hormonales y mecánicas, pueden ser debidas al estrés mecánico y a cambios en la carga sobre el hueso.
- **Fase de reabsorción:** los osteoclastos descomponen el tejido óseo afectado por lesiones, liberando minerales sobre el torrente sanguíneo.
- **Fase de reversión:** se forman células precursoras que se convierten en osteoblastos, agrupándose en el área la zona afectada. De esta manera la zona queda preparada para la formación de nuevo hueso.

- **Fase de formación:** los osteoblastos comienzan a producir nueva matriz ósea, posteriormente se mineraliza y se forma nuevo tejido óseo. Esta etapa puede durar varias semanas.
- **Fase de quiescencia:** el nuevo tejido óseo entra en una fase de reposo, donde se mantiene estable hasta que ocurre un nuevo ciclo de remodelado.

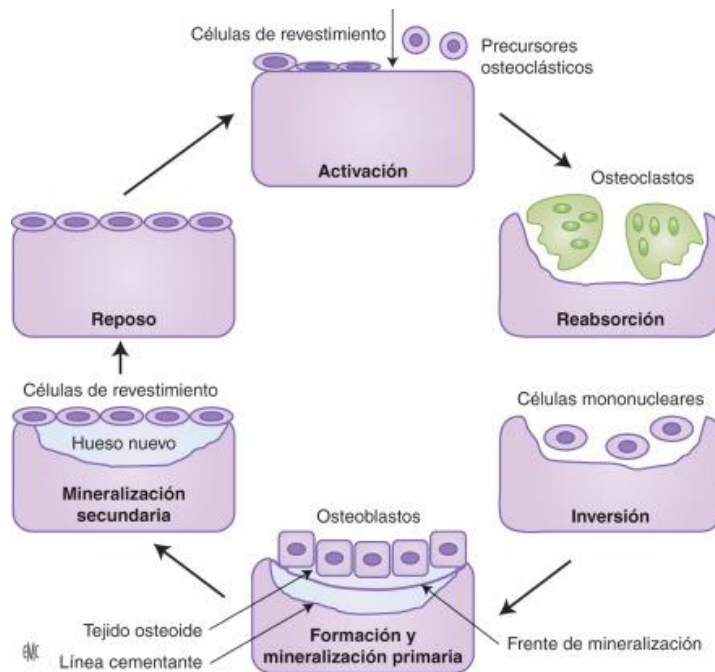


Figura 3.1.4-3.1: Fases del remodelado óseo [11]

## 3.2. INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO

La pérdida o el daño de un órgano representa uno de los desafíos más serios y costosos en el ámbito de la salud humana. Las técnicas de tratamiento convencionales, como los injertos óseos autólogos, presentan limitaciones, como son la disponibilidad de tejido y complicaciones quirúrgicas. También, el trasplante de órganos y tejidos alogénicos es una opción restringida debido a la escasez de donantes disponibles. En consecuencia, cada año, un alto número de pacientes fallece mientras espera en listas, y lo que es aún más alarmante, muchos otros ni siquiera logran ser incluidos en ellas [12].

Para dar solución a ello aparece la ingeniería de tejido. Se trata de una rama multidisciplinaria que combina biología, medicina, ingeniería y ciencia de materiales para crear soluciones que permitan la reparación y regeneración del tejido dañado. Este campo es particularmente relevante en donde la pérdida ósea puede afectar significativamente la funcionalidad y calidad de vida del paciente [3].

La ingeniería de tejido óseo (ITO) juega un papel crucial en la medicina personalizada, adaptándose a las necesidades específicas de cada paciente. El principio de la ITO se muestra en la Figura 3.2-1 conocida como la tríada de la ingeniería de tejidos, donde los tres elementos deben interactuar de manera coordinada para alcanzar el objetivo de regeneración [3].

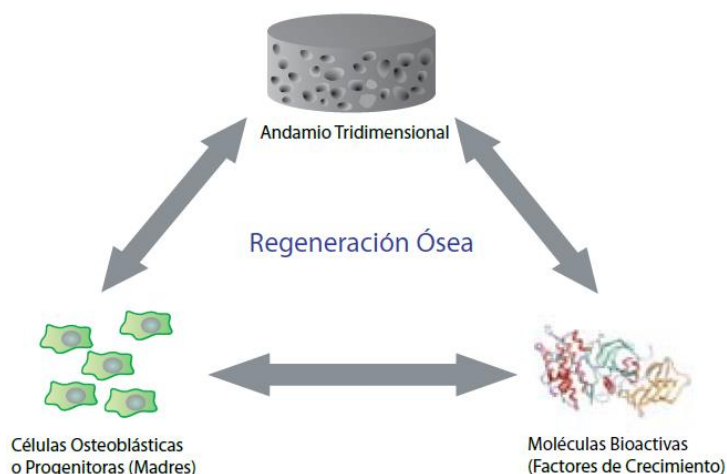


Figura 3.2-1: Tríada de la ingeniería de tejido óseo [3]

Las células son el componente biológico clave en la ITO. Se utilizan principalmente células madre mesenquimatosas, que tienen la capacidad de diferenciarse en osteoblastos. En cuanto a los andamios (explicado en la siguiente sección 3.3), son estructuras tridimensionales biocompatibles y biodegradables que aportan soporte mecánico y un ambiente propicio para el crecimiento celular. Por último, los factores de crecimiento son moléculas bioactivas que estimulan la proliferación y diferenciación celular. La incorporación de estos factores puede mejorar significativamente la eficacia del andamiaje celular y facilitar la regeneración [3].

Se puede diseñar y seleccionar, a través de la ITO, el tipo de materiales que se utilizarán y sus características según la casuística a tratar. Esto implica un proceso de fabricación que abarca desde la creación del andamio hasta el cultivo de las células, el cual debe llevarse a cabo en condiciones que sean simples de controlar y documentar en cada etapa.

### 3.3. ANDAMIOS PARA INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO

Los materiales metálicos son los más utilizados para las prótesis óseas debido a su alta resistencia y estabilidad en el organismo. Sin embargo, pueden presentar problemas de toxicidad a largo plazo y provocar apantallamiento de tensiones. Este fenómeno se debe a la diferencia en el módulo elástico entre el metal y el hueso, lo que puede resultar en pérdida de masa ósea, debilitamiento del hueso y un mayor riesgo de fracturas, tanto del hueso como del implante. Como resultado puede incrementar los riesgos en el paciente y posibles intervenciones quirúrgicas posteriores [13].

Otros métodos son los autoinjertos y los aloinjertos (comentados en la sección 3.2) con sus respectivos inconvenientes. La solución a estos problemas podría venir de nuevas técnicas mejorando la aceptación de agentes externos por el organismo. Se busca que el cuerpo reconozca estos agentes como propios, lo que facilitaría y potenciaría su regeneración natural. Además, dada la variabilidad a la hora de desarrollar una solución, es muy improbable obtener un resultado único que se adapte a todos los tipos de hueso. En este contexto, el uso de andamios personalizados fabricados con biomateriales parece ser una respuesta prometedora en el ámbito de la ingeniería de tejido óseo.

Los andamios son estructuras tridimensionales porosas que ofrecen a las células el soporte necesario para proliferarse y mantener sus funciones especializadas, además de las señales biológicas esenciales para preservar la expresión génica específica. Durante la regeneración del tejido, las células interactúan con estos dispositivos, lo que estimula la liberación de factores de crecimiento y diferenciación. Al mismo tiempo, las células sintetizan su propia matriz extracelular (MEC), creando un entorno y una arquitectura específicos para el tejido [12].

Las características a satisfacer por los andamios para un uso adecuado en aplicaciones óseas no solo se centran en su interacción con las células. También es fundamental considerar otras características inherentes al tejido óseo y su proceso de formación al diseñar este elemento fundamental de la tríada de la ITO (Figura 3.2-1).

Para fabricar matrices, es esencial utilizar materiales biodegradables que se descompongan al mismo ritmo que se desarrolla el tejido óseo. Esto asegura que, a medida que se forma nuevo hueso, la estructura tridimensional se degrada completamente. El objetivo final es que, al concluir el proceso, no quede un implante, sino que se forme hueso nativo que se integre con el tejido circundante. En este proceso de descomposición, es importante que no se produzcan efectos tóxicos ni se provoque una respuesta inmune. Por tanto, aparte de requerir un material biodegradable se busca que a la vez sea biocompatible [12].

Uno de los requisitos más complicados de abordar son las propiedades mecánicas. Es necesario que el andamio soporte las exigencias del área lesionada durante la regeneración, lo que requiere un equilibrio entre la degradación del material y la formación de nuevo tejido [3]. Esto dependerá de las características del material, la zona a regenerar y del paciente. En cuanto a su morfología deben presentar poros abiertos y conectados entre sí, entorno a los 200 y 900  $\mu\text{m}$ , lo que facilita la circulación de nutrientes y gases, así como la eliminación de desechos metabólicos generados por las células [12].

Dos criterios adicionales que deben cumplir los andamios son, por un lado, la osteoconducción lográndolo a través de la porosidad, proporciona un soporte físico que favorezca la migración y crecimiento de células óseas. Por otro lado, la osteoinducción es el proceso mediante el cual las células madre y osteoprogenitoras son atraídas al sitio de regeneración ósea y se activan para diferenciarse en células que forman tejido óseo [3], [12].

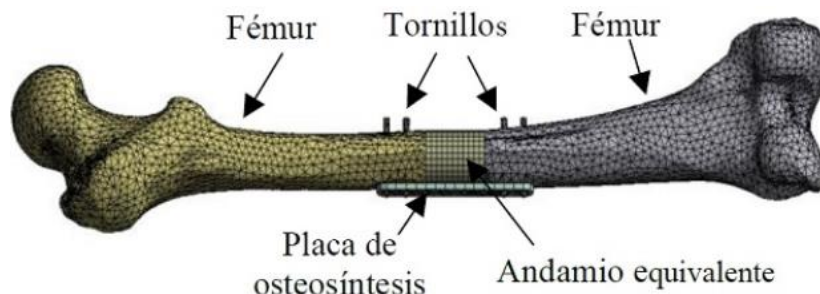


Figura 3.3-1: Ejemplo de unión de un hueso fémur a través del acople de un andamio [14]

En la Figura 3.3-1 se ilustra un modelado CAD de un hueso fémur con un mallado tetraédrico, el cual está dividido en dos partes y es interconectado a través de un andamio [14]. Este caso

ofrece una representación significativa del principio funcional de los andamios. Cuantas más variables se recojan durante el estudio, mayor será la posibilidad de satisfacer las particularidades y asegurar una mejor compatibilidad al crear los andamios.

### 3.4. TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE ANDAMIOS PARA HUESOS

Los andamios para huesos pueden fabricarse mediante distintos procesos, según el material utilizado y las características deseadas. Entre los métodos convencionales destacan el moldeo por compresión o inyección, que crea formas simples; la lixiviación de partículas, que genera porosidad mediante la disolución de partículas solubles; y el espumado (gas foaming), que produce poros al incorporar agentes espumantes en el material base [4].

Es fundamental regular el tamaño y la interconexión de los poros en diversas escalas. Sin embargo, la mayoría de las técnicas mencionadas anteriormente no permiten este control, lo que ha llevado al desarrollo de procedimientos más avanzados.

Entre las técnicas más recientes se encuentra el electrohilado, empleado para producir nanofibras que imitan la matriz extracelular ósea, lo que lo hace especialmente útil en aplicaciones regenerativas. Por otro lado, la sinterización permite obtener andamios cerámicos mediante la fusión parcial de partículas, logrando estructuras con buena resistencia mecánica. A estas metodologías se suman enfoques más recientes como la impresión 3D, también conocida como fabricación aditiva, que facilita la producción de andamios personalizados, con un control preciso sobre la forma y la porosidad, ideales para adaptarse a defectos específicos del paciente. Siendo aún más innovador se encuentra el autoensamblaje molecular, un proceso en el que nanopartículas se organizan espontáneamente en estructuras ordenadas, sin intervención externa directa, gracias a interacciones físicas y químicas, abriendo nuevas posibilidades en la fabricación de andamios biomiméticos a escala nanométrica [4].

Cada técnica presenta ventajas y limitaciones en términos de precisión, coste y aplicabilidad. Sin embargo, la combinación de las dos últimas, la impresión 3D y el autoensamblaje, será la base esencial para este proyecto. Además, es la combinación de las dos disciplinas lo que desencadena la impresión 4D.

La impresión 4D es una evolución de la tecnología de impresión 3D que incorpora materiales capaces de cambiar de forma con el tiempo, al responder a estímulos externos como el calor, la humedad, la luz o la presión. Este concepto fue presentado en 2013 por Skylar Tibbits, investigador del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) y director del Self-Assembly Lab, durante una presentación en TED, donde propuso la idea de estructuras dinámicas impresas que pueden autoensamblarse o transformarse sin intervención humana directa [15]. Esta innovación, que agrega el tiempo como una cuarta dimensión al diseño, ha abierto nuevas posibilidades en campos como la medicina y la robótica.

Uno de los estudios realizados en Self-Assembly Lab es el el proyecto Chiral Self-Assembly [16] que se muestra en la Figura 3.4-1. En este proyecto se investiga la capacidad de una estructura para formar patrones dextrógiros y levógiros. El objetivo es profundizar en el



Figura 3.4-1: Proyecto Chiral Self-Assembly [16]

potencial del autoensamblaje, demostrando la agrupación de estructuras que se autoclasifican y corrigen errores por sí mismas. Al agitar aleatoriamente múltiples piezas similares, las piezas amarillas y negras se organizan de manera autónoma en dodecaedros sólidos separados, evidenciando procesos de separación y autoselección.

Esta tecnología representa un avance crucial en la ingeniería de tejido óseo, ya que permite desarrollar andamios inteligentes capaces de adaptarse al entorno fisiológico del cuerpo. Esto facilita una mejor integración con el tejido óseo, promueve la regeneración personalizada, y puede reducir intervenciones quirúrgicas. Además, el uso de materiales biocompatibles y biodegradables permite liberar compuestos beneficiosos de forma controlada, imitando más eficazmente la mecánica del hueso natural.

Por tanto, la impresión 4D se diferencia de la impresión 3D en que tiene una dimensión adicional: el tiempo. Fruto de ello, la verdadera innovación de la impresión 4D no se encuentra en el dispositivo de impresión, que sigue siendo una impresora 3D, sino en el diseño de los perfiles y en los materiales con los que se trabaja. Pese a ser una tecnología en desarrollo la variedad de materiales no es muy amplia, sin embargo, existen alternativas muy interesantes como el SMP (polímeros con memoria de forma) [5].



## 4. METODOLOGÍA

En esta sección se presentarán los distintos métodos y procedimientos que se implementaron a lo largo del desarrollo del estudio. Se explicarán las herramientas utilizadas, las fases del diseño y fabricación de los prototipos.

### 4.1. MARCO INSPIRADOR DEL PROYECTO

Una vez definida la temática del proyecto, y tras la búsqueda teórica de información para contextualizar el trabajo, se recurren a fuentes de inspiración que permitan desarrollar los primeros bocetos y alcanzar unos diseños preliminares. En este sentido, se toma como referencia una serie de elementos habituales. Concretamente, unos juguetes infantiles y unos artefactos rompeolas.

En primer lugar, los juguetes fuente de inspiración son los mostrados en la Figura 4.1-1 cuya simplicidad y valor simbólico resultan útiles para estimular el proceso creativo de ensamblaje. En la Figura 4.1-1 a) y b) se observan los llamados *Ball clusters*, consisten en pequeñas esferas con vellosidades salientes cuyo extremo final tienen forma de gancho, de esta manera se pueden apilar facilitando así la construcción de una figura. En la Figura 4.1-1 c) y d) muestran los *Interstar rings*, los cuales, aunque presentan un diseño distinto, comparten la misma finalidad que los anteriores. Estos juguetes se conectan a través de rendijas para posibilitar el entrelazado y formar una figura similar.



Figura 4.1-1: a) y b) juguetes llamados *Ball clusters*; c) y d) *Interstar rings* [31]

Como segunda base creativa, se consideraron los tetrápodos, entendiendo estos elementos como estructuras de hormigón con forma tetraédrica utilizados comúnmente como elementos de protección costera o rompeolas [17]. Lo que resulta particularmente interesante de estos componentes es su capacidad para entrelazarse de manera natural cuando se disponen en conjunto sobre la superficie marina, generando una configuración aleatoria determinada por el movimiento del agua y la interacción entre las propias piezas.

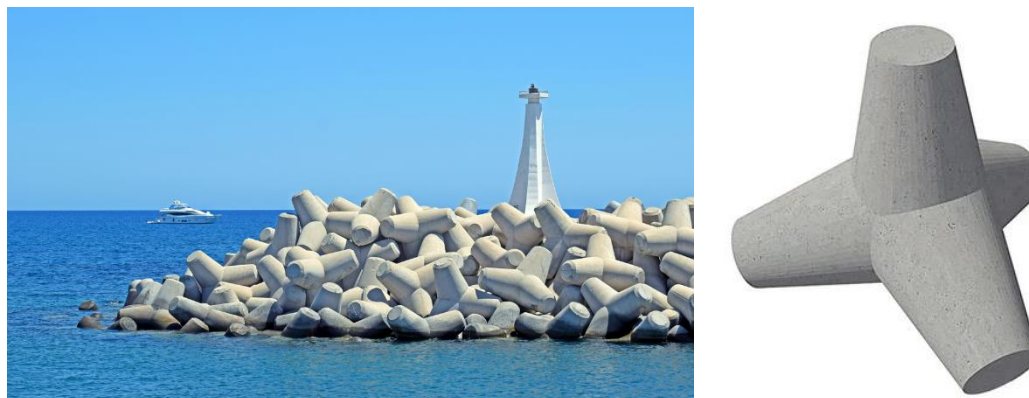


Figura 4.1-2: Tetrápodo rompeolas de hormigón [17]

Ambos ejemplos comparten una lógica común basada en el acoplamiento o encaje de piezas, permitiendo conexiones simples pero funcionales que garantizan estabilidad estructural y facilidad de montaje.

## 4.2. PRINCIPIOS DEL AUTOEMSAMBLAJE DE ANDAMIOS FABRICADOS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

La fabricación aditiva es un método de producción que consiste en formar un objeto físico agregando capas sucesivas de material siguiendo modelos digitales [18]. Es una tecnología emergente para la fabricación de andamios ya que demuestra una notable capacidad para diseñar estructuras personalizadas con gran precisión geométrica, control de porosidad y uso de biomateriales adaptados a las necesidades del entorno biológico. Gracias a estas cualidades, ha cobrado gran relevancia en aplicaciones médicas complejas. No obstante, uno de los desafíos actuales en este campo es lograr que estos andamios no solo sean estructuralmente compatibles, sino que también interactúen activamente con su entorno, adaptándose o ensamblándose de forma autónoma tras su implantación.

La razón de esta última propuesta radica en que, ciertos procedimientos médicos de mayor complejidad, como son el tratamiento de fisuras severas o la implantación de prótesis de gran escala, no bastan con que los andamios sean únicamente compatibles desde el punto de vista estructural. Si bien la fabricación aditiva permite producir elementos de cualquier tamaño con precisión, andamiajes con gran envergadura y consecuentemente poros anchos, no aseguran una solución eficiente, sabiendo que la proliferación celular no es factible [19].

En la Figura 4.2-1 se aprecia un ejemplo ilustrativo del cultivo celular en un andamio con capacidad de autoensamblado. En este caso se utiliza hidrogel micromoldeado no adherente. Se trata de un material blando que absorbe y retiene humedad que ha sido diseñado con forma, en este caso esféricas, y que además no permite que las células se adhieran a su superficie de esta manera interactúan entre ellas formando las estructuras deseadas [19]. Se observa cómo al introducir las esferas micromoldeadas se acomodan en el interior de la estructura porosa tridimensional de soporte, siendo el andamio.

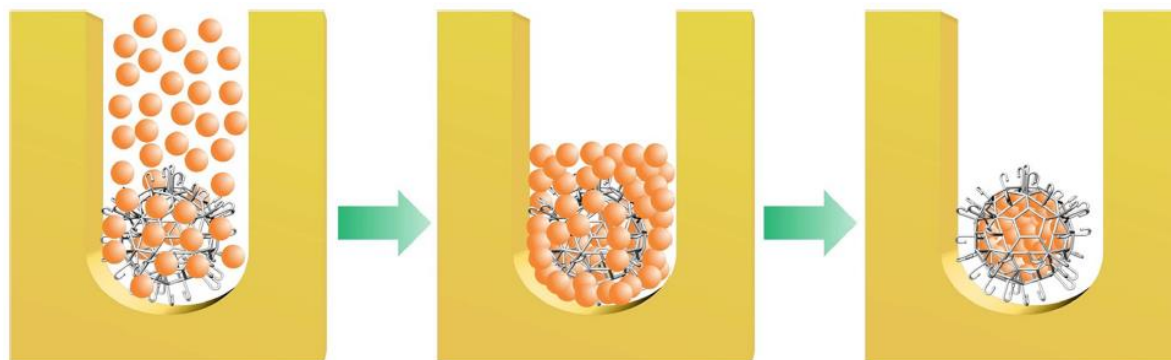


Figura 4.2-1: Imagen ilustrativa del cultivo celular en andamios esféricos con hidrogel micromoldeado no adherente [19]

Actualmente, existen múltiples propuestas y modelos de andamios con capacidad de autoensamblaje en desarrollo. Para mostrar el concepto, en la Figura 4.2-2 se exponen dos ejemplos sencillos [20]. En este ensayo se fabricaron dos modelos de andamio. Por un lado, el primer modelo consiste en un bloque simple cúbico; y, por otro lado, el segundo modelo se presenta en bloques entrelazados que encajan entre sí para optimizar el espacio.

Este último diseño surge de la necesidad por cumplir ciertas características. Su tamaño compacto permite una amplia superficie en relación con el volumen, manteniendo al mismo tiempo una fácil manipulación; además, permite el entrelazado en el plano XY y el apilado en el plano Z; y conseguir formas lo más redondeadas posible en el entrelazado con el fin de reducir los concentradores de tensión y las roturas durante el ensamblaje.

Para imprimir estos bloques se hicieron el diseño de los moldes para ambos modelos (Figura 4.2-2 a) y b). El resultado de los bloques de andamio simples y los bloques conectables se muestran en las Figura 4.2-2 c) y d). Las Figura 4.2-2 e) y f) muestran un ensamblaje de dos, cuatro y ocho bloques simples y un ensamblaje de ocho bloques entrelazados, respectivamente.

En este punto cobra especial relevancia el autoensamblaje, es fundamental que los andamios tengan la capacidad de ensamblarse por sí mismos, ya que esto facilita su integración en espacios anatómicos irregulares y reduce la necesidad de intervenciones quirúrgicas adicionales. Por ello, se investiga el autoensamblaje de andamios como una solución innovadora para adaptarse mejor al entorno biológico en escenarios clínicos exigentes.

El fenómeno del autoensamblaje es observado ampliamente en la naturaleza, en el cual unidades individuales, desde moléculas hasta microestructuras, se organizan espontáneamente en configuraciones ordenadas, como resultado de interacciones físico y químicas no covalentes. Fruto de ello, este principio se aplica al diseño de materiales biomédicos capaces de responder

a estímulos específicos (pH, temperatura, humedad, campos eléctricos, entre otros), dando lugar a sistemas dinámicos, inteligentes y adaptativos [21].

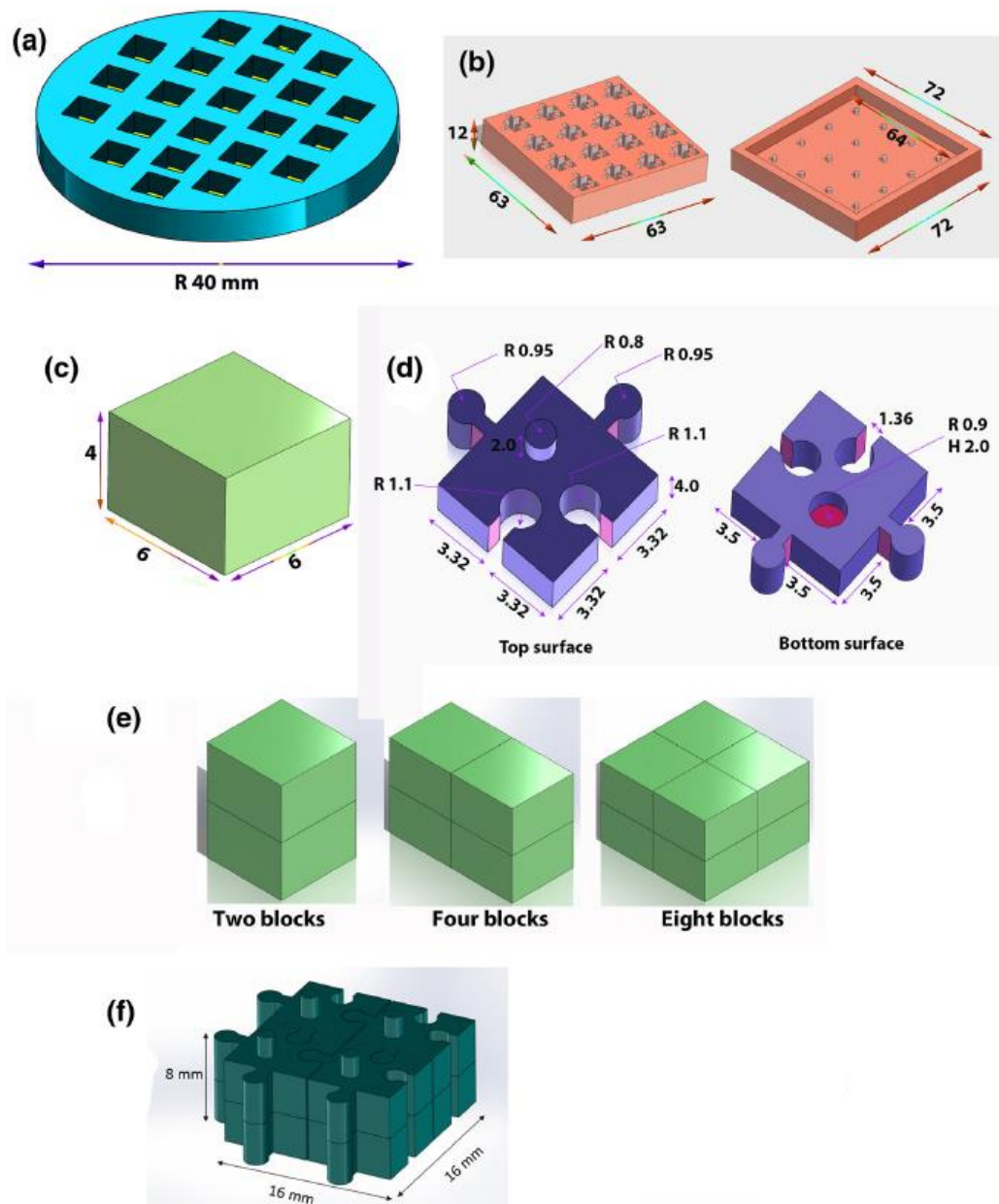


Figura 4.2-2: Modelos de andamios entrelazados [20]

En definitiva, unir la impresión 3D con procesos de autoensamblaje abre nuevas posibilidades para diseñar andamios personalizados en regeneración ósea, permitiendo estructuras adaptables que responden al entorno y mejoran la integración con el tejido, potenciando los resultados de los tratamientos regenerativos.

## 4.3. MODELADO 3D

### 4.3.1. Entorno de Solid Edge

Para realizar el diseño de los diferentes prototipos se recurre al programa *Solid Edge 2023*. Se trata de un software de diseño asistido por computadora (CAD) desarrollado por Siemens Digital Industries, orientado al modelado paramétrico en 3D, la creación de ensamblajes mecánicos y la elaboración de planos técnicos. Esta herramienta permite realizar diseños precisos y funcionales, además de incluir módulos complementarios para simulación, análisis estructural y manufactura digital [22].

Su uso en este trabajo se justifica por ser una solución profesional ampliamente utilizada en la industria, además se encuentra disponible de forma gratuita para estudiantes y universidades a través del programa académico de Siemens. Esta accesibilidad se complementa con una amplia disponibilidad de recursos didácticos, como manuales y videotutoriales, que facilitan el aprendizaje autónomo del software.



Figura 4.3.1-1: Logotipo *Solid Edge 2023* [22]

### 4.3.2. Entorno de Meshmixer

*Meshmixer* es un software gratuito desarrollado por Autodesk, está diseñado para trabajar con modelos 3D de manera flexible, permitiendo esculpir, combinar, optimizar y modificar geometrías complejas. Entre sus funciones más relevantes se encuentran la reparación automática de errores de malla, la generación de soportes personalizados y la adaptación de estructuras para su correcta impresión en tecnologías de manufactura aditiva

En el contexto del presente trabajo, *Meshmixer* se emplea como herramienta de postprocesado digital para mallar geometrías derivadas de modelos CAD. Su uso permite asegurar que los andamios diseñados cumplan con los requisitos geométricos y estructurales necesarios para su producción física.

Además de ser un software de uso intuitivo, cuenta con una amplia variedad de manuales y recursos audiovisuales que facilitan su aprendizaje y familiarización [23].



Figura 4.3.2-2: Logotipo *Meshmixer* [23]

## 4.4. DISEÑO DE LOS PROTOTIPOS

Se hicieron tres modelados con diferentes variantes en cada uno: en primer lugar, un modelado geométrico, le sigue un modelado estructural y, por último, un modelado orgánico.

### 4.4.1. Modelado geométrico

Para el comienzo, se optó por trabajar con estructuras geométricas regulares y sencillas, ya que estas permiten un mayor control sobre las variables involucradas en el diseño y la fabricación de los andamios. La simplicidad geométrica facilita tanto la modelación computacional como la impresión. Además, este enfoque inicial posibilita una evaluación más clara de las propiedades mecánicas y funcionales básicas de cada diseño.

Junto con estas estructuras, se consideraron distintas uniones para explorar configuraciones modulares, buscando facilitar el ensamblaje y la adaptación de los andamios. En la siguiente Tabla 4.4.1-1 se muestra un resumen de las ideas recogidas.

Para diseñar las uniones tomando como referencia tanto los juguetes modulares (Figura 4.1-1) como los tetrápodos (Figura 4.1-2), el objetivo principal es lograr una conexión eficiente entre elementos individuales, de manera que el conjunto funcione como una estructura coherente y estable. Estos referentes fueron elegidos porque permiten, mediante sistemas de acoplamiento o encaje, la unión de piezas de forma sencilla pero efectiva, favoreciendo tanto la versatilidad como la repetitividad constructiva.


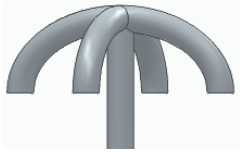
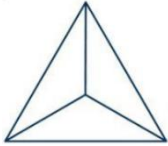





Geometría	Ganchos
Cubo 	1) 
Tetraedro 	2) 
Octaedro 	3) 
Icosaedro 	4) 

Tabla 4.4.1-1: Esquema de ideas preliminares

Inspirándose en estos principios, se han propuesto varias alternativas para los mecanismos de enganche, con el fin de replicar esa lógica de conexión autónoma y adaptable. Estas opciones permiten que los componentes individuales se unan entre sí sin requerir herramientas complejas, lo que resulta particularmente útil en sistemas constructivos modulares.

Finalmente, por viabilidad se optó por las estructuras cúbicas y tetraédricas como elementos base para el mallado. Los resultados se reflejan en el apartado 5. Para el tetraedro se optó por dos mallados diferentes y en el caso del cubo se replicó un mallado simétrico a los planos medio de cada cara de manera que se obtiene un cubo formado por ocho cubos internos. A continuación, se explica como ejemplo la obtención de este último mallado. Para ello, y el resto de los prototipos que se presentan en adelante, se modelaron a través del software *Solid Edge*.

En la Tabla 4.4.1-2 se recoge de manera gráfica los pasos para conseguir el mallado geométrico cúbico. En primer lugar, se hizo un cuadrado de 10x10mm de lado, atravesado en el medio de cada lado de manera perpendicular por una varilla formándose una cruz en el medio. Quedando así una red de cuatro cuadraros de 5x5mm. Las varillas del mallado son de 0,6mm de diámetro. A continuación, se repite la misma operación en planos paralelos al eje z a  $\pm 5$ mm, seguido de un redondeo de 0.3mm en todas las uniones de las aristas. Para unir las tres capas de mallados generadas se atraviesan con varillas de 10mm de largo en cada vértice de unión. Posteriormente, se vuelve a aplicar el redondeo de 0.3mm en las uniones, resultando así el mallado cúbico completo. Para los mallados tetraédricos también se usaron dimensiones similares, 0,6mm de diámetro para las varillas y 10mm para las aristas.

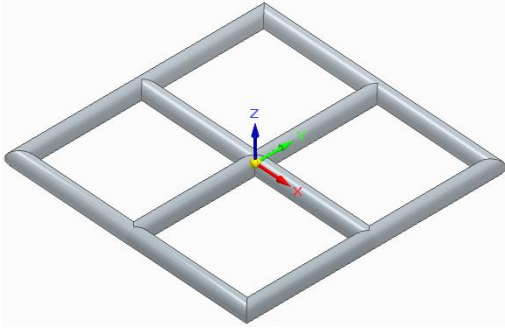
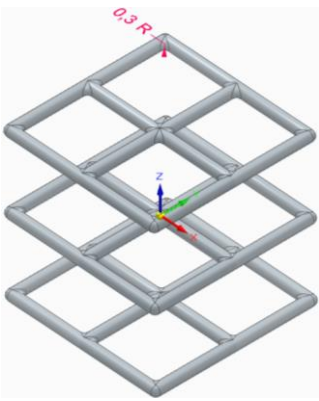
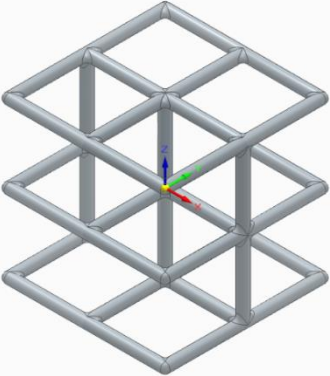
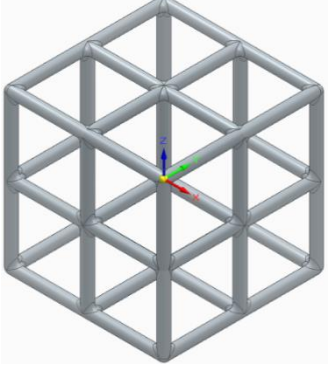
<b>Malla cúbica</b>	
<b>1)</b>	<b>2)</b>
	
<b>3)</b>	<b>4)</b>
	

Tabla 4.4.1-2: pasos para realizar el mallado geométrico cúbico

#### 4.4.2. Modelado estructural

El modelado estructural se planteó como una fase evolutiva del proyecto, respondiendo a la necesidad de mejorar tanto la rigidez como la compacidad del diseño general. Esta etapa surgió de la reflexión sobre las limitaciones observadas en la versión previa, donde la falta de cohesión entre componentes comprometía la estabilidad del conjunto.

Con el objetivo de obtener una estructura más robusta y eficiente en términos espaciales, se optó por desarrollar un sistema de ensamblaje basado en la integración de piezas complementarias, específicamente mediante un encaje tipo macho-hembra. Manteniendo como elemento base la forma cúbica, esta estrategia no solo facilita un acoplamiento firme entre los elementos, sino que también permite una distribución más uniforme de las cargas, reduciendo posibles puntos débiles y mejorando el comportamiento estructural global del prototipo, y favoreciendo la modularidad del conjunto. En este caso se diseñan a través de *Solid Edge* piezas estructurales hembra y macho compactas.

Generando un archivo con extensión .stl en *Solid Edge* es posible trabajar con él en *Meshmixer* para realizar el mallado de las estructuras. Se hicieron dos tandas de diseño. Los pasos a seguir para conseguir el mallado son siempre tres, se explica a continuación para la primera tanda:

- 1) **Refinado de la malla:** este proceso mejora la calidad geométrica del modelo 3D importado en formato STL. La operación permite optimizar la distribución de triángulos en la superficie del objeto, corrigiendo defectos como caras deformes, bordes o agujeros, mejorando la suavidad visual de la superficie y garantizando una mejor preparación para la impresión 3D, al generar una malla más uniforme, cerrada y estructuralmente coherente. En la Figura 4.4.2-1 se muestra la diferencia entre el previo y posterior de la pieza tras adaptar el refinado de la malla. Para la pieza hembra se procede de la misma manera.
- 2) **Escalado:** se realiza para ajustar las dimensiones físicas del objeto a los requerimientos específicos del proyecto. Permite transformar un modelo virtual en una representación precisa a escala real, garantizando exactitud en aplicaciones prácticas, en este caso en dispositivos personalizados. Para trabajar con las piezas importadas de *Solid Edge* se multiplica el tamaño original del modelo por 10 veces (Figura 4.4.2-2).
- 3) **Aplicar patrón:** con el fin de obtener una pieza con cierta porosidad para imitar la arquitectura del hueso natural, favoreciendo el crecimiento celular, la vascularización y la integración con el tejido óseo. Además, ayuda a controlar la resistencia mecánica, optimizar el uso de material y facilitar la impresión 3D, lo que hace que el andamio sea funcional, ligero y biocompatible. En el panel *Make pattern* de *Meshmixer* es posible elegir entre diferentes tipos de patrones y mosaicos. Se hicieron un total de tres parejas con mallado diferentes cuyas características de mallado se encuentran en la Figura 4.4.2-3.

• **Parámetros de la primera tanda de diseño**

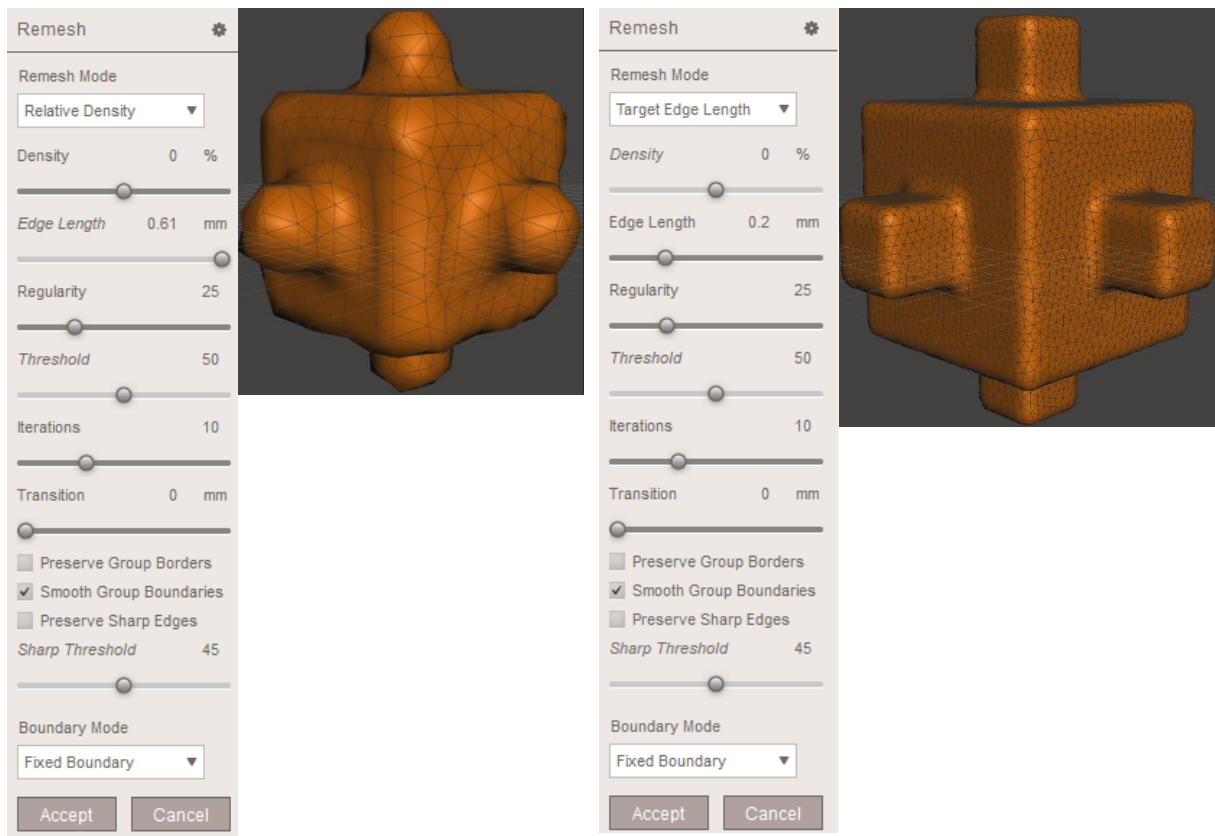


Figura 4.4.2-1: Comparación entre el antes y después del refinamiento de malla

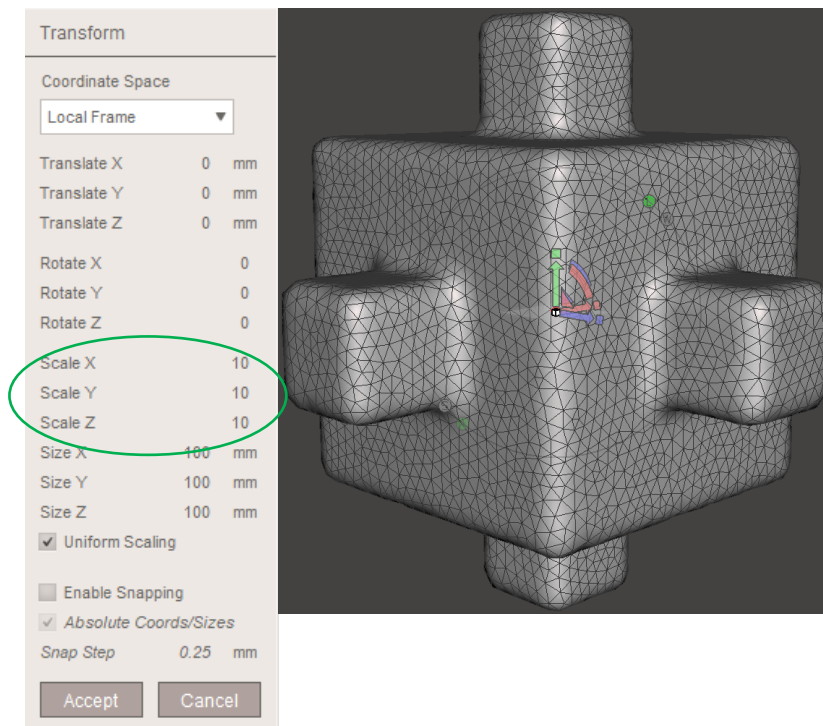


Figura 4.4.2-2: Escalado de la pieza

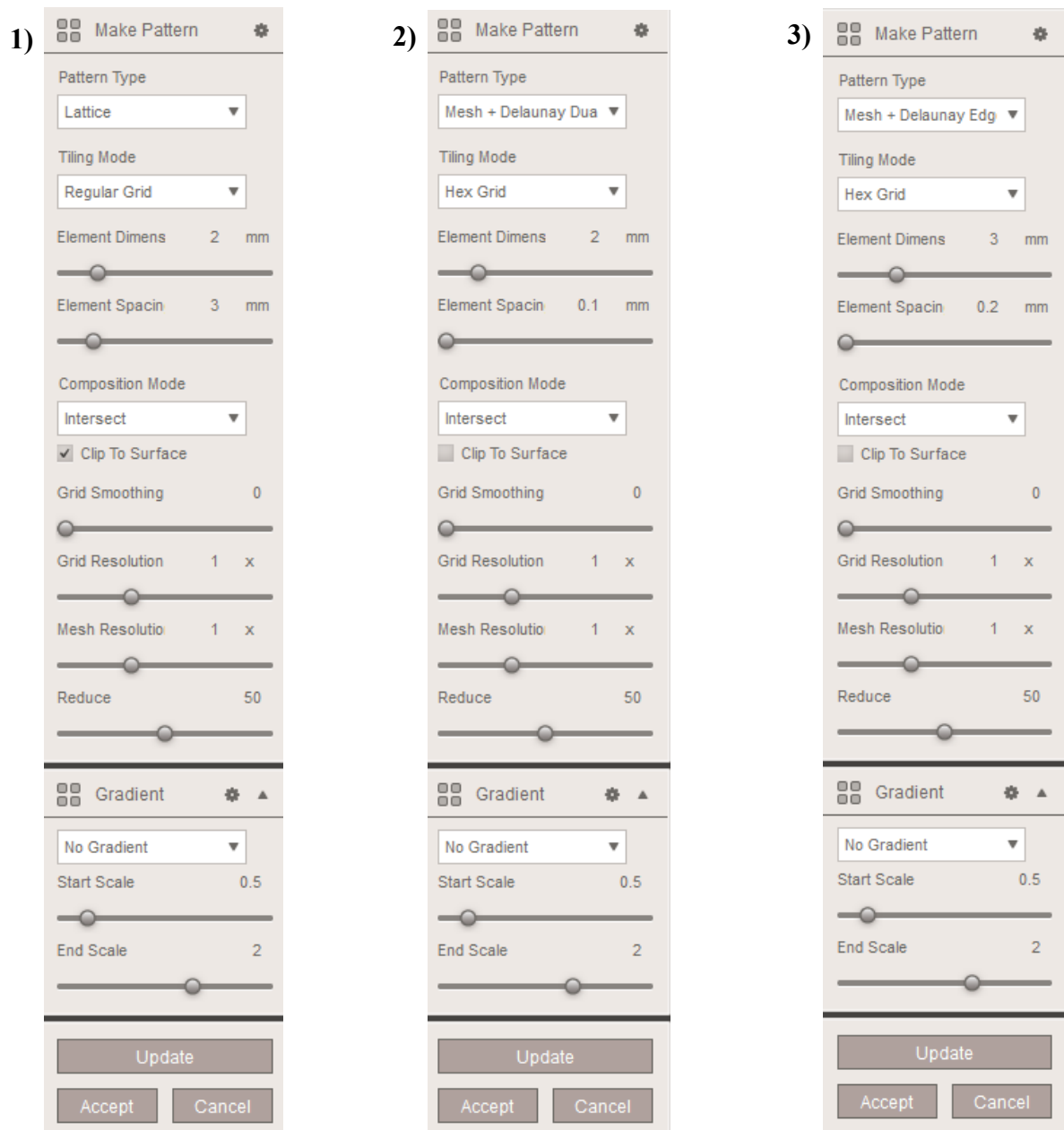


Figura 4.4.2-3: Características del mallado de cada pareja de piezas estructurales (1º tanda)

• **Parámetros de la segunda tanda de diseño**

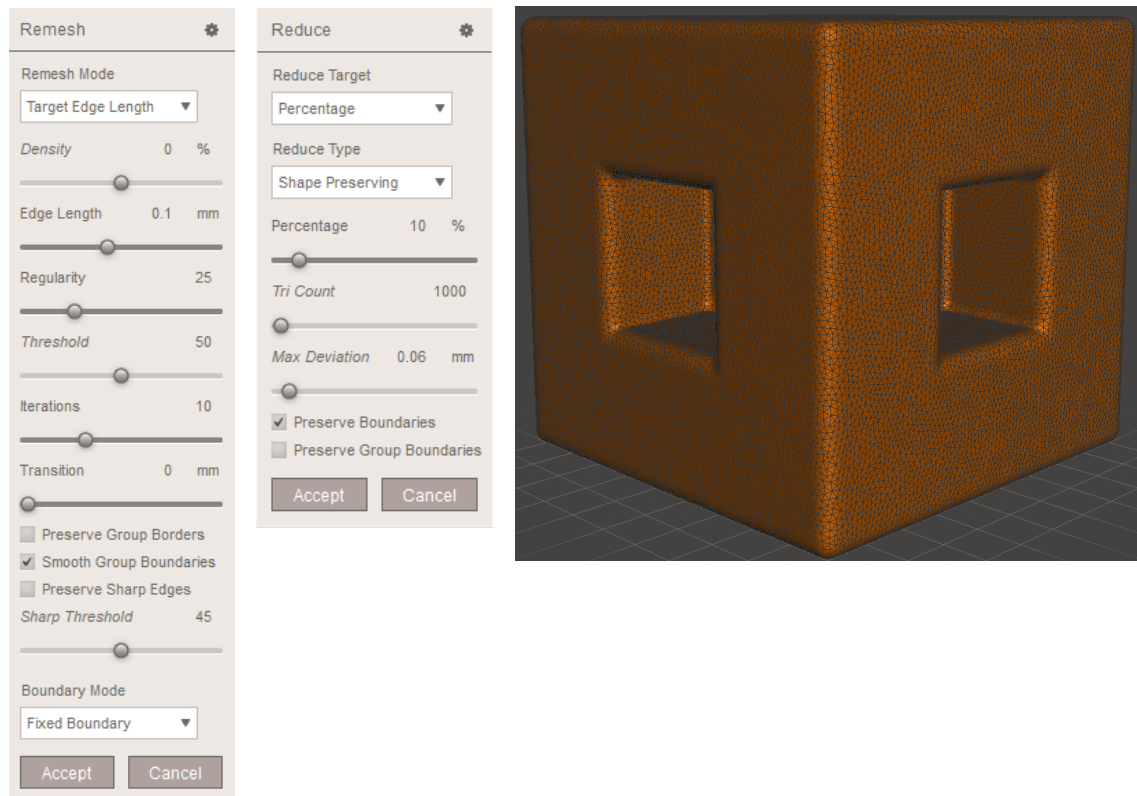


Figura 4.4.2-4: Refinado de malla de la pareja 1

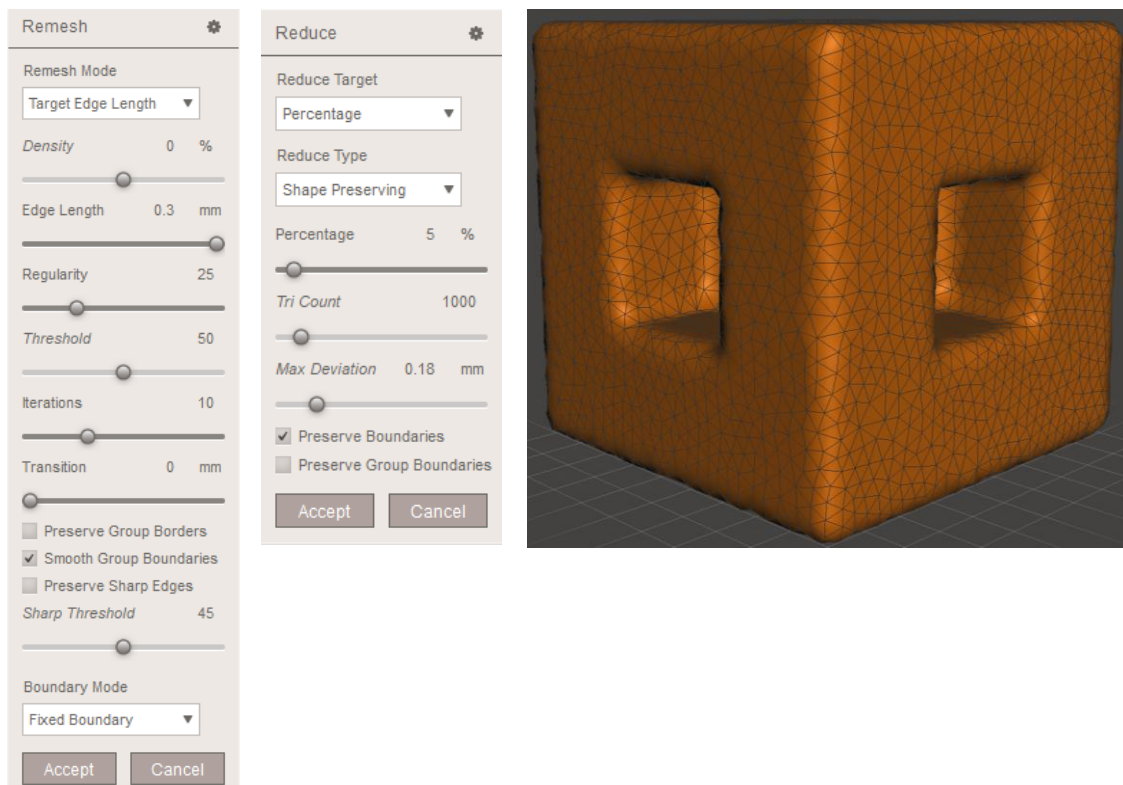


Figura 4.4.2-5: Refinado de malla de la pareja 2

El segundo paso del escalado de la pieza no se muestra en imágenes, se procede de la misma forma que en la tanda anterior. Todos los pasos a seguir se realizan de la misma manera para las piezas macho.

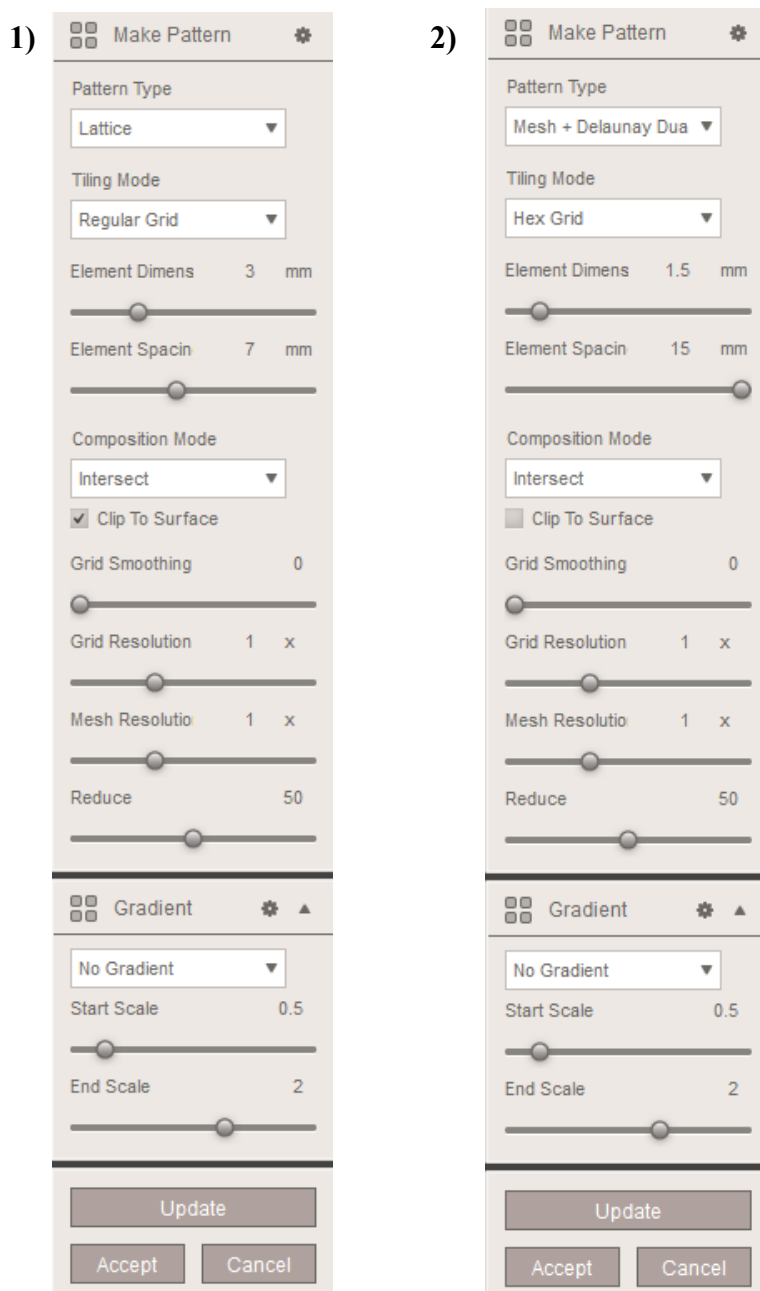


Figura 4.4.2-6: Características del mallado de cada pareja de piezas estructurales (2º tanda)

#### 4.4.3. Modelado orgánico

Tras el análisis estructural derivado del modelado geométrico inicial, se identifican limitaciones propias de un diseño puramente ingenieril, centrado en la estabilidad y la resistencia mecánica. Sin embargo, los andamios destinados a la regeneración ósea no solo deben soportar cargas, sino también integrarse eficazmente en un entorno biológico altamente complejo. En este contexto, es necesario evolucionar hacia un modelado orgánico que reproduzca con mayor fidelidad las características morfológicas de los tejidos óseos naturales.

El modelado orgánico permite generar estructuras con geometrías más irregulares y adaptativas, similares a las del hueso trabecular, donde predominan superficies curvas, porosidades interconectadas y patrones de crecimiento no lineales. Este tipo de diseño no solo favorece una mejor integración celular y vascularización, sino que también optimiza la relación superficie con volumen, un parámetro crítico en procesos de regeneración. Una mayor superficie relativa facilita la adhesión celular, el intercambio de nutrientes y la formación de nuevo tejido, mientras que un volumen estructural eficiente mantiene la resistencia sin comprometer la porosidad.

Por lo tanto, el paso del modelado estructural al orgánico no solo responde a una necesidad mecánica o estética, sino a una estrategia biomimética que busca maximizar la funcionalidad biológica del andamio, acercando su comportamiento y su forma a las estructuras óseas naturales del cuerpo humano.

Continuando el sistema de ensamblaje basado en el encaje de parejas de piezas tipo hembra-macho, se modelan a través de *Solid Edge* piezas orgánicas hembra y macho compactas basadas en glóbulos.

De la misma manera que en el modelado anterior, a través del archivo STL generado en el *Solid Edge* se procede a realizar el mallado en *Meshmixer* siguiendo los tres pasos. También se hicieron dos tandas de diseño, los pasos a seguir se ilustran para la primera tanda, siendo igual para la segunda:

- 1) **Refinado de la malla:** en la Figura 4.4.3-1 se muestra la diferencia entre el previo y posterior de la pieza tras el refinado de la malla. Para la pieza macho se procede de la misma manera.
- 2) **Escalado:** para trabajar con las piezas importadas de *Solid Edge* se multiplica el tamaño original del modelo por 10 veces (Figura 4.4.3-2).
- 3) **Aplicar mallado:** se hicieron un total de tres parejas con mallado diferentes, cuyas características de mallado se encuentran en la Figura 4.4.3-3.

• **Parámetros de la primera tanda de diseño**

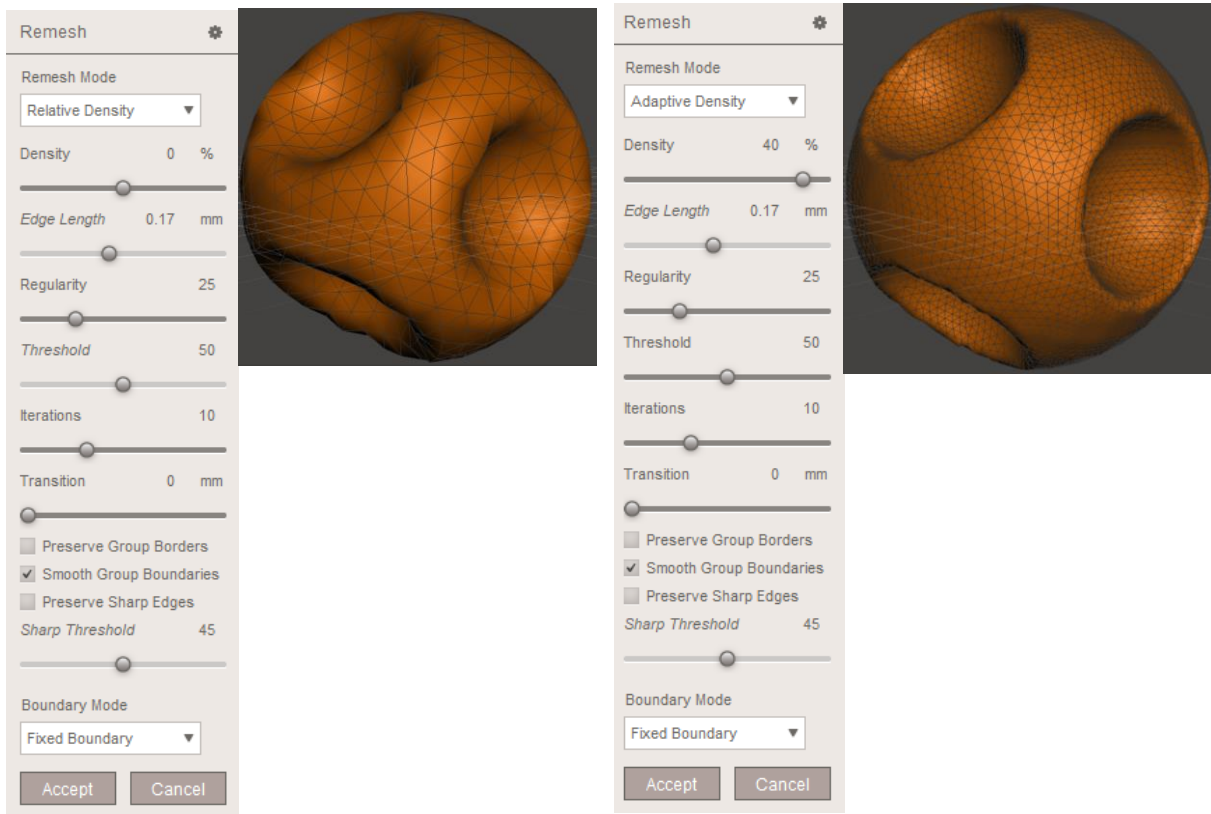


Figura 4.4.3-1: Comparación entre el antes y después del refinamiento de malla

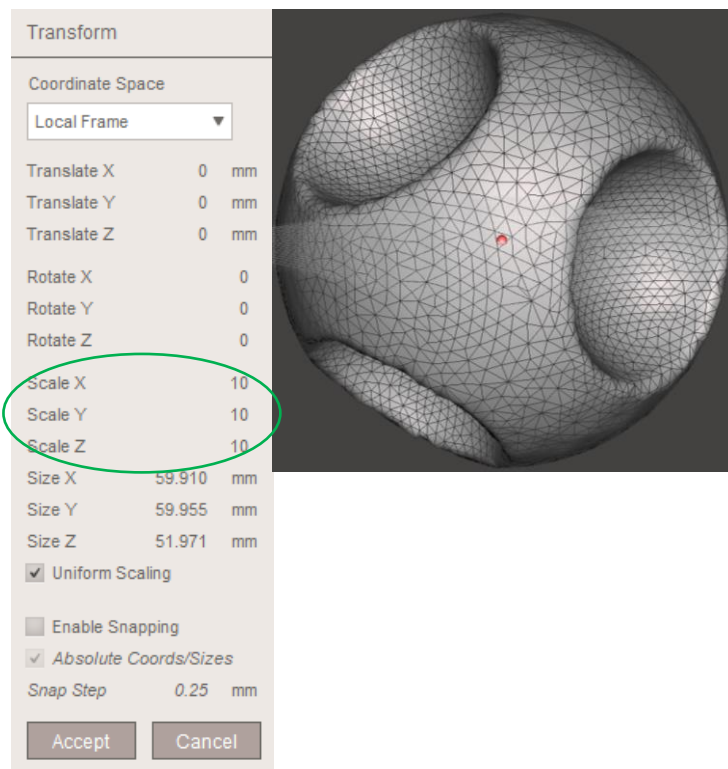


Figura 4.4.3-2: Escalado de la pieza



Figura 4.4.3-3: Características del mallado de cada pareja de piezas orgánicas (1º tanda)

• **Parámetros de la segunda tanda de diseño**

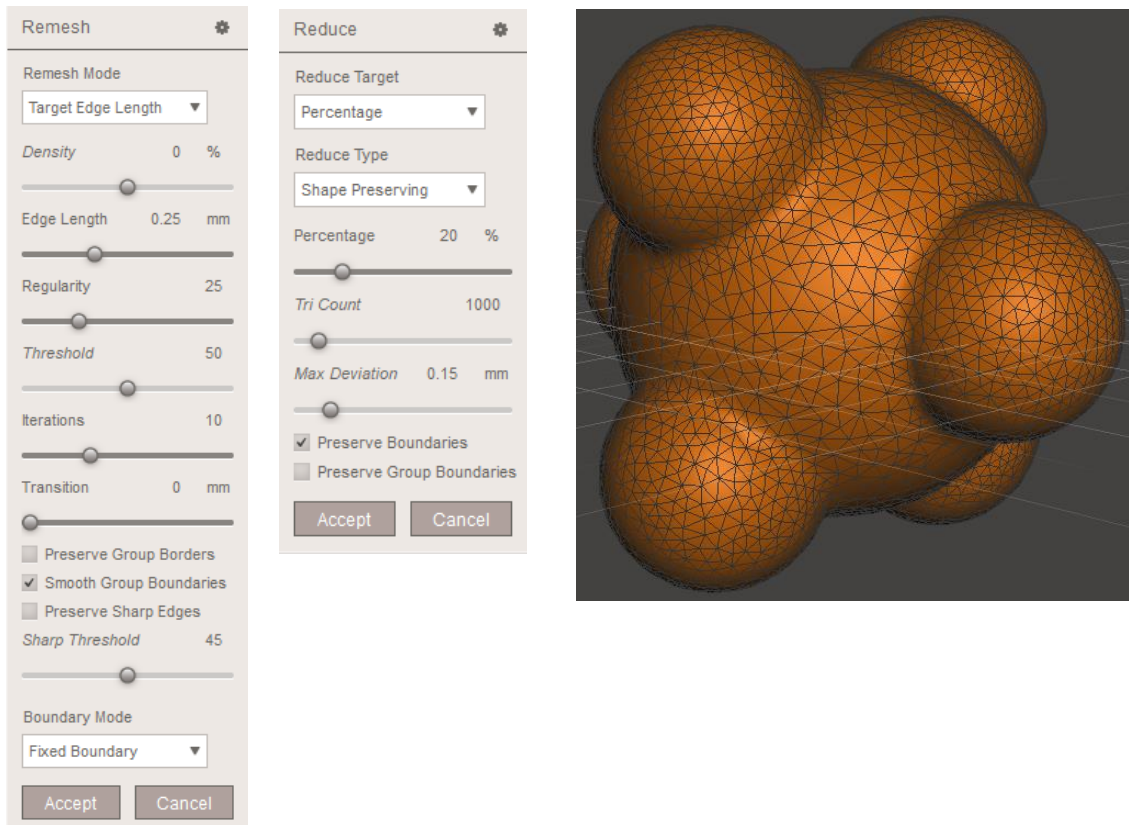


Figura 4.4.3-4: Refinado de la malla pieza macho

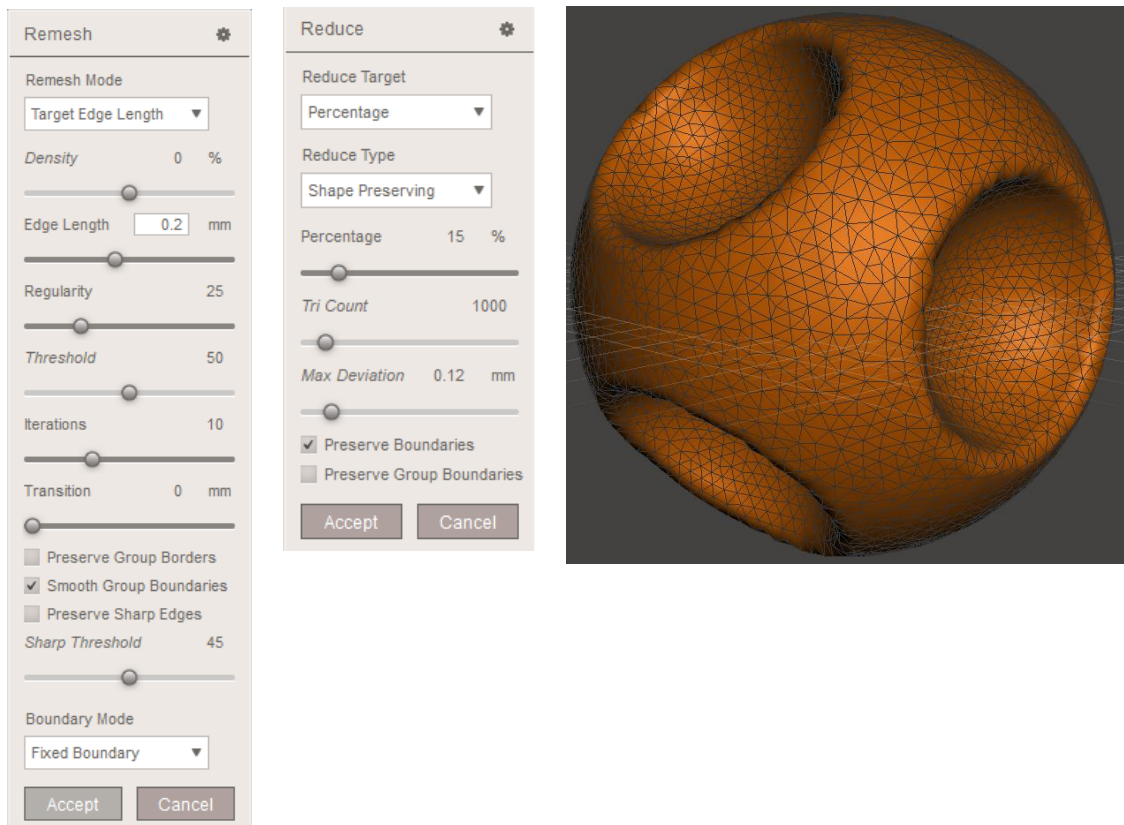


Figura 4.4.3-5: Refinado de la malla pieza hembra

El segundo paso del escalado de la pieza no se muestra en imágenes, se procede de la misma forma que en la tanda anterior.

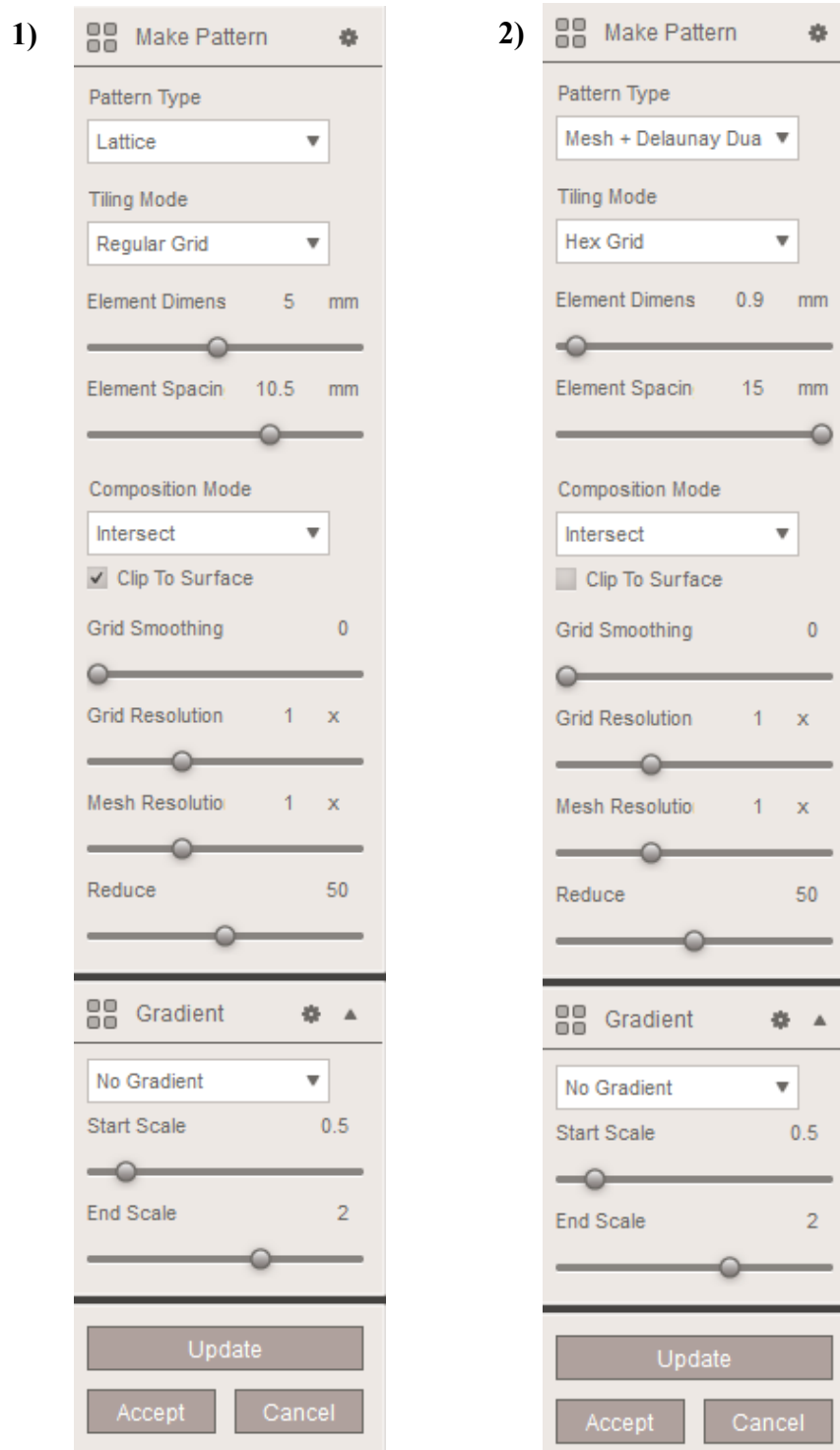


Figura 4.4.3-6: Características del mallado de cada pareja de piezas orgánicas (2° tanda)

#### 4.4.4. Auto reparación de errores en *Meshmixer*

Tras realizar los mallados cierto es que muchas veces aparecen errores por no tener unión uniforme del material, aparición de huecos en la malla u otra patología. Como solución se emplea la herramienta de análisis: *Inspector* (Figura 4.4.4-1), en *Meshmixer*, que permite detectar los errores automáticamente y permite la opción de auto corregirlos todos. De esta manera se rellana con material los vacíos.

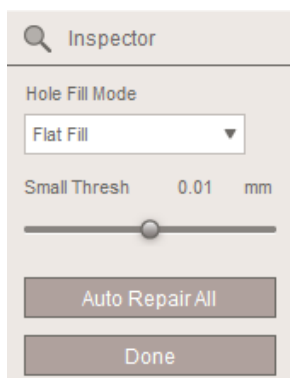


Figura 4.4.4-1: Pestaña de inspección en *Meshmixer*

### 4.5. IMPRESIÓN DE LOS MODELOS EXPERIMENTALES

Para efectuar la impresión de los prototipos se hizo uso de las instalaciones del Laboratorio de Desarrollo de Producto del departamento de División de Ingeniería de Máquinas en la ETSII de la UPM. Se usaron dos impresoras diferentes, sin embargo, el principio de ambas fue el mismo, la impresión 3D por fotopolimerización.

#### 4.5.1. Fabricación de prototipos geométricos

Los prototipos del modelado geométrico se fabricaron por estereolitografía láser (SLA). Es una tecnología de impresión 3D que utiliza un láser UV para solidificar capa por capa una resina líquida fotosensible. El láser traza cada sección del modelo sobre la superficie de la resina, endureciendo solo las áreas necesarias. Tras cada capa, la plataforma de impresión desciende y el proceso se repite hasta completar el objeto. Esta técnica destaca por su alta precisión [24].

En concreto se usó la *máquina SLA-3500 de 3D Systems*, cuya ficha técnica se localiza en el ANEXO 1. El código de la resina epoxi empleada aparece en la Figura 4.5.1-2.

Una vez obtenidas las piezas de la impresora, estas se lavaron con alcohol isopropílico para eliminar los restos de resina líquida no curada. Como etapa final del proceso de producción, las piezas se sometieron a un curado adicional en una máquina especializada (Figura 4.5.1-1), donde se exponen a luz UV durante aproximadamente 15 minutos para completar la polimerización.



Figura 4.5.1-2: Máquina SLA-3500 de 3D Systems y código de la resina epoxi del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM



Figura 4.5.1-1: Máquina de curado del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM

### 4.5.2. Fabricación de prototipos estructurales y orgánicos

La impresora utilizada tanto para el modelado estructural como el orgánico es la *ANYCUBIC Photon M3*. Esta impresora utiliza tecnología MSLA (Masked Stereolithography Apparatus), una forma de impresión 3D por resina que combina una matriz de luces LED UV con una pantalla LCD monocromática para curar capas completas de resina fotosensible con alta precisión y rapidez [25].

Entre sus principales características destacan: pantalla monocromática 4K+ de 7,6", volumen de impresión de 180 × 164 × 102 mm, velocidad de hasta 50 mm/h, resolución XY de 40 micras, plataforma grabada para mejor adhesión, y compatibilidad con resinas UV de 405 nm. Su sistema de luz LighTurbo mejora la uniformidad y calidad de curado, ofreciendo una excelente relación entre precio, calidad y rendimiento [26].

En la Figura 4.5.2-1 se ve la resina empleada *ANYCUBIC standard gray* y la impresora.



Figura 4.5.2-1: Impresora ANYCUBIC Photon M3 y ANYCUBIC 3D Printing UV Sensitive Resin del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM

Al igual que en el caso anterior, una vez obtenidas las piezas de la impresora, deben ser lavadas y curadas. Sin embargo, en este caso estas dos acciones se realizan en la misma máquina de la Figura 4.5.2-2.

La máquina *ANYCUBIC Wash and Cure PLUS* es una estación de postprocesamiento especialmente diseñada para impresoras 3D de resina (tecnologías LCD, DLP y SLA). Su función principal es lavar y curar las piezas impresas, optimizando su resistencia mecánica y mejorando el acabado superficial. El lavado se hace con alcohol isopropílico y la curación con luz UV durante aproximadamente 15 minutos para completar la polimerización.



Figura 4.5.2-2: Máquina ANYCUBIC Wash and Cure PLUS del Laboratorio de Desarrollo de Producto en la ETSII de la UPM

#### 4.6. DEFINICIÓN DEL ENTORNO DE IMPRESIÓN

Para enviar las órdenes de trabajo a una impresora 3D, es imprescindible contar con una herramienta que permita preparar y optimizar los archivos STL, asegurando así una correcta interpretación y ejecución del modelo por parte del equipo.

En el caso del modelado geométrico se utilizó el software *3D Lightyear*, desarrollada por *3D Systems*. Su función principal es optimizar la generación de trayectorias de impresión, incorporando herramientas como la creación automática de soportes, suavizado superficies (Z-Smoothing), permite una reparación rápida de archivos STL, y reducción del tamaño de archivos de construcción [27].

Los dos modelados restantes, fabricados con la impresora ANYCUBIC, se utilizó el software *Chitobox*. Este es un *slicer* diseñado para impresoras 3D de resina (DLP, LCD, SLA), cuya función principal es preparar archivos 3D (como los formatos .stl) para su impresión. *Chitobox* permite escalar y posicionar los modelos, añadir soportes y configurar parámetros clave como la altura de capa y los tiempos de exposición, generando así los archivos necesarios para la impresión precisa del objeto [28].

#### 4.7. PRUEBAS DE LAS CAPACIDADES DE ENSAMBLAJE

La capacidad de unión de los prototipos fabricados fue evaluada de manera experimental a través de un proceso de ensamblaje manual sencillo, que permitió observar de forma directa el comportamiento físico de las piezas durante la conexión. Esta evaluación práctica resultó fundamental para determinar la efectividad de los mecanismos de unión propuestos, así como

para identificar posibles ajustes en el diseño que optimicen el montaje y la estabilidad estructural de los conjuntos formados.

En el caso de las estructuras geométricas, el análisis se centró en el enlace de las ramificaciones de múltiples piezas, lo cual dio lugar a la identificación de dos tipos distintos de conexiones. El primero de ellos corresponde a una **unión de tipo gancho con gancho**, en la que dos elementos se entrelazan entre sí por sus salientes; y el segundo tipo se produce mediante la **conexión entre un gancho y el cuerpo base de otra pieza**. En ambos casos se genera una conexión directa. Estas uniones se caracterizan por su simplicidad y por la capacidad de mantener las piezas firmemente unidas sin necesidad de adhesivos ni herramientas adicionales, lo que permite un acoplamiento más versátil y favorece la configuración de estructuras más complejas o modulares, en función de la orientación y distribución de los elementos.

Para los dos últimos modelados, se realizaron acoplamientos orientados a validar la funcionalidad del sistema de ensamblaje mediante **encajes tipo macho y hembra**. Este enfoque, común en sistemas de unión mecánicos y biomédicos, permite una alineación precisa de las piezas y garantiza una sujeción firme una vez acopladas. Las pruebas realizadas con este tipo de encaje facilitaron la evaluación del grado de ajuste y la facilidad de montaje, aspectos fundamentales para asegurar un comportamiento fiable en condiciones reales de uso.

## 5. RESULTADOS

Esta sección está dividida en dos partes. En la primera, se exponen de manera visual los distintos modelados 3D desarrollados a lo largo del proceso de diseño y en la segunda, los modelos físicos finales obtenidos tras la impresión. A través de esta presentación se busca evidenciar la evolución conceptual y técnica de las propuestas, así como su materialización.

### 5.1. MODELADO CAD

#### 5.1.1. Modelado geométrico

Los resultados de las mallas geométricas se observan en la Figura 5.1.1-1. Una vez fueron seleccionadas las estructuras base mallas, se procedió a diseñar las piezas con distintos tipos de uniones, adaptándolas a las particularidades de cada caso. Estas uniones no solo respondieron a criterios funcionales y estructurales, sino que también tomaron como punto de partida las ideas iniciales del proyecto, sirviendo como guía e inspiración para el desarrollo de las propuestas. De este modo, cada unión fue pensada no solo como un componente técnico, sino como una oportunidad para reforzar la coherencia estructural y expresiva del diseño general.

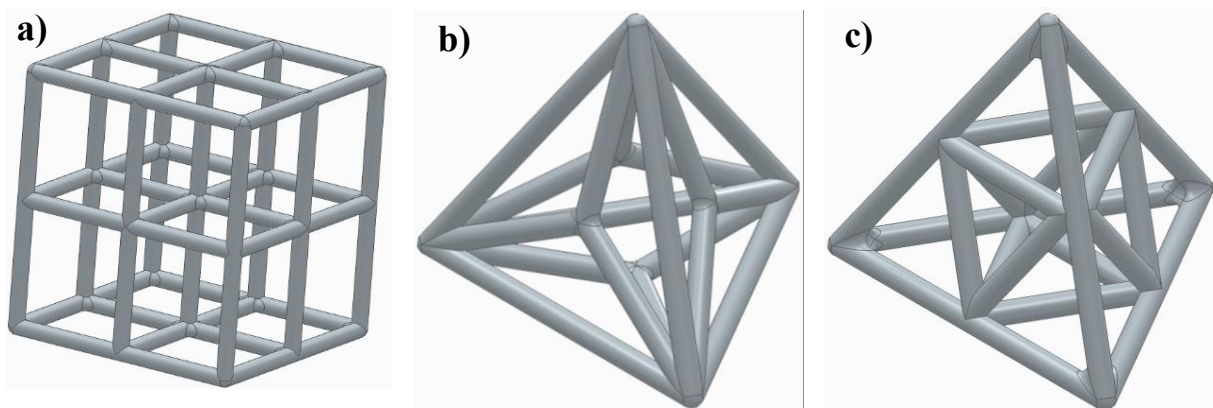


Figura 5.1.1-1: a) malla para la estructura cúbica; b) y c) dos mallados diferentes para la estructura tetraédrica

En la Tabla 5.1.1-1 se muestran los seis diseños realizados con la base malla cúbica y en la Tabla 5.1.1-2 los seis diseños totales correspondientes al mallado tetraédrico, siendo únicamente Tabla 5.1.1-2 a) correspondiente a la malla Figura 5.1.1-1 b) y resto de diseños corresponde con el mallado Figura 5.1.1-1 c).

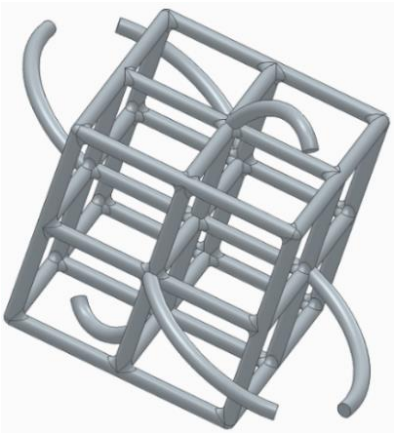
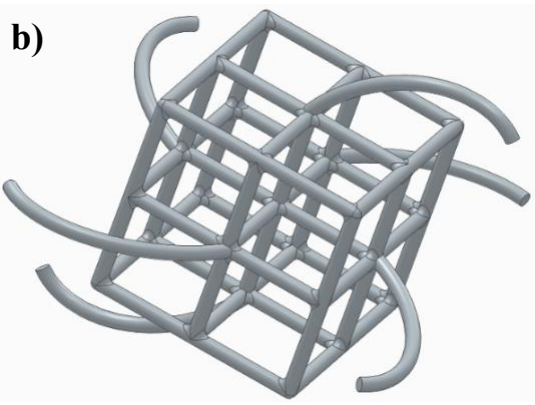
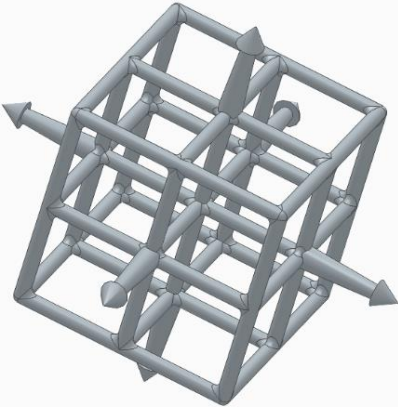
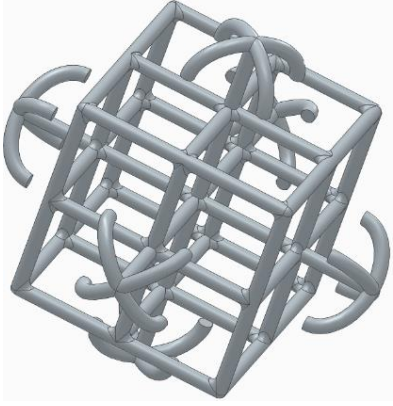
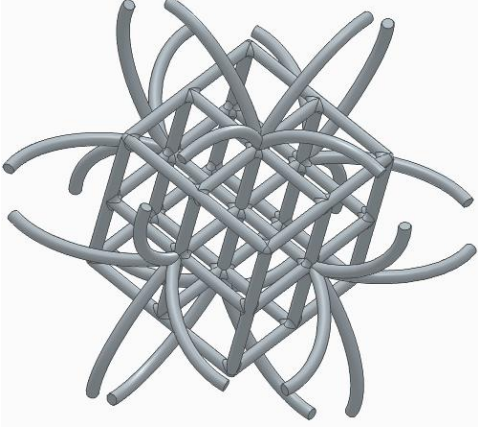
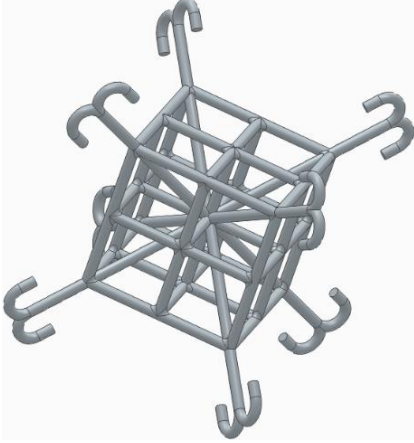
Prototipos cúbicos	
<b>a)</b> 	<b>b)</b> 
<b>c)</b> 	<b>d)</b> 
<b>e)</b> 	<b>f)</b> 

Tabla 5.1.1-1: Esquema resumen de los seis prototipos diseñados con base mallada cúbica

<b>Prototipos tetraédricos</b>	
<b>a)</b>	<b>b)</b>
<b>c)</b>	<b>d)</b>
<b>e)</b>	<b>f)</b>

Tabla 5.1.1-2: Esquema resumen de los seis prototipos diseñados con base mallada tetraédrica

### 5.1.2. Modelado estructural

En la Figura 5.1.2-1 se muestran las piezas estructurales hembra y macho compactas modeladas en *Solid Edge*, con todas las aristas redondeadas para evitar fisuras y concentrar tensiones. Las medidas de la pieza hembra son de 9mm de arista cuadrada y los huecos cuadrados de lado 3mm. La pieza macho tiene una sección del cuerpo cuadrado de 6mm de lado y los salientes de 2mm de lado. Los planos acotados se encuentran en el ANEXO 2.

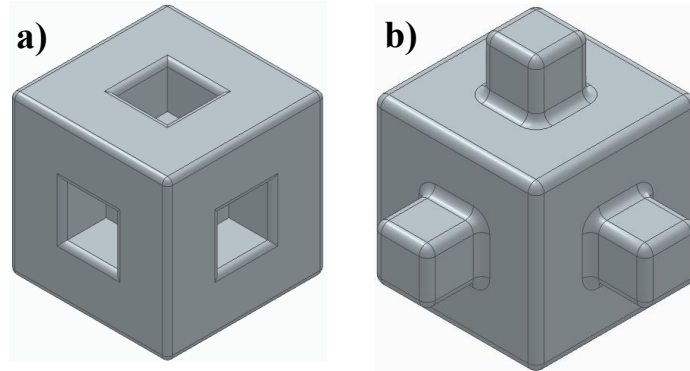


Figura 5.1.2-1: prototipos a) hembra y b) macho estructurales compactos modelados en *Solid Edge*

A partir de las piezas macizas se realizaron, en dos tandas, diferentes mallados para simular la porosidad interna del hueso. En la primera ocasión, se hicieron un total de tres parejas que se recogen en la Tabla 5.1.2-1 cuyas características de patronaje están en la Figura 4.4.2-3; y en la segunda, dos parejas que se muestran en la Tabla 5.1.2-2 con sus correspondientes particularidades en la Figura 4.4.2-6.

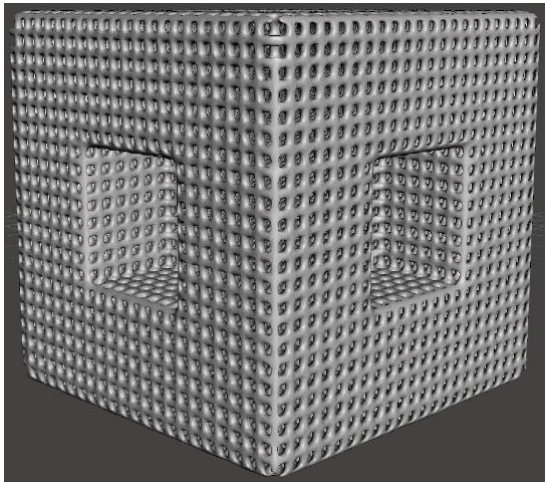
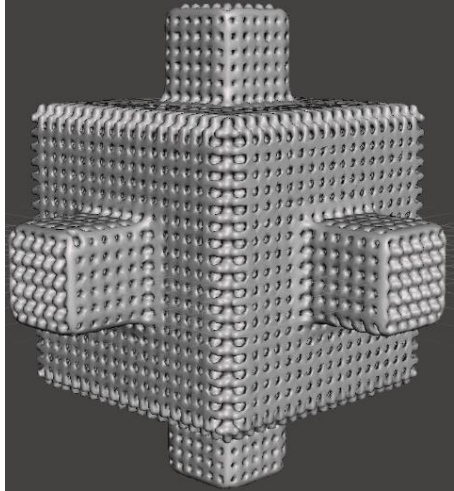
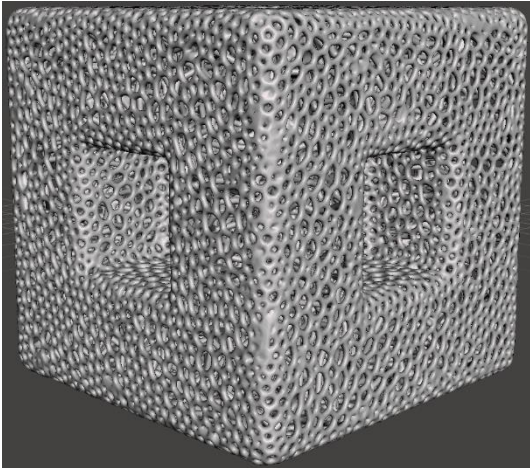
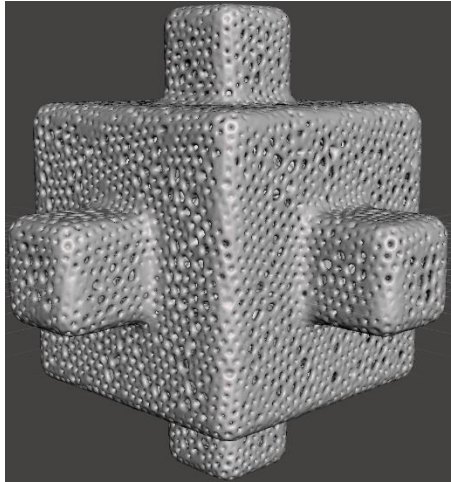
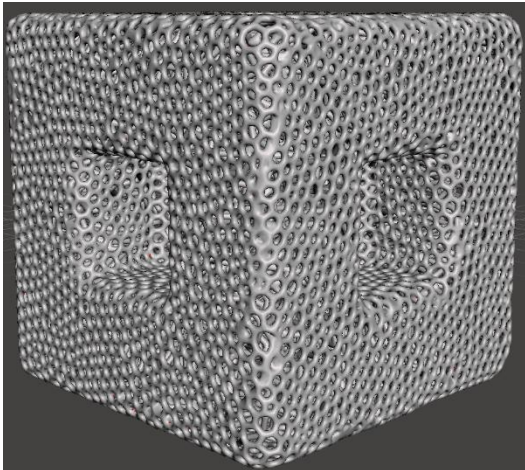
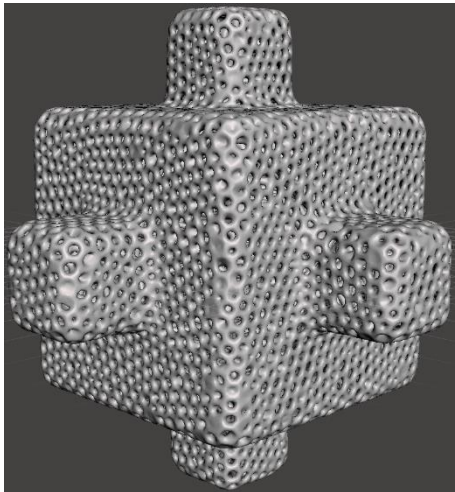
Prototipos estructurales		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		
3)		

Tabla 5.1.2-1: Primera tanda de parejas de piezas hembra-macho estructural

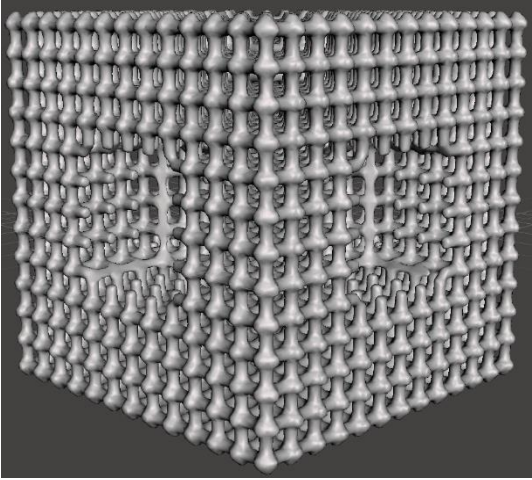
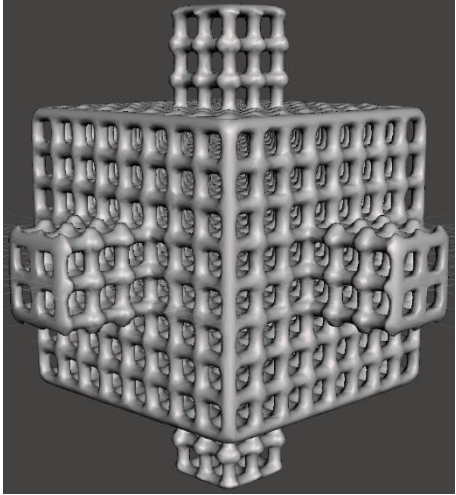
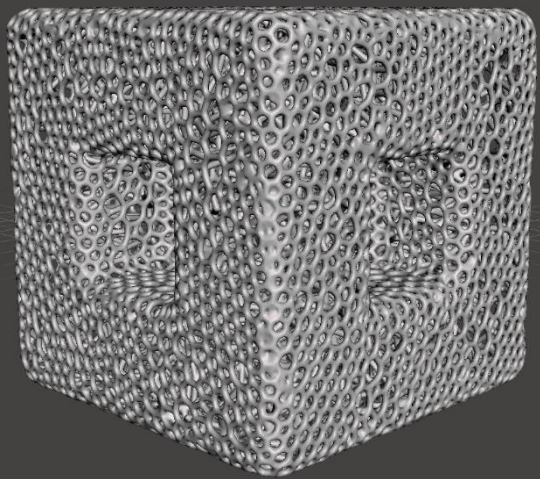
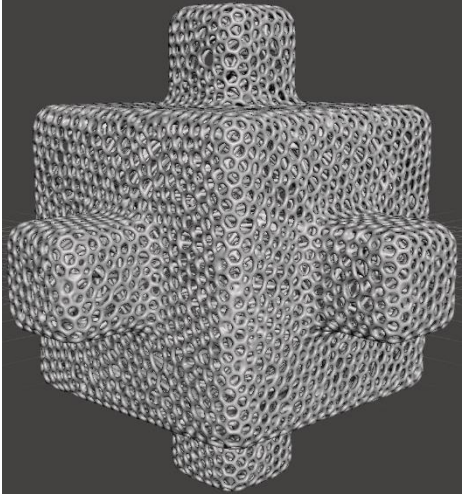
Prototipos estructurales		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		

Tabla 5.1.2-2: Segunda tanda de parejas de piezas hembra-macho estructural

### 5.1.3. Modelado orgánico

Se ilustran en la Figura 5.1.3-1 las piezas orgánicas hembra y macho compactas modeladas en *Solid Edge*. Las medidas de la pieza hembra son de 6mm de diámetro y los huecos tienen un diámetro de 3mm. La pieza macho tiene un diámetro de cuerpo de 5mm y los lóbulos de 2,5mm. Los planos acotados se encuentran en el ANEXO 3.

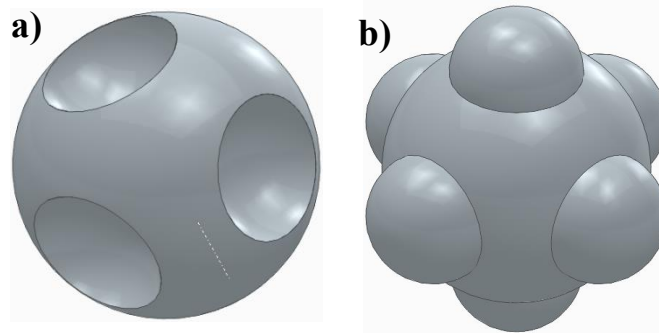


Figura 5.1.3-1: prototipos a) hembra y b) macho orgánicos compactos modelados en *Solid Edge*

Una vez modeladas estas piezas macizas se realizaron, en dos tandas, diferentes mallados para simular la porosidad del hueso. En la primera tanda, se desarrollaron un total de tres parejas de piezas que se recogen en la Tabla 5.1.3-1 cuyas características de patronaje están en la Figura 4.4.3-3; y en la segunda, un total de dos parejas recogidas en la Tabla 5.1.3-2 con sus respectivas características en la Figura 4.4.3-6.

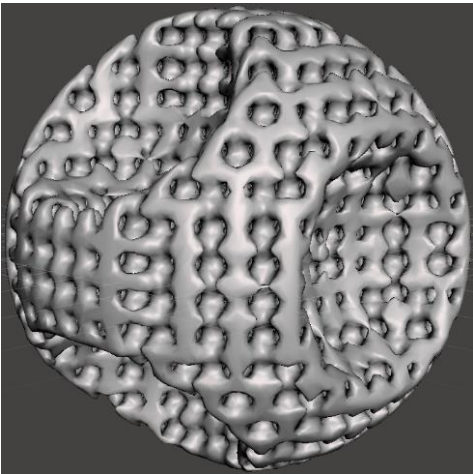
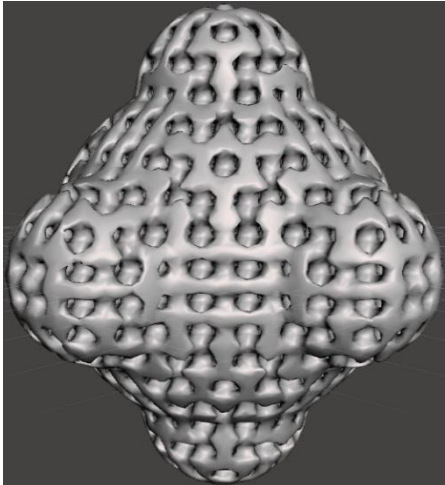
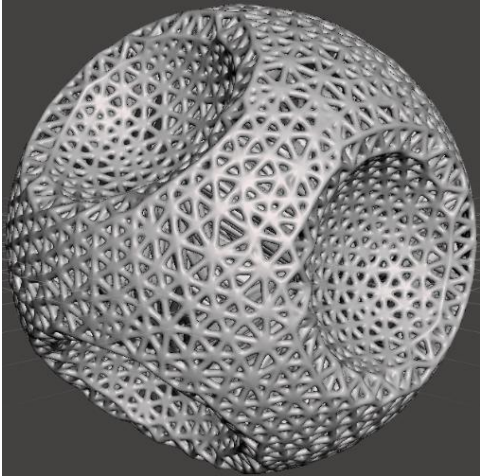
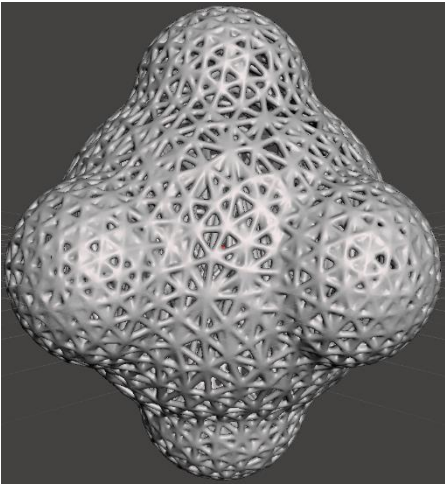
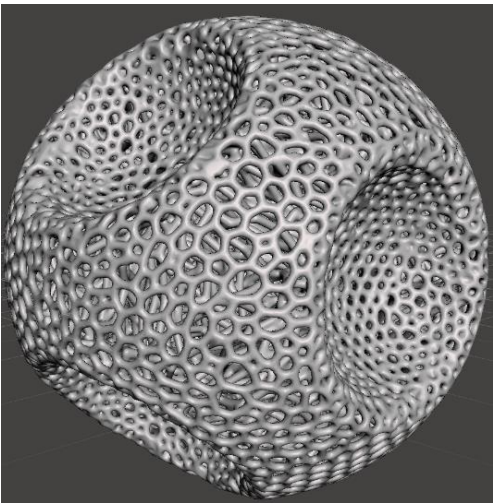
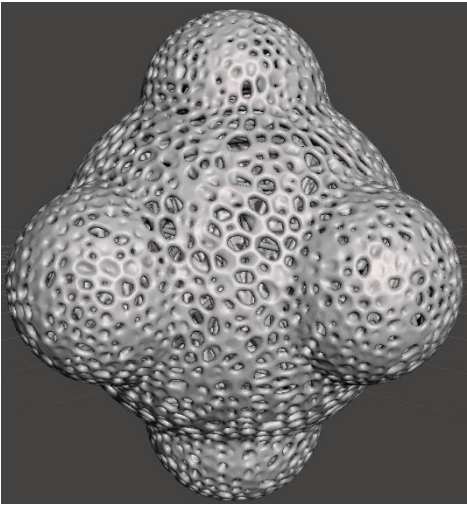
Prototipos orgánicos		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		
3)		

Tabla 5.1.3-1: Primera tanda de parejas de piezas hembra-macho orgánico

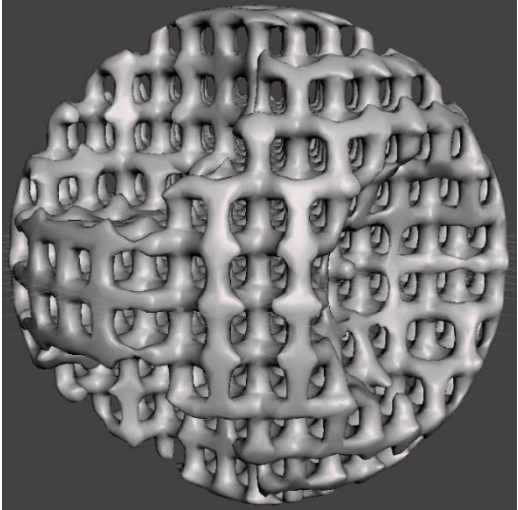
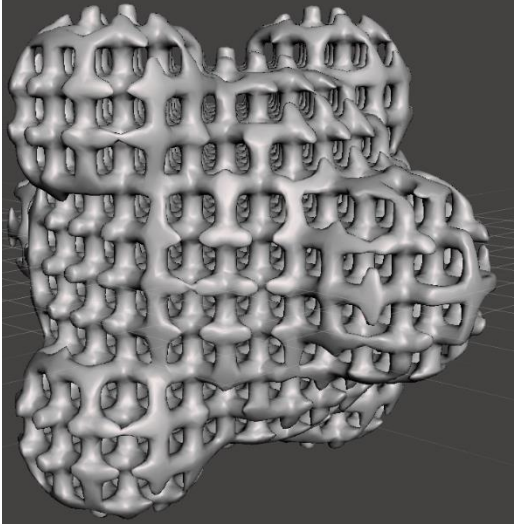
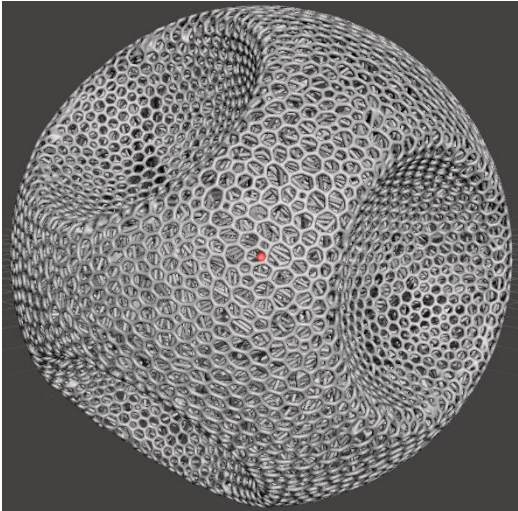
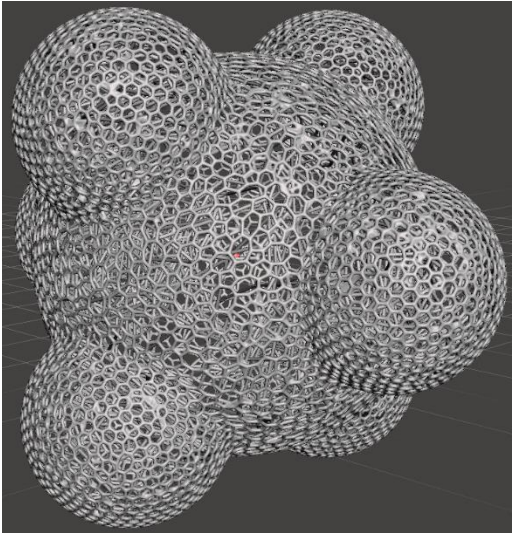
Prototipos orgánicos		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		

Tabla 5.1.3-2: Segunda tanda de parejas de piezas hembra-macho orgánico

## 5.2. IMPRESIÓN 3D

Durante el desarrollo del trabajo se realizaron un total de tres impresiones en el laboratorio.

### 5.2.1. Primera serie de impresión

En esta tanda de impresión se eligieron para imprimir tres variantes de cada estructura geométrica base. De la Tabla 5.1.1-1 se eligieron los d), e) y f) y de la Tabla 5.1.1-2 se eligieron a), b) y f).

La elección de estos modelos se fundamenta en su geometría compleja, caracterizada por un alto número de ramificaciones y salientes. Estas irregularidades superficiales permiten un mayor área de contacto entre las estructuras, lo que facilita el anclaje físico y la interconexión espontánea entre unidades.

En la siguiente Figura 5.2.1-1 se muestra en la plataforma de impresión la primera tanda de prototipos, un total de sesenta piezas siendo diez de cada variante.

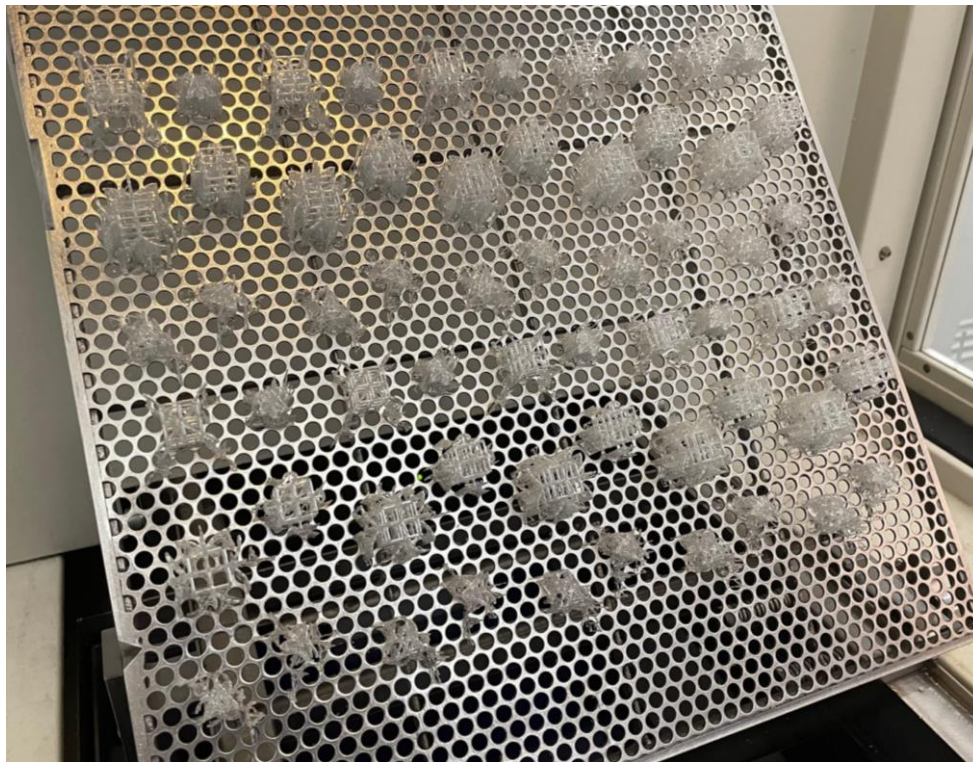


Figura 5.2.1-1: Prototipos geométricos en la plataforma de impresión

A continuación, se ilustran en la Tabla 5.2.1-1 los resultados impresos con base tetraédrica y en la Tabla 5.2.1-2 con base cúbica. En todas las variantes se enseña, en la columna izquierda de la tabla, un primer plano de la pieza con sus respectivos soportes de impresión y, en la derecha, la familia de piezas impresas.


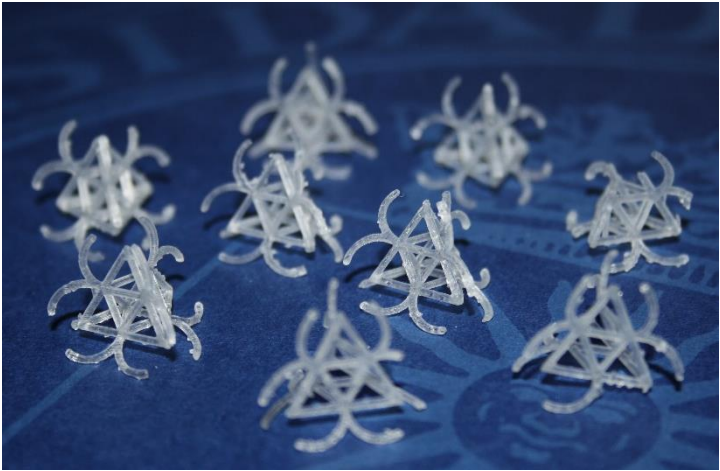




<b>Resultados prototipos geométricos tetraédricos</b>	
	
	
	

Tabla 5.2.1-1: Resultados de los prototipos geométricos tetraédricos


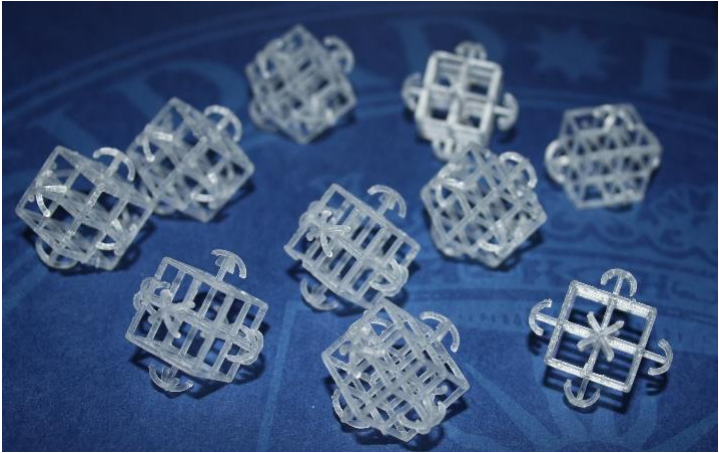
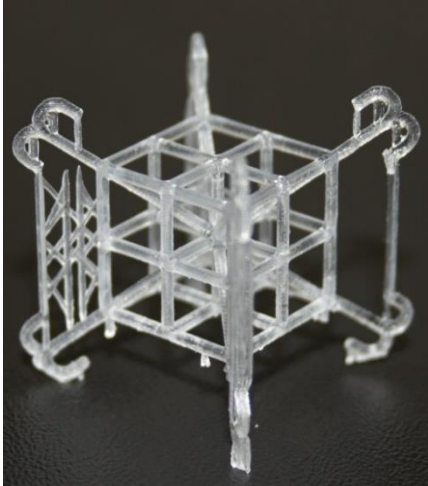
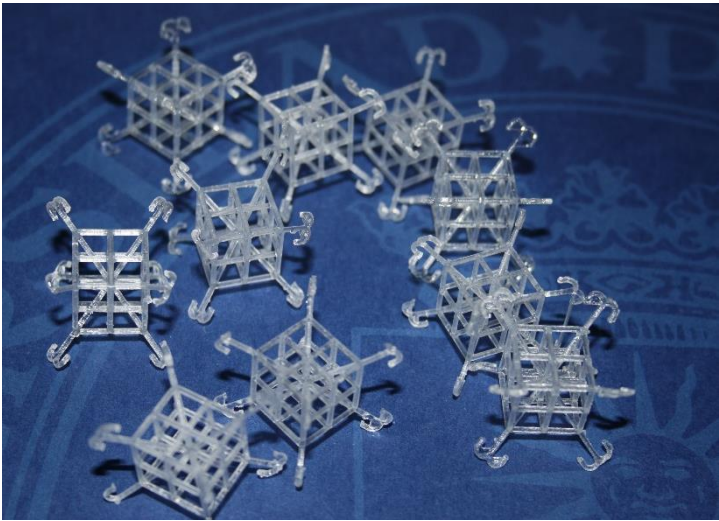

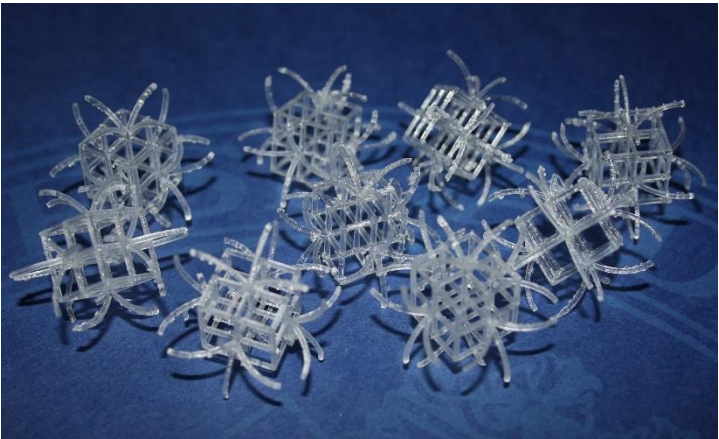
Resultados prototipos geométricos cúbicos	
	
	
	

Tabla 5.2.1.-2: Resultados de los prototipos geométricos cúbicos

5.2.2. Segunda serie de impresión


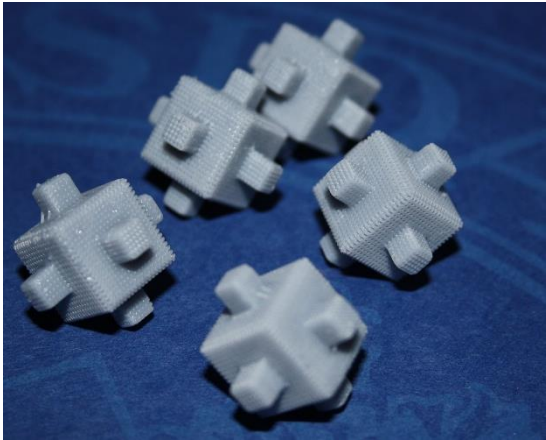

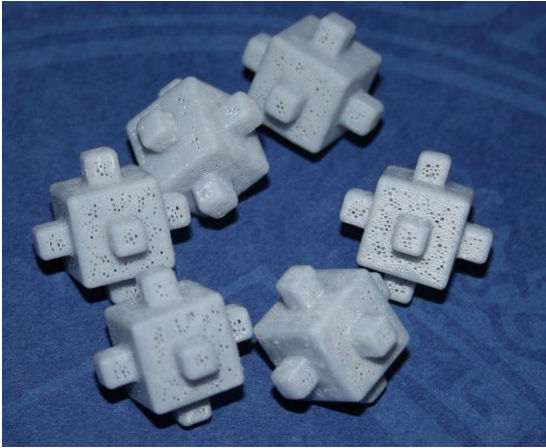


Resultados prototipos estructurales		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		
3)		

Tabla 5.2.2-1: Resultados de los prototipos estructurales

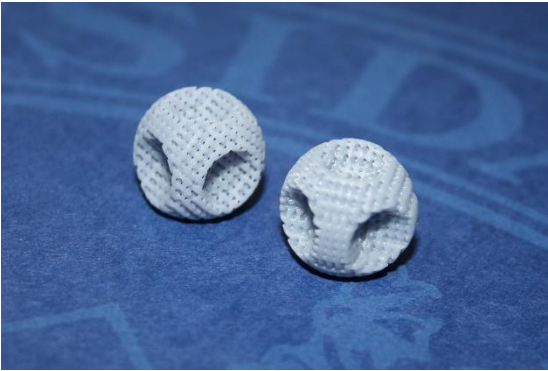




Resultados prototipos orgánicos		
Pareja	Hembra	Macho
1)		<p><b>NO SE ENCONTRÓ</b></p>
2)		
3)		

Tabla 5.2.2-2: Resultados de los prototipos orgánicos

5.2.3. Tercera serie de impresión


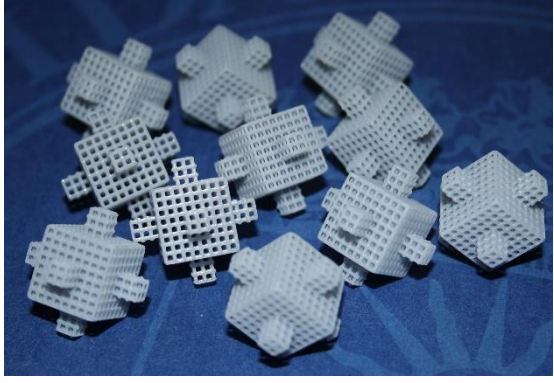


Resultados prototipos estructurales		
Pareja	Hembra	Macho
1)		
2)		

Tabla 5.2.3-1: Resultados de los prototipos estructurales


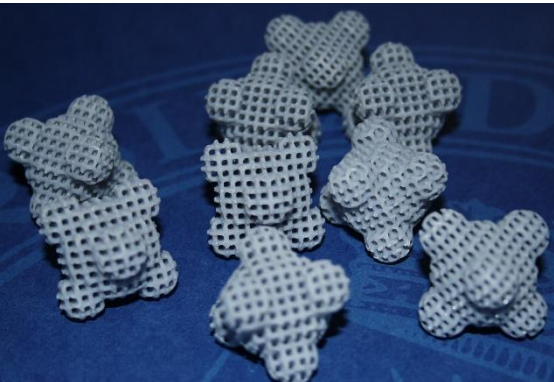
Resultados prototipos estructurales		
Pareja	Hembra	Macho
1)		

Tabla 5.2.3-2: Resultados de los prototipos orgánicos



## 6. DISCUSIÓN

### 6.1. OBSERVACIONES DE LA PRIMERA SERIE DE IMPRESIÓN

En esta serie se imprimieron un total de seis modelos geométricos, de los cuales tres son de tipo cúbico y el resto tetraédrico. Tras analizar los resultados de impresión se evidenció que las piezas presentaban una fragilidad considerable, atribuible a la delgadez de las varillas que las conforman, así como a la presencia de múltiples ramificaciones y salientes. Esta debilidad estructural se manifestó especialmente durante la retirada de los soportes de impresión, momento en el cual se observaron roturas en diversas piezas, especialmente en los ganchos.

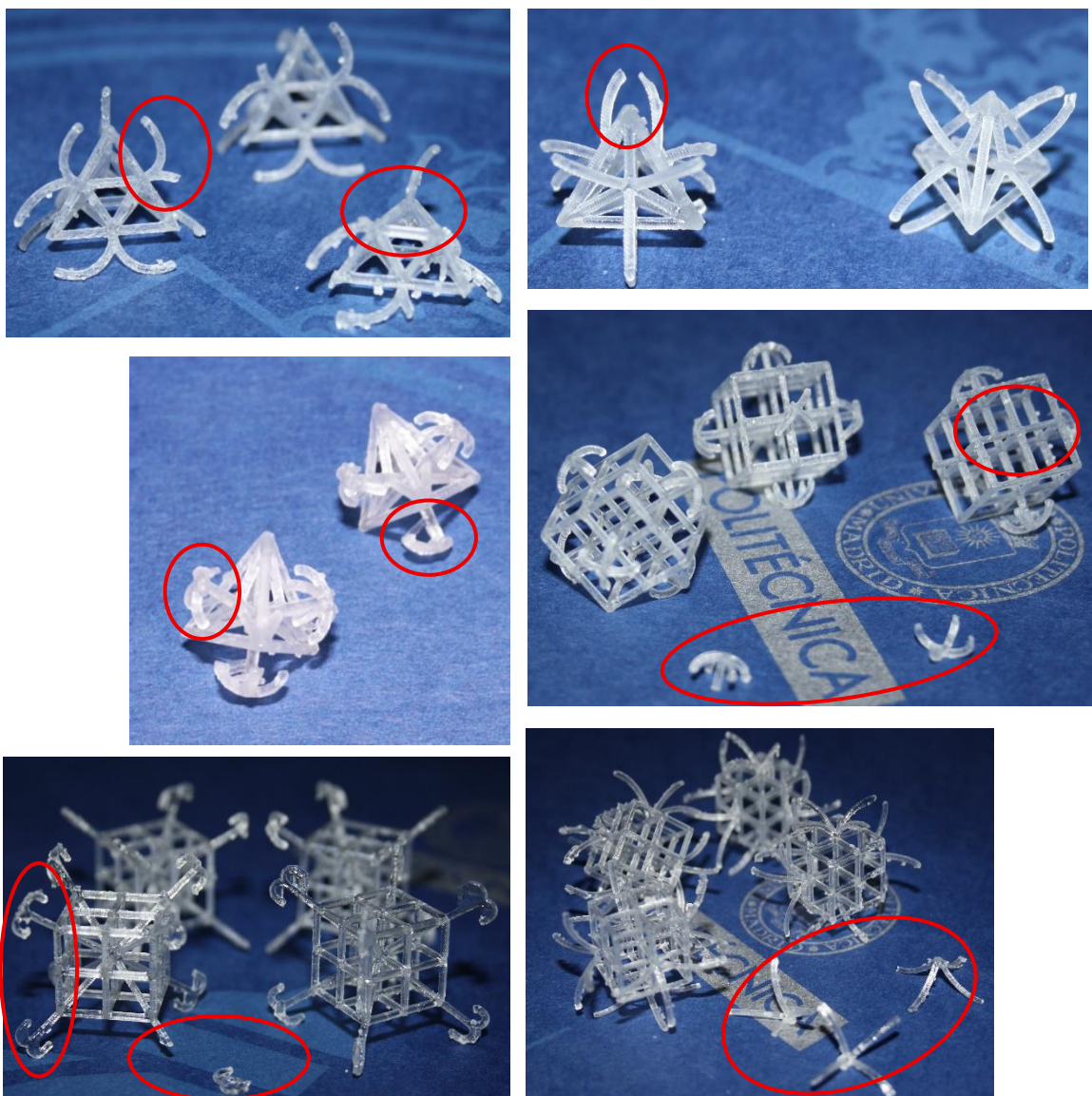


Figura 6.1-1: Evidencia de defectos en la primera serie de impresión

Además, se identificaron problemas asociados a la precisión dimensional. Debido al reducido tamaño de las estructuras, varios modelos presentaron defectos de impresión, en gran parte ocasionados por la dificultad de generar soportes adecuados para las pequeñas extremidades. Como resultado de esto último, quedaron residuos de material provenientes de dichos soportes comprometiendo la calidad final de las piezas.

Se muestran en la Figura 6.1-1 los errores y defectos de las diferentes versiones. La principal imperfección detectada fue por motivo de la fragilidad en sí de cada pieza, pero, sobre todo, de los ganchos por ser miembros salientes sin tener soporte ni apoyo, muchos de ellos se terminaron desprendiendo del cuerpo base. A parte del resto de material de los soportes de impresión adheridos, como ya se comentó.

Se probaron a unir las piezas manualmente para verificar acoplamientos. Según lo expuesto en la sección 4.7, se establecen dos tipos de conexiones entre las piezas: una de ellas es a través de gancho con gancho (GG), y la otra es de gancho a cuerpo base (GC). Las siguientes secuencias de imágenes ilustran las uniones correspondientes a las distintas versiones.

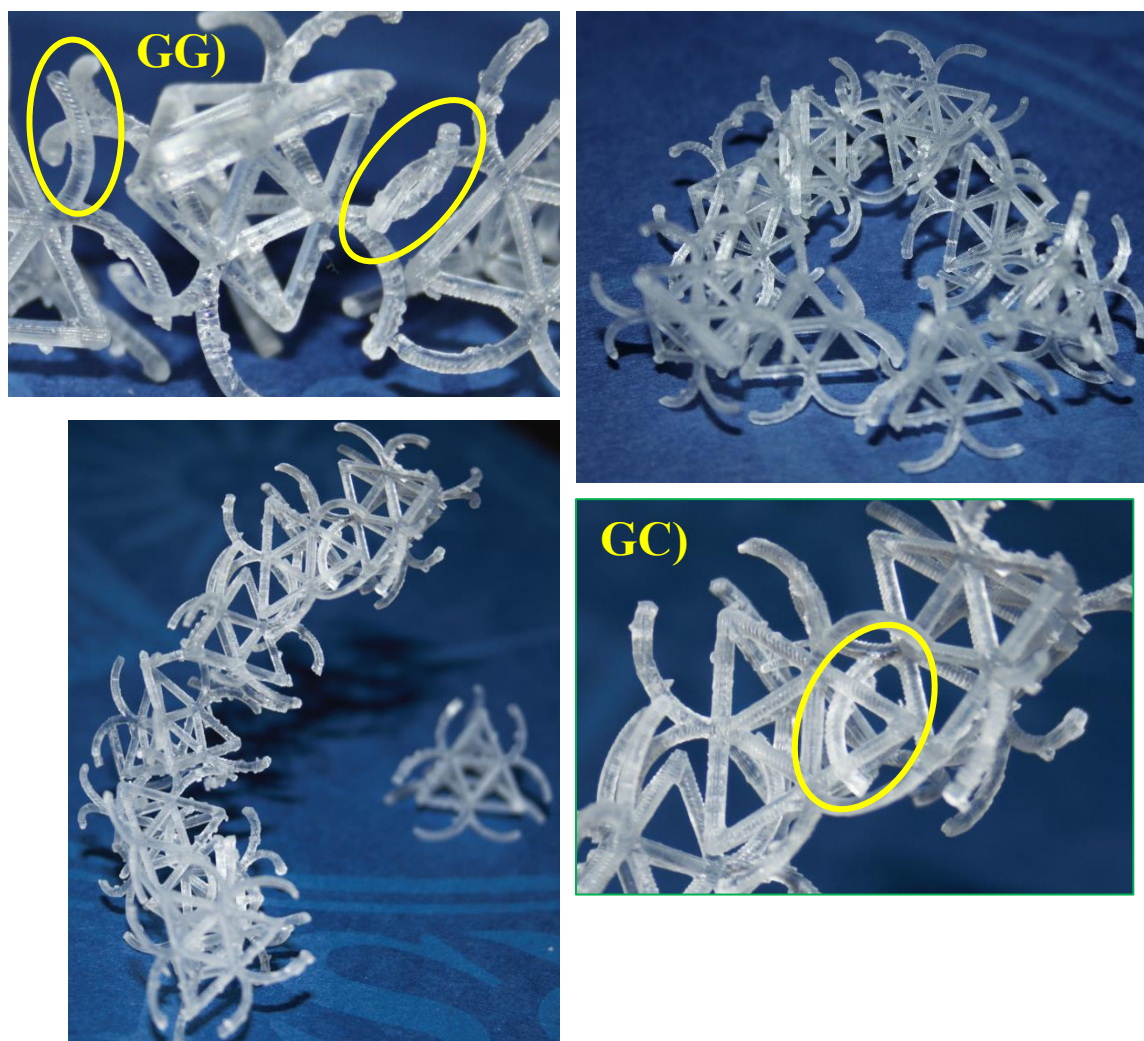


Figura 6.1-2: Muestra de conexiones versión 1 tetraédrico

En la Figura 6.1-2 se presenta la única versión que fue impresa con un mallado tetraédrico distinto. Con esta primera configuración se pudo hacer pruebas con los dos tipos de enlaces establecidos de manera efectiva. La curvatura de las ramificaciones permitió el entrelazado GG entre ellas para formar una estructura compacta, mientras que la conexión GC también demostró buen rendimiento, aportando mayor rigidez al conjunto.

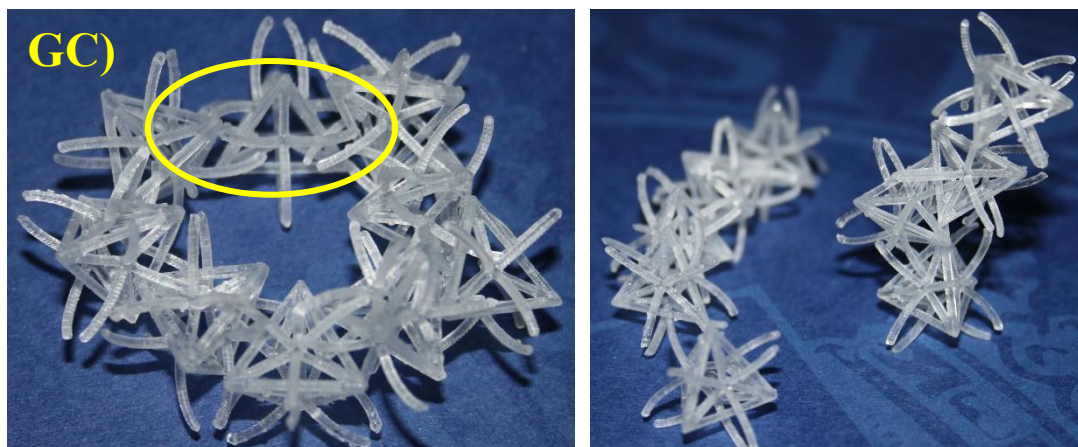


Figura 6.1-3: Muestra de conexión versión 2 tetraédrico

La versión tetraédrica de la Figura 6.1-3 únicamente permitía la formación de enlaces tipo GC. Al intentar establecer una unión GG, se observó que la configuración espacial resultante, caracterizada por poca curvatura y una excesiva extensión de las ramificaciones, impedía un acoplamiento eficaz entre ambas estructuras debido al deslizamiento entre ellas. No obstante, entre las opciones evaluadas, fue la que mejor se adaptó al modelo tridimensional y presentó la menor cantidad de defectos y adherencia de material proveniente de los soportes.

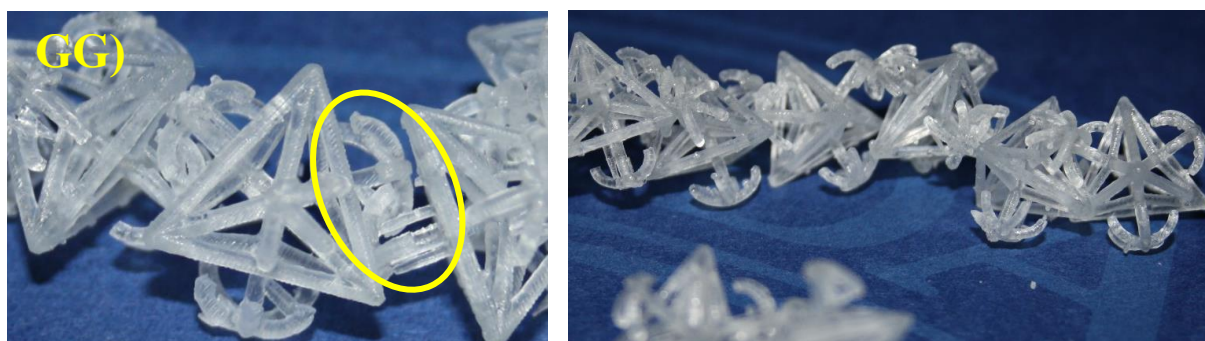


Figura 6.1-4: Muestra de conexión versión 3 tetraédrico

A diferencia del caso anterior, la versión de la Figura 6.1-4 permitía exclusivamente la formación de uniones tipo GG. Este tipo de gancho presentaba un ángulo más cerrado y una cantidad excesiva de ramificaciones, lo que generaba una limitación en el espacio disponible para lograr un acoplamiento adecuado con el cuerpo principal de la estructura. Además, se

observó que varias de estas ramificaciones presentaban defectos de impresión debido a los pequeños detalles, y algunas parcialmente rotas, lo que comprometía aún más su funcionalidad.

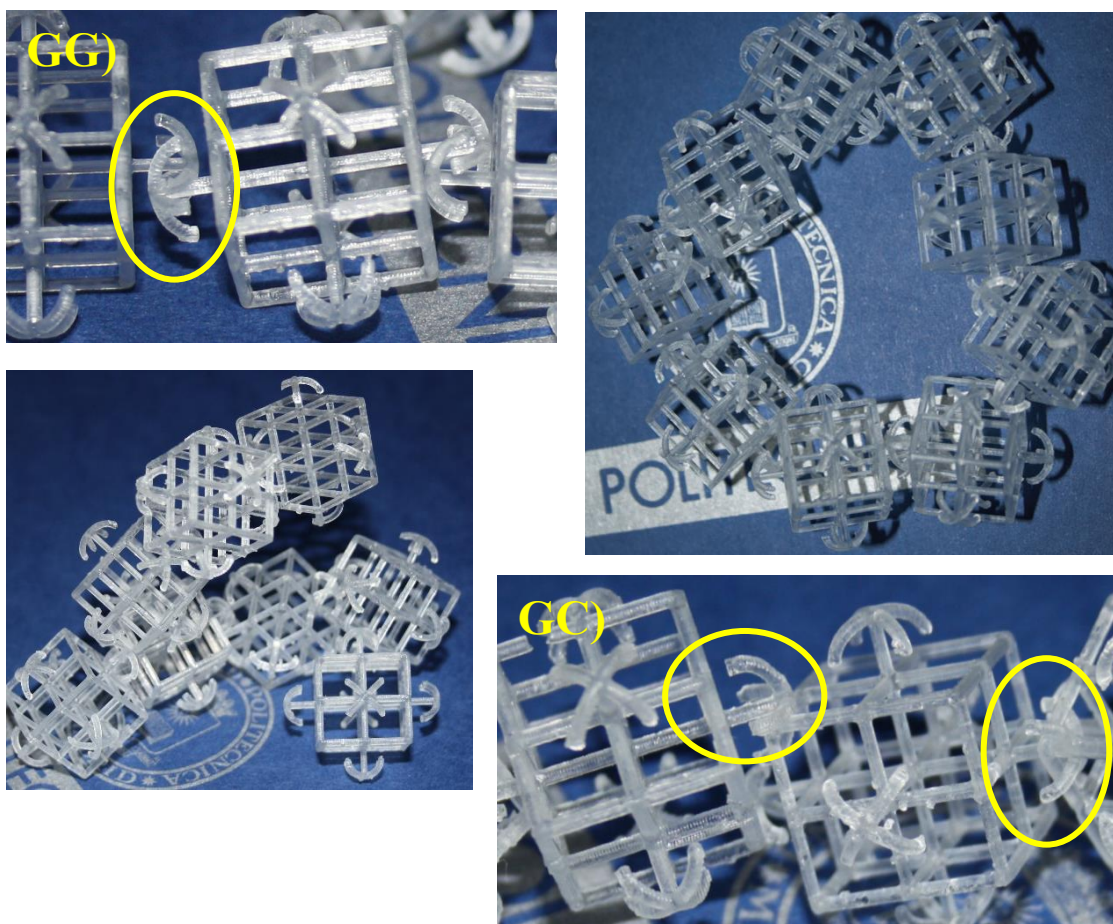


Figura 6.1-5: Muestra de conexiones versión 1 cúbico

Siguiendo la misma variedad de enganche empleado en el caso anterior, en esta ocasión se aplica el mismo tipo de conexión al mallado cúbico, Figura 6.1-5. Gracias a las dimensiones más amplias y a la configuración interna de la cavidad cúbica, fue posible establecer ambos tipos de uniones. En el caso de la unión tipo GG se presentan las piezas adoptando una forma de anillo, lo que permite una conexión envolvente y continua. Por otro lado, con la unión tipo GC se probó una estructura vertical en forma de torre, que permite un apilamiento eficiente y estable.

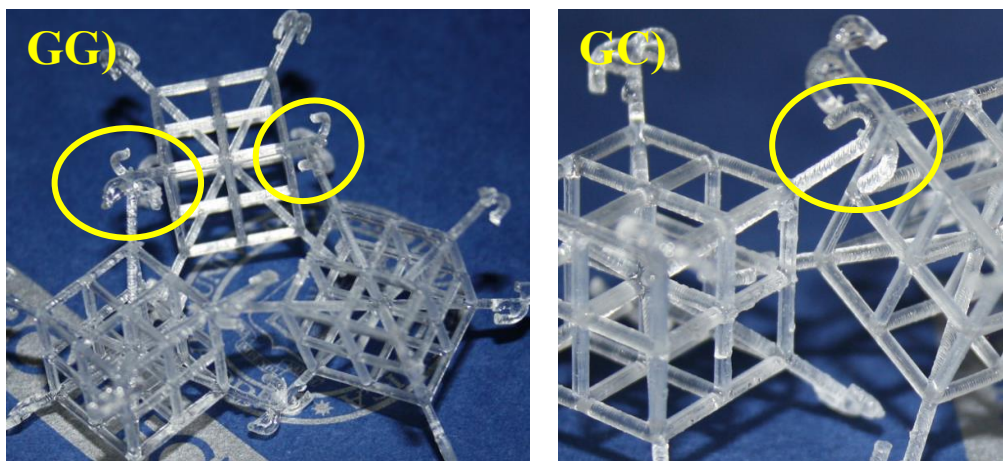


Figura 6.1-6: Muestra de conexiones versión 2 cúbico

El diseño de los ganchos de esta segunda versión, Figura 6.1-6, se hizo atravesando la estructura del cubo diagonalmente, desde un vértice a su respectivo vértice opuesto. Esta disposición tuvo como objetivo reforzar el mallado del cuerpo principal, proporcionando mayor solidez estructural y favoreciendo la estabilidad general del conjunto. Sin embargo, la geometría específica de los ganchos presentó ciertas limitaciones durante el proceso de FA. En particular, los ganchos de esta versión fue la que mostró una menor fidelidad con respecto al modelado 3D original, debido a la presencia de restos de material de soporte que quedaron adheridos a la pieza, dificultando su limpieza y acabado.

A pesar de estos inconvenientes, el prototipo permitió comprobar la viabilidad de ambos tipos de conexión definidos. Tanto la unión GG como la GC pudieron ser implementadas y evaluadas.



Figura 6.1-7: Muestra de conexiones versión 3 cúbico

Se emplea en la Figura 6.1-7 el mismo tipo de ramificación que en la Figura 6.1-3, lo que da lugar a la repetición de la misma anomalía estructural. En este caso, únicamente fue posible establecer el enlace del tipo GC. La unión tipo GG resultó complicada, ya que, al igual que en el caso tetraédrico, su configuración se caracterizó por unos ganchos con curvatura poco cerrada

y una excesiva longitud de las ramificaciones, lo que impidió un acoplamiento eficaz entre los ganchos debido al deslizamiento que se producía entre ellas.

Además de las pruebas de conexión realizadas de forma manual, durante el proceso de almacenamiento de los distintos modelos ya se había observado un comportamiento favorable en relación con el fenómeno de entrelazado. Al apilar las diferentes piezas en recipientes, estas tendían espontáneamente a unirse entre sí. En la Figura 6.1-8 se muestra un ejemplo representativo utilizando la segunda versión cúbica, en la que se produjo un autoensamblaje que dio lugar a enlaces tanto del tipo GG como GC.

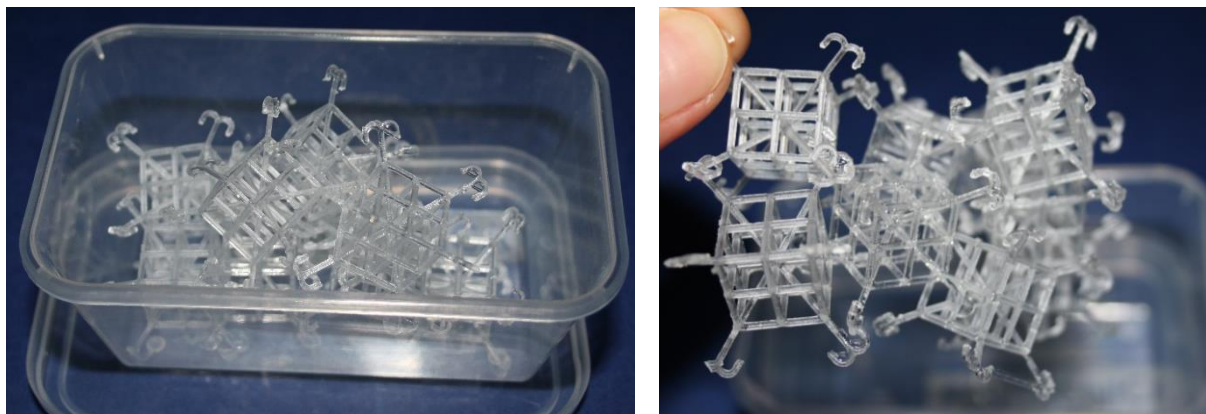


Figura 6.1-8: Ejemplo de autoensamblaje

Tras el análisis de las piezas correspondientes a esta primera serie de fabricación, se observaron una serie de características comunes en la totalidad de los ejemplares. Entre ellas, destacó una notable fragilidad estructural, evidenciada por la aparición recurrente de roturas en los distintos tipos de géneros. Este comportamiento confiere una resistencia limitada de las piezas frente a determinadas tensiones o esfuerzos durante el proceso de manipulación o uso previsto.

En lo que respecta a las pruebas funcionales realizadas sobre las uniones establecidas entre componentes, se identificaron diferencias en el comportamiento mecánico de los distintos tipos de conexión. Específicamente, la configuración que emplea uniones de tipo gancho con gancho mostró una mayor capacidad de flexión angular. Este aumento en el rango de movimiento implica, a su vez, una mayor holgura relativa entre las partes conectadas, lo cual puede influir negativamente en la estabilidad general del conjunto bajo ciertas condiciones de carga o vibración.

En contraste, la unión compuesta por un gancho acoplado directamente al cuerpo principal presentó un desempeño mecánico más robusto. Esta configuración demostró una mayor rigidez estructural, así como una respuesta más estable ante estímulos mecánicos externos.

## 6.2. OBSERVACIONES DE LA SEGUNDA SERIE DE IMPRESIÓN

En la segunda tanda de FA se obtuvieron seis parejas de piezas, de las cuales tres fueron correspondientes al modelado estructural y las otras tres al orgánico.

### 6.2.1. Prototipos estructurales

A raíz de los resultados del modelado anterior, se desarrolló el modelado estructural como una mejora clave del diseño, enfocada en resolver problemas de estabilidad y cohesión observados, disminuyendo principalmente la fragilidad. Para ello, se implementó un sistema de ensamblaje más eficaz, utilizando un encaje tipo hembra-macho partiendo de una base cúbica. El objetivo perseguido fue conseguir una estructura más firme, compacta, con mejor distribución de cargas y una mayor modularidad, haciendo el prototipo más robusto y funcional. Una primera visión de los resultados fue presentada en la sección 5.2.2, Tabla 5.1.2-1. A continuación, se analizan y comentan los resultados de cada pareja de prototipo.

La primera pareja de piezas presentó una porosidad muy densa, Figura 6.2.1-1, lo que dio como resultado elementos prácticamente macizos, con solo un leve relieve en la capa externa. Debido a esta densidad, las piezas no se correspondieron con el modelado 3D original mostrado en la Tabla 5.1.2-1. Sin embargo, al ser más sólidas, resultaron piezas limpias y sin restos de material adherido proveniente de los soportes.

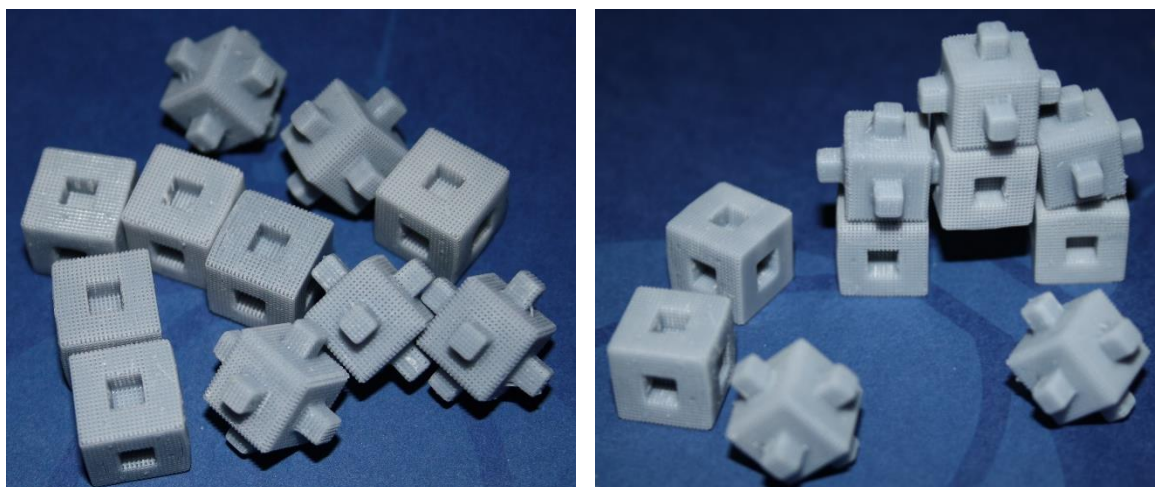


Figura 6.2.1-1: Pareja 1 del modelado estructural

Se probaron los encajes entre las piezas, resultando siempre favorable cuando se colocaban sobre una base de apoyo. Sin embargo, al ser piezas casi lisas sumado a la diferencia de un milímetro entre la cavidad (de 3 mm de arista cuadrada) y el saliente (de 2 mm de arista) generó una holgura que impedía un acoplamiento completamente compacto, ya que las piezas tendían a soltarse.

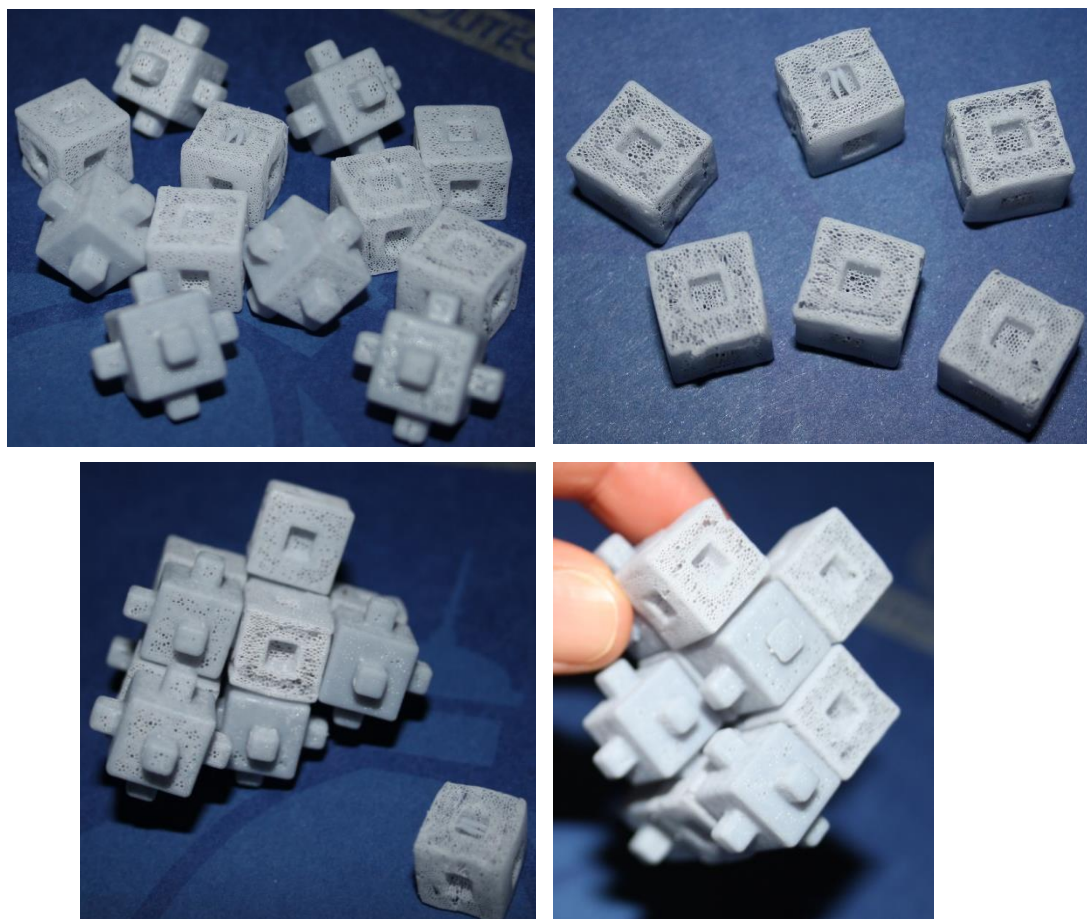


Figura 6.2.1-2: Pareja 2 del modelado estructural

El conjunto de fotografías de la Figura 6.2.1-2 muestra la segunda pareja. La principal anomalía fue el resultado de las piezas hembra. A pesar de que tanto la pieza macho como la hembra fueron generadas utilizando un mallado idéntico, se observó una notable diferencia en la densidad y distribución de la porosidad interna.

La pieza macho resultó con una porosidad más densa, lo cual ya fue identificado en la fase de modelado tridimensional, como se refleja en la Tabla 5.1.2-1, donde se vio en la superficie de esta pieza zonas casi uniformes.

Por otro lado, las piezas hembra presentaron una porosidad más sutil y dispersa, lo que comprometió su integridad estructural. Esta debilidad se manifestó en la aparición de fracturas parciales en todas las piezas de este tipo, acompañadas, además, por residuos mínimos de material adherido derivados de los soportes de impresión.

Sin embargo, a pesar de las imperfecciones, fue posible lograr un acoplamiento funcional entre las piezas, a diferencia de los resultados obtenidos con la pareja anterior. Cabe destacar que, en este caso, los defectos de impresión y la mayor porosidad contribuyeron, a facilitar el ensamblaje, permitiendo la formación de un conjunto compacto y estructuralmente estable.

Este hallazgo sugiere que ciertas irregularidades superficiales, lejos de obstaculizar el proceso de unión, pueden en ocasiones favorecer el acoplamiento entre componentes, siempre que no comprometan el comportamiento mecánico del conjunto.

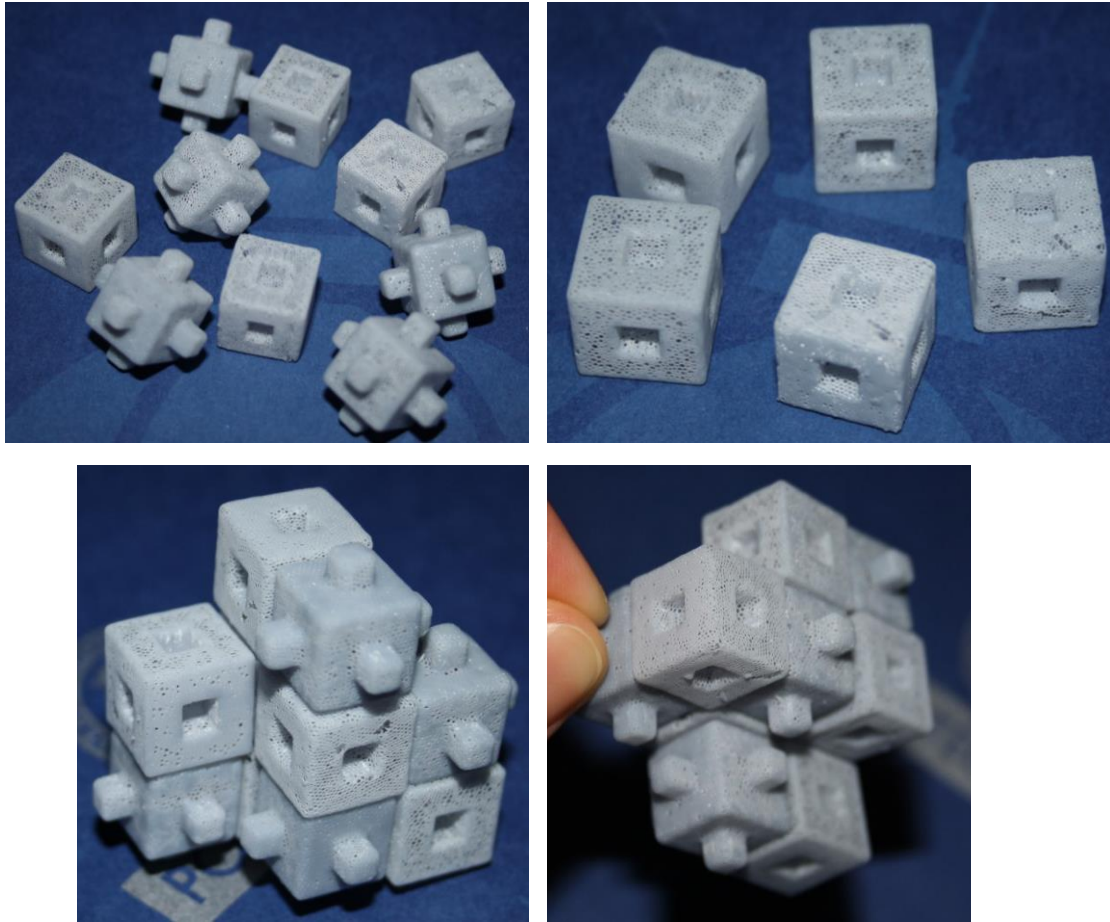


Figura 6.2.1-3: Pareja 3 del modelado estructural

La última pareja de piezas estructurales, Figura 6.2.1-3, presentó características similares a las observadas en el caso anterior, con una diferencia clave en el diseño: en esta ocasión, se optó por un tamaño de elementos para las cavidades y espaciado entre ellas más amplio, características en la Figura 4.4.2-3. Se observó en los resultados una mejora significativa en ciertos aspectos estructurales y funcionales.

En las piezas macho, fue más evidente observar una porosidad considerable y distribuida más uniforme en comparación con el caso anterior. A pesar de ello, algunas zonas continuaron mostrando una densidad relativamente constante.

En contraste, el resultado de las piezas hembra fue notablemente más favorable. Se registró una mayor firmeza estructural gracias a la reducción significativa de la aparición de fisuras superficiales. Esta mejora puede atribuirse a una mayor conexión entre los poros. Además, hubo menor acumulación de material residual proveniente del proceso de impresión. En consecuencia, se obtuvo una superficie más limpia.

También fue posible lograr un ensamblaje exitoso entre las piezas. Este acoplamiento resultó en una configuración sólida y resistente, evidenciando que las modificaciones implementadas en el diseño geométrico influyeron positivamente en la integridad del conjunto. Los resultados sugieren que una estrategia de diseño basada en una mayor separación de elementos estructurales internos puede favorecer tanto la estabilidad del ensamblaje como la calidad final de las piezas producidas mediante FA.

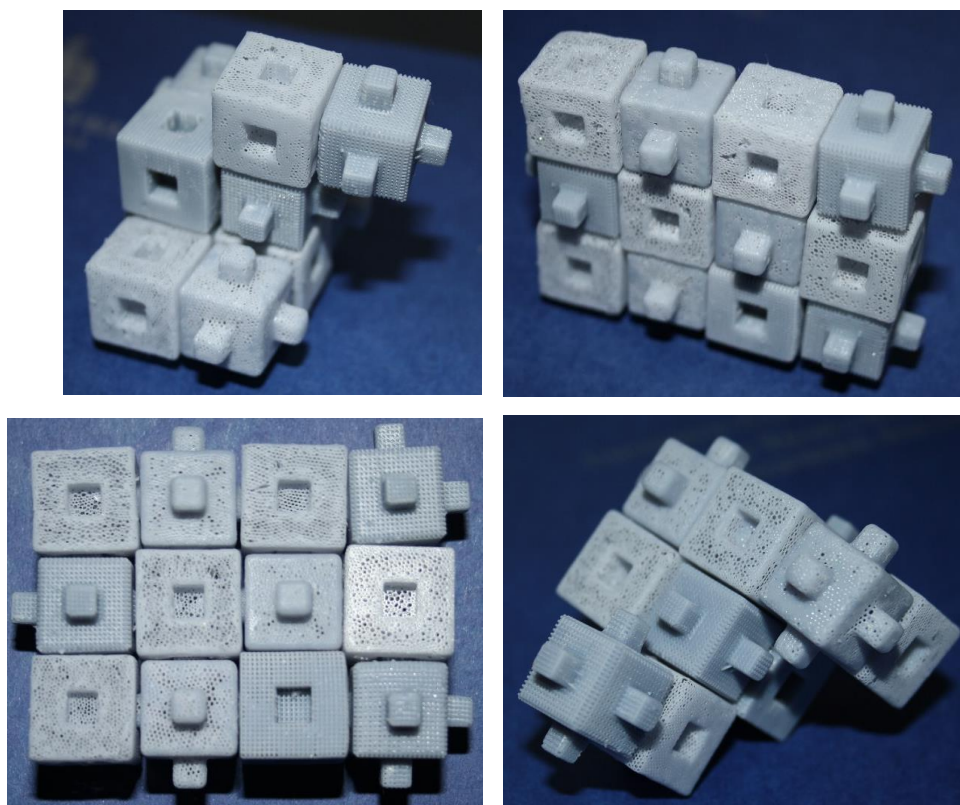


Figura 6.2.1-4: Acoplamiento conjunto de todas las parejas de piezas estructurales

Adicionalmente, se llevaron a cabo pruebas de ensamblaje entre las distintas parejas de piezas generadas, combinando piezas con diferentes tipos y configuraciones de porosidad, Figura 6.2.1-4. El objetivo de esta prueba era evaluar la compatibilidad funcional entre prototipos con características morfológicas distintas. Los resultados obtenidos fueron positivos, ya que se logró el acoplamiento efectivo entre todas las combinaciones, sin comprometer la estabilidad del conjunto.

De manera particularmente destacable, incluso las piezas correspondientes a la primera pareja, que presentaban una superficie lisa y menor adaptabilidad estructural debido a su diseño más sólido, fueron capaces de ensamblarse satisfactoriamente con otras piezas de diferentes texturas. Esto sugiere una cierta versatilidad en los parámetros de diseño empleados y una tolerancia funcional aceptable entre prototipos con distintas distribuciones de porosidad.

### 6.2.2. Prototipos orgánicos

La evolución del modelado estructural al orgánico responde a la necesidad de alinear el diseño de los andamios con principios biomiméticos que favorezcan no solo la resistencia mecánica, sino también la funcionalidad biológica. Este cambio permite aproximarse a la complejidad del tejido óseo natural, mejorando la integración celular y promoviendo un entorno más adecuado para la regeneración. En consecuencia, el modelado orgánico se consolida como una estrategia clave para desarrollar estructuras más efectivas en aplicaciones de ingeniería de tejidos.

Una primera visión de los resultados fue expuesta en la sección 5.2.2, específicamente en la Tabla 5.2.2-2, cuyos modelados 3D se encuentran en la Tabla 5.1.3-1. Seguidamente, se procede a un analizar y comentar los resultados obtenidos para cada una de las parejas de prototipos.

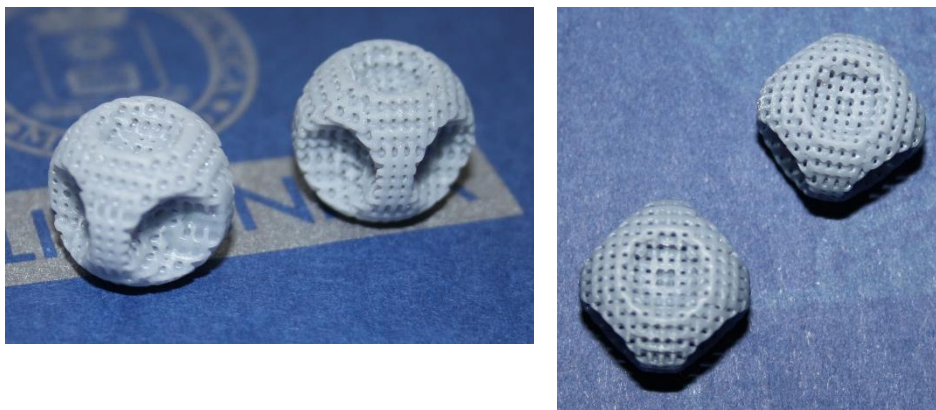


Figura 6.2.2-1: Piezas macho de la pareja 1 del modelado orgánico

Cabe señalar la ausencia de la pieza macho correspondiente a la primera pareja, debido a un error en el archivo enviado durante el proceso de impresión, por tanto, no hubo resultado físico de la pieza macho. El único análisis correspondiente de la Figura 6.2.2-1 se centra en el estudio de su porosidad. En una observación inicial, la estructura parece presentar un comportamiento similar al observado en la primera pareja del modelado estructural, donde el relieve poroso se limitaba a la superficie, mientras que el interior permanecía prácticamente macizo. Sin embargo, tras una inspección más detallada, se pudo comprobar que la pieza sí contiene poros en su interior, aunque de forma muy sutil y poco evidente a simple vista.

Lo observado anteriormente sugiere la posibilidad de aplicar el mismo patrón de mallado, pero ajustado a una escala más fina, es decir, con un espaciado mayor entre los elementos. Alternativamente, podría considerarse el uso exacto de los mismos parámetros de mallado en caso de que la pieza maciza tuviera un tamaño mayor. En este sentido, la cuestión principal radica en la escala del diseño, ya que esta determina cómo se manifiestan las características estructurales del mallado en la geometría final.



Figura 6.2.2-2: Pareja 2 del modelado orgánico

En la segunda pareja de prototipos se aplicó un patrón de mallado triangular, cuya geometría fue visible sobre la superficie externa de las piezas. No obstante, en las zonas correspondientes a las cavidades (en las piezas hembra) y a los lóbulos (en las piezas macho), la textura superficial tendía a uniformarse, dificultando la percepción del patrón de mallado en esas áreas específicas.

Este comportamiento sugiere la necesidad de ajustar los parámetros del diseño, ya sea mediante un mallado más fino para lograr mayor definición en los detalles, o bien mediante el uso de elementos de mayor tamaño combinados con un espaciado más amplio entre ellos.

Por otro lado, las superficies se presentaron en general bastante limpias, es decir los soportes de impresión fueron fácilmente retirados. Sin embargo, se observaron algunas fisuras en determinadas piezas. A parte, resultaron piezas prácticamente huecas con muy pocas ramificaciones entre el material poroso interno de los cuerpos.

Se realizaron pruebas de ensamblaje entre las distintas piezas, sin embargo, los resultados no fueron los esperados. Si bien fue posible apilar algunas piezas, esto solo pudo lograrse en un mismo plano y siempre sobre una base de apoyo, lo que limitó las posibilidades de agrupación tridimensional entre los elementos.

La causa principal de esta limitación fue la desigualdad dimensional entre las piezas macho y hembra. En concreto, los huecos de las piezas hembra presentaban un diámetro de 3 mm, mientras que los lóbulos de las piezas macho tenían una envergadura de 2,5 mm. En un principio, se pensó que esta ligera holgura favorecería el acoplamiento entre ambas partes. No obstante, en la práctica, la diferencia resultó ser excesiva, impidiendo que las cavidades hembra sujetaran de forma efectiva los lóbulos de las piezas macho.



Figura 6.2.2-3: Pareja 3 del modelado orgánico

Para la tercera y última pareja de piezas se optó por un mallado cuya geometría se asemejaba a un patrón de circunferencias, Figura 6.2.2-3. Esta configuración generó resultados que guardaban cierta similitud con los obtenidos en la pareja anterior. A nivel superficial, fue posible apreciar con claridad la forma del mallado. Sin embargo, en las zonas más comprometidas donde se establecen las uniones presentaron una mayor uniformidad sin presencia de poros.

Como aspecto positivo, no se detectaron fisuras en ninguna de las piezas, y las superficies mostraron un acabado liso. No obstante, al igual que en el caso previo, las piezas resultaron ser prácticamente huecas, con escasa interconexión entre el material poroso del interior, particularmente marcado en las piezas hembra.

En cuanto a la capacidad de unión entre las piezas, se repitió el mismo fenómeno observado anteriormente debido a que las dimensiones no variaron, únicamente fue posible realizar un apilamiento en un mismo plano y sobre un apoyo. No se logró establecer una conexión tridimensional en el espacio.



Figura 6.2.2-4: Familia de piezas orgánicas

En términos generales, la principal anomalía detectada en todo el proceso de este modelado fue una inadecuada estimación de las dimensiones necesarias para lograr una correcta interconexión entre las piezas macho y hembra. Esta imprecisión en el cálculo dimensional impidió que las uniones se ajustaran de forma adecuada, lo que compromete tanto la funcionalidad estructural del conjunto como su ensamblaje tridimensional.

El error evidencia una falta de precisión en la etapa de diseño, particularmente en lo relativo al cálculo de tolerancias y ajustes, aspectos fundamentales para garantizar la compatibilidad geométrica y mecánica entre elementos complementarios.

### 6.3. OBSERVACIONES DE LA TERCERA SERIE DE IMPRESIÓN

Se optó por realizar una tercera fabricación de prototipos con el objetivo de abordar y corregir las problemáticas identificadas en la segunda serie.

#### 6.3.1. Prototipos estructurales

El número de parejas modeladas en este caso fueron dos y se aprecian en la Tabla 5.1.2-2. Una primera visión de los resultados se vio en la Tabla 5.2.3-1 cuyas características están en la Figura 4.4.2-6.

Para llevar a cabo el patronaje de esta tercera serie se siguió utilizado el mismo archivo STL generado por *Solid Edge* que en la segunda serie. Como consecuencia de ello se mantuvieron las medidas de las piezas macizas. No obstante, una anomalía detectada fue que las piezas hembra resultaron ser un tercio más grandes de lo esperado. No se encontró su motivo.

El mallado aplicado a esta primera pareja de piezas fue equivalente al utilizado en la primera pareja de la segunda serie. Con diferencia de que esta vez se siguió la estrategia de utilizar elementos para el mallado más grandes y con mayor espaciado entre ellos.

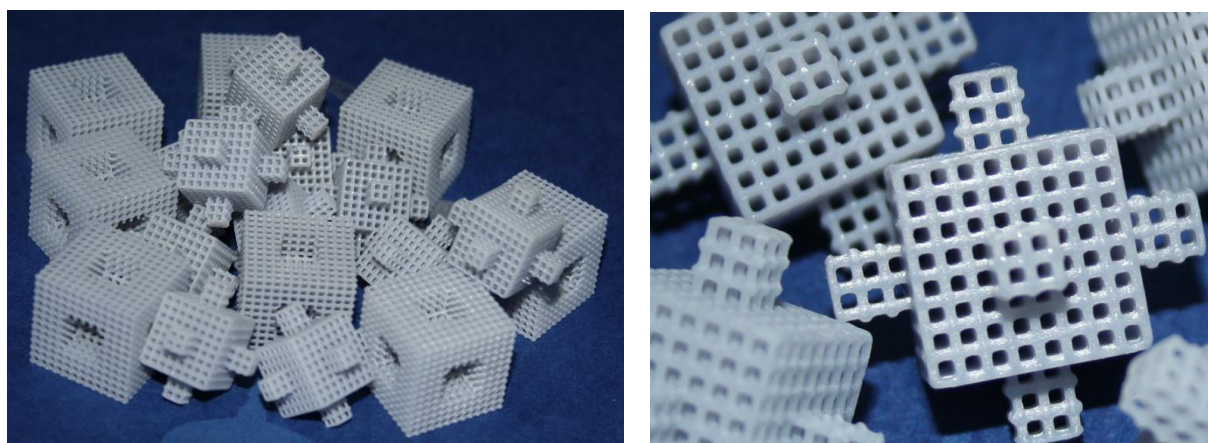


Figura 6.3.1-1: Pareja 1 del modelado estructural

Los resultados obtenidos fueron positivos. Se observó claramente un mallado homogéneo, con una distribución equidistante de los elementos en toda la superficie. Además, la apariencia de

la superficie se presentó limpia, uniforme y lisa, lo que permitió un ajuste más fiel al modelado 3D original (Tabla 5.1.2-2). Esta mejora visual y técnica puede apreciarse en la Figura 6.3.1-1.

No fue posible realizar pruebas de acoplamiento entre las piezas debido a incoherencias dimensionales que impidieron un ensamble adecuado. A pesar de ello, tras un análisis visual de las piezas hembra se vio que, como consecuencia del patrón de porosidad, se formaron una serie de pequeñas protuberancias o "dientes" en las cavidades de cada cara. Al introducir una extremidad de una pieza macho, se observó que dichos dientes se enganchaban de forma natural en los huecos correspondientes del patrón de porosidad macho.

Este comportamiento indica que, si ambas piezas hubieran tenido una escala proporcional y compatible, el ensamble habría funcionado correctamente. En consecuencia, se puede deducir que la geometría resultante del mallado, junto con el diseño poroso, tiene el potencial de permitir una unión mecánica eficiente, siempre que se asegure la coherencia dimensional entre las piezas involucradas.

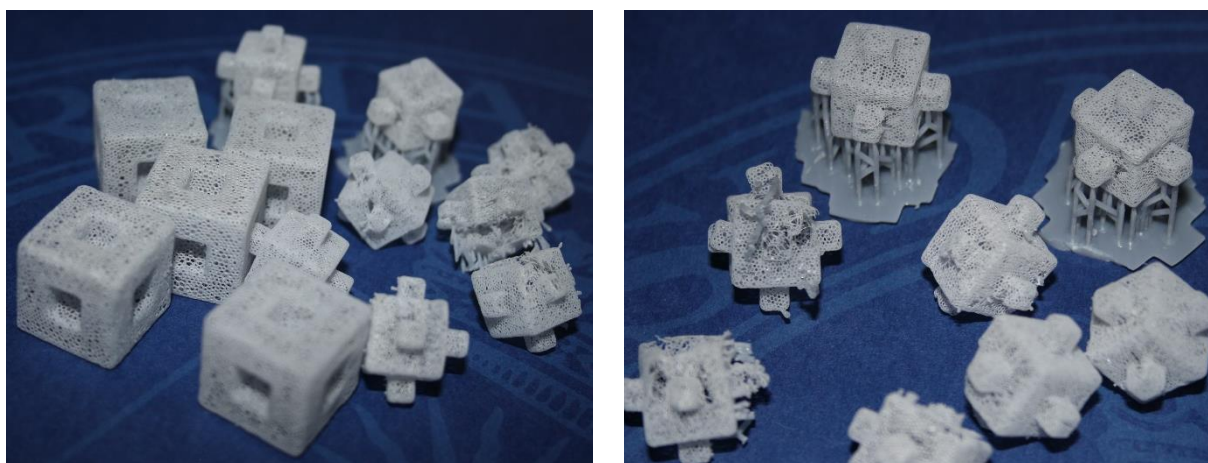


Figura 6.3.1-2: Pareja 2 del modelado estructural

Las imágenes de la Figura 6.3.1-2 corresponden con los resultados de la segunda pareja estructural. Esta se hizo pensando en mejorar a la segunda y tercera pareja de la segunda serie de impresión. Se utilizó un mallado mezcla de estas últimas parejas, pero con elementos de menor tamaño y un espaciado significativamente más amplio.

En este caso, los resultados fueron opuestos a los observados en la serie previa. Esta vez, las piezas macho fueron las que presentaron mayores defectos, ya que todas mostraban fracturas estructurales. Esto se debió a la elevada fragilidad de las piezas, consecuencia no tan directa de una porosidad excesiva pero sí más de una escasa presencia de ramificaciones internas en el mallado, lo que dio lugar a estructuras prácticamente huecas y, por tanto, débiles.

Por el contrario, las piezas hembra mostraron un comportamiento notablemente más favorable. Se ajustaron con mayor precisión al modelo 3D (Tabla 5.1.2-2) y presentaron una porosidad homogénea en todas sus superficies. Esta regularidad en la porosidad contribuyó a que fueran piezas más sólidas y estables. No obstante, no se puede determinar con certeza si este buen resultado se debió a la anomalía dimensional que hizo que las piezas hembra resultaran más

grandes, lo que podría haber favorecido un mejor ajuste del mallado, o si simplemente la geometría hembra era más adecuada para este tipo patrón para la malla.

De manera similar a lo ocurrido con la pareja anterior de esta serie, no se logró establecer una conexión entre las piezas debido a un error en la escala que impidió el acoplamiento adecuado.

### 6.3.2. Prototipos orgánicos

Con el fin de apreciar mejor los detalles en esta última serie de impresión se optó por hacer las piezas a una escala mayor. Se modelaron en *Solid Edge* las piezas macizas. Las medidas de la pieza hembra fueron de 9mm de diámetro y los huecos con un diámetro de 4.5mm. La pieza macho se hizo con un diámetro de cuerpo de 10mm y los lóbulos de 5mm. Los planos acotados se encuentran en el ANEXO 4.

Se hicieron dos modelados 3D que se encuentran en la Tabla 5.1.3-2 cuyas características están en la Figura 4.4.3-6. Solo se imprimió la primera pareja la cual se muestra en la Tabla 5.2.3-2 y en la siguiente Figura 6.3.2-1.

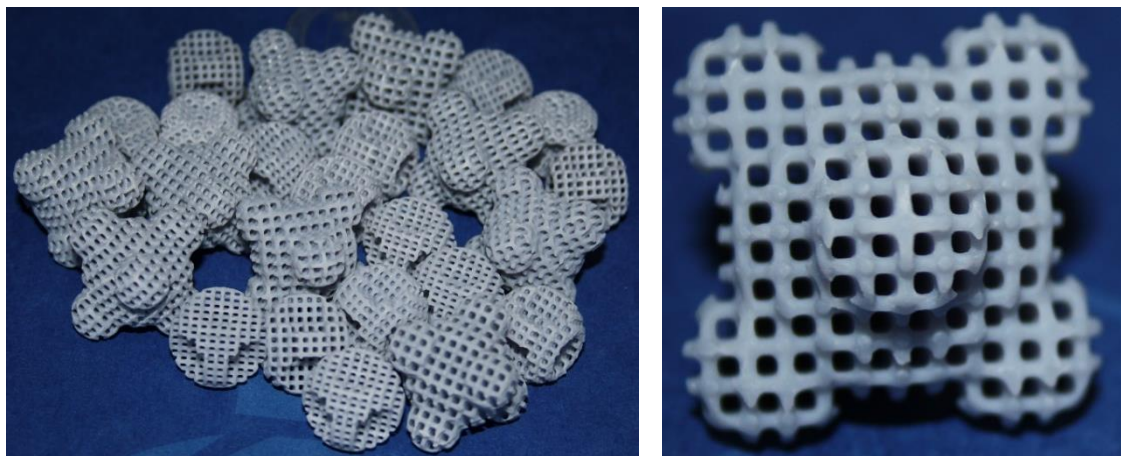


Figura 6.3.2-1: Pareja 1 del modelado orgánico

El proceso de mallado aplicado a esta pareja de piezas siguió el mismo enfoque empleado en la primera pareja estructural de la presente serie. En concreto, se utilizó el mismo patrón, manteniendo como estrategia el uso de elementos de mayor tamaño y un espaciado más amplio entre ellos.

El resultado de la textura del mallado fue acorde con el modelado 3D. Se percibió una estructura de mallado ordenada y distribuida de manera regular a lo largo de toda la pieza. Asimismo, la superficie mostró un acabado con aspecto suave, continuo y sin imperfecciones visibles.

Con respecto al sistema de acoplamiento, se procedió de forma opuesta a lo realizado en la serie anterior, donde el hueco de la pieza hembra presentaba dimensiones superiores a las del saliente de la pieza macho. En esta ocasión, se diseñó el lóbulo de la pieza macho con dimensiones ligeramente superiores a las de la cavidad de la hembra, con el objetivo de compensar la holgura detectada en los diseños previos.

No obstante, esta modificación no produjo los resultados deseados, ya que los lóbulos no lograron introducirse en las cavidades, imposibilitando el ensamblaje. Este inconveniente se atribuye nuevamente a un error en la estimación de las dimensiones.

Esta experiencia sugiere que, para garantizar un acoplamiento funcional entre las piezas, la diferencia dimensional entre el hueco y el saliente sea mínima o prácticamente despreciable. Cabe señalar que tanto en esta serie como en la anterior se estableció una diferencia de 0,5 mm, valor que ha resultado ser excesivo para permitir un entrelazado adecuado.



## 7. CONCLUSIONES

A lo largo de este proyecto se ha perseguido como objetivo principal el diseño y desarrollo de prototipos de andamios con propiedades estructurales que favorezcan o potencien su entrelazado, con vistas a su aplicación en el ámbito de la regeneración o sustitución del tejido óseo. Para alcanzar este propósito, se han explorado distintas estrategias de diseño orientadas a facilitar la unión autónoma de las piezas. En este apartado de conclusiones se sintetizan los resultados obtenidos y se reflexiona sobre las aportaciones del trabajo.

- **Diseño de los prototipos para andamios:**

El desarrollo del proyecto partió desde un enfoque inicial centrado en el diseño geométrico básico, con el objetivo de comprender los conceptos fundamentales del modelado. A partir de esta base, se avanzó hacia un modelado estructural más complejo, orientado a mejorar las características y prestaciones del modelado anterior caracterizado por la fragilidad. Esta evolución permitió obtener resultados positivos, destacando la obtención de estructuras compactas y funcionales. Sobre estas bases, se abordó una tercera fase centrada en el diseño de un modelado de carácter orgánico, con el propósito de asemejar, en la mayor medida posible, la morfología del tejido óseo natural. Este tipo de tejido se caracteriza por presentar superficies variables, irregulares y con una continuidad curva.

- **Pruebas realizadas para evaluar la capacidad de unión de los prototipos:**

No se buscó otra manera que a través de una conexión manual para establecer enlaces entre las diferentes piezas. Esta metodología permitió no solo verificar la eficacia del sistema de unión, sino también identificar posibles limitaciones en cuanto a tolerancias dimensionales, resistencia al montaje forzado y facilidad de acoplamiento sin herramientas adicionales. Además, se observó que determinadas geometrías, compactas, favorecen un entrelazado más robusto y estable, aspecto clave para la conformación de andamios tridimensionales continuos sin requerir estructuras de soporte adicionales. Esta capacidad de ensamblaje no solo mejora la cohesión del andamio, sino que también favorece su integridad mecánica y facilita su manipulación e implantación en los entornos requeridos.

- **Análisis de los resultados en términos de fabricación, ensamblaje, estabilidad estructural y adaptabilidad:**

En primer lugar, el modelado geométrico se queda lejos de los resultados requeridos. El motivo principal fue debido a la gran debilidad percibida en los prototipos a pesar de haber podido establecer ciertos lazos de unión entre las diferentes variedades. Además, el acabado superficial de este modelado no fue limpio porque debido a la gran cantidad de ramificaciones los soportes generados para la impresión quedaron adheridos en ellos.

Por otro lado, comparando el segundo modelado estructural, se pudo apreciar mejoría en cuanto a la estabilidad estructural porque se trataron de piezas más firmes y densas, basadas en un acoplamiento entre piezas hembra y macho. Ciertamente es que dependiendo del patrón de mallado hubo versiones que presentaron fisuras, pero nada en comparación al modelado anterior que

presentó casos de desprendimientos de las ramificaciones, sin luego poder establecer las uniones.

Por último, el modelado orgánico se presentó como la forma más cercana al tejido óseo. Manteniendo la técnica de entrelazado de piezas macho con hembra se consiguieron estructuras más uniformes con superficies curvas y continuas. Sin embargo, no fue posible establecer uniones entre ellas por un error en la escala de dimensiones.

- **Valoración final:**

Este proyecto ha supuesto un avance importante en el diseño de andamios orientados a la ingeniería de tejido óseo, explorando distintas estrategias de modelado que evolucionan desde geometrías básicas hasta estructuras orgánicas inspiradas en el hueso natural. A pesar de las limitaciones encontradas, como la fragilidad inicial o los problemas de escala en el modelado final, se lograron diseños más compactos, estables y coherentes con los principios del autoensamblaje. Todo esto gracias a la fabricación aditiva que se presenta como una herramienta fundamental para la ingeniería de tejido. Como resultado de los dos últimos modelados, indican que el uso de un patrón regular contribuye a la obtención de piezas con mayor robustez.

El estudio permitió reconocer como un desafío clave la unión de piezas sin requerir herramientas adicionales, destacando el potencial de obtener módulos compactos de varios andamios tridimensionales sin necesidad de estructuras de soporte externas. En conjunto, este trabajo sienta una base sólida para futuras investigaciones centradas en la mejora de escalas, uso de biomateriales y validación en entornos biomecánicos, acercando así el diseño a aplicaciones clínicas reales.

## 8. LÍNEAS FUTURAS

Dado que todo trabajo de investigación es susceptible de mejora y en concreto este sirve como inicio y guía para lograr unas estructuras funcionales que favorezcan el auto acople de andamios, se proponen a continuación algunas posibles líneas que permitirían profundizar o ampliar el estudio.

- De manera muy atractiva, conseguir establecer una escala adecuada para el conjunto de piezas hembra-macho para el modelado orgánico. Así lograr establecer la unión entre las piezas opuestas.
- Explorar y evaluar distintos medios o entornos que favorezcan el proceso de autoensamblaje de las piezas, en condiciones físicas, químicas o mecánicas variadas. Para maximizar la eficacia del autoensamblaje y ampliar su aplicabilidad en distintos escenarios biomédicos o industriales.
- Ensayos mecánicos monitorizados para evaluar el comportamiento estructural de los prototipos bajo diferentes condiciones de carga. Junto con la recopilación de datos en tiempo real permitiría comparar el rendimiento entre distintas versiones del diseño y valorar su adecuación en escenarios reales de uso.
- Investigación y análisis de posibles biomateriales que permitan mejorar la calidad del proceso de impresión 3D, minimizando defectos estructurales y favoreciendo una mayor precisión en el acabado de las piezas.



## 9. PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO

La planificación temporal y el presupuesto son elementos clave para garantizar el desarrollo eficiente y ordenado de cualquier proyecto. En este apartado se dan a conocer las tareas realizadas, acompañadas de sus respectivas fechas, organizadas según las distintas fases del trabajo. Además, se incluye una estimación de los recursos económicos necesarios.

### 9.1. ESTRUCTURA DE DESCOMPOSICIÓN DEL PROYECTO (EDP)

La Estructura de Descomposición del Proyecto (EDP) es una herramienta fundamental en la gestión de proyectos, ya que permite dividir el trabajo total en unidades más pequeñas y manejables denominadas paquetes de trabajo. Cada uno de estos paquetes tiene un alcance y contenido definidos, lo que facilita su planificación y control. A continuación, en la Figura 9.1-1 se muestra la planificación estructurada con un total de seis paquetes de trabajo.



Figura 9.1-1: Estructura de descomposición del proyecto (EDP)

### 9.2. DIAGRAMA DE GANTT

A partir de la EDP se realiza el diagrama de Gantt, una herramienta visual que permite representar toda la planificación temporal del proyecto. La duración total es de 1572 días los cuales no están íntegramente dedicados a la realización del TFG ya que los períodos de vacaciones (Navidad, Semana Santa y verano) y épocas de exámenes el desarrollo del proyecto quedaba en un segundo plano.



### 9.3. PRESUPUESTO

- **Mano de obra:**

En la tabla siguiente se resume las horas necesarias y el coste de cada personal.

Concepto	Horas trabajadas	Coste horario (€/h)	Coste total (€)
Alumno	650	15	9.750
Tutor del proyecto	40	30	1.200
Personal de laboratorio	20	25	500
<b>TOTAL</b>			<b>11.450</b>

Tabla 9.3-1: Costes por mano de obra

- **Coste material:**

Concepto	Coste	Utilización recurso	Coste total (€)
Impresora SLA-3500 de 3D Systems	100 €/h	3h	300
Impresora ANYCUBIC PHOTON M3	20 €/h	10h	200
Resina epoxi	250 €/l	200ml	50
Resina ANYCUBIC	50 €/l	1l	50
Alcohol isopropílico	6,4 €/l	500ml	3,20
<b>TOTAL</b>			<b>603,20</b>

Tabla 9.3-2: Costes material

El precio de las impresoras se calcula a partir de su coste por amortización. Las licencias correspondiente a los software utilizados son proporcionados por la universidad al alumnado de manera gratuita, por lo que estos gastos se consideran nulos.

- **Coste total:**

Concepto	Coste total (€)
Mano de obra	11.450
Coste material	603,20
<b>TOTAL</b>	<b>12.053,20</b>

Tabla 9.3-3: Costes totales



## 10. IMPACTO DEL PROYECTO

- **Impacto social:**

El uso andamios autoensamblables para la regeneración de tejido óseo tiene un notable impacto social al ofrecer una alternativa más efectiva y compatible para el tratamiento de lesiones óseas complejas. Esta tecnología puede mejorar la calidad de vida de los pacientes reduciendo complicaciones asociadas a métodos tradicionales.

Además, el proyecto promueve el avance en medicina regenerativa y fomenta la innovación en el ámbito de la bioingeniería, lo que puede beneficiar tanto a profesionales del sector como a futuras investigaciones. Todo ello amplía el acceso a terapias regenerativas destinadas a la población.

- **Impacto económico:**

La impresión 3D aplicada a la fabricación de andamios en ingeniería de tejido óseo representa una oportunidad de ahorro económico significativo. Esta tecnología permite crear piezas personalizadas sin necesidad de moldes ni procesos industriales complejos, lo que reduce tanto los costes como el desperdicio de materiales. Además, acelera la producción, lo que implica un menor consumo de tiempo y recursos. Todo ello abre nuevas oportunidades de negocio en el sector biomédico, especialmente por su capacidad para ofrecer soluciones personalizadas bajo demanda.

- **Impacto medioambiental:**

El uso de la impresión 3D en el diseño de andamios para regeneración ósea tiene un impacto medioambiental positivo. Al tratarse de una tecnología aditiva, permite utilizar únicamente el material necesario, reduciendo el desperdicio en comparación con otros métodos de fabricación. Además, el uso de materiales biocompatibles y, en algunos casos, biodegradables, disminuye la generación de residuos médicos contaminantes.

La posibilidad de fabricar los andamios localmente, en hospitales o centros de investigación, también contribuye a reducir la huella de carbono asociada al transporte y almacenamiento. En conjunto, estas características hacen que este tipo de soluciones sean más sostenibles y respetuosas con el medio ambiente



## 11. CONTRIBUCIÓN A LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE

Los Objetivos de Desarrollo Sostenible, conocidos como ODS, son una propuesta de las Naciones Unidas presentada en 2015 dentro de la Agenda 2030 [29]. Se trata de diecisiete metas que buscan mejorar la calidad de vida a nivel global, enfrentando problemas como la pobreza, la desigualdad y el cambio climático. Estos objetivos invitan a todos los sectores de la sociedad, desde los gobiernos hasta los ciudadanos, a colaborar para lograr un desarrollo equilibrado que beneficie tanto a las personas como al planeta en su conjunto.



Figura 11-1: Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) [29]

Entre los diecisiete objetivos de la Agenda 2030, en este proyecto se implican los siguientes:

- **ODS 3: Salud y Bienestar.** Los andamios para huesos pretenden ofrecer soluciones médicas más eficaces y menos invasivas que las prótesis tradicionales. Permiten una recuperación más rápida, reduciendo el dolor y tiempo de hospitalización, lo que mejora la calidad de vida de los paciente. En conjunto, estos andamios representan una herramienta clave para avanzar hacia sistemas de salud más innovadores, accesibles y centrados en el bienestar de las personas.
- **ODS 9: Industria, Innovación e Infraestructura.** Este proyecto refleja cómo la ciencia y la tecnología impulsan el desarrollo de soluciones innovadoras en el sector de la salud. El diseño y fabricación de los andamios integran avances en biomateriales, bioingeniería e impresión 3D. La fabricación aditiva representa una revolución en los procesos industriales, promoviendo sistemas de producción más eficientes, sostenibles, personalizados y adaptados. Todo ello se alinea con el objetivo de construir infraestructuras resilientes y fomentar la innovación.



## REFERENCIAS

- [1] J. J. B. Alfaro, J. S. Fernández, R. G. Pesudo, J. F. D. Bermúdez y J. V. Lanau, «Capítulo 1,» de *Regeneración ósea. Biomateriales, sustitutos óseos y sustitutos del injerto óseo*, Enero 2011.
- [2] ONT. Ministerio de Salud. Gobierno de España, «MEMORIA DE DONACIÓN E IMPLANTE DE TEJIDOS,» 2023.
- [3] J. F. A. Barreto, «Regeneración ósea a través de la ingeniería,» *RET. Revista de Estudios Transdisciplinarios*, vol. 1, nº 2, 2009.
- [4] L. F. T. T. D. A. G.-A. Marco Antonio Velasco Peña, «Andamios porosos para ingeniería de tejidos óseos: características geométricas, requerimientos de uso, y materiales y métodos de manufactura aditiva,» *Ingeniería y Competitividad*, vol. 25, nº 3, 2023.
- [5] S. Soleymani y S. M. Naghib, «3D and 4D printing hydroxyapatite-based scaffolds for bone tissue engineering and regeneration,» *Heliyon*, vol. 9, nº 9, 2023.
- [6] Jennifer Lewis, «Wyss Institute at Harvard University,» 2016. [En línea]. Available: <https://wyss.harvard.edu/technology/4d-printing/>. [Último acceso: 2025].
- [7] F. M. A. Manuel Cuervas-Mons Cantón, «CAPÍTULO 1 - TEJIDO ÓSEO».
- [8] R. Murugan y S. Ramakrishna, «Development of nanocomposites for bone grafting,» *Composites Science and Technology*, p. 2385–2406, 2005.
- [9] U. Welsch, «Capítulo 3,» de *Histología*, Panamericana, 2010, pp. 131-147.
- [10] M. A. A. G. M. d. C. P. L. B. J. Isabel Fernández-Tresguerres Hernández-Gil, «Bases fisiológicas de la regeneración ósea II. El proceso de remodelado,» Madrid, 2005.
- [11] R. Levasseur, «Podología,» *ScienceDirect*, vol. 21, nº 3, pp. 1-25, Agosto 2019.
- [12] C. Estrada, A. C. Paz y L. E. López, «INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO: CONSIDERACIONES BÁSICAS,» *Revista EIA*, nº 5, 2006.
- [13] M. Giner, L. Santana, A. Costa, M. Vázquez-Gámez, M. Colmenero, E. C. FJ Olmo, Y. Torres y M. Montoya-García, «Estudio de biocompatibilidad y osteointegración de nuevos materiales protésicos,» *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 12, nº 3, 2021.

- [14] D. Reboledo-Grau y G. Martínez-Bordes, «Metodología para el diseño computacional de andamios a ser utilizados en reparación ósea,» *Revista UIS Ingenierías*, vol. 19, n° 4, pp. 301-314, 2020.
- [15] Skylar Tibbits, TED Conferences, «The emergence of "4D printing" [Video],» 2013.
- [16] Skylar Tibbits, Arthur Olson & Autodesk inc. , «Self Assembly Lab,» 2012. [En línea]. Available: <https://selfassemblylab.mit.edu/chiral/>. [Último acceso: 2025].
- [17] «Betonblock,» 2025. [En línea]. Available: <https://betonblock.com/es/productos/tetrapodos/tetrapod-bbtp-5-0#>.
- [18] «AUTODESK,» [En línea]. Available: <https://www.autodesk.com/es/solutions/additive-manufacturing>. [Último acceso: 2025].
- [19] K. R. Silva, R. A. Rezende, F. D. A. S. Pereira<sup>3</sup>, P. Gruber, M. P. Stuart<sup>1</sup>, A. Ovsianikov<sup>4</sup>, K. Brakke<sup>5</sup>, V. Kasyanov<sup>6</sup>, J. V., L. d. Silva, J. M. Granjeiro, L. S. Baptista y V. Mironov, «Delivery of Human Adipose Stem Cells,» *PLOS ONE*, 2016.
- [20] K. KUNDU, D. R. KATTI y K. S. KATTI, «Tissue-Engineered Interlocking Scaffold Blocks,» *The Minerals, Metals & Materials Society*, vol. 70, n° 4, 2020.
- [21] S. Cheng, A. Aggarwal y M. J. Stevens, «Self-assembly of artificial microtubules,» Los Ángeles, California, 2012.
- [22] «SIEMENS,» 2025. [En línea]. Available: <https://resources.sw.siemens.com/es-ES/download-solid-edge-student-edition/>.
- [23] «Autodesk App Store,» 2025. [En línea]. Available: <https://apps.autodesk.com/FUSION/>.
- [24] «formlabs,» [En línea]. Available: [https://formlabs.com/es/blog/guia-definitiva-estereolitografia-sla-impresion-3d/?srsltid=AfmBOornzloLxs\\_RtHoGfvJCTOHiLJ4L6Fuwuo-kPOzeFkAzmPi92xC9](https://formlabs.com/es/blog/guia-definitiva-estereolitografia-sla-impresion-3d/?srsltid=AfmBOornzloLxs_RtHoGfvJCTOHiLJ4L6Fuwuo-kPOzeFkAzmPi92xC9).
- [25] A. Marchante, «3dnatives,» 22 7 2022. [En línea]. Available: [https://www.3dnatives.com/es/diferencias-impresion-3d-sla-msla-28072022/?utm\\_source=chatgpt.com#!](https://www.3dnatives.com/es/diferencias-impresion-3d-sla-msla-28072022/?utm_source=chatgpt.com#!). [Último acceso: 2025].
- [26] «ANYCUBIC,» [En línea]. Available: <https://www.anycubic.es/products/photon-m3>.
- [27] M. Graham, «GoGirl Worldwide,» 12 5 2023. [En línea]. Available: [https://www.gogirlmgz.com/forum/outdoor-fitness-forum/3d-systems-3d-lightyear-1-5-2-a-powerful-and-efficient-sla-file-preparation-software?utm\\_source=chatgpt.com](https://www.gogirlmgz.com/forum/outdoor-fitness-forum/3d-systems-3d-lightyear-1-5-2-a-powerful-and-efficient-sla-file-preparation-software?utm_source=chatgpt.com). [Último acceso: 2025].
- [28] «Chitubox,» [En línea]. Available: <https://www.chitubox.com/>.

- [29] Naciones Unidas, «Objetivos de Desarrollo Sostenible,» [En línea]. Available: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/development-agenda/>.
- [30] J. A. T. y. Orozco, «osea.mx,» Abril 2021. [En línea]. Available: <https://osea.mx/2021/04/11/sabias-que-tus-huesos-estan-en-construccion-toda-tu-vida/>. [Último acceso: Marzo 2025].
- [31] amazon, «amazon,» 2025. [En línea]. Available: <https://www.amazon.es/Bunchems-Mega-Pack-pieces-Illuminations/dp/B00TYHJ56U>.



# ANEXOS


## ANEXO 1

### Especificaciones para el SLA-3500

**Normas y reglamentos:** Todos los productos SLA corresponden al Federal Performance Standard CFR21, subcapítulo J; láseres según clase de protección I, en funcionamiento normal, clase III b durante el servicio posventa. El SLA-3500 cumple con las normas de la CE.

<b>Láser</b>	Tipo Longitud de onda Potencia en la tina en 5000 horas Garantía (pro-rated)	Estado sólido Nd:YVO <sub>4</sub> 354,7 nm 160 mW 5000 hora
<b>Sistema de recubrimiento</b>	Procedimiento Espesor de capa con ACES Espesor de capa con QuickCast Espesor de capa con tooling	Barra de recubrimiento Zephyr 0,1 mm 0,1 mm 0,05 mm
<b>Características ópticas</b>	Diámetro del rayo (con 1/e <sup>2</sup> ) Velocidad recomendada de trazado de pieza	0,23-0,28 mm 2,54 m/sec
<b>Mecanismo elevador</b>	Precisión vertical Precisión de posicionamiento Peso máx. de la pieza	0,00177 mm ± 0,005 mm 56,8 kg
<b>Tina</b>	Capacidad Envoltura máx. de fabricación  Tina intercambiable	99,3 l 350 x 350 x 400 mm XYZ  Sí
<b>Estación de fabricación</b>	Sistema operativo Formato de los datos de entrada Tipo de red y protocolo	Windows NT™ .stl y .slc Ethernet, IEEE 802.3 usando NFS y TCP/IP
<b>Potencia</b>		200 - 240 VAC, 50/60 Hz, monofásica, 15 amperios
<b>Temperatura ambiente</b>	Gama de temperatura Fluctuación máx. admisible Humedad relativa	20 - 26° C 1° C/hora Inferior a 50%
<b>Tamaño</b>	Con embalaje Módulo de proceso  Módulo de control  Kit de accesorios  Sin embalaje Módulo de proceso  Módulo de control	Anch.=1,24 x Prof.=1,24 x Alt.=2,21 m  Anch.=1,13 x Prof.=1,22 x Alt.=1,37 m  Anch.=1,13 x Prof.=1,10 x Alt.=1,15 m  Anch.=0,95 x Prof.=1,02 x Alt.=2,0 m  Anch.=0,85 x Prof.=1,02 x Alt.=1,03 m
<b>Peso</b>	Con embalaje  Sin embalaje	Módulo de proceso: 750 kg Módulo de control: 288 kg Kit de accesorios: 148 kg  Módulo de proceso: 614 Kg Módulo de control: 205 Kg
<b>Opciones</b>	1. Tinas intercambiables adicionales 2. Plataformas adicionales	
<b>Garantía</b>	Un (1) año a partir de la fecha de instalación. Incluye piezas, tiempo de trabajo y actualizaciones del software de la estación de fabricación.	
<b>Compatibilidad con QuickCast</b>	Sí	
<b>Compatibilidad con Tooling</b>	Sí	

\*Depende de la geometría de la pieza y los parámetros de fabricación.



**innovative solutions—3D Systems.**

Diego Ramón Larios, S.L.  
Avenida Montevideo, 68  
08340 Villassar de Mar  
(Barcelona)  
Tel: (3) 750.21.90  
Fax: (3) 750.23.70  
E-mail: drl-plastics@cambrescat.es

3D Systems France SARL  
Parc Club Orsay Université  
26, rue Jean Rostand  
Building R  
F-91893 Orsay Cedex  
Tel: (1) 69.35.17.17  
Fax: (1) 69.35.17.18

Especificaciones sujetas a cambios sin previo aviso. SLA-5000, SLA-3500, SLA-500, SLA-250, Zephyr, Orion, QuickCast, Maestro y SmartSweep son marcas de 3D Systems. Microsoft y Windows son marcas registradas de Microsoft Corporation. CIBATOOL es una marca registrada de Ciba Specialty Chemicals.

© 1997 de 3D Systems.  
Reservados todos los derechos.  
P/N 70309/28-11-97

**CORPORATE**  
Worldwide  
Corporate  
Headquarters  
26081 Avenue Hall  
Valencia, CA 91355  
Tel: 805.295.5600  
Fax: 805.257.1200  
Web: www.3dsystems.com  
moreinfo@3dsystems.com

**EUROPEAN SALES OFFICES**

**Germany**  
3D Systems GmbH  
Böntenstrasse 41  
D-64291 Darmstadt  
Tel: 06151.357.303  
Fax: 06151.357.333  
Outside Germany:  
Tel: (+49) 6151.357.303  
Fax: (+49) 6151.357.333

**France**  
3D Systems France SARL  
Parc Club Orsay Université  
26, rue Jean Rostand  
Building R  
F-91893 Orsay Cedex  
Tel: (1) 69.35.17.17  
Fax: (1) 69.35.17.18  
Outside France:  
Tel: (+33) 1.69.35.17.17  
Fax: (+33) 1.69.35.17.18

**United Kingdom**  
3D Systems, Inc. Limited  
The Progression Centre  
Mark Road  
Hemel Hempstead, Herts  
HP2 7DW England  
Tel: (01442) 282600  
Fax: (01442) 282601  
Outside England:  
Tel: (+44) 1442.282600  
Fax: (+44) 1442.282601

**Italy**  
3D Systems S.r.l.  
Via Paracelso, 24  
20041 Agrate Brianza (Mi)  
Tel: 039.6890400  
Fax: 039.6881156  
Outside Italy:  
Tel: (+39) 39.6890400  
Fax: (+39) 39.6881156

**US SALES OFFICES**

3D Systems  
16340 Roscoe Boulevard  
Suite 120  
Van Nuys, CA 91406  
Tel: 818.830.5757  
Fax: 818.830.6008

3D Systems  
3100 Premier Drive  
Suite 232  
Irving, TX 75063  
Tel: 972.714.2460  
Fax: 972.550.0974

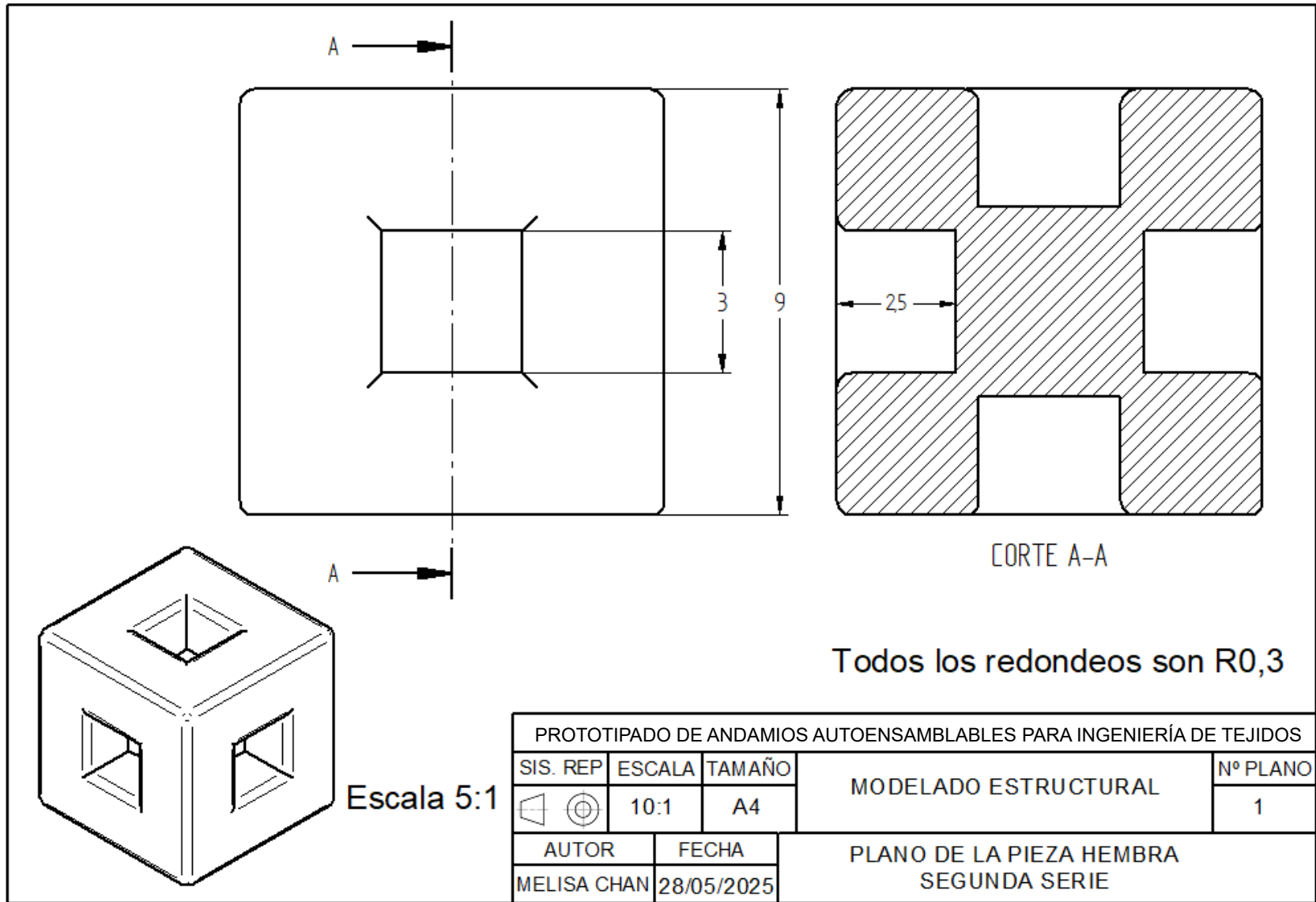
3D Systems  
27280 Haggerty Road  
Technology Park  
Suite C-7  
Farmington Hills, MI 48331  
Tel: 248.489.0200  
Fax: 248.489.0287

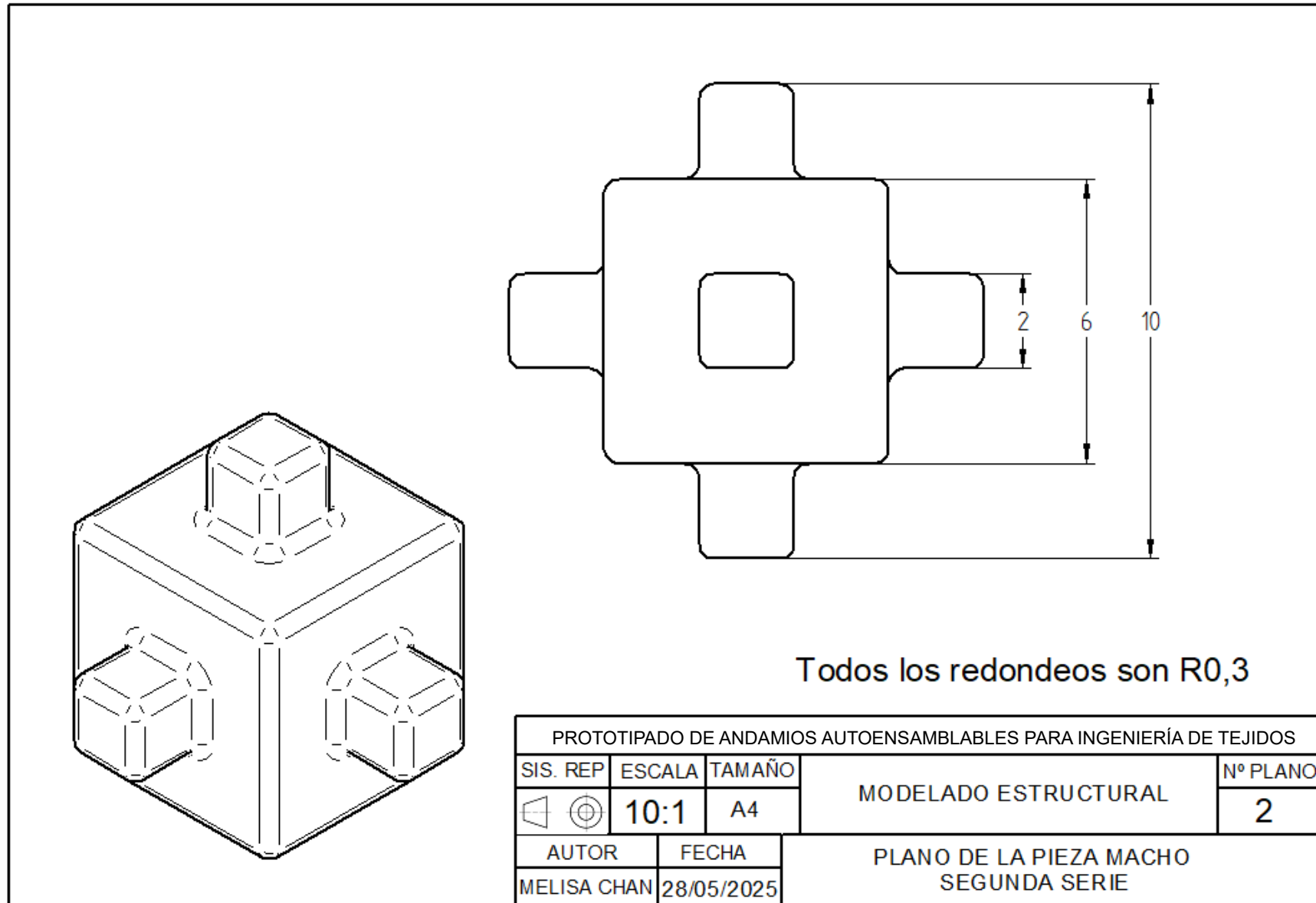
3D Systems  
Plymouth Crossing  
4110 Butler Pike  
Suite A102  
Plymouth Meeting, PA 19462  
Tel: 610.834.8108  
Fax: 610.834.8170

3D Systems  
2850 Metro Drive  
Suite 250  
Bloomington, MN 55425  
Tel: 612.851.7888  
Fax: 612.858.7252

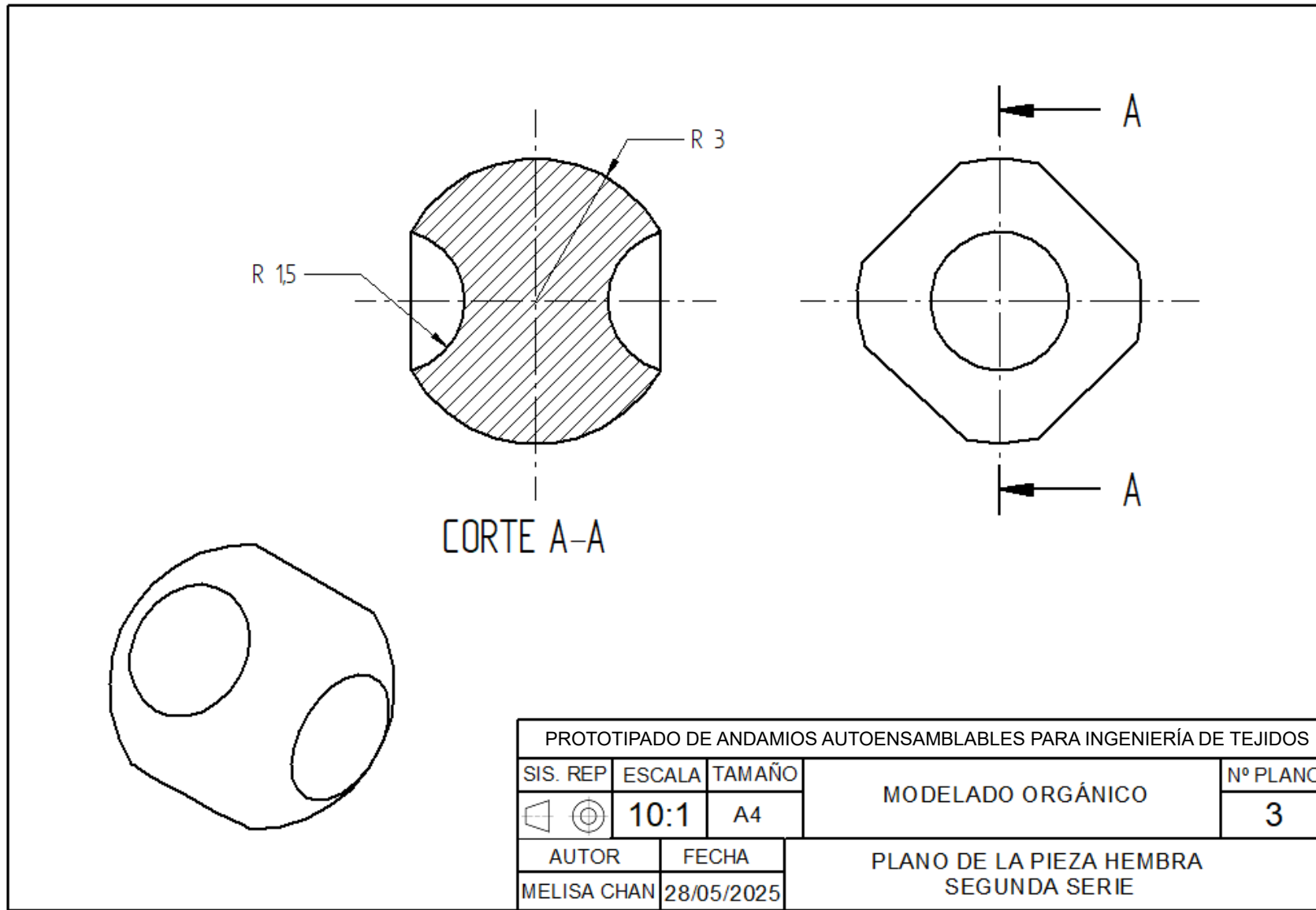
**INTERNATIONAL SALES OFFICES**  
Contact 3D Systems  
International Department  
Tel: 805.295.5600 x2320  
Fax: 805.295.0931

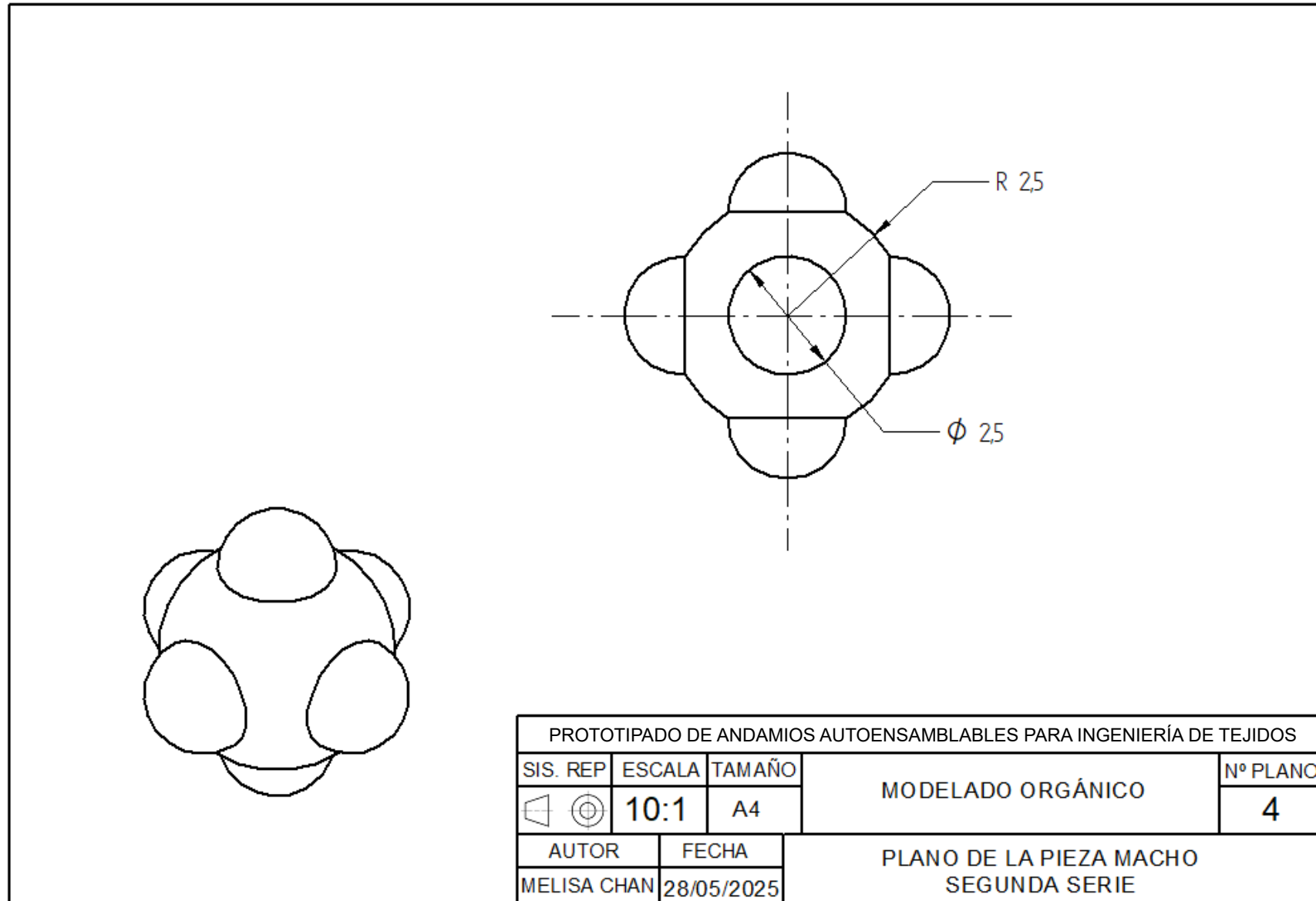
ANEXO 2





ANEXO 3





ANEXO 4

