

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES UNIDAD
JURIQUILLA**



**ENES
JURIQUILLA**

**“MANUFACTURA Y EVALUACIÓN MECÁNICAS DE PROTOTIPOS 3D PARA
APLICACIONES MÉDICAS”**

T E S I S

PARA OBTENER EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN TECNOLOGÍA

PRESENTA:

MORENO PÉREZ LUIS CARLOS

TUTORA:

DRA. CRISEIDA RUIZ AGUILAR

CO-TUTOR:

DR. EDGAR BENJAMIN MONTUFAR

QUERÉTARO, QUERÉTARO. JUNIO 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

© 2023, Universidad Nacional Autónoma de México. Todos los derechos reservados
“El autor autoriza a la Universidad Nacional Autónoma de México a reproducir la tesis en su totalidad o en parte, con fines estrictamente académicos.”

Luis Carlos Moreno Pérez

luismorenoperez@live.unam.mx

luismorenoperez@comunidad.unam.mx

+52 786 145 2952

*A mi abuelo, quien siempre me dijo que
la mejor herencia era el conocimiento, hoy sé
que no se trataba del conocimiento académico,
sino que su experiencia marcó y guió mi camino.*

"POR MI RAZA HABLA EL ESPÍRITU"

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a mi familia, por el apoyo que siempre me dieron durante el transcurso de mi carrera universitaria, ellos fueron las personas que me han impulsado siempre a lograr mis objetivos. Agradezco también a mis tutores, la Dra. Criseida Ruiz Aguilar y el Dr. Edgar Benjamín Montufar, por su dedicación y paciencia, sin sus palabras, correcciones y guía, la realización de este proyecto no hubiese sido posible. Agradecer también al M.C. Gerardo Antonio Fonseca Hernández, por su tiempo y paciencia durante la realización de los ensayos mecánicos. A los apoyos económicos prestados por las becas PAPIIT y PAPIME, así como a la Universidad Nacional Autónoma de México, por la oportunidad de que mi formación académica fuera en una institución de tan alto renombre. A mis docentes y compañeros, quienes han sido siempre parte del camino para llegar a la instancia donde me encuentro ahora.

| | |
|---|-------------|
| RESUMEN | VII |
| ABSTRACT | VIII |
| PRÓLOGO | IX |
| LISTA DE TABLAS | X |
| LISTA DE FIGURAS | XII |
| LISTA DE SÍMBOLOS Y SIGLAS | XVI |
| I INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1.1 GENERALIDADES | 1 |
| 1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN | 1 |
| 1.3 OBJETIVOS DEL ESTUDIO | 3 |
| 1.3.1 Objetivo General | 3 |
| 1.3.2 Objetivos Específicos | 3 |
| 1.4 HIPÓTESIS DEL ESTUDIO | 3 |
| 1.4.1 Hipótesis General | 3 |
| 1.4.2 Hipótesis Específicas | 3 |
| 1.5 METODOLOGÍA | 3 |
| II FUNDAMENTO TEÓRICO Y CONCEPTUAL | 5 |
| 2.1 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES | 5 |
| 2.1.1 Esfuerzos | 5 |
| 2.1.1.1 Tensión | 6 |
| 2.1.1.2 Compresión | 7 |
| 2.1.1.3 Flexión | 8 |
| 2.1.2 Comportamiento Esfuerzo-Deformación | 9 |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 2.1.3 | Porosidad | 9 |
| 2.2 | IMPRESIÓN 3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA) | 10 |
| 2.2.1 | Fotopolimerización | 10 |
| 2.2.1.1 | Fotopolimerización por Radicales Libres | 11 |
| 2.3 | APLICACIONES MÉDICAS | 12 |
| 2.3.1 | Parches de Microagujas como Tratamiento para diabetes mellitus | 12 |
| 2.3.2 | Sistemas de Fijación para Traumatismos Craneales | 13 |
| III | DESARROLLO EXPERIMENTAL | 16 |
| 3.1 | DISEÑOS CAD | 16 |
| 3.1.1 | Celda Unidad | 18 |
| 3.1.1.1 | Celda Unidad Giroide | 18 |
| 3.1.1.2 | Celda Unidad Kelvin | 19 |
| 3.1.2 | Probetas de Compresión | 21 |
| 3.1.2.1 | Probetas Sólidas | 22 |
| 3.1.2.2 | Probetas Giroide | 22 |
| 3.1.2.3 | Probetas de Kelvin | 23 |
| 3.1.3 | Probetas de Flexión | 25 |
| 3.2 | Selección de variables | 26 |
| 3.3 | VARIACIÓN DE POROSIDADES | 26 |
| 3.4 | VARIACIÓN DE CANTIDAD DE CELDAS UNITARIAS | 28 |
| 3.5 | ENSAYOS MECÁNICOS | 28 |
| 3.5.1 | Ensayos de Compresión | 32 |
| 3.5.2 | Ensayos de Flexión | 33 |
| 3.5.3 | Ensayos de Tensión | 34 |
| 3.6 | Evaluación <i>In Vitro</i> | 34 |
| IV | RESULTADOS | 36 |
| 4.1 | ENSAYOS DE COMPRESIÓN | 36 |
| 4.1.1 | Experimento de control | 36 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 4.1.2 | Geometrías Giroide | 37 |
| 4.1.2.1 | Porosidad de 66% | 37 |
| 4.1.2.2 | Porosidad de 74% | 38 |
| 4.1.2.3 | Porosidad de 82% | 39 |
| 4.1.3 | Geometrías Kelvin | 40 |
| 4.1.3.1 | Porosidad de 66% | 40 |
| 4.1.3.2 | Porosidad de 74% | 41 |
| 4.1.3.3 | Porosidad de 82% | 42 |
| 4.2 | ENSAYOS DE TENSIÓN | 43 |
| 4.3 | ENSAYOS DE FLEXIÓN | 44 |
| 4.4 | EVALUACIÓN IN VITRO | 44 |
| V | DISCUSIÓN | 46 |
| 5.1 | PROCESO DE FABRICACIÓN | 46 |
| 5.1.1 | Geometrías Giroide | 46 |
| 5.1.2 | Geometrías Kelvin | 47 |
| 5.2 | EVALUACIÓN MECÁNICA | 48 |
| 5.3 | EVALUACIÓN IN VITRO | 50 |
| | TRABAJO FUTURO | 51 |
| | CONCLUSIONES | 52 |
| | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 53 |
| | ANEXOS | 57 |
| A | CURVAS ESFUERZO-DEFORMACIÓN | 57 |
| B | TABLAS DE PROPIEDADES MECÁNICAS | 63 |

RESUMEN

La impresión 3D es una técnica de manufactura aditiva a través de la cual se generan objetos tridimensionales mediante el depósito de un material en capas delgadas, hasta que se obtiene un objeto con las características deseadas. Esta tecnología ha tenido grandes implicaciones en las aplicaciones médicas, particularmente en el desarrollo de dispositivos médicos, una de las técnicas de manufactura aditiva que ha tenido gran impacto en el área es la impresión por estereolitografía (SLA, por sus siglas en inglés), ya que esta técnica permite generar estructuras con mucha precisión, esta permite imprimir capas de resina fotopolimerizable en el orden de los μm .

Este trabajo busca evaluar la viabilidad de la resina Biomed Clear V1, fabricada por la empresa FormLabs, para aplicaciones en dispositivos médicos, para ello, se realizaron ensayos mecánicos de tensión, flexión y compresión. En los ensayos de compresión se evaluó también la viabilidad de la resina para fabricar estructuras porosas que podrían funcionar como andamios. Se utilizaron dos geometrías para celdas unitarias (CU) en las probetas: Giroide y Kelvin, con tres grupos de porosidad (66 %, 74 % y 82 %) así como tres grupos de dimensiones (2×2 , 4×4 y 6×6 CU), así como ensayos MTT para evaluar el crecimiento celular utilizando osteoblastos.

De estos ensayos, se obtuvo que las características mecánicas de la resina son comparables con otros materiales utilizados en la actualidad para estas aplicaciones, como lo son el PMMA (Poli Metil Meta-Acrilato), PEEK (Poli Eter Eter Cetona, por sus siglas en inglés), y algunos cementos óseos basados en HA (hidroxiapatita). Se encontró que las geometrías Giroide presentan varias complicaciones durante el proceso de fabricación, el cuál impacta notablemente las propiedades mecánicas de la estructura, además de que la porosidad tiene un impacto importante durante las evaluaciones MTT, caso contrario a lo encontrado en las geometrías Kelvin, las cuales tienden a tener procesos de fabricación más simples, con propiedades mecánicas más homogéneas y un comportamiento destacable durante los ensayos de crecimiento celular (MTT), particularmente en los grupos de porosidad 66 % y 74 %, ya que el grupo de porosidad 82 % presenta pobres propiedades mecánicas, los grupos de dimensiones impactan las propiedades mecánicas de las muestras, sin embargo, todos los grupos de dimensiones para las porosidades 66 % y 74 % en las geometrías Kelvin mantienen propiedades adecuadas para la aplicación.

ABSTRACT

3D printing is an additive manufacturing technique, through which 3D objects are generated by depositing thin layers of material, until an object with desired characteristics is obtained. 3D printing has had a great impact in medical applications, particularly in the development of medical devices, one of the most impactful 3D printing techniques in the field is stereolithography (SLA), for this technique allows to generate structures with great precision, this technique allow to print photopolymer resin in layers on the order of μm .

This research aims to evaluate the viability of the Biomed Clear Resin V1, produced by the company FomLabs, for medical device applications, for that, bending, tension and compression mechanical tests were performed. In compression tests, the viability of the resin to generate porous structures for scaffolds was also tested. Two geometries for the unit cells (UC) of the structures were used: Gyroid and Kelvin, using three porosity groups (66%, 74% and 82%) and three dimensions groups (2×2 , 4×4 and 6×6 UC), MTT tests were also performed to test the cell growth using osteoblasts.

From these tests, it was concluded that the resin mechanical properties were similar to other materials used currently for this type of applications, such as PMMA (polymethyl methacrylate), PEEK (polyetheretherketone) and some bone cements based on HA (hydroxiapatite). It was found that Gyroid geometries have several complications on the manufacturing process, which considerably impacts the mechanical properties of the structure, also porosity has a great impact on cell growth during the MTT tests, opposite to the Kelvin structures, which tend to have a simpler manufacturing process, with more homogeneous mechanical properties and an outstanding performance on the cell growth tests (MTT), particularly on the porosity groups 66% and 74%, for the 82% porosity group presents poor mechanical properties, the dimensions groups impact the mechanical properties of the test subjects, however, all dimensions groups for the 66% and 74% porosities on Kelvin geometries maintain adequate properties for the application.

PRÓLOGO

El presente proyecto de tesis lleva por título "Manufactura y evaluación mecánica de prototipos 3D para aplicaciones médicas". Consiste en la evaluación de la viabilidad para dispositivos médicos de una resina comercial para impresión SLA (Estereolitografía, por sus siglas en inglés), la resina Biomed Clear V1 de la empresa FormLabs. Este trabajo se escribió como parte de los requisitos de graduación para la Licenciatura en Tecnología en la Escuela Nacional de Estudios Superiores Juriquilla.

Este proyecto se inició con mi tutora, la Dra. Criseida Ruiz Aguilar, surgiendo como un interés en conocer la extensión de las aplicaciones de la impresión 3D en campos que podrían beneficiar grandes sectores de la población, siendo la impresión 3D un concepto ya de conocimiento general, la idea fue tomar este concepto y evaluar los alcances de estas tecnologías. Esta tecnología es un tema de conversación común entre los estudiantes de la Licenciatura en Tecnología, por lo que también se pretendía que los estudiantes de generaciones posteriores, conocieran los alcances que tiene esta Licenciatura a través de proyectos que se encuentran entre los conocimientos e intereses comunes de los estudiantes.

El proceso de investigación ha sido tedioso y complicado, afortunadamente, la Dra. Criseida y el Mtro. Gerardo Fonseca siempre se mostraron dispuestos a apoyarme en esta labor. Me gustaría agradecer particularmente al Mtro. Gerardo, por la paciencia que tuvo durante la realización de los experimentos, ya que pasábamos largos tiempos realizándolos en su laboratorio y siempre mostró interés en el desarrollo de este proyecto.

A todos mis compañeros y a los amigos que encontré durante el desarrollo de este proyecto, también me gustaría agradecerles por su increíble apoyo y cooperación. Ha sido un placer compartir esta experiencia y compartir mi tema de investigación con todos.

Espero que la lectura de este trabajo sea su agrado.

Luis Moreno

Querétaro, Querétaro, 2023.

LISTA DE TABLAS

| | | |
|------------|--|----|
| Tabla 2.1 | Resumen de propiedades mecánicas de algunos materiales utilizados en dispositivos de fijación craneal. | 14 |
| Tabla 3.1 | Correlación y nomenclatura de las variables y especímenes seleccionados. | 27 |
| Tabla 3.2 | Espesor de pared y porosidades correspondientes en las probetas de compresión | 28 |
| Tabla 3.3 | Dimensiones en las probetas de compresión. | 29 |
| Tabla 3.4 | Dimensiones en las probetas de tensión (ver Figura 3.13 como guía). | 30 |
| Tabla 3.5 | Condiciones ambientales de los ensayos de compresión. | 32 |
| Tabla 3.6 | Nomenclatura de muestras para evaluaciones In Vitro. | 35 |
| Tabla 4.1 | Propiedades mecánicas del experimento de control. | 36 |
| Tabla 4.2 | Propiedades mecánicas del experimento de tensión. | 43 |
| Tabla 4.3 | Propiedades mecánicas del experimento de flexión. | 44 |
| Tabla 5.1 | Resumen de propiedades mecánicas de los experimentos realizados. | 48 |
| Tabla B.2 | Propiedades mecánicas del experimento G2-66. | 63 |
| Tabla B.3 | Propiedades mecánicas del experimento G4-66. | 63 |
| Tabla B.4 | Propiedades mecánicas del experimento G6-66. | 63 |
| Tabla B.5 | Propiedades mecánicas del experimento G2-74. | 63 |
| Tabla B.6 | Propiedades mecánicas del experimento G4-74. | 63 |
| Tabla B.7 | Propiedades mecánicas del experimento G6-74. | 63 |
| Tabla B.8 | Propiedades mecánicas del experimento G2-82. | 63 |
| Tabla B.9 | Propiedades mecánicas del experimento G4-82. | 64 |
| Tabla B.10 | Propiedades mecánicas del experimento G6-82. | 64 |
| Tabla B.11 | Propiedades mecánicas del experimento K2-66. | 64 |
| Tabla B.12 | Propiedades mecánicas del experimento K4-66. | 64 |
| Tabla B.13 | Propiedades mecánicas del experimento K6-66. | 64 |
| Tabla B.14 | Propiedades mecánicas del experimento K2-74. | 64 |
| Tabla B.15 | Propiedades mecánicas del experimento K4-74. | 64 |
| Tabla B.16 | Propiedades mecánicas del experimento K6-74. | 64 |
| Tabla B.17 | Propiedades mecánicas del experimento K2-82. | 65 |
| Tabla B.18 | Propiedades mecánicas del experimento K4-82. | 65 |

| | | |
|------------|--|----|
| Tabla B.19 | Propiedades mecánicas del experimento K6-82. | 65 |
|------------|--|----|

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|------------|---|----|
| Figura 1.1 | Seguimiento de las etapas generales del proyecto. | 4 |
| Figura 2.1 | Ejemplo CAD de una probeta de tensión realizada con base en la norma ASTM-638. | 6 |
| Figura 2.2 | Ejemplo de esfuerzos comunes. | 7 |
| a | Tensión. | 7 |
| b | Compresión. | 7 |
| Figura 2.3 | Ejemplo CAD de una probeta de compresión realizada con base en la norma ASTM-695. | 7 |
| Figura 2.4 | Ejemplo de un ensayo de flexión a tres puntos. | 8 |
| Figura 2.5 | Fotografía de una parche de microagujas para el tratamiento de la diabetes. | 13 |
| Figura 2.6 | Ejemplo representativo de suturas craneales fabricadas a través de impresión SLA. | 15 |
| Figura 3.1 | Equipo utilizado en el proceso de impresión. | 16 |
| a | Form 3B+. | 16 |
| b | Form Wash. | 16 |
| c | Form Cure. | 16 |
| Figura 3.2 | Resumen del proceso de impresión y procesado de los prototipos impresos. | 17 |
| Figura 3.3 | Celda unidad Giroide | 18 |
| Figura 3.4 | Perspectiva lateral de la celda unidad Giroide. | 19 |
| Figura 3.5 | Ejemplo de un octaedro truncado. | 19 |
| Figura 3.6 | Modelado de la celda unidad Kelvin. | 20 |
| a | Arbol de operaciones. | 20 |
| b | Modelo final. | 20 |
| Figura 3.7 | Tamaños de los poros en la celda unidad Kelvin. | 21 |
| a | Poros hexagonales. | 21 |
| b | Poros cuadrados. | 21 |
| Figura 3.8 | Modelado e impresión de probetas sólidas. | 22 |
| a | Modelo CAD. | 22 |
| b | Prototipo impreso. | 22 |
| Figura 3.9 | Modelado e impresión de las probetas Giroide. | 23 |
| a | Modelo CAD. | 23 |

| | | | |
|-------------|---|---|----|
| | b | Prototipo impreso. | 23 |
| Figura 3.10 | | Construcción de una probeta con celdas unitarias Kelvin. | 24 |
| | a | Primera instancia. | 24 |
| | b | Segunda instancia. | 24 |
| | c | Tercera instancia. | 24 |
| Figura 3.11 | | Modelado e impresión de las probetas Kelvin. | 24 |
| | a | Modelo CAD. | 24 |
| | b | Prototipo impreso. | 24 |
| Figura 3.12 | | Fotografía de las probetas impresas para los ensayos de flexión. | 25 |
| Figura 3.13 | | Dibujo de una probeta de tensión tipo V de acuerdo a la norma ASTM-638. | 30 |
| Figura 3.14 | | Imagen de la máquina universal para la realización de los ensayos mecánicos. | 31 |
| Figura 3.15 | | Geometrías de las muestras usadas en los ensayos mecánicos. | 31 |
| | a | Giroide | 31 |
| | b | Kelvin | 31 |
| Figura 3.16 | | Ejemplo de la colocación de las probetas de compresión en la máquina universal. | 33 |
| Figura 3.17 | | Ejemplo de la colocación de las probetas de flexión en la máquina universal. | 33 |
| Figura 3.18 | | Ejemplo de la colocación de las probetas de tensión en la máquina universal. | 34 |
| Figura 4.1 | | Resultados de la muestra sólida. | 36 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 36 |
| | b | Módulo elástico | 36 |
| Figura 4.2 | | Resultados de tensión. | 43 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 43 |
| | b | Módulo elástico | 43 |
| Figura 4.3 | | Resultados de flexión. | 44 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 44 |
| | b | Módulo elástico | 44 |
| Figura 4.4 | | Resultados de los ensayos MTT. | 45 |
| | a | CU Giroide | 45 |
| | b | CU Kelvin | 45 |
| Figura A.1 | | Resultados G2-66 | 57 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 57 |

| | | | |
|-------------|---|--------------------------------------|----|
| | b | Módulo elástico | 57 |
| Figura A.2 | | Resultados G4-66 | 57 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 57 |
| | b | Módulo elástico | 57 |
| Figura A.3 | | Resultados G6-66 | 57 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 57 |
| | b | Módulo elástico | 57 |
| Figura A.4 | | Resultados G2-74 | 58 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 58 |
| | b | Módulo elástico | 58 |
| Figura A.5 | | Resultados G4-74 | 58 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 58 |
| | b | Módulo elástico | 58 |
| Figura A.6 | | Resultados G6-74 | 58 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 58 |
| | b | Módulo elástico | 58 |
| Figura A.7 | | G2-82 | 59 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 59 |
| | b | Módulo elástico | 59 |
| Figura A.8 | | Resultados G4-82 | 59 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 59 |
| | b | Módulo elástico | 59 |
| Figura A.9 | | Resultados G6-82 | 59 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 59 |
| | b | Módulo elástico | 59 |
| Figura A.10 | | Resultados K2-66 | 60 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 60 |
| | b | Módulo elástico | 60 |
| Figura A.11 | | Resultados K4-66 | 60 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 60 |
| | b | Módulo elástico | 60 |
| Figura A.12 | | Resultados K6-66 | 60 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 60 |
| | b | Módulo elástico | 60 |
| Figura A.13 | | Resultados K2-74 | 61 |
| | a | Curva esfuerzo-deformación | 61 |

| | | |
|-------------|--------------------------------------|----|
| b | Módulo elástico | 61 |
| Figura A.14 | Resultados K4-74 | 61 |
| a | Curva esfuerzo-deformación | 61 |
| b | Módulo elástico | 61 |
| Figura A.15 | Resultados K6-74 | 61 |
| a | Curva esfuerzo-deformación | 61 |
| b | Módulo elástico | 61 |
| Figura A.16 | Resultados K2-82 | 62 |
| a | Curva esfuerzo-deformación | 62 |
| b | Módulo elástico | 62 |
| Figura A.17 | Resultados K4-82 | 62 |
| a | Curva esfuerzo-deformación | 62 |
| b | Módulo elástico | 62 |
| Figura A.18 | Resultados K6-82 | 62 |
| a | Curva esfuerzo-deformación | 62 |
| b | Módulo elástico | 62 |

LISTA DE SÍMBOLOS Y SIGLAS

SÍMBOLOS

- σ : Esfuerzo
 F : Fuerza
 A : Área
 ϵ : Deformación
 E : Módulo elástico (Módulo de Young)
 l : Longitud
 l_0 : Longitud inicial
 Δl : Cambio de longitud
 η : Porosidad
 ρ_v : Densidad de vacío
 ρ_T : Densidad aparente total en bulto

SIGLAS

| | |
|-------|---|
| SLA | : Estereolitografía |
| LOM | : Manufactura de objeto laminado |
| SLS | : Sinterizado por láser selectivo |
| DM | : Diabetes mellitus |
| MA | : Microaguja |
| PMA | : Parche de microagujas |
| CAD | : Diseño asistido por computadora |
| SW | : SolidWorks |
| UV | : Ultravioleta |
| INEGI | : Instituto Nacional de Estadística y Geografía |
| PMMA | : Polimetil metacrilato |
| HA | : Hidroxiapatita |
| PEEK | : Polieterecetona |
| ASTM | : Del inglés American Society for Testing and Materials |
| CU | : Celda unidad |

I INTRODUCCIÓN

1.1 GENERALIDADES

La impresión 3D, es una técnica de manufactura a través de la cual se producen objetos tridimensionales mediante el depósito de un material en capas delgadas [1–3], se suele referir a este proceso como manufactura aditiva, prototipado rápido o tecnología de forma sólida libre [4].

Una de las subclasificaciones de la manufactura aditiva es el prototipado rápido por láser. Esta técnica consiste en la producción de prototipos mediante la solidificación de las capas de material a través de la incidencia de un láser sobre un líquido, polvo o lámina de material, dentro de esta clasificación se encuentran los siguientes métodos de manufactura [5]:

- **Estereolitografía (SLA).** Este proceso consiste en la incidencia de un láser ultravioleta sobre una resina líquida fotocurable, en este proceso se lleva a cabo una reacción de fotopolimerización que solidifica el material.
- **Laminado de objetos (LOM).** En este método consiste en el corte vía láser de láminas para formar contornos de objetos tridimensionales y de prensado en caliente de láminas consecutivas, mediante la adhesión de una lámina sobre otra además de realizar el corte de los contornos de la pieza.
- **Sinterizado por láser (SLS).** Consiste en el sinterizado por capas de un polvo sólido, las capas de polvo se solidifican una sobre otra por la interacción con un láser.

Las aplicaciones médicas de la manufactura aditiva se han expandido rápidamente [3], en gran medida, se le atribuye este crecimiento a los beneficios que provee el uso de la manufactura aditiva en el campo. Algunos de estos beneficios son la *personalización, bajos costos, aumento de la productividad, control de las variables y la democratización y colaboración multidisciplinaria de las ciencias* [1].

1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

En la actualidad, han surgido una gran variedad de aplicaciones médicas a raíz de los avances en las tecnologías de manufactura aditiva [6]. Algunas de sus aplicaciones se encuentran en sectores como la dosificación de fármacos, prótesis, órtesis, implantes, entre muchos otros dispositivos médicos.

La impresión 3D por SLA permite generar estructuras con alta precisión dimensional, es decir, nos permite generar estructuras pequeñas con gran detalle. Esto abre la posibilidad de utilizar la impresión 3D por SLA para aplicaciones que requieren de la fijación de implantes por osteointegración, o de manera general, aplicaciones que requieran de la fijación celular en estructuras porosas, comúnmente usados en la ingeniería de tejidos [7]. Una alta precisión permite también, la fabricación de implantes personalizados [1] altamente hechos a la medida del paciente que lo requiera con aplicaciones en tratamientos prostéticos permanentes o para tratamientos temporales como los que se ven en las prótesis reabsorbibles. Se puede encontrar aplicaciones para la impresión 3D por SLA en los parches de microagujas (PMA's) utilizados para el tratamiento de la diabetes mellitus (DM) tipo II [8].

Por otro lado, la empresa FormLabs ofrece consumibles y dispositivos enfocados a la impresión SLA, cuyas características permiten su aplicación en la ortodoncia. Sin embargo, es posible extender la aplicabilidad de estos consumibles a otras aplicaciones médicas, como las antes mencionadas. Para ello, es necesario estudiar con detalle las características de los consumibles. En la presente investigación se evaluó las características mecánicas de la Resina Biomed Clear V1, con el objetivo de analizar los efectos que se producen en estructuras porosas al ser aplicadas fuerzas de tensión, compresión y flexión de piezas manufacturadas por SLA.

Estas consideraciones sobre los efectos de la porosidad se pueden realizar utilizando distintas celdas unitarias, como la celda unitaria de Kelvin y la Giroide, que son celdas unitarias comúnmente utilizadas para los *infills* de las impresiones 3D comerciales, además de que, por sus geometrías interconectadas, permiten el anclaje durante la proliferación celular, tomando en cuenta distintos valores de porosidad y dimensiones de un dispositivo para conocer la viabilidad de la resina en este tipo de aplicaciones. Así como correlacionar los efectos de la porosidad y el tamaño de poro en la viabilidad celular de las estructuras celulares para aplicaciones médicas.

Si bien, otros métodos de manufactura proveen ventajas en términos de producciones en masa, la impresión SLA permite la fabricación de modelos con características específicas para un paciente. Esta técnica de manufactura provee tres ventajas importantes durante el tratamiento de un paciente: permitiendo a un cirujano tener un mayor conocimiento sobre el paciente tratado [9], mejorando la interacción paciente-cirujano; el diseño de implantes y herramientas quirúrgicas específicas al caso del paciente [10, 11] y optimizando los procesos quirúrgicos y sus costos [12].

1.3 OBJETIVOS DEL ESTUDIO

1.3.1 Objetivo General

Diseñar, manufacturar y caracterizar mecánicamente prototipos 3D mediante estereolitografía para realizar pruebas mecánicas de tensión, compresión y flexión para evaluar su viabilidad en aplicaciones médicas.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Diseñar modelos CAD en SolidWorks (SW) de las probetas para pruebas de tensión, compresión y flexión.
- Manufactura de las probetas.
- Evaluación mecánica de las probetas.
- Evaluación de viabilidad de los materiales en aplicaciones médicas.

1.4 HIPÓTESIS DEL ESTUDIO

1.4.1 Hipótesis General

La técnica de manufactura aditiva SLA, permitirá de forma eficiente fabricar prototipos para aplicaciones médicas de forma práctica, económica y cumpliendo con las características físicas, químicas y mecánicas de los prototipos para aplicaciones diversas, como PMA's y dispositivos de fijación craneal.

1.4.2 Hipótesis Específicas

- Las resinas rígidas biocompatibles son apropiadas para la fabricación de prototipos para aplicaciones médicas con respecto a sus características mecánicas.
- La impresión SLA permitirá la fabricación de moldes con superficies detalladas, gracias a la precisión de las impresoras SLA.

1.5 METODOLOGÍA

A continuación, se describen la metodología experimental en las etapas que se llevó a cabo el proyecto (ver Figura 1.1):

- **Revisión del estado del arte.** Documentación y consulta de trabajos similares realizados en años recientes.

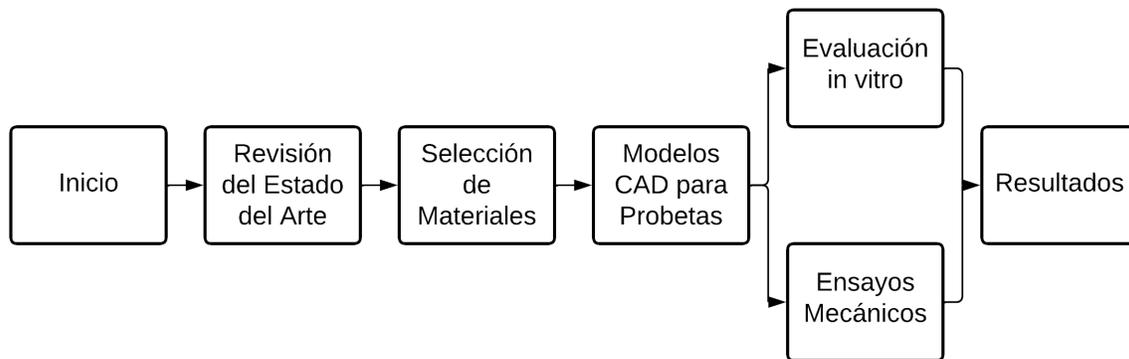


Figura 1.1. Seguimiento de las etapas generales del proyecto.

- **Selección de los materiales.** Búsqueda de resinas y consumibles afines al objetivo del proyecto, así como la evaluación de cuáles serán las mejores opciones.
- **Modelos CAD para probetas.** Realización de modelos CAD a través de SW como previos a la impresión en 3D de los mismos. En esta etapa se realizarán los modelos para las probetas de tensión, flexión y compresión.
- **Fabricación de las probetas.** En esta etapa se realizará la impresión 3D de las probetas para pruebas mecánicas. Será necesario realizar un proceso de limpieza y curado, sumado a ello, en algunos casos será necesario eliminar imperfecciones en las superficies de los modelos.
- **Realización de ensayos mecánicos.** Se trata de la etapa donde se obtendrán los datos que indicarán si la técnica y los materiales son apropiados para ser utilizados en aplicaciones médicas.
- **Evaluación de crecimiento celular *in vitro*.** Consiste en evaluar la adherencia y proliferación celular en las piezas impresas. En esta ocasión se utilizaron estructuras porosas a distintos porcentajes de porosidad para determinar la viabilidad del uso de estos materiales en aplicaciones médicas.
- **Resultados.** Análisis de los resultados, retroalimentación del proyecto y conclusión de este.

II FUNDAMENTO TEÓRICO Y CONCEPTUAL

2.1 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES

Cuando se habla de propiedades mecánicas de un material, se hace referencia al comportamiento que exhibe dicho material, cuando se le aplican fuerzas mecánicas externas [13]. Es decir, se evalúa la respuesta de un material ante una fuerza aplicada. Dependiendo de la naturaleza de la fuerza aplicada, el estudio mecánico puede ser estático o dinámico.

Cuanto se trata de las propiedades estáticas de un material, se hace referencia a la respuesta del material cuando se aplican fuerzas continuas, mientras que las propiedades dinámicas se obtienen cuando las fuerzas aplicadas sobre el material varían con respecto al tiempo [13].

2.1.1 Esfuerzos

Cuando se aplica una fuerza sobre un material, este tiende a deformarse y ejerce una resistencia a los cambios en su tamaño y forma causados por dicha fuerza externa. En estas condiciones, el material sufre cambios en sus dimensiones; este fenómeno es llamado **deformación** [13]. La resistencia ejercida por el material, es conocida como **esfuerzo** (σ), y se describe como la relación ejercida entre la fuerza (F) y el área de la sección transversal (A) de material, como queda expresado en la Ecuación (2.1) [14].

$$\sigma = \frac{F}{A}. \quad (2.1)$$

Como ya se mencionó, se dice que un material se deforma cuando sus dimensiones o forma varían a medida que se aplica una fuerza sobre él. Por lo tanto, la deformación (ϵ) se puede describir en términos de la longitud de la pieza de deformación, comparando la longitud original (l_0) del material con la longitud final (l), como queda expresado en la ecuación (2.2) [14].

$$\epsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0}. \quad (2.2)$$

Bajo estas condiciones, se pueden distinguir dos tipos de materiales en función de cómo se expresan las propiedades mecánicas ante un esfuerzo. Un material que es continuo a través de todo su volumen, es llamado **material homogéneo**. Este tipo de materiales

exhiben las mismas propiedades mecánicas en cada punto de su masa y en todas las direcciones. Es decir, se trata de un **material isotrópico** [13]. Por otro lado, un material que no exhibe propiedades idénticas en distintas direcciones y puntos, es llamado **material anisotrópico**.

Una de las formas en las que se pueden evaluar las propiedades mecánicas de un material es a través de una prueba de *esfuerzo-deformación*. Cuando las cargas son estáticas, o varían relativamente lento con el tiempo y son aplicadas sobre una sección transversal uniforme, el comportamiento mecánico se evalúa de esta forma. Existen tres principales formas para realizar estas pruebas: *tensión*, *compresión* y *cortante* [14], las cuales se estudiarán a continuación.

2.1.1.1 Tensión

Cuando se habla de un esfuerzo a tensión, se hace referencia a aquel caso donde se aplica una fuerza uniaxial, de modo que se tiende a elongar o estirar el objeto [13]. La Figura 2.2a muestra un diagrama de la dirección de las fuerzas cuando se somete un material a tensión.

Un ensayo de tensión se realiza deformando una probeta, usualmente hasta la falla, donde las cargas de tensión se incrementan gradualmente y de forma controlada [14]. Las probetas utilizadas en este tipo de ensayo se conocen cotidianamente como *huesos*, o *dogbone* en inglés, esto gracias que su forma se asemeja bastante a la de un hueso. La Figura 2.1 muestra un ejemplo de una probeta de flexión realizado en SW. El ejemplo de probeta de tensión en la Figura 2.1 muestra una probeta plana. Sin embargo, también se utilizan probetas cuya sección transversal es circular.

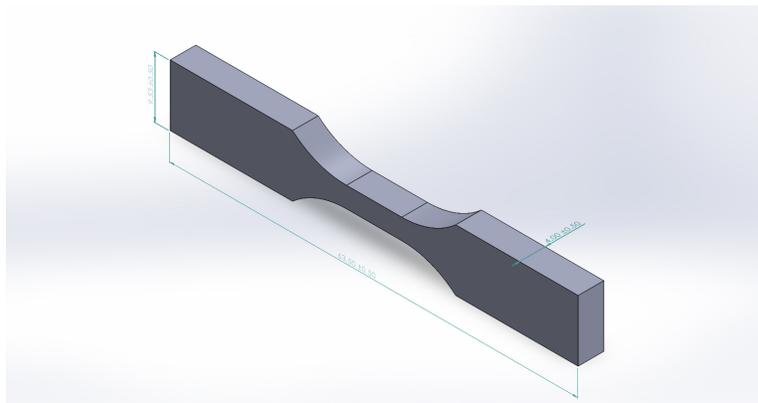


Figura 2.1. Ejemplo CAD de una probeta de tensión realizada con base en la norma ASTM-638.

2.1.1.2 Compresión

Este esfuerzo es similar al del ensayo de *tensión* ya que también se aplica una fuerza uniaxial sobre el material. La diferencia con respecto al de tensión es que, la dirección de esta fuerza es opuesta a la ejercida en el caso de la tensión. En el caso de la tensión, la fuerza tiende a deformar el material al elongarlo. Sin embargo, en la compresión, la deformación tiende a comprimir el material [13]. En la Figura 2.2b se puede ver la dirección en la que se aplica una fuerza de compresión.

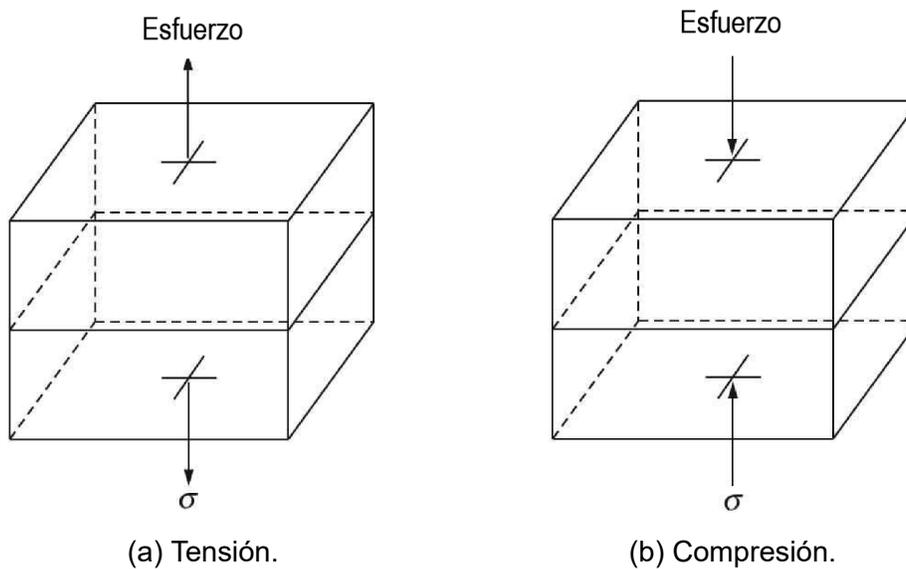


Figura 2.2. Ejemplo de esfuerzos comunes: (a) En tensión, (b) en compresión [13].

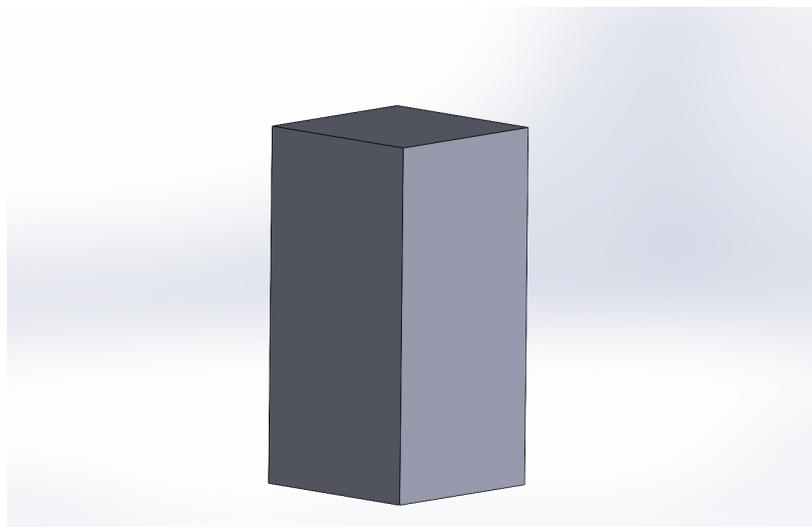


Figura 2.3. Ejemplo CAD de una probeta de compresión realizada con base en la norma ASTM-695.

Los ensayos de compresión se realizan de manera similar a los ensayos de tensión. Las principales diferencias se encuentran en la dirección de la fuerza, ya que en compresión es necesario deformar el material al contraerlo. La forma de las probetas utilizadas. En un ensayo de compresión tienen forma de prismas o cilindros.

2.1.1.3 Flexión

Un ensayo de flexión se realiza cuando se somete un espécimen, cuya sección transversal es circular o cuadrada, a un experimento donde se dobla el espécimen de forma transversal [14]. Este tipo de experimentos se pueden realizar a través de técnicas a tres o cuatro puntos. La Figura 2.4 muestra un esquemático de este tipo de experimentos a tres puntos.

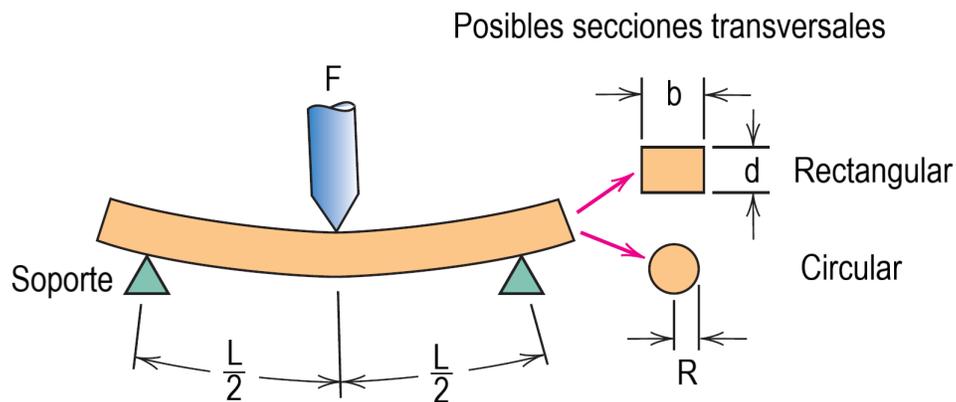


Figura 2.4. Ejemplo de un ensayo de flexión a tres puntos. Imagen tomada de *Materials science and engineering: An introduction, 7th ed.* de J. Callister[14].

En un ensayo de flexión, se involucran la tensión y la compresión al mismo tiempo, ya que la parte superior de la superficie, aquella en contacto con la carga, está sometida a compresión, mientras que la cara opuesta, queda sometida a tensión. Un ensayo de flexión es útil por tres razones [14]:

- Cuando es complicado preparar especímenes con la geometría para tensión.
- Por la dificultad de sujetar especímenes quebradizos en ensayos de tensión.
- Para especímenes que fallan fácilmente ante la deformación, ya que esto impacta en los resultados de ensayos de tensión.

2.1.2 Comportamiento Esfuerzo-Deformación

La relación del esfuerzo de un material con la deformación que se presenta en estas condiciones es llamado *comportamiento esfuerzo-deformación*. Este comportamiento se describe a través de un factor de proporcionalidad que nos permite relacionar el esfuerzo (σ) con la deformación (ϵ). Este factor es llamado **Módulo de Young** (E), o módulo elástico [14]. La ecuación que describe la relación del esfuerzo y la deformación está expresada en la Ecuación (2.3).

$$\sigma = E \epsilon. \quad (2.3)$$

El módulo de Young (E) es una constante de proporcionalidad, la Ecuación (2.3) es, de forma general, una manera de expresar la ley de Hooke. La constante E se define como la pendiente de la curva de esfuerzo-deformación bajo la región de linealidad de dicha curva.

2.1.3 Porosidad

La porosidad en un material es una de las características que tiene una influencia directa sobre las propiedades físicas y químicas de los materiales, como gases y líquidos, en muchas aplicaciones [15]. La forma más evidente para medir la porosidad de un material es comparando la fracción de volumen vacío con el volumen aparente total en bulto [15].

Otra forma en la que podemos obtener la fracción de porosidad (η) de un material es utilizando la densidad del material, en lugar del volumen aparente en bulto y su volumen vacío. En este caso, el razonamiento es similar, ya que comparamos la densidad total aparente del material en bulto (ρ_T) con la densidad de vacío (ρ_v) que contiene el mismo, como se muestra en la Ecuación (2.4).

$$\eta = \left(1 - \frac{\rho_v}{\rho_T}\right) \times 100. \quad (2.4)$$

La Ecuación (2.4) nos permite medir la fracción de porosidad en términos porcentuales, por lo mismo, se resta la fracción de espacio vacío (ρ_v/ρ_T) a la unidad. Es decir, la cantidad relativa de material sólido para dicha estructura suponiendo que es completamente sólida.

2.2 IMPRESIÓN 3D POR ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA)

La estereolitografía, conocida como impresión SLA (por sus siglas en inglés), es una técnica de manufactura aditiva que consta de tres componentes básicos: en primer lugar, una fuente de luz ultravioleta de alta intensidad; segundo, una resina líquida fotocurable que contiene monómeros y oligómeros, tercero, un sistema de control que dirige la fuente de luz para iluminar la resina de forma selectiva [16].

Estos tres componentes, realizan un proceso en el que se curan capas de resina, lo que solidifica la resina capa por capa hasta formar una estructura tridimensional. De manera general, la luz ultravioleta inicia una reacción química en la resina, que causa que la polimerización de los monómeros y oligómeros [16], proceso conocido como *fotopolimerización*. Cuando una capa del modelo sólido se imprime, la placa de impresión se mueve con una distancia del grosor de capa, de modo que la resina líquida cubra la parte superior modelo, momento en el que se comienza a imprimir la siguiente capa.

2.2.1 Fotopolimerización

Cuando se habla del término **fotopolimerización**, se hace referencia a un proceso de polimerización en cadena que es iniciado por luz [17]. El proceso de fotopolimerización, también es llamado **fotocurado**. Como ya se mencionó en la sección anterior, la estrategia general, consiste en la exposición a una fuente de luz de una resina líquida que contiene monómeros y oligómeros para solidificar la resina obteniendo un prototipo tridimensional.

Es necesario utilizar un *fotoiniciador* o *sistema fotoiniciador* para convertir la energía fotolítica en especies reactivas. Esto se puede lograr a través de **radicales libres** o de un **mecanismo catiónico** [18]. Generalmente, se utilizan fotoiniciadores que funcionen en radiación ultravioleta, por debajo de los 400 *nm*, para inicial la reacción [19]. A pesar de la gran extensión de la impresión por estereolitografía, las tecnologías de impresión 3D basadas en fuentes de luz de alta energía tienen las siguientes desventajas [18]:

1. Para materiales comúnmente utilizados en la fotopolimerización, los fotones UV tienen una baja profundidad de penetración, lo que resulta en capas accesibles menores a los 100 μm , lo que conlleva un tiempo largo de impresión pero permite gran precisión al imprimir superficies.
2. En el campo de la bioimpresión, el uso de luz UV presenta el riesgo de fotodaño celular [20, 21].
3. La exposición prolongada a la luz UV puede resultar en reacciones secundarias con

la degradación de los reactantes y productos.

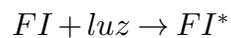
La técnica de fotopolimerización típica de la impresión 3D es aquella realizada mediante **radicales libres**, a continuación, se explican las generalidades de esta técnica.

2.2.1.1 Fotopolimerización por Radicales Libres

La fotopolimerización por **sistemas radicales** es la técnica utilizada para los sistemas fotocurables basados en el metacrilato [18]. De manera general, en la fotopolimerización por sistemas radicales, las reacciones de polimerización se inician por medio de un radical libre, este proceso tiene tres etapas principales: **generación del radical, iniciación y propagación**.

En una reacción de este tipo, los fotoiniciadores absorben luz en el espectro UV-visible, que va desde 250 hasta 450 nm. Para que el fotoiniciador comience su función, es necesario que la frecuencia de la luz incidente coincida con una banda de absorción del fotoiniciador, esto lo lleva a un estado excitado debido al cambio de nivel energético en sus electrones [17], en esta etapa se ha generado el radical libre.

La iniciación se da con la decadencia del radical, ya que los radicales generados en la reacción anterior poseen un periodo de vida corto, alrededor de $10^{-6}s$, a través de este proceso aparece en un intermedio en la reacción, resultado de dicha decadencia. Este compuesto intermedio es el responsable de iniciar la reacción de polimerización de los monómeros funcionales [17]. De manera general, podemos describir la reacción como se muestra a continuación:



Donde FI representa el fotoiniciador, I es un producto intermedio, M el monómero y P el polímero. Los estados de electrones excitados se denotan por un *. Es importante mencionar que, durante la segunda etapa del proceso, el fotoiniciador excitado puede reaccionar para convertirse en el producto intermedio, o bien, regresar a su estado original.

2.3 APLICACIONES MÉDICAS

2.3.1 Parches de Microagujas como Tratamiento para diabetes mellitus

La diabetes es una enfermedad crónica caracterizada por la escasa producción de insulina por parte del páncreas, o bien, que la insulina no es utilizada efectivamente por el organismo. La insulina es una hormona encargada del metabolismo de la glucosa, por lo que su insuficiencia produce hipoglucemia, lo que a largo plazo causa daños en los capilares sanguíneos y las terminaciones nerviosas, esto lleva a disfunciones en diversos órganos y sistemas del cuerpo humano [22].

Se trata de una de las enfermedades metabólicas más comunes a nivel mundial cuya presencia en adultos ha incrementado en años recientes [23, 24]. Un factor importante en la prevalencia de esta enfermedad es la urbanización, esto ha generado cambios drásticos en el estilo de vida, particularmente en países en desarrollo. Estos cambios se presentan a la par de un incremento en factores de riesgo para enfermedades como la diabetes tipo II [25].

En México, el número de casos de diabetes mellitus ha crecido como una epidemia en el país desde el siglo pasado [26]. Para el año 1995, México ocupaba el noveno lugar con mayor número de casos de diabetes, la *IDF International Diabetes Federation* estima que se alcanzará el séptimo lugar para el 2030 con alrededor de 12 millones de casos de diabetes tipo II [23, 27].

La diabetes mellitus tipo II representa la segunda causa de muerte y la primera en pérdida de años de vida saludables en México [28, 29]. Sumado a esto, en el 2011 el costo de atención de la enfermedad fue de alrededor de 7.7 millones de dólares [30], por lo que para el 2016, la diabetes mellitus tipo II fue declarada como una emergencia epidemiológica en México [31].

Una de las propuestas para tratar esta problemática es a través del uso de parches de microagujas (ver Figura 2.5). Estos dispositivos se pueden fabricar mediante impresión SLA gracias a la alta precisión que permite lograr esta técnica de impresión 3D.

Los parches de microagujas consisten en un arreglo de agujas de escala micrométrica, los cuales tienen por objetivo administrar medicamentos a un paciente que requiere de dosis constantes, este tipo de dispositivos permiten eliminar la necesidad de realizar inyecciones de manera cotidiana a un paciente, ya que esta estrategia puede resultar incómoda e invasiva a largo plazo.

La propuesta del uso de parches de microagujas se ha visto altamente beneficiada por

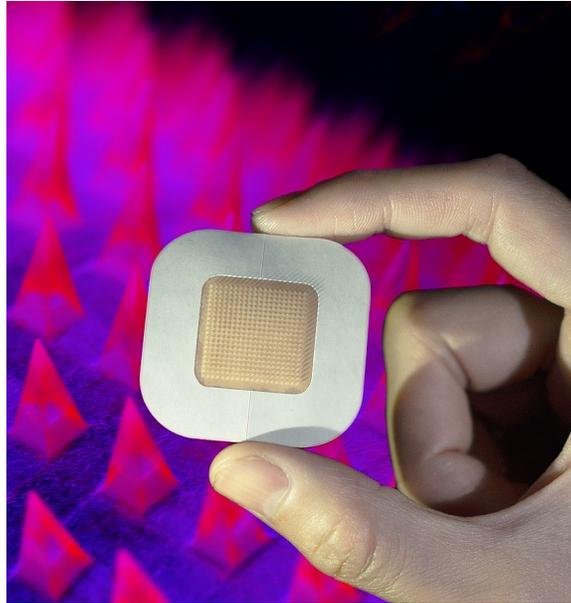


Figura 2.5. Fotografía de una parche de microagujas para el tratamiento de la diabetes. "Smart Insulin Patch" por Zenomics, Febrero de 2020, licenciada bajo CC BY-SA 4.0.

las tecnologías de impresión 3D, en particular por la impresión SLA. La impresión SLA permite lograr superficies con mucha precisión, lo que la hace viable para la producción de microagujas de forma rápida [8, 32].

Estos dispositivos poseen varias ventajas con respecto a las estrategias tradicionales usadas para el tratamiento de la diabetes. Principalmente, la falta de dolor que se asocia con el uso de este tipo de parches y la posibilidad de administrar los medicamentos durante periodos largos de tiempo a un paciente [33].

2.3.2 Sistemas de Fijación para Traumatismos Craneales

Un sistema de fijación craneal es un elemento utilizado como apoyo para la correcta regeneración del cráneo tras la realización de una craneoplastia en un paciente. Estos dispositivos funcionan de manera similar a como lo haría una sutura tradicional. Sin embargo, en este caso, las condiciones que debe soportar un dispositivo de fijación craneal son distintas a las de una sutura tradicional, las características que deben tener son distintas.

En México, los traumatismos craneoencefálicos representan una de las primeras diez causas de muerte, de acuerdo con estadísticas del INEGI, como señaló A. Cabrera en el 2009 [34]. Una de las formas en que se tratan pacientes que han sufrido este tipo de heridas es, precisamente a través de la craneoplastia.

La aplicación de suturas craneales requiere de un material capaz de soportar los esfuerzos

en flexión y tensión a los que sería sometido durante la fijación craneal. En la actualidad se utiliza una variedad de materiales para realizar las suturas, entre los que podemos encontrar el titanio, hidroxiapatita, metil-acrilatos, compuestos de alúmina e hidroxiapatita [35].

Las propiedades mecánicas requeridas para los dispositivos de fijación (suturas, placas o grapas) poseen un rango de valores bastante amplio, en gran medida por la diferencia de materiales utilizados. Por ejemplo, el PMMA es un material que ya se ha implantado en pacientes para estudios piloto [36]. Se ha encontrado que algunos cementos óseos basados en el PMMA soportan alrededor de 40 MPa [37], la Tabla 2.1 presenta algunos materiales comunes y sus características.

Tabla 2.1. Resumen de propiedades mecánicas de algunos materiales utilizados en dispositivos de fijación craneal.

| Material | σ Tensión | σ Flexión |
|----------|--------------------------|---|
| PMMA | 30.7 MPa [36] | 79 MPa [38] |
| HA | - | 30 - 113 MPa en cementos óseos [37, 39] |
| Titanio | 1080 MPa en Ti6Al4V [40] | 1477.89 MPa [41] |

La impresión 3D es una de las alternativas que permiten crear suturas craneales de bajo costo, en cortos periodos de tiempo y con resultados exitosos. Por ejemplo, en un estudio piloto realizado en 2021 [36], se realizaron 10 implantes de PMMA impresos en 3D, donde se obtuvieron resultados exitosos, con un índice de simetría craneal de $94.5 \pm 3.9\%$. Otro estudio [42], obtuvo resultados satisfactorios para 16 implantes de PMMA en 14 pacientes, en este caso no se reportaron complicaciones durante las cirugías, se obtuvieron reconstrucciones craneales correctas, únicamente fue necesario realizar cirugías de revisión para hematomas epidurales en tres pacientes. La Figura 2.6 muestra un ejemplo representativo de este tipo de suturas.



Figura 2.6. Ejemplo representativo de suturas craneales fabricadas a través de impresión SLA.

III DESARROLLO EXPERIMENTAL

3.1 DISEÑOS CAD

Para la realización del proyecto, es necesaria la consideración de dos aspectos fundamentales: la generación de modelos CAD y la impresión de los mismos. En este sentido, el modelado CAD se realizará a través del software SW 2022, ya que este software permite exportar los modelos en formatos que puede interpretar una impresora 3D, en este caso son de interés los archivos con extensión .stl.

Para la impresión 3D por la técnica de SLA, se cuenta con una impresora de la empresa FormLabs modelo 3B+ (ver Figura 3.1a).

El proceso de fabricación consta de tres etapas principales: impresión, limpieza y fotocurado. Para iniciar la impresión, es necesario cargar los archivos .stl a la impresora, esto se puede hacer a través de un cable USB o por conexión wi-fi, mediante el uso del software de la impresora: *PreForm*. En este software se cargan los archivos de los modelos 3D dentro de un proyecto, dicho proyecto se envía a la impresora y ésta comienza el proceso de impresión.



(a) Form 3B+.



(b) Form Wash.



(c) Form Cure.

Figura 3.1. Equipo utilizado en el proceso de impresión. **(a)** Impresora Form 3B+. Imagen tomada de <https://filament2print.com/> **(b)** Equipo de lavado Form Wash. Imagen tomada de <https://www.riogrande.com/> **(c)** Equipo de fotocurado Form Cure. Imagen tomada de <https://www.henryschein.co.uk/>.

Una vez que se ha terminado la impresión, se procede a retirar las piezas de la placa de la impresora, es importante limpiarlas utilizando alcohol isopropílico, ya que al final de la impresión, las piezas quedan cubiertas por una capa de resina que no se ha fotopolimerizado, es importante removerla para que las piezas tengan el acabado deseado. Este proceso se puede realizar utilizando la máquina *Form Wash* (ver Figura 3.1b), los tiempos de limpieza varían con respecto a la concentración de resina en el alcohol isopropílico,

este caso fue de 15 minutos.

El fotocurado se realiza para concluir el proceso de impresión, el cual consiste en colocar las piezas ya limpias dentro del Form Cure (ver Figura 3.1c), este dispositivo realiza un baño de luz ultravioleta a la pieza, con esto se asegura que la resina esté completamente fotopolimerizada para obtener una pieza rígida, eliminando por completo la presencia de resina líquida en el modelo impreso, para la resina Biomed Clear v1, el tiempo de curado es de 60 minutos a 60°C.

La remoción de soportes en las piezas fabricadas se puede realizar al finalizar la limpieza o al finalizar el curado de la pieza, esto dependerá de la pieza en sí misma. Remover los soportes después del curado en piezas porosas o con secciones frágiles, puede dañar el modelo, lo que hace que sea más sencillo retirarlos antes del curado. En piezas menos delicadas, este proceso se puede realizar tras el curado. En la Figura 3.2 se muestra un diagrama que resume el proceso de impresión y procesamiento de las piezas.

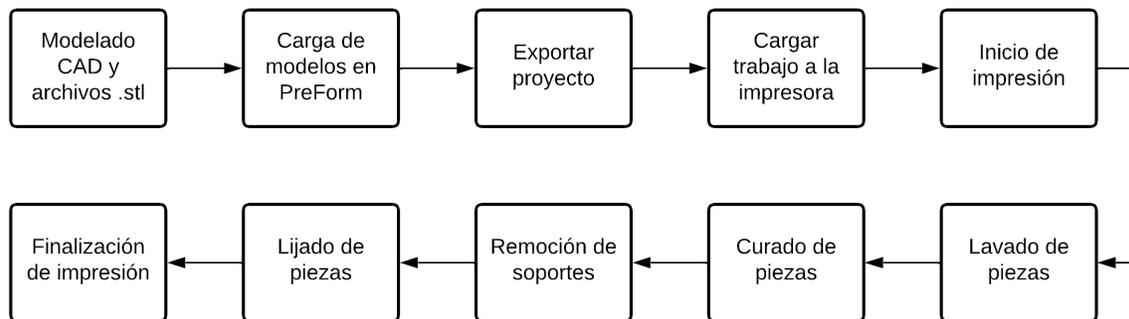


Figura 3.2. Resumen del proceso de impresión y procesamiento de los prototipos impresos.

Dado que las variables a comparar son la **porosidad** y **cantidad de celdas unidad**, los diseños se realizarán a partir del modelo 3D de la celda unidad de cada caso, con excepción de la estructura sólida, ya que esta es más sencilla de generar a partir de la propia geometría del modelo, evitando la necesidad de realizar operaciones adicionales a los modelos. Para los casos Giroide y Kelvin, es mucho más sencillo partir del diseño de la celda unidad, ya que a partir de esta, se pueden realizar matrices lineales para generar los patrones repetitivos en las geometrías, además de ser posible escalar las celdas y modificar los grosores de las paredes para manipular las variables de porosidad, tamaño de poro y cantidad de celdas unidad.

3.1.1 Celda Unidad

3.1.1.1 Celda Unidad Giroide

La celda unidad para un Giroide (ver Figura 3.3), se generó en *SolidWorks* a partir del modelo realizado por Aled J Taylor, modelo que se publicó en la red GrabCad (<https://grabcad.com/library/gyroid-10>). Este modelo sirvió como base para la realización de los modelos consiguientes, ya que, como se mencionó anteriormente, es posible realizar escalas, cambiar el tamaño de las paredes del modelo y replicarlo para obtener geometrías distintas.



Figura 3.3. Celda unidad Giroide

Originalmente, el modelo CAD de la celda unidad tenía dimensiones de $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}$. Sin embargo, para fines prácticos de las pruebas mecánicas, se fabricaron probetas con dimensiones de $10 \times 10 \times 20 \text{ mm}$, esto permite tener únicamente dos celdas unidad para trabajar, por lo que fue necesario realizar una escala al modelo original. Dicha escala se realizó de manera uniforme por un factor de 0.25, con lo que cada celda unidad termina teniendo un tamaño de $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}$.

El grosor de pared base para esta celda unidad, es de 0.0625 mm , dato que será importante durante la manipulación de la variable de porosidad. Por otra parte, el tamaño de poro se midió utilizando el tamaño de poro que se aprecia desde la perspectiva lateral de la celda unidad, donde el poro es prácticamente una circunferencia perfecta, de modo que se aproxima a el tamaño del poro con una geometría circular, donde se mide mediante

la herramienta de SW, obteniendo un diámetro de 1.14 mm , como se muestra en la Figura 3.4. Estas medidas son teóricas, y se obtienen utilizando herramientas del software, y posteriormente se comparan con las mediciones de forma física.

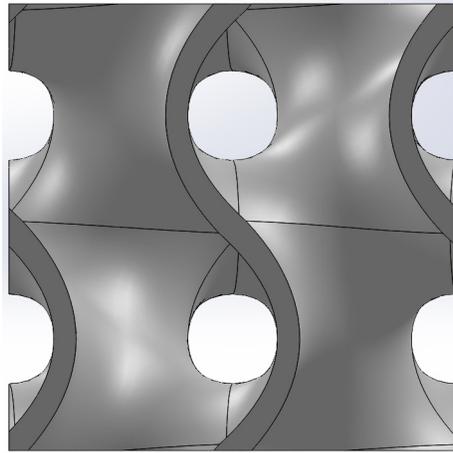


Figura 3.4. Perspectiva lateral de la celda unidad Giroide.

3.1.1.2 Celda Unidad Kelvin

La celda unidad de Kelvin consiste en un octaedro truncado. Es decir, se trata de un octaedro cuyas puntas se cortan, lo que nos deja con una geometría poliédrica que tiene caras cuadradas y caras hexagonales, la Figura 3.5 muestra un ejemplo de este tipo de geometría.

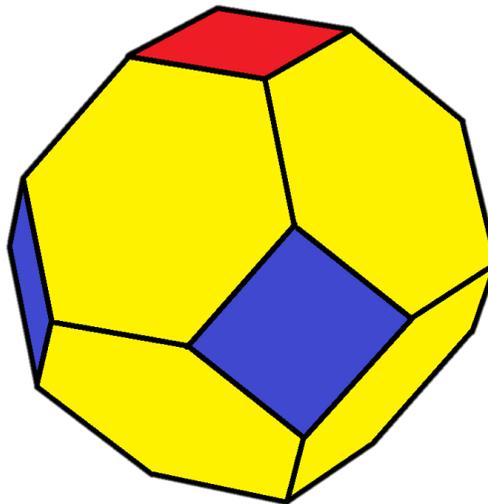
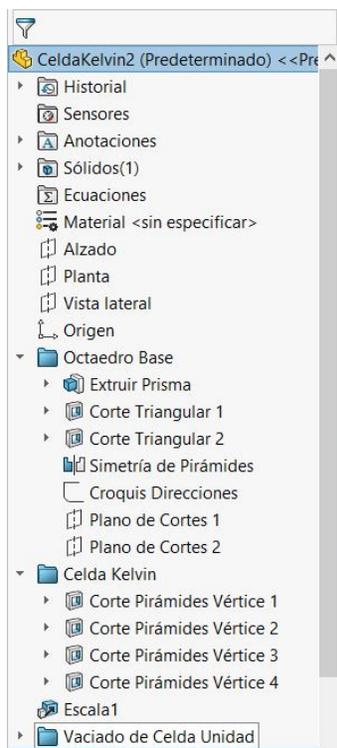


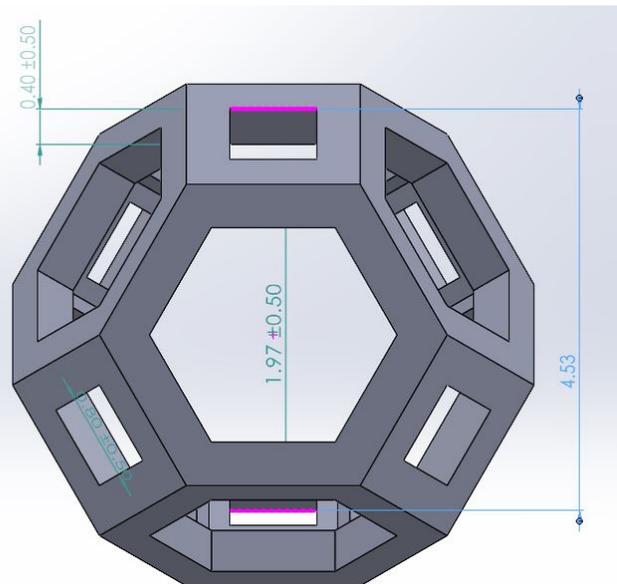
Figura 3.5. Ejemplo de un octaedro truncado. Imagen tomada de <https://www.pngwing.com/es/free-png-cmqxx>.

La geometría para esta celda unidad se puede comenzar a construir a partir de un octaedro, ya que, facilita el proceso de diseño debido a que se realizan pocas operaciones para obtener la celda unidad que se busca. En este punto, únicamente es necesario realizar los cortes para eliminar las pirámides cuadrangulares en las puntas del octaedro, para posteriormente realizar un vaciado del modelo 3D, lo que nos deja con la celda unidad final. La Figura 3.6a muestra el árbol de operaciones para el proyecto de SW, de forma resumida para obtener la estructura final de la celda unidad.

Una vez realizadas estas operaciones, se obtiene el modelo CAD de la celda unidad (ver Figura 3.6b). Al igual que en el caso de la celda Giroide, se tomaron las medidas utilizando las herramientas de **cota inteligente** de SW, obteniendo medidas teóricas del grosor de las paredes de la celda y de los tamaños de poro. En este caso, tenemos dos tamaños de poro fácilmente diferenciables por la geometría que poseen, siendo un poro hexagonal y uno cuadrado, por lo que se realizaron medidas de ambos tamaños de poro.



(a) Árbol de operaciones.



(b) Modelo final.

Figura 3.6. Modelado de la celda unidad Kelvin. **(a)** Árbol de operaciones realizadas al octaedro para obtener la celda unidad de Kelvin **(b)** Modelo final de la celda unidad de Kelvin.

Las medidas de los poros se muestran con mayor detalle en las Figuras 3.7a y 3.7b. El poro hexagonal se midió a partir de la apotema del hexágono. Es decir, la recta de la medición pasa a través del centro del hexágono e intercepta en el centro de dos lados

opuestos. Esta medida mostró un tamaño de poro de 1.97 mm . El caso del poro cuadrado, la medida de referencia fue la longitud de sus lados, teniendo un valor de poro de 0.8 mm por lado. La última de las medidas de la celda unidad es el espesor de la pared, que para este caso es de 0.4 mm (ver Figura 3.6).

Con estos datos, la celda unidad se puede llevar a un patrón repetitivo para generar los modelos CAD de las probetas de compresión. Todas las medidas obtenidas se manipularon para obtener las características de porosidad, tamaño de poro y cantidad de celdas unidad en dichas probetas, para la tener las características mecánicas para aplicaciones médicas.

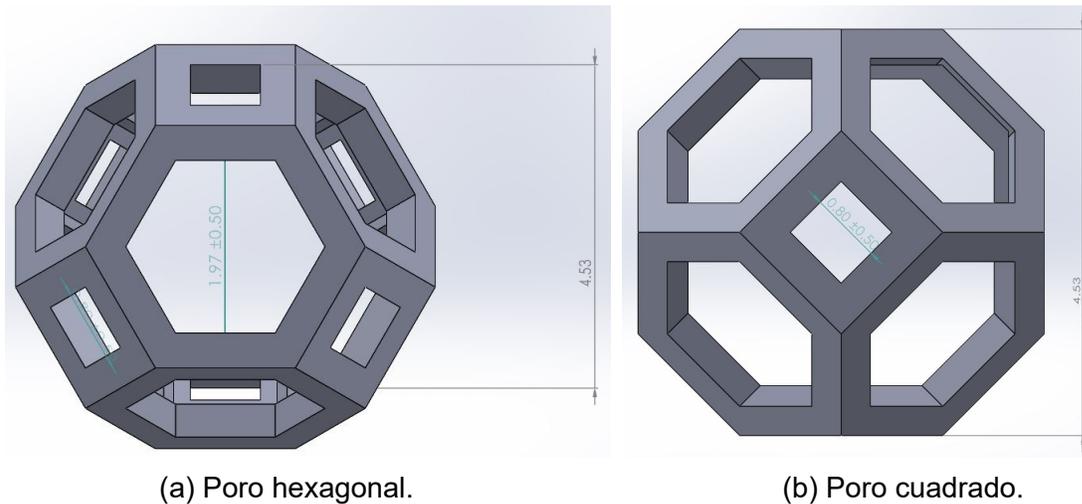


Figura 3.7. Tamaños de los poros en la celda unidad Kelvin. **(a)** Tamaño del poro hexagonal en la celda de Kelvin **(b)** Tamaño del poro cuadrado en la celda de Kelvin.

3.1.2 Probetas de Compresión

Los ensayos de compresión se establecieron con respecto a la norma **ASTM-695**, la cual indica que las probetas de compresión deben cumplir con ciertas características como la geometría y las dimensiones de la probeta. En primer lugar, las probetas de compresión deben ser cilindros o prismas, con una relación 2 : 1 de la longitud del radio (para el caso del cilindro) o de uno de sus lados (para el caso de prisma) con respecto a la altura de la probeta.

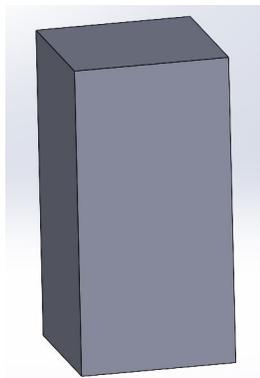
La geometría de las probetas de compresión será un prisma cuadrangular, con el objetivo de que las probetas ahorren la mayor cantidad de material al momento de ser impresas y analizar las propiedades mecánicas con facilidad. Las dimensiones para las probetas base será de $10 \times 10 \text{ mm}$ de **base** por 20 mm de **altura**. Estas dimensiones únicamente cambiarán para los casos en los que se manipule la cantidad de celdas unidad, y dichas di-

mensiones cambiarán con respecto a estas dimensiones que funcionarán como estándar para este proyecto.

Para evaluar el comportamiento mecánico del material (resina *Biomed Clear V1 de Form-Labs*) y el impacto de las celdas unidad, fue necesario fabricar probetas que cuenten con las celdas unidad Giroide y de Kelvin. Además de un experimento de control, usando una probeta sólida.

3.1.2.1 Probetas Sólidas

Como ya se mencionó anteriormente, los ensayos de compresión se realizaron utilizando probetas sólidas como experimentos de control. Para este caso, el diseño de las probetas se generó una base del $10 \times 10 \text{ mm}$ en SW, para extruir la base hasta los 20 mm de altura. La Figura 3.8 muestra una imagen del modelo 3D realizado en SolidWorks (Figura 3.8a) y una fotografía de la probeta de compresión impresa (Figura 3.8b).



(a) Modelo CAD.



(b) Prototipo impreso.

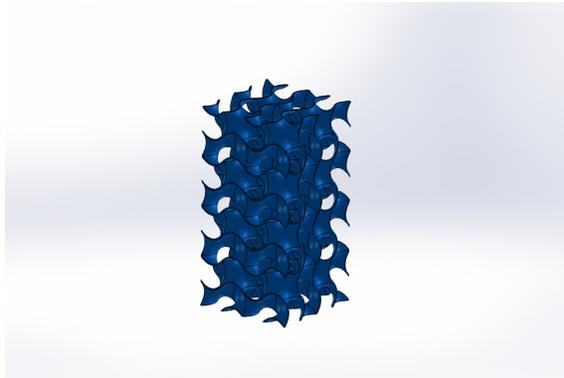
Figura 3.8. Modelado e impresión de probetas sólidas. **(a)** Modelo CAD de la probeta de compresión sólida **(b)** Prototipo impreso de la probeta sólida.

3.1.2.2 Probetas Giroide

Para el caso de las probetas Giroide, la celda unidad (ver Figura 3.3) tiene una geometría similar a un cubo de longitud lateral de 5 mm , de modo que para obtener la probeta base de $10 \times 10 \times 20 \text{ mm}$ únicamente fue necesario copiar la celda unidad a lo largo de las tres direcciones $x - y - z$ cierto número de veces. Por ejemplo, para generar la base de la probeta, la celda unidad se debe copiar 2 veces a lo largo de las direcciones $x - y$, lo que nos da una base de $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}$, entonces, esta base de copia 4 veces a lo largo de la dirección x , con lo que se alcanzan los 20 mm de altura (ver Figura 3.9).

Dado que la celda unidad fue diseñada con las direcciones en las que se debe repetir la

celda unidad en direcciones axiales, la probeta de compresión se genera de forma fácil y con pocas operaciones de SW, ya que al tener la celda unidad diseñada, únicamente es necesario operar utilizando matrices lineales cuyas instancias tengan las direcciones $x - y - z$. Es importante comentar que al momento imprimir la celda unitaria, es necesario eliminar los soportes internos, los cuales son difíciles de remover y afectarían los resultados de los ensayos mecánicos. Generalmente un ángulo de 45° es ideal para esto.



(a) Modelo CAD.



(b) Prototipo impreso.

Figura 3.9. Modelado e impresión de las probetas Giroide. **(a)** Modelo CAD de la probeta Giroide **(b)** Prototipo impreso de la probeta Giroide.

3.1.2.3 Probetas de Kelvin

La celda unitaria de Kelvin (ver Figura 3.6) es un tetradecahedro, esto quiere decir que se trata de un poliedro regular cuyas caras están conformadas por distintas figuras geométricas. Este tipo de geometrías son útiles para ocupar espacios tridimensionales de forma eficiente, esta es una de las características que se busca cubrir utilizando la celda unitaria de Kelvin.

En el caso de esta celda unitaria, las repeticiones no se pueden realizar utilizando las direcciones axiales de la celda unitaria, ya que esto dejaría muchos espacios libres entre cada celda, impactando negativamente las propiedades mecánicas de las probetas de compresión. Por lo tanto, se utilizaron los planos de las caras de la celda unitaria para realizar las repeticiones.

En el caso del software SW, es mucho más sencillo generar una estructura que sea iterable a lo largo de sus direcciones axiales. Para esto, se comienza con la celda unitaria de Kelvin, generamos las copias en las direcciones de las caras hexagonales, y después sobre las caras cuadradas de la unidad.

Comenzando por las iteraciones sobre las caras hexagonales. La celda unidad se repite

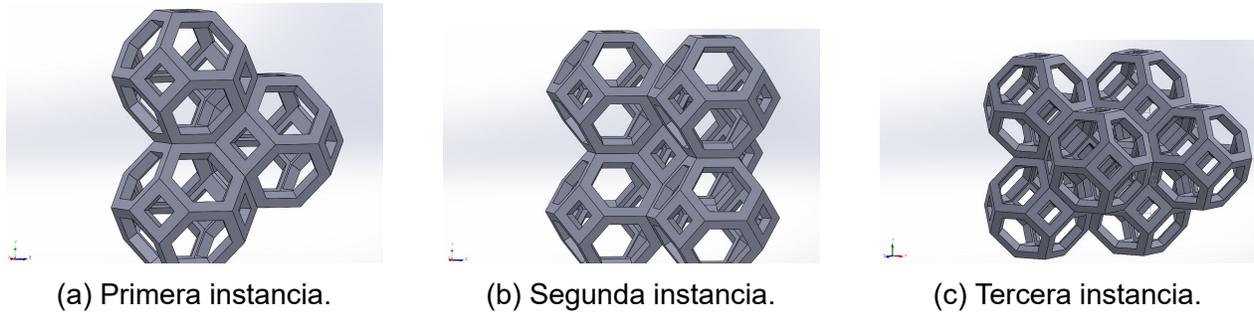


Figura 3.10. Construcción de una probeta con celdas unitarias Kelvin. **(a)** Iteración de la celda unitaria sobre los planos de sus caras hexagonales **(b)** Iteración de la celda unitaria sobre los planos de sus caras hexagonales en la dirección perpendicular **(c)** Iteración de la celda unidad sobre los planos de sus caras cuadradas, esta geometría es iterable en el software sobre sus direcciones axiales.

sobre dos caras hexagonales consecutivas que se seleccionan arbitrariamente y en la dirección de estas caras, se colocan las copias de la celda unidad (Figura 3.10a). Posteriormente, en la dirección perpendicular a dichas caras hexagonales, se selecciona un nuevo conjunto de caras, sobre las que se realiza la misma operación (Figura 3.10b). Por último, en una dirección perpendicular a la cara cuadrada inscrita en el conjunto de cuatro caras hexagonales seleccionadas, se genera una última celda unitaria (Figura 3.10c).

Este conjunto de operaciones deja una geometría que se puede iterar en SW sobre las direcciones axiales. Generando una estructura que, mediante el uso de cortes, resulta en un prisma de $10 \times 10 \times 20 \text{ mm}$ formado por las celdas unitarias de Kelvin. En la Figura 3.11a se puede ver el modelo CAD resultante de este proceso, donde la sección transversal de la probeta tiene 4×4 celdas unitarias, mientras que en la Figura ?? se puede apreciar el prototipo impreso de dicha probeta.

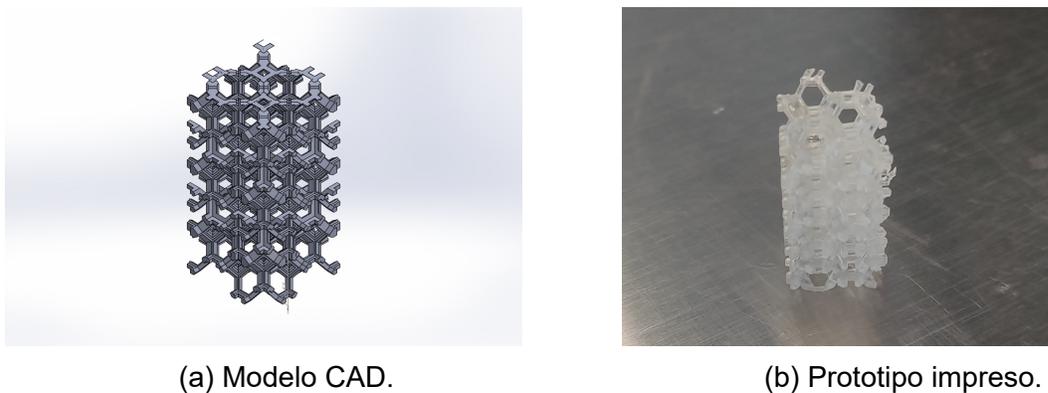


Figura 3.11. Modelado e impresión de las probetas Kelvin. **(a)** Modelo CAD de la probeta de compresión con celdas unitarias de Kelvin **(b)** Impresión del prototipo de la probeta con celdas unitarias de Kelvin.

3.1.3 Probetas de Flexión

Los ensayos de flexión se realizaron con respecto a la norma **ASTM-790**. Por lo que las probetas de flexión se ajustaron a las dimensiones y características establecidas en dicho estándar. En este caso, los ensayos se realizarán únicamente para probetas con una estructura sólida.

La norma ASTM-790 divide las características del ensayo de flexión para especímenes con un espesor mayor a 1.524 mm y menor a este. Por cuestiones de las dimensiones de la impresora y disponibilidad del material, se optó por generar las probetas con un espesor menor a las 1.524 mm . Las probetas para el ensayo de flexión deben tener forma de un rectángulo, la norma establece que las dimensiones deben de ser $12.7 \times 50.8\text{ mm}$, con un espesor menor a 1.524 mm , por lo que el espesor designado para este ensayo será de 1.27 mm . En la Figura 3.12 se puede ver la forma de las probetas una vez fueron impresas.



Figura 3.12. Fotografía de las probetas impresas para los ensayos de flexión.

Las probetas para el ensayo de flexión deben tener forma de un rectángulo, la norma establece que las dimensiones deben de ser $0.5 \times 2\text{ in}$, con un espesor menor a 0.06 in , por lo que el espesor designado para este ensayo será de 0.05 in . En la Figura 3.12 se puede ver la forma de las probetas una vez fueron impresas.

3.2 Selección de variables

Muchas aplicaciones médicas requieren del uso de estructuras porosas, ya que involucran crecimiento celular, mediante el anclaje de las células en el material que sirve como plantilla, comúnmente llamado *andamio*. Por este motivo, las variables para este estudio seleccionadas fueron: *porosidad*, *geometría de celda unitaria* y *cantidad de celdas unitarias* (CU). Dichas variables fueron analizadas en estructuras porosas, en las celdas unitarias Giroide y de Kelvin. Así mismo, el desempeño de estas variables será comparado con andamios sólidos.

Los experimentos control, en este caso, serán realizados sobre las geometrías sólidas, es decir, aquellas en las que la porosidad sea igual a cero. Esto nos permitirá conocer cómo cambia el desempeño mecánico del material cuando se introducen porosidades a modo de distintas geometrías porosas.

Para el caso de la porosidad, se consideraron varios factores, principalmente; una geometría con una porosidad por debajo del 66 % es complicada de imprimir por la técnica de SLA, ya que por debajo de esta porosidad, las piezas no se drenan correctamente de la resina líquida, durante el curado esto genera obstrucciones en la estructura. Una porosidad por encima del 82 % tiene poca resistencia mecánica, esto causa que la remoción de los soportes dañe irremediablemente las estructuras, por lo que las porosidades a evaluar de acuerdo con los aspectos analizados previamente fueron 66 %, 74 % y 82 % con un rango de error del 3 %.

Las dimensiones de las probetas, es un aspecto importante para considerar en las propiedades mecánicas, debido a que la cantidad de celdas unitarias varía con las dimensiones de la probeta, por lo que, las cantidades seleccionadas para este estudio fueron 6×6 , 4×4 y 2×2 celdas unidad en el área transversal.

La Tabla 3.1 muestran las variables de estudio y la forma en que se correlacionan y agrupan entre sí. Este planteamiento de variables permitirá comparar distintas estructuras y comprender cómo estas variaciones de porosidad, tamaño de celada y geometría afectan el comportamiento mecánico de la resina fotocurada, esta información, en conjunto con los datos de proliferación celular, permitirá determinar cuáles de las geometrías propuestas son viables para aplicaciones médicas.

3.3 VARIACIÓN DE POROSIDADES

Como ya se mencionó en la metodología, las porosidades seleccionadas fueron de 66 %, 74 % y 82 %. Estas variaciones de porosidad se replicaron también el resto de las varia-

Tabla 3.1. Correlación y nomenclatura de las variables y especímenes seleccionados.

| Geometría | Porosidad (%) | Cantidad de CU | Nomenclatura |
|------------------|----------------------|-----------------------|---------------------|
| Giroide | 66% | 2 × 2 | G2-66 |
| | | 4 × 4 | G4-66 |
| | | 6 × 6 | G6-66 |
| | 74% | 2 × 2 | G2-74 |
| | | 4 × 4 | G4-74 |
| | | 6 × 6 | G6-74 |
| | 82% | 2 × 2 | G2-82 |
| | | 4 × 4 | G4-82 |
| | | 6 × 6 | G6-82 |
| Kelvin | 66% | 2 × 2 | K2-66 |
| | | 4 × 4 | K4-66 |
| | | 6 × 6 | K6-66 |
| | 74% | 2 × 2 | K2-74 |
| | | 4 × 4 | K4-74 |
| | | 6 × 6 | K6-74 |
| | 82% | 2 × 2 | K2-82 |
| | | 4 × 4 | K4-82 |
| | | 6 × 6 | K6-82 |
| Sólido | 0% | 4 × 4 | S |

bles, es decir, aquellas probetas con mayor número de celdas unitarias en el área transversal y aquellas donde el tamaño de poro varía, también deberán cumplir con estas métricas de porosidad, considerando ambas geometrías de CU.

Primero, estas variaciones se realizaron en las probetas de dimensiones $10 \times 10 \times 20 \text{ mm}$, es decir, aquellas probetas con 4×4 CU. En esta primer etapa, únicamente se realizaron variaciones de porosidad utilizando las configuraciones de impresión y modificando los espesores de las paredes en los modelos CAD generados a partir de las CU's.

Las porosidades deseadas se obtuvieron para los espesores que se muestran en la Tabla 3.2, dichos espesores se obtuvieron de forma práctica a través de varias iteraciones. Las mediciones de la porosidad se realizaron a partir de la Ecuación (2.4).

Para la mayoría de las impresiones, las configuraciones de la impresora fueron idénticas, utilizando la máxima resolución posible, que corresponde a un grosor de capa de 0.025 mm, procurando mantener la densidad de soportes y puntos de contacto en los valores

Tabla 3.2. Espesor de pared y porosidades correspondientes en las probetas de compresión

| Geometría | Espesor de pared (mm) | Porosidad (%) | Resolución (mm) |
|-----------|-----------------------|---------------|-----------------|
| Giroide | 0.73 | 66 | 0.1 |
| | 0.5 | 74 | 0.05 |
| | 0.25 | 82 | 0.05 |
| Kelvin | 0.45 | 66 | 0.1 |
| | 0.40 | 74 | 0.05 |
| | 0.33 | 82 | 0.05 |

mínimos posibles. Únicamente fue necesario utilizar una resolución menor en la porosidad 66% para la geometría Giroide, ya que el modelo CAD presentaba errores al utilizar el espesor necesario para obtener la porosidad en la máxima resolución. Este problema se solucionó reduciendo la resolución y utilizando un espesor aproximado.

Estas mediciones no se tienen que replicar para las probetas de distintas dimensiones, al tratarse de geometrías repetitivas, los espacios vacíos se replican al mismo tiempo que se replica la CU a través del modelo, por lo que la porosidad se mantiene constante.

3.4 VARIACIÓN DE CANTIDAD DE CELDAS UNITARIAS

Para obtener las probetas con la cantidad de celdas unitarias especificadas, es decir, las probetas de 2×2 , 4×4 , 6×6 , únicamente es necesario replicar o eliminar celdas unitarias del área transversal de una probeta para una porosidad determinada.

Los modelos de los que se parte para este proceso son las CU's. En este punto, ya se cuenta con los modelos de las CU's para las tres porosidades necesarias, las dimensiones base de las probetas son de $10 \times 10 \times 20 \text{ mm}$ en probetas de 4×4 CU. Estas características permiten una adaptación directa de las probetas, para una probeta 6×6 se obtienen las dimensiones $20 \times 20 \times 40 \text{ mm}$, mientras que para una probeta 2×2 se obtienen las dimensiones $5 \times 5 \times 10 \text{ mm}$, independientemente de la geometría de la celda unitaria. Partiendo de los espesores de pared de la Tabla 3.2, se generan las estructuras necesarias para esta etapa experimental.

3.5 ENSAYOS MECÁNICOS

Los ensayos mecánicos seleccionados fueron: compresión, flexión y tensión. Este tipo de ensayos son comúnmente reportados en el estudio de las características mecánicas de los implantes [43]. Este tipo de ensayos no suelen simular con precisión las fallas en casos

clínicos. Sin embargo, estos ensayos ayudan a proponer el panorama para el diseño de ensayos más específicos que simulen de mejor manera un caso clínico, como son los ensayos de fatiga [44]. Tratándose este de un trabajo exploratorio inicial, los ensayos de compresión, flexión y tensión permitirán, precisamente, crear este panorama para una exploración futura de mayor profundidad en el área de ingeniería de órganos y tejidos.

Durante la realización de dichos ensayos, los errores se calcularán sobre los módulos elásticos y esfuerzos máximos. Se utilizará el cálculo del error estándar, el cual se calcula como se muestra a continuación.

$$error = \frac{\sqrt{s}}{n} \quad (3.1)$$

Donde s corresponde a la desviación estándar y n al número de muestras. Este cálculo permitirá medir la dispersión del esfuerzo máximo y los módulos elásticos, por lo que estos cálculos no serán representativos del error a lo largo de las curvas, sino solo de los puntos mencionados.

Los ensayos mecánicos se realizaron en una máquina universal de la empresa Zwick/Roell modelo Z005 (ver Figura 3.14) con la que se cuenta en el Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada en Juriquilla, Querétaro. Los estándares para estos ensayos fueron los determinados por la ASTM, para los ensayos de compresión se utilizó la norma ASTM-695 [45]; para los ensayos de flexión, la norma ASTM-790 [46] y para los de tensión, la norma ASTM-638 [47]. Estos estándares marcan una n mínima de 5 muestras, la cual fue la n utilizada para todos los ensayos.

Todos los ensayos mecánicos se realizaron sin una carga inicial. Los ensayos de tensión y flexión se realizaron con una velocidad de $5 \frac{mm}{min}$, mientras que los ensayos de compresión se realizaron a una velocidad de 1.33 mm/min. Las probetas de compresión tienen distintas dimensiones de acuerdo con la cantidad de celdas unidad que poseen en el área transversal (ver Tabla 3.3). Una de las condiciones indicadas en las normas ASTM para ensayos de compresión, es que para probetas con forma de prisma, las dimensiones de la profundidad y la longitud de los lados de su base deben tener una proporción 2:1.

Tabla 3.3. Dimensiones en las probetas de compresión.

| Cantidad de celdas unidad | Base (mm) | Altura (mm) | Profundidad (mm) |
|---------------------------|-----------|-------------|------------------|
| 2 × 2 | 5 | 5 | 10 |
| 4 × 4 | 10 | 10 | 20 |
| 6 × 6 | 15 | 15 | 30 |

En el caso de los ensayos de flexión, las probetas utilizadas tienen una profundidad de 1 mm, con una base de 50.80×12.70 mm. Las probetas de tensión se realizaron de acuerdo al espécimen tipo V marcado en la norma ASTM-638, dichas dimensiones se encuentran especificadas en la Tabla 3.4. Es importante recalcar que las geometrías porosas únicamente se utilizaron en los ensayos de compresión, es decir, tanto los ensayos de tensión como de flexión se realizaron únicamente en estructuras sólidas, las geometrías porosas se muestran en la Figura 3.15.

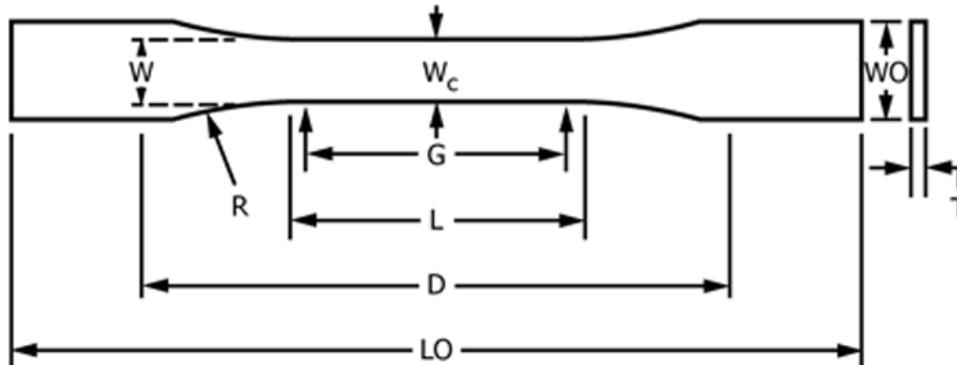


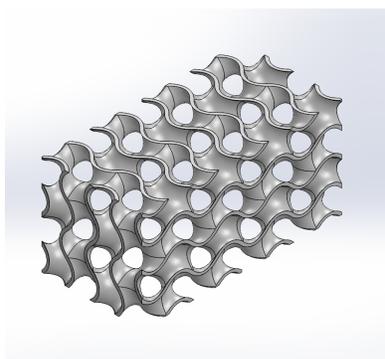
Figura 3.13. Dibujo de una probeta de tensión tipo V de acuerdo a la norma ASTM-638. Imagen tomada de la norma ASTM-638 [47].

Tabla 3.4. Dimensiones en las probetas de tensión (ver Figura 3.13 como guía).

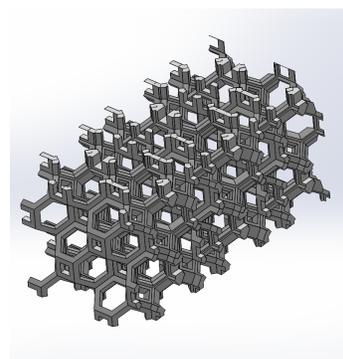
| Sección de la probeta | Dimensiones (mm) |
|-------------------------------------|------------------|
| (W) Ancho en la sección estrecha | 3.18 |
| (L) Longitud en la sección estrecha | 9.53 |
| (WO) Ancho total | 9.53 |
| (LO) Longitud total | 63.5 |
| (G) Longitud de calibración | 7.62 |
| (D) Distancia entre agarraderas | 25.4 |
| (R) Radio de redondeo | 12.7 |



Figura 3.14. Imagen de la máquina universal para la realización de los ensayos mecánicos. Fotografía tomada de: <http://www.interempresas.net/>.



(a) Giroide



(b) Kelvin

Figura 3.15. Geometrías de las muestras usadas en los ensayos mecánicos. **(a)** Imagen del modelo CAD para la geometría Giroide en la muestra G4-74 **(b)** Imagen del modelo CAD para la geometría Kelvin en la muestra K4-74

3.5.1 Ensayos de Compresión

Los ensayos de compresión se realizaron con respecto a la norma **ASTM-695** [45]. Los ensayos se realizaron a una velocidad de 1.33 mm/min sin una carga inicial. Todos los ensayos de compresión se realizaron bajo estas condiciones, variando únicamente los valores de temperatura y humedad bajo los que se realizaron (ver Tabla 3.5), ya que no todos los ensayos de compresión se realizaron al mismo tiempo. Los ensayos de compresión realizados comprenden todas las muestras presentadas en la Tabla 3.1.

Tabla 3.5. Condiciones ambientales de los ensayos de compresión.

| Muestra | Temperatura (°C) | Humedad (%) |
|------------------|-------------------------|--------------------|
| Solida (control) | 24 | 37 |
| G2-66 | 24 | 37 |
| G4-66 | 24 | 37 |
| G6-66 | 24 | 37 |
| G2-74 | 24 | 37 |
| G4-74 | 24 | 37 |
| G6-74 | 24 | 37 |
| G2-82 | 24 | 37 |
| G4-82 | 24 | 44 |
| G6-82 | 24 | 44 |
| K2-66 | 27.5 | 30 |
| K4-66 | 27.5 | 30 |
| K6-66 | 27.5 | 30 |
| K2-74 | 24 | 44 |
| K4-74 | 24 | 44 |
| K6-74 | 27.5 | 30 |
| K2-82 | 24 | 37 |
| K4-82 | 24 | 37 |
| K6-82 | 24 | 37 |

Las probetas se colocaron sobre la máquina universal, como se muestra en la Figura 3.16. Los ensayos se ejecutaron durante un tiempo arbitrario, tal que se pudiera ver la región lineal de la curva y algunos reacomodos del material.

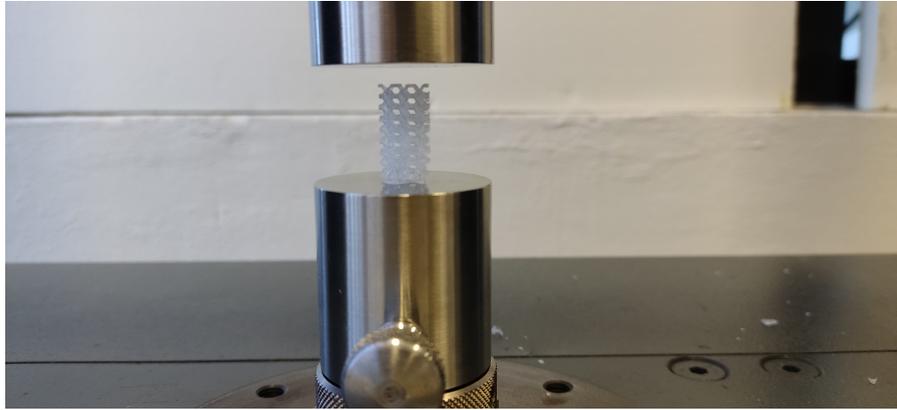


Figura 3.16. Ejemplo de la colocación de las probetas de compresión en la máquina universal.

3.5.2 Ensayos de Flexión

Los ensayos de flexión se realizaron con respecto a la norma **ASTM-790** [46], la cual estandariza la medición de las propiedades de flexión en plásticos. Esta norma describe que los ensayos de flexión se deben realizar en una prueba a tres puntos, es decir, la probeta tiene dos puntos de apoyo (en los extremos) y un punto intermedio a los apoyos, el cual realiza el movimiento que ejerce el esfuerzo de flexión sobre el material. La Figura 3.17 muestra una fotografía de la colocación de las probetas de flexión.

La separación entre los puntos de apoyo de la probeta de flexión fue de 40 mm . El ensayo se ejecutó hasta que la curva cayera un 15%, lo que nos aseguraba que se lograría ver la región de linealidad por completo. Este parámetro se estableció ya que la probeta se deslizaba de los puntos de apoyo al pasar de la región lineal, lo que implicaba que, a partir de ese punto, los datos ya no eran fiables. La velocidad del ensayo fue de 5 mm/min , con un temperatura ambiente de 26°C , a una humedad del 50%.

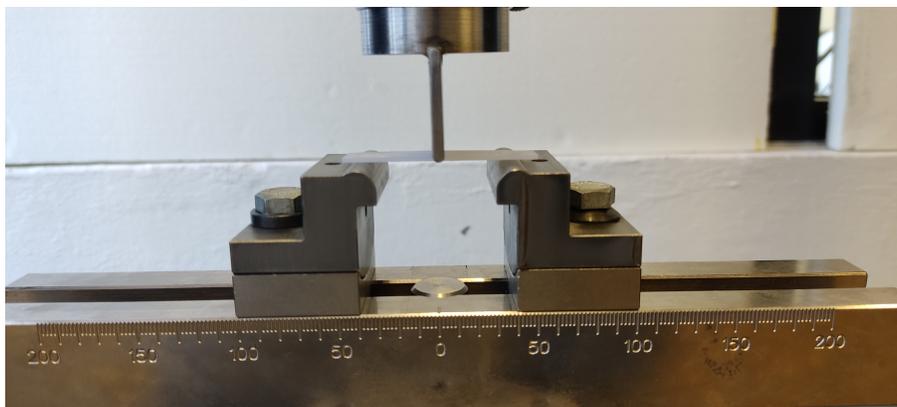


Figura 3.17. Ejemplo de la colocación de las probetas de flexión en la máquina universal.

3.5.3 Ensayos de Tensión

Estos se realizaron con respecto a la norma **ASTM-638** [47]. Se realizaron hasta la falla del material, ya que el material se fractura al pasar su límite elástico. Las pruebas se realizaron con una velocidad de 10 mm/min, utilizando la n mínima marcada por la norma ASTM, es decir, 5 muestras que permitan generar una estadística del comportamiento del material. Considerando una temperatura del 26.5°C, con una humedad del 36%.



Figura 3.18. Ejemplo de la colocación de las probetas de tensión en la máquina universal.

3.6 Evaluación *In Vitro*

Una vez impresas las muestras, se incubaron durante 120 horas, 50 μL de 3-(4,5-dimetiltiazol-bromuro de 2-il)-2,5-difeniltetrazolio (MTT, 5,0 mg/mL). Además, fueron añadidas las estructuras porosas en cada pocillo. Después de 4 h, el formazán se disolvió en dimetilsulfóxido y la absorbancia a 570 nm se midió con un lector de microplacas. Células no tratadas fueron utilizados como negativos.

En este caso, las muestras impresas consisten en las celdas unitarias de las muestras mencionadas en la Tabla 3.1, dado que solo se trata de las celdas unitarias, las dimensiones de estas muestras son 1×1 para todas las porosidades, por lo que la nomenclatura en este caso, no contempla las muestras 2×2 , 4×4 y 6×6 . La nomenclatura de las muestras para la evaluación *In Vitro* se presenta en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6. Nomenclatura de muestras para evaluaciones In Vitro.

| Geometría | Porosidad (%) | Cantidad de CU | Nomenclatura |
|------------------|----------------------|-----------------------|---------------------|
| Giroide | 66 | 1 × 1 | G1-66 |
| | 74 | 1 × 1 | G1-74 |
| | 82 | 1 × 1 | G1-82 |
| Kelvin | 66 | 1 × 1 | K1-66 |
| | 74 | 1 × 1 | K1-74 |
| | 82 | 1 × 1 | K1-82 |

IV RESULTADOS

4.1 ENSAYOS DE COMPRESIÓN

4.1.1 Experimento de control

La principal característica que debe cumplir el material para ser considerado como viable para aplicaciones médicas es tener propiedades similares a las del tejido huésped. Tomando como ejemplo el hueso poroso en el humano, este tiene una resistencia a la compresión entre 2 y 12 MPa [48]. Este es un factor importante cuando se trata de aplicaciones como lo son los implantes, ya que una resistencia menor a la del hueso, generaría fallas en el material y consecuentemente, la inviabilidad del material para ser aplicado [49].

En el caso de los andamios porosos, la diferencia de módulos elásticos genera esfuerzos que promueven el crecimiento celular cuando el andamio tiene un módulo elástico mayor[49]. En este caso, el análisis de la presente investigación comenzó comprendiendo el **experimento de control**, que consiste en la evaluación mecánica compresiva de la resina (Biomed Clear V1) en una estructura sólida, es decir, de porosidad 0.

La Figura 4.1 muestra la curva que expresa el comportamiento mecánico de la resina, así como la región de la curva de donde se obtuvo el módulo elástico.

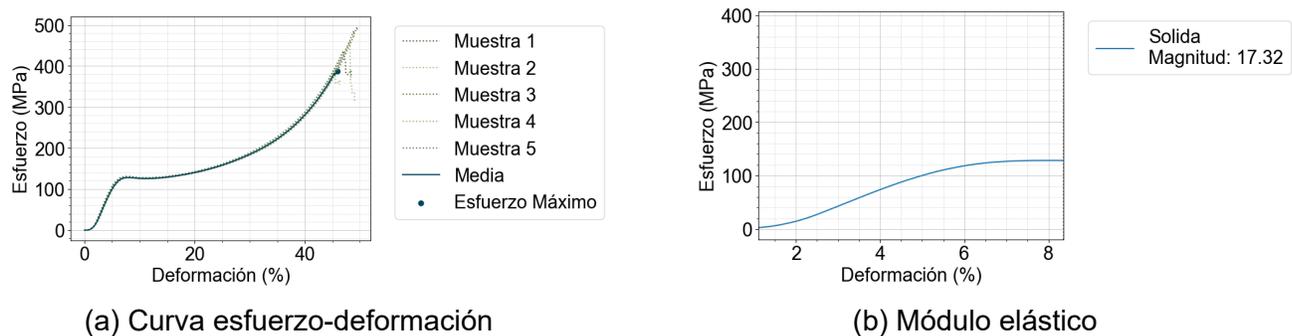


Figura 4.1. Resultados de la muestra sólida. **(a)** Curvas esfuerzo-deformación del experimento de control para las 5 muestras realizadas. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

Tabla 4.1. Propiedades mecánicas del experimento de control.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|-----------------|--------|-----------------|---------|
| 17.315 MPa | ±0.280 | 387.241 MPa | ±20.378 |

En la Figura 4.1 a, se observa que el comportamiento del material se asemeja al comportamiento típico de un **plástico flexible**. Con una buena resistencia a la compresión, teniendo un esfuerzo máximo medio de 387.241 MPa y un módulo elástico de 17 Mpa (ver Tabla 4.1). Inicialmente, esto sitúa un panorama prometedor para este material en el campo médico, retomando el ejemplo del hueso poroso, este material se encuentra en un rango aceptable para ser utilizado en implantes óseos porosos. Ya que exhibe un comportamiento predecible y estable, además contar con propiedades mecánicas comparables apropiadas a la de huesos largos como tibia, fémur y peroné.

4.1.2 Geometrías Giroide

Otra característica común de los materiales rígidos en aplicaciones médicas, como la ingeniería de tejidos, es la presencia de poros. Los poros en un material permiten la vascularización, el anclaje y la proliferación celular. Una porosidad apropiada en el andamio es aquella que no sacrifica excesivamente las propiedades mecánicas de un material y conserva la capacidad de proliferación celular. Como se comentó anteriormente, este análisis se realizó considerando dos geometrías porosas, siendo una de ellas la geometría Giroide, en tres porcentajes de porosidad distintos: 66 %, 74 % y 82 %.

4.1.2.1 Porosidad de 66 %

En comparación con el resto de muestras de su grupo (Giroide y Kelvin) es aquella que exhibió las mejores propiedades mecánicas, ya que en todos los casos es la que muestra la mayor resistencia a la compresión con respecto a sus correspondientes en distintas densidades, el cual es un resultado esperado, dado que se trata de las muestras de mayor densidad.

Por otro lado, las muestras de 2×2 CU (Celda Unitaria) son aquellas muestras donde la cantidad de celdas unitarias que contiene la probeta es la menor, la cantidad de CU puede contribuir con la mejora de las propiedades mecánicas. Esto quiere decir, que de aquellas muestras con 66 % de porosidad, es el andamio G2-66 la muestra con la menor resistencia mecánicamente. Al comparar los resultados de las Tablas B.2, B.3 y B.3, se puede observar que los esfuerzos máximos de las muestras G4-66 y G6-66 fueron cercanos al doble de la muestra G2-66. Sin embargo, ambos casos difieren poco entre sí, ya que ambos andamios son cercanos a los 7MPa, además de poseer módulos elásticos muy similares, cercanos a los 5MPa.

Comparando las curvas esfuerzo-deformación de los tres casos para la porosidad 66 %, existe una clara diferencia en el comportamiento entre la muestra G2-66 con respecto a

las muestras G4-66 y G6-66. La muestra G2-66 tendía a tener una caída en el esfuerzo mucho más marcada que las otras dos muestras (ver Figura A.1 a). Es decir, una vez que la muestra ha cedido, la región de densificación en G2-66 el esfuerzo decayó mucho más rápido que las otras dos muestras. En el caso de las muestras G4-66 y G6-66 (ver Figuras A.2 a y A.3 a), la región de densificación logró mantener un esfuerzo mucho más estable que la muestra G2-66. Esto es un indicativo de que la muestra con la mínima cantidad de CU exhibe una mayor fragilidad que sus contrapartes.

Es importante mencionar que, los andamios con una porosidad del 66% mostraron las mejores propiedades mecánicas con respecto a las muestras de mayor porosidad (74% y 82%), también se trata de una muestra complicada de imprimir. Esta muestra se encuentra en el límite donde, a causa de la geometría de la muestra, la pieza tiende a tener problemas para drenar la resina líquida de su interior, por lo que tiende a generar discrepancias en la porosidad entre las muestras de este mismo grupo.

Comparando la Figura A.2 con las Figuras A.1 y A.3, se puede notar que las variaciones son mayores entre los experimentos de la muestra G4-66 en comparación con G2-66 y G6-66. En este caso las muestras son las de mínima porosidad, por lo que estas discrepancias en esta muestra se deben a las complicaciones que representan estas muestras durante la impresión en términos del drenado de las piezas.

En la Figura A.1 son las muestras 1 y 2 las que muestran las mayores variaciones en comparación al resto de muestras. Es muy probable que estas muestras hayan sufrido microfisuras durante el proceso de impresión. Sin embargo, que hayan mostrado una porosidad adecuada debido a problemas de drenado de la resina, el cual fue un problema común durante la fabricación de este grupo de porosidades. Es decir, ambas muestras pueden haber sufrido fisuras y gracias a las complicaciones del drenado de la resina, es probable que ambas hayan mostrado una porosidad adecuada a pesar de tener deficiencias estructurales que hayan afectado su desempeño en los experimentos.

4.1.2.2 Porosidad de 74%

Este grupo de muestras representa el punto medio de propiedades mecánicas y densidad entre las tres porosidades seleccionadas. Dado que estas muestras no son tan densas como las muestras 66%, estas muestras eliminan las complicaciones durante su impresión, al tratarse de un grupo de muestras de menor densidad, el drenado de la pieza es mucho más sencillo y las discrepancias entre la porosidad de las piezas fabricadas es mucho menor, por lo que es necesario realizar menos iteraciones para obtener las densidades buscadas en las muestras.

Comparando el gráfico de la muestra G2-74 (ver Figura A.4) con las muestras G4-74 (ver Figura A.5) y G6-74 (ver Figura A.6), se observa que el comportamiento es muy similar para las muestras G4-74 y G6-74, exhibiendo un comportamiento más bien elástico, en comparación con la muestra G2-74, la cual se muestra frágil en comparación.

En el caso de las geometrías Giroide, una característica destacable es que el esfuerzo máximo de las muestras con porosidad 74 % se redujo considerablemente con respecto a sus correspondientes en la porosidad 66 %. Sin embargo, las variaciones en el módulo elástico son mínimas. Por ejemplo, en las Tablas B.3 y B.6, se observó que el módulo elástico es muy similar en ambos casos, teniendo un valor cercano a los 4.5 MPa. Sin embargo, el valor del esfuerzo máximo para la muestra G4-66 es 7 MPa, mientras que para G4-74 es de 4.7 MPa.

Los ensayos para las muestras 6×6 CU, para la porosidad 74 %, es decir, la muestra G6-74, exhibieron un comportamiento muy similar a las muestras G4-74, si se observan las Figuras A.5 y A.6, es posible ver que ambas curvas son muy similares. En las Tablas B.6 y B.7, se observa que las propiedades mecánicas en ambas muestras son muy similares, esto quiere decir que el cambio de 4 a 6 CU en el área transversal de la probeta, tuvo poco impacto sobre el comportamiento de la muestra, efecto que es mucho más evidente durante el cambio de 2 a 4 CU.

4.1.2.3 Porosidad de 82 %

Para las muestras del grupo de porosidad 82 % en las geometrías Giroide, se puede notar que la baja densidad de estas muestras afectó de manera significativa las propiedades mecánicas de las probetas. Las probetas de porosidad 74 %, en comparación con las muestras a 66 %, mostraron un decremento considerable en sus propiedades mecánicas. Si bien los módulos elásticos se conservaron bien en la transición de 66 % a 74 %, los esfuerzos máximos sí se vieron afectados.

Para el cambio de 74 % a 82 %, las propiedades mecánicas ya muestran un impacto significativo en las propiedades mecánicas. Para este grupo de muestras los esfuerzos máximos de las muestras se encuentran al mínimo, resultado que es esperado dada la baja densidad de este grupo de muestras. Los casos de las muestras G2-82 (ver Tabla B.8) y G6-82 (ver Tabla B.10) muestran una reducción en el esfuerzo máximo con respecto a sus correspondientes en el 74 % de porosidad a la mitad, el único caso que no sigue esta tendencia es la muestra G4-82 (ver Tabla B.9). Sin embargo, la reducción del esfuerzo máximo sí es cercana a la mitad de la muestra G4-74 (ver Tabla B.6).

En las geometrías Giroide, los grupos 66 % y 74 % de porosidad, exhibieron un compor-

tamiento elástico para sus muestras 4×4 y 6×6 CU, mientras que era rígido para sus muestras 2×2 CU. En el grupo 82% de porosidad, esta tendencia se pierde, ya que la única muestra que exhibe un comportamiento elástico es la que posee 6×6 CU (ver Figura A.9), mientras que las probetas 2×2 (ver Figura A.7) y 4×4 (ver Figura A.9) CU se muestran como polímeros rígidos.

En las Figuras A.7 y A.9 se pueden notar muestras que experimentaron una mayor resistencia en comparación con el resto dentro de sus respectivos grupos. Es probable que estas muestras hayan experimentado anomalías durante el proceso de fotocurado, al realizarse en grandes grupos de distintas muestras. Es posible que las estas muestras particulares hayan quedado expuestas a una cantidad mayor de radiación UV durante el proceso, por la posición en la que se colocaron dentro de la máquina de fotocurado.

4.1.3 Geometrías Kelvin

La geometría Kelvin, muestra un comportamiento completamente diferente a la geometría Giroide. Esto es un resultado esperado, dado la diferencia entre ambas geometrías, es decir, la geometría Giroide es una estructura tortuosa, mientras que la geometría Kelvin es similar a una malla. En su comportamiento mecánico, la geometría Giroide tiene una tendencia a comportarse como un polímero elástico en las muestras más densas, mientras que se comporta como un plástico rígido para sus geometrías menos densas, como fue el caso de todas las muestras 2×2 CU y la muestra G4-82.

La geometría Kelvin, por otro lado, tiene un comportamiento mucho más homogéneo entre todas las muestras realizadas, estas tienen una tendencia muy marcada al comportamiento elástico, entre todas las muestras realizadas para la geometría Kelvin, los únicos factores que cambiaron fueron sus propiedades mecánicas.

4.1.3.1 Porosidad de 66%

Para las geometrías Kelvin, este grupo de muestras conforman las muestras más densas realizadas para la geometría Kelvin, al igual que en las geometrías Giroide. Sin embargo, al comparar con las geometrías Giroide, la geometría Kelvin tiene un comportamiento más homogéneo, como se mencionó anteriormente, para las geometrías Giroide, aquellas con 2×2 CU, tendían a comportarse más como un plástico rígido en comparación al resto de muestras. Sin embargo, si observamos las Figuras A.10, A.11 y A.12, es posible notar que todas las curvas son bastante similares entre sí.

Al observar las Tablas B.11, B.12 y B.13, se hace evidente que incluso las propiedades

mecánicas son bastante más homogéneas, dado que los esfuerzos máximos y módulos elásticos son bastante similares. El caso de las muestras K4-66 y K6-66 es particularmente interesante, ya que las propiedades mecánicas en ambos casos son prácticamente las mismas, la diferencia entre ambos módulos elásticos es de 0.01 MPa y la diferencia en sus esfuerzos máximos es de 0.5 MPa. Esto quiere decir que el cambio en la cantidad de CU no afectó en gran medida el comportamiento mecánico de las muestras.

Es importante notar que para las geometrías Giroide, la primer gran diferencia en comparación con la geometría Giroide, es la presencia de un primer reacomodo en la probeta, que se muestra como un máximo local en la curva, este comportamiento es recurrente para todas las muestras de esta geometría.

4.1.3.2 Porosidad de 74 %

En este caso, las propiedades mecánicas de las probetas, así como la densidad de las muestras, se encuentran en un punto intermedio. Al observar las Figuras A.13, A.14 y A.15, se puede notar que el comportamiento, de manera general, sigue siendo muy similar a las muestras de porosidad 66 % para esta geometría. Sin embargo, la diferencia es que el primer reacomodo de la muestra, que corresponde con un máximo local en las tres curvas, es mucho más marcado que en el caso de 66 %. Con excepción de la muestra K2-74, la cual mostró un comportamiento muy similar a las muestras 66 %, donde este máximo local no presenta un efecto muy marcado en la curva (ver Figura A.13).

Una característica interesante en las muestras de este grupo (74 % de porosidad), es que las propiedades mecánicas comenzaron a reducir en magnitud a medida que se aumentó la cantidad de CU en el área transversal. Lo cual es un resultado contraintuitivo, ya que se esperaría que las propiedades mecánicas aumenten, se pensaría que el material debería ser capaz de oponer una mayor resistencia, gracias a la presencia de una mayor cantidad de material que soporte el esfuerzo.

Al observar las Tablas B.14, B.15 y B.16, es posible notar que el esfuerzo máximo tiene un decremento considerable a medida que se aumenta la cantidad de CU. Por ejemplo, la muestra K2-74 soporta alrededor de 4 MPa en su esfuerzo máximo, mientras que la muestra K4-74 soportó 3.9 MPa, ambos casos tienen esfuerzos máximos similares, sin embargo sus módulos elásticos son distintos, siendo de 0.24 MPa para K2-74 y de 0.3 MPa para K4-74.

La muestra K6-74 es la que difirió en gran medida con respecto a su esfuerzo máximo, ya que esta soportó 2.3 MPa mientras que K4-74 tuvo 3.9 MPa, la diferencia es que comparando estas dos muestras, son sus módulos elásticos los que no difieren en gran medida,

siendo ambos cercanos a los 0.3 MPa.

Esto es un indicativo de que, en las muestras K2-74 y K4-74, la rigidez del material es diferente, sin embargo, la muestra K2-74 opone una mayor resistencia al esfuerzo. Por otro lado, la rigidez de las muestras K4-74 y K6-74 es muy similar, pero la muestra de menor tamaño sigue soportando un mayor esfuerzo.

Este es un comportamiento peculiar, sin embargo, este decremento en las propiedades mecánicas puede deberse a la propia geometría de las celdas unitarias. Es decir, las probetas de mayor cantidad de CU, podrían tener una mayor cantidad de microfracturas durante la realización de los ensayos mecánicos, por lo que el material se fractura con mayor facilidad en lugar de compactarse como lo hacen las muestras de menor cantidad de CU.

Este comportamiento no es único de la porosidad 74%, ya que también se hace presente en las muestras de porosidad 82% de la geometría Kelvin, donde a medida que se aumenta la cantidad de CU, las propiedades mecánicas tienden a decrecer en lugar de incrementar, como se muestra a continuación.

4.1.3.3 Porosidad de 82%

Las muestras de este grupo de porosidad, muestran un comportamiento elástico y homogéneo a través de los cambios de dimensiones (cantidad de CU). Por ejemplo, a partir de la Figura A.13, se puede observar que cuando se alcanza esfuerzo máximo de la muestra, la caída en el esfuerzo es muy pronunciada. Por otro lado, al observar las Figuras A.16, A.17 y A.18, este no es el caso para estas muestras. En ellas, las caídas se dieron de manera mucho menos pronunciada, e incluso en las muestras K4-82 y K6-82, el esfuerzo prácticamente se mantuvo constante en la media de las curvas. Esto es un indicativo de la alta elasticidad de las muestras con esta porosidad.

De la Tabla B.17, se obtiene que las propiedades mecánicas a este grado de porosidad son deficientes en comparación a las muestras más densas, tomando por ejemplo la muestra K2-74 (ver Tabla B.14, el esfuerzo máximo de la muestra K2-82 fue menos de la mitad del esfuerzo máximo en la muestra K2-74. El módulo elástico para la muestra K2-74 es 0.24 MPa y para K2-82 es 0.04 MPa, esto quiere decir que la muestra es mucho menos rígida, lo que indica que la reducción en la porosidad de la muestra tiene un impacto muy alto en la probeta.

Al igual que en resto de las muestras Kelvin, las propiedades mecánicas para un grupo de porosidades tienden a caer a medida que se aumenta la cantidad de CU. Con base

en las Tablas B.17, B.18 y B.19, se puede notar este efecto. El esfuerzo máximo siguió la secuencia 1.8 MPa, 1.7 MPa y 0.76 MPa, de mayor cantidad de CU a menor. Sin embargo, el módulo elástico no siguió esta secuencia. Para la muestra K4-82 el módulo elástico fue máximo en este grupo de porosidades, mientras que las muestras K2-82 y K6-82 mantuvieron módulos similares, cercanos a 0.04 MPa.

4.2 ENSAYOS DE TENSIÓN

El comportamiento de la resina Biomed Clear V1, bajo los esfuerzos de tensión fue el comportamiento típico de un plástico rígido. De manera general, obtenemos curvas que homogéneas entre cada muestra, como se muestra en la Figura 4.2a. A partir de esta gráfica, podemos inferir que su comportamiento es típico de un plástico rígido. Esto debido a que las muestras utilizadas eran completamente sólidas.

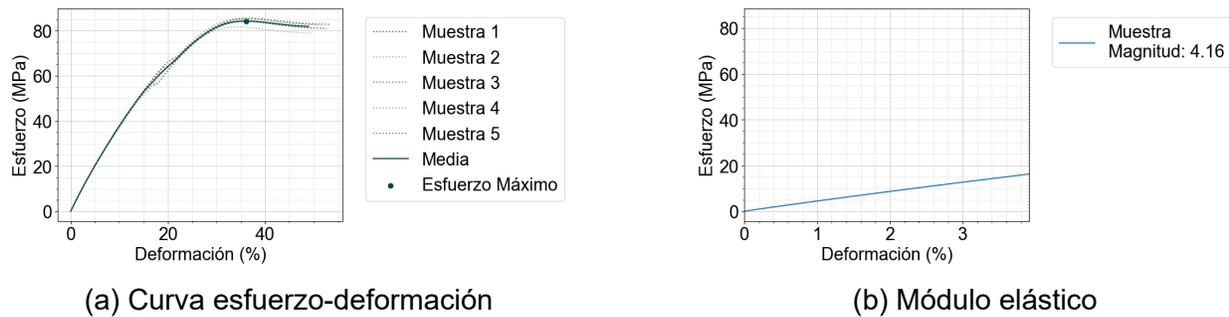


Figura 4.2. Resultados de tensión. **(a)** Curvas esfuerzo-deformación del experimento de tensión para las 5 muestras realizadas. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

Al observar la Tabla 4.2, comparando con la Tabla 2.1, las propiedades de tensión de la resina, son muy similares a las que muestra el PMMA, material que se ha utilizado en aplicaciones médicas y ha mostrado resultados favorables. Esto es un indicativo de la viabilidad de la resina (en términos mecánicos) para ser utilizada en implantes craneales, como lo ha sido el PMMA.

Tabla 4.2. Propiedades mecánicas del experimento de tensión.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|-----------------|-------------|-----------------|-------------|
| 4.160 MPa | ± 0.015 | 84.269 MPa | ± 0.723 |

4.3 ENSAYOS DE FLEXIÓN

De manera similar a los ensayos de tensión, los ensayos de flexión mostraron un comportamiento típico de un plástico rígido (ver Figura 4.3). En este sentido, y comparando con el experimento de control en compresión (ver Tabla 4.1), se observó que las propiedades mecánicas del material son muy similares a las propiedades encontradas en el PMMA (ver Tabla 2.1). Esto se debe a las similitudes existentes entre la resina Biomed Clear V1 y el PMMA.

Al igual que en los experimentos de tensión, estos resultados mostraron un panorama favorable para la utilización de la resina Biomed Clear V1 en aplicaciones de implantes craneales, desde el punto de vista mecánico (ver Tabla 4.3). Ahora bien, las propiedades de flexión son particularmente importantes cuando se trata de aplicaciones como los parches de microagujas para la diabetes mellitus. En esta aplicación, los esfuerzos de flexión son constantes durante la utilización del parche, por lo que es necesario que las propiedades de flexión sean apropiadas para este uso.

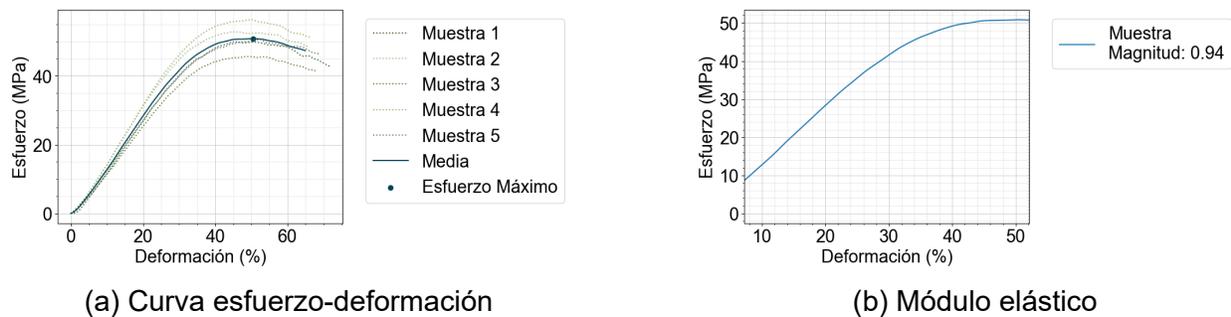


Figura 4.3. Resultados de flexión. **(a)** Curvas esfuerzo-deformación del experimento de flexión para las 5 muestras realizadas. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

Tabla 4.3. Propiedades mecánicas del experimento de flexión.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|-----------------|-------------|-----------------|-------------|
| 0.935 MPa | ± 0.059 | 50.837 MPa | ± 1.758 |

4.4 EVALUACIÓN IN VITRO

La Figura 4.4 muestra los resultados del crecimiento celular en la resina Biomed Clear V1 durante la realización de los ensayos MTT. En ellas se evaluó la citotoxicidad de la resina, principalmente, se intentó observar el impacto que tiene el cambio en el espesor de la pared de las celdas unitarias (ver Tabla 3.2). El espesor de la pared impacta en el

crecimiento celular, ya que al reducirse el espesor de la pared, la superficie disponible para el anclaje de una célula se reduce. Sin embargo, una pared muy gruesa podría causar el efecto contrario, bloqueando el acceso de las células a una superficie de la cual anclarse.

En la Figura 4.4a, se observa que las células muestran una metabolización deficiente en las porosidades 66% y 82%, lo que podría explicarse a través del espesor de la pared en la muestra utilizada en una geometría tortuosa, ya que las células en la muestra 66% tendrían una serie de obstrucciones al tratar de proliferar sobre la superficie de la muestra, mientras que en la porosidad 82%, dicha superficie no estaría disponible. En las geometrías Giroide, es la porosidad 74% la que posee el porcentaje de viabilidad mayor.

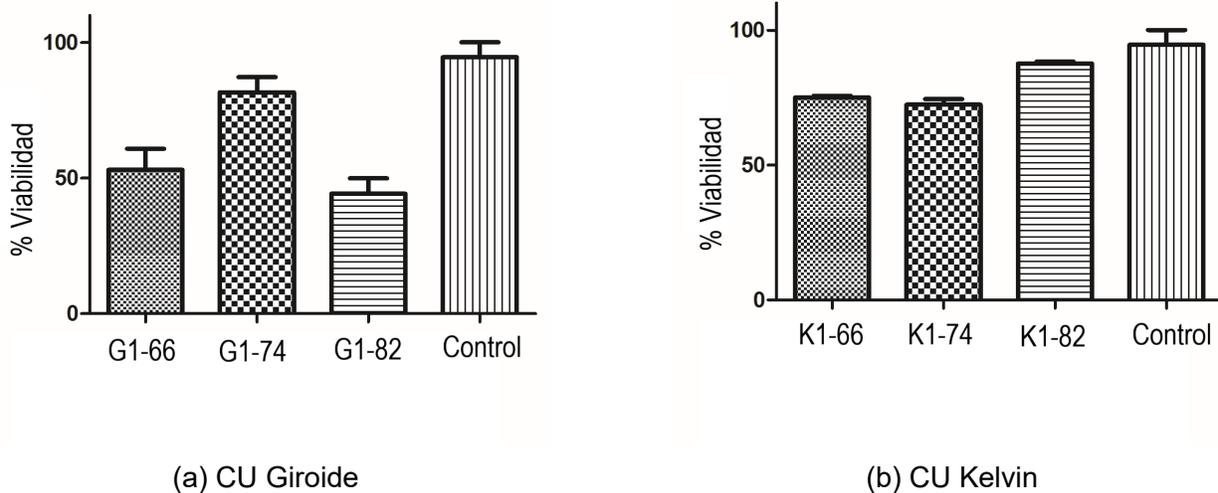


Figura 4.4. Resultados de los ensayos MTT. **(a)** Geometrías Giroide en las porosidades 66%, 74% y 82%. **(b)** Geometrías Kelvin en las porosidades 66%, 74% y 82%.

Por otro lado, el impacto del espesor de la pared en las geometrías Kelvin fue menor (ver Figura 4.4b), donde para los tres casos, las células proliferaron de manera muy similar, con valores cercanos al de control. En este tipo de geometría, la muestra a 82% de porosidad es la que muestra el porcentaje de viabilidad mayor, mientras que los otros dos casos muestran un valor similar al 74% en la geometría Giroide.

La baja discrepancia entre porcentajes de viabilidad para la geometría Kelvin podría deberse a que esta estructura es muy similar a un andamio, a diferencia de la geometría Giroide, donde el espesor de la pared puede obstruir o liberar poros, en la geometría Kelvin los poros siempre estarían disponibles para que las células se anclen a través de los huecos en la superficie. En este caso, podríamos decir que la porosidad 82% muestra el porcentaje más alto porque a esta porosidad, las interconexiones de la probeta tendrían la máxima disponibilidad de superficie para el anclaje de las células.

V DISCUSIÓN

5.1 PROCESO DE FABRICACIÓN

Como se ha mencionado con anterioridad, las estructuras porosas forman una parte importante de la ciencia de materiales aplicada en las áreas médicas, ya que las estructuras y redes de poros permiten el anclaje entre un material y un tejido huésped, así como la proliferación celular gracias al anclaje de las células en las paredes de un material. En este sentido, un material poroso debe permitir que un tejido huésped prolifere sin crear reacciones secundarias en un paciente. Por este motivo, variables como la porosidad o la geometría de un material son de vital importancia en las aplicaciones médicas, por lo que el proceso de fabricación juega un papel fundamental en el desarrollo de una pieza para aplicaciones médicas, ya que en esta etapa se encuentra una parte fundamental de la confiabilidad del producto final.

5.1.1 Geometrías Giroide

Las geometrías Giroide, mostraron un comportamiento homogéneo entre grupos de porosidades y entre grupos de cantidad de CU, ya que las propiedades mecánicas muestran una relación proporcional al aumento de la cantidad de CU e inversamente proporcional con el aumento de la porosidad. Estos resultados son predecibles e intuitivos, ya que el aumento en la cantidad de CU provee a la estructura con una mayor cantidad de material que opone resistencia a los esfuerzos, mientras que el aumento en la porosidad elimina material de la estructura, haciendo que sea incapaz de soportar los esfuerzos que sus contrapartes más sólidas son capaces de soportar.

En este sentido, la determinación de las mejores características de una estructura Giroide realizada a través de los métodos descritos en este trabajo, depende de la aplicación en particular para la que sea requerida y del propio proceso de fabricación.

En las geometrías Giroide, las estructuras de menor cantidad de CU resultaron ser más complicadas de extraer de la placa de impresión debido a su tamaño. Así mismo, la reducción en las propiedades mecánicas que implica tener menor cantidad de material en la muestra [50, 51]. También crea complicaciones para extraer las muestras más pequeñas de la placa de impresión, debido a que tienden a ser más frágiles. Estas problemáticas no son exclusivas de las dimensiones de la muestra, el aumento en la porosidad de la muestra también hace que sea más complicado extraer la muestra sin dañarla. Situándonos en el extremo de las muestras más densas para el caso de las geometrías Giroide,

el proceso de impresión resultó ser igualmente complicado, la geometría Giroide es una geometría tortuosa, que permite el drenado de la resina siempre que los poros tengan el tamaño indicado para la resina drene. Sin embargo, en la porosidad 66 %, el drenado de la resina durante la impresión es muy complicado, ya que los poros son muy pequeños, y el espesor de las paredes de estas muestras es muy alto, de 0.73mm (ver Tabla 3.2), esto tiende a crear discrepancias entre las porosidades de las muestras, lo que hace que el proceso para obtener una porosidad cercana al 66 % en estas muestras tenga un factor de incertidumbre muy alto.

En términos del proceso de fabricación, las muestras Giroide de mínima y máxima porosidad presentaron complicaciones durante el proceso de fabricación, principalmente relacionadas con la extracción de las muestras para obtener una porosidad determinada, lo que genera un alto grado de error durante la producción de estas piezas, esta problemática se extiende también a las muestras de mínima y máxima cantidad de celdas unitarias. En este sentido, las muestras de porosidad media (74 %) en dimensiones intermedias (4×4 CU) fueron las más sencillas de trabajar durante el proceso de fabricación.

5.1.2 Geometrías Kelvin

Durante la fabricación de las geometrías Kelvin, las complicaciones no se encontraron durante la extracción de las piezas, ya que esta geometría tenía la capacidad de funcionar como su propio soporte, por lo que la adición de soportes durante la impresión requería una cantidad baja de estos para imprimirse, o se podían colocar de forma que su remoción fuera relativamente sencilla, implicando un daño mínimo a la pieza durante la extracción. Esta característica favorecía un proceso de fabricación más confiable en comparación con las geometrías Giroide. La porosidad 82 % de la geometría Kelvin mostraba problemas durante la impresión, ya que a una porosidad tan alta, la pieza perdía la capacidad de soportarse a sí misma durante la impresión, por lo que era necesario añadir una gran cantidad de soportes y posicionar la pieza de formas muy específicas, dependiendo de la cantidad de celdas unitarias de la pieza, para lograr imprimirla. Sin embargo, la gran cantidad de soportes necesarios para realizar la impresión causaba las mismas complicaciones que en las geometrías Giroide durante la extracción, es decir, las piezas tendían a fracturarse prematuramente durante la extracción, creando discrepancias en la porosidad esperada y la medida en las piezas.

Precisamente, la necesidad de cambiar los ángulos para posicionar las probetas de forma que fuese posible imprimirlas, impactaba en las propiedades mecánicas de las probetas [52, 53] con esta geometría al 82 % de porosidad y en el caso de las muestras K6-74.

5.2 EVALUACIÓN MECÁNICA

La viabilidad de un material para una aplicación médica depende principalmente de la aplicación para la que sea requerido, ya que la aplicación cambia radicalmente las propiedades mecánicas requeridas para que el material sea factible. Por este motivo, concluir que el material es viable sin hacer referencia a casos específicos, o campos de aplicabilidad es irreflexivo, por ello es que se hará referencia a las aplicaciones de implantes y parches de microagujas, ya mencionadas con anterioridad en este trabajo, para ello, en la Tabla 5.1 se hace referencia al resumen de propiedades mecánicas obtenidas durante el desarrollo de este proyecto.

Tabla 5.1. Resumen de propiedades mecánicas de los experimentos realizados.

| Experimento | Ensayo | Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|-------------|------------|-----------------|--------|-----------------|---------|
| Control | Compresión | 17.315 MPa | ±0.280 | 387.241 MPa | ±20.378 |
| G2-66 | Compresión | 0.317 MPa | ±0.090 | 3.873 MPa | ±0.109 |
| G4-66 | Compresión | 0.487 MPa | ±0.180 | 7.076 MPa | ±0.586 |
| G6-66 | Compresión | 0.499 MPa | ±0.093 | 7.527 MPa | ±0.281 |
| G2-74 | Compresión | 0.231 MPa | ±0.046 | 2.314 MPa | ±0.048 |
| G4-74 | Compresión | 0.453 MPa | ±0.045 | 4.706 MPa | ±0.082 |
| G6-74 | Compresión | 0.392 MPa | ±0.115 | 3.526 MPa | ±0.168 |
| G2-82 | Compresión | 0.114 MPa | ±0.026 | 1.126 MPa | ±0.280 |
| G4-82 | Compresión | 0.369 MPa | ±0.025 | 2.901 MPa | ±0.123 |
| G6-82 | Compresión | 0.358 MPa | ±0.068 | 2.030 MPa | ±0.366 |
| K2-66 | Compresión | 0.135 MPa | ±0.064 | 5.199 MPa | ±0.367 |
| K4-66 | Compresión | 0.289 MPa | ±0.085 | 7.261 MPa | ±0.071 |
| K6-66 | Compresión | 0.274 MPa | ±0.029 | 6.707 MPa | ±0.349 |
| K2-74 | Compresión | 0.240 MPa | ±0.038 | 4.087 MPa | ±0.279 |
| K4-74 | Compresión | 0.312 MPa | ±0.053 | 3.903 MPa | ±0.100 |
| K6-74 | Compresión | 0.306 MPa | ±0.009 | 2.377 MPa | ±0.037 |
| K2-82 | Compresión | 0.044 MPa | ±0.020 | 1.859 MPa | ±0.112 |
| K4-82 | Compresión | 0.189 MPa | ±0.039 | 1.768 MPa | ±0.058 |
| K6-82 | Compresión | 0.042 MPa | ±0.004 | 0.761 MPa | ±0.012 |
| Control | Tensión | 4.160 MPa | ±0.015 | 84.269 MPa | ±0.723 |
| Control | Flexión | 0.935 MPa | ±0.059 | 50.837 MPa | ±1.758 |

En el caso de implantes óseos tipo andamios, las propiedades mecánicas se sitúan en

rangos de resistencia similar la del hueso poroso, entre los 2 y 12 MPa [48]. Al observar la Tabla 5.1, es posible notar que en los esfuerzos máximos de compresión, la mayoría de las muestras se encuentran en un rango aceptable para dicha aplicación, las excepciones a esta condición son, de manera general, las muestras de máxima densidad y las de mínimas dimensiones. Es decir, todas aquellas muestras del grupo 2×2 CU de la geometría Giroide, así como las muestras de porosidad 82 % para ambas geometrías, ya que estos grupos de muestras se encuentran muy cerca del límite inferior de resistencia en comparación con el hueso poroso.

Los esfuerzos máximos entre ambas geometrías cambian relativamente poco, ya que esta característica se puede atribuir al propio material, por lo que se puede decir que la geometría impacta poco en la resistencia máxima de la estructura. Sin embargo, los módulos elásticos entre ambas geometrías sí varían entre sí. Los módulos elásticos en las geometrías Giroide son mayores, mientras que en las geometrías Kelvin tienden a ser menores, lo que indica que las geometrías Giroide, en general, son más rígidas.

Esta discrepancia entre módulos elásticos se puede atribuir a dos factores: la geometría en sí y el proceso de fabricación. Durante el proceso de fabricación de las geometrías Kelvin, los ángulos de impresión juegan un papel mucho más importante que en las geometrías Giroide [52, 53], dado que se está lidiando con un método de manufactura aditiva, es decir, donde la estructura se fabrica capa por capa, los ángulos de impresión en conjunto con la geometría, afectan también la forma en la que las muestras tienden a fracturarse y deformarse. En este sentido, las geometrías Giroide tienden a ser más rígidas y por ende, más frágiles.

En el caso de los andamios óseos, una de las características que se trata de evitar es, precisamente la inestabilidad mecánica [54], ya que las fracturas en el material tienden a complicar la regeneración del hueso. Por lo que las geometrías Kelvin se sitúan como una opción más viable para el uso en andamios, ya que una estructura menos rígida tienen una menor probabilidad de fracturarse. Otra característica importante es la facilidad con la que las geometrías Kelvin pueden fabricarse en comparación con las geometrías Giroide, ya que estas tendían a fracturarse con más facilidad durante el proceso de fabricación.

En este sentido, las geometrías Kelvin, exceptuando las de porosidad 82 % serían estructuras óptimas dentro de todas las muestras evaluadas para ser usadas como andamios en ingeniería de tejidos.

El material en sí (la resina Biomed Clear V1), mecánicamente es viable para este tipo de aplicaciones, ya que sus propiedades mecánicas se encuentran en rangos similares a otros materiales utilizados cotidianamente en este tipo de aplicaciones [36–41] (ver Ta-

bla 2.1), comparando con el PMMA, que es otro material que se puede trabajar a través de impresión SLA, sus propiedades de tensión y flexión son comparables: 30.7 MPa en tensión y 79 MPa en flexión para el PMMA, mientras que para la resina Biomed Clear V1 se tiene 84 MPa en tensión y 50 MPa en flexión. Si bien la resina Biomed Clear V1 no mantiene un valor idéntico en flexión, ya que es menor al del PMMA, su esfuerzo máximo es mucho mayor para tensión.

5.3 EVALUACIÓN IN VITRO

Una de las principales métricas para determinar la viabilidad de estas estructuras a través de la evaluación MTT, es el impacto de la porosidad en el crecimiento celular. Al observar la Figura 4.4, en las estructuras Giroide, la porosidad tuvo un impacto notable en los resultados de las pruebas MTT. Siendo las muestras de 74% de porosidad aquellas que poseían un resultado viable. Sin embargo, las geometrías Giroide presentan varias problemáticas durante el proceso de fabricación, además de que esta estructura mostró resultados similares a los observados en todo el grupo de las geometrías Kelvin.

Las geometrías Kelvin mostraron resultados sobresalientes, en las porosidades seleccionadas, el impacto de la porosidad en el crecimiento celular es mínimo [55]. Por este motivo, la determinación de la viabilidad de estas estructuras quedaría centrada alrededor de sus propiedades mecánicas y proceso de fabricación. En estas geometrías, únicamente las estructuras de porosidad 82% mostraron deficiencias en sus propiedades mecánicas, así como complicaciones durante el proceso de fabricación.

TRABAJO FUTURO

Este trabajo busca establecer un punto inicial para la evaluación de este tipo de resinas comerciales en aplicaciones médicas más allá de los campos para los que fueron especificadas. En este caso, se trata de la resina Biomed Clear V1, cuyas principales aplicaciones se encuentran en las áreas dentales. En este sentido, una de las principales limitaciones de este trabajo es la evaluación a través de ensayos mecánicos en condiciones estáticas, si bien estos ensayos proveen un panorama prometedor para esta resina, estos no emulan las condiciones dinámicas de varias aplicaciones médicas en ingeniería de tejidos y órganos. Es decir, este trabajo marca un panorama inicial favorable y permitirá diseñar con mayor precisión ensayos mecánicos más completos en un futuro, como lo son, por mencionar un ejemplo, los ensayos de fatiga.

De manera similar, los ensayos *in Vitro* permiten emular ciertas condiciones de los organismos vivos así como conocer algunas de las interacciones que existen entre el material y los fluidos simulados. Sin embargo, antes de determinar con total certeza la viabilidad de estos materiales, es necesario realizar evaluaciones *in Vivo*, a través de las cuales se pueda comprender las interacciones del material en un organismo vivo. Con lo que se marcaría una pauta que establezca una mayor certeza en su viabilidad.

Comprendiendo las complicaciones que se presentaron durante la realización del proyecto, algunas recomendaciones para trabajos futuros serían las siguientes:

1. Realización de ensayos mecánicos dinámicos para emular las condiciones clínicas de las aplicaciones médicas, como son los ensayos de torsión, fatiga o cizallamiento.
2. Eliminar muestras de muy baja o muy alta porosidad, ya que estas presentan problemas de fabricación, los cuales tienden a introducir gran variabilidad en las muestras.
3. Evaluación *in Vivo* de la resina para comprender sus interacciones en organismos vivos.
4. Realización del fotocurado en grupos pequeños de muestras procurando solo tratar piezas de características idénticas, reduciendo las variaciones que pueda causar este proceso en las muestras.
5. Buscar reducir la cantidad de soportes externos necesarios para la impresión de las muestras.

CONCLUSIONES

De manera general, este trabajo busca evaluar la viabilidad en términos de las propiedades mecánicas de estructuras porosas en la resina Biomed Clear V1. Para ello se evaluaron tres grupos de porosidades (66%, 74% y 82%) en muestras de tres grupos de dimensiones (2×2, 4×4 y 6×6 CU) para las geometrías Giroide y Kelvin. A partir de esto, se logró observar que las geometrías Giroide tendía a ser estructuras rígidas, en las que la porosidad impactaba ampliamente el crecimiento celular durante los ensayos MTT, además de ser estructuras complicadas de fabricar a través de impresión SLA, por problemáticas relacionadas con el proceso de fabricación. Por otro lado, las geometrías mostraron propiedades mecánicas adecuadas, exceptuando las muestras de porosidad 82%. Además de ello, las muestras Kelvin mostraron resultados favorables en los ensayos MTT con mínimas complicaciones durante el proceso de fabricación, exceptuando las muestras de máxima cantidad de celdas unitarias.

De esto se puede concluir que las geometrías Kelvin, en comparación con las Giroide, muestran un mejor desempeño para aplicaciones en dispositivos médicos. Ya que estas geometrías promueven de mejor manera el crecimiento celular, manteniendo propiedades mecánicas adecuadas y facilitando los procesos de fabricación en sus primeras etapas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. L. Ventola, “Medical applications for 3d printing: Current and projected uses”, *P & T : a peer-reviewed journal for formulary management*, vol. 39, pp. 704–11, Oct. 2014.
- [2] L. Mertz, “New world of 3-d printing offers completely new ways of thinking”: Q&a with author, engineer, and 3-d printing expert hod lipson”, *IEEE Pulse*, vol. 4, pp. 12–14, Nov. 2013.
- [3] C. Schubert, M. C. van Langeveld, and L. A. Donoso, “Innovations in 3d printing: a 3d overview from optics to organs”, *British Journal of Ophthalmology*, vol. 98, pp. 159–161, Feb. 2014.
- [4] B. C. Gross, J. L. Erkal, S. Y. Lockwood, C. Chen, and D. M. Spence, “Evaluation of 3d printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences”, *Analytical Chemistry*, vol. 86, pp. 3240–3253, Abr. 2014.
- [5] X. L. Ma, “Research on application of sla technology in the 3d printing technology”, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 401-403, pp. 938–941, Sep. 2013.
- [6] I. Buj-Corral, A. Bagheri, and O. Petit-Rojo, “3d printing of porous scaffolds with controlled porosity and pore size values”, *Materials (Basel, Switzerland)*, vol. 11, Oct. 2018.
- [7] B. Leukers, H. Gülkan, S. H. Irsen, S. Milz, C. Tille, M. Schieker, and H. Seitz, “Hydroxyapatite scaffolds for bone tissue engineering made by 3d printing”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 16, pp. 1121–1124, Dic. 2005.
- [8] R. J. Narayan, “Transdermal delivery of insulin via microneedles”, *Journal of Biomedical Nanotechnology*, vol. 10, pp. 2244–2260, Sep. 2014.
- [9] D. B. Jones, R. Sung, C. Weinberg, T. Korelitz, and R. Andrews, “Three-dimensional modeling may improve surgical education and clinical practice”, *Surgical Innovation*, vol. 23, pp. 189–195, Abr. 2016.
- [10] M. I. Mohammed, A. P. Fitzpatrick, and I. Gibson, “Customised design of a patient specific 3d printed whole mandible implant”, pp. 104–111, KEG, Feb. 2017.
- [11] D. C. Ackland, D. Robinson, M. Redhead, P. V. S. Lee, A. Moskaljuk, and G. Dimitroulis, “A personalized 3d-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 69, pp. 404–411, May. 2017.

- [12] L. E. Diment, M. S. Thompson, and J. H. M. Bergmann, "Clinical efficacy and effectiveness of 3d printing: a systematic review", *BMJ Open*, vol. 7, p. e016891, Dic. 2017.
- [13] A. K. Bhargava and C. P. Sharma, *Mechanical behaviour and testing of materials*. Prentice Hall India Pvt., Limited, 1st ed., Oct. 2014.
- [14] W. Callister, *Materials science and engineering: An introduction*. John Wiley & Sons, Inc, 7th ed., Jun. 2006.
- [15] L. Espinal, "Porosity and its measurement", in *Characterization of Materials* (E. N. Kaufmann, ed.), pp. 1–10, Wiley, Oct 2012.
- [16] F. J. Rybicki and G. T. Grant, *3D printing in medicine*. Springer International Publishing, 1 ed., Ene 2017.
- [17] M. Kaur and A. K. Srivastava, "Photopolymerization: A review", *Journal of Macromolecular Science, Part C: Polymer Reviews*, vol. 42, pp. 481–512, Ene. 2002.
- [18] A. Bagheri and J. Jin, "Photopolymerization in 3d printing", *ACS Applied Polymer Materials*, vol. 1, pp. 593–611, Abr 2019.
- [19] R. J. Mondschein, A. Kanitkar, C. B. Williams, S. S. Verbridge, and T. E. Long, "Polymer structure-property requirements for stereolithographic 3d printing of soft tissue engineering scaffolds", *Biomaterials*, vol. 140, pp. 170–188, Sep. 2017.
- [20] K. S. Lim, B. S. Schon, N. V. Mekhileri, G. C. J. Brown, C. M. Chia, S. Prabakar, G. J. Hooper, and T. B. F. Woodfield, "New visible-light photoinitiating system for improved print fidelity in gelatin-based bioinks", *ACS Biomaterials Science & Engineering*, vol. 2, pp. 1752–1762, Oct. 2016.
- [21] C. P. Kabb, C. S. O'Bryan, C. C. Deng, T. E. Angelini, and B. S. Sumerlin, "Photo-reversible covalent hydrogels for soft-matter additive manufacturing", *ACS Applied Materials & Interfaces*, vol. 10, pp. 16793–16801, May. 2018.
- [22] B. Díaz, "Curso básico sobre diabetes. Tema 1. Clasificación, diagnóstico y complicaciones", *Farmacia Profesional*, vol. 30, pp. 36–43, Ene. 2016.
- [23] D. R. Whiting, L. Guariguata, C. Weil, and J. Shaw, "Idf diabetes atlas: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030", *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 94, pp. 311–321, Dic. 2011.
- [24] J. E. Shaw, R. A. Sicree, and P. Z. Zimmet, "Global estimates of the prevalence of diabetes for 2010 and 2030", *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 87, pp. 4–14, Ene. 2010.

- [25] L. Guariguata, D. Whiting, I. Hambleton, J. Beagley, U. Linnenkamp, and J. Shaw, "Global estimates of diabetes prevalence for 2013 and projections for 2035", *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 103, pp. 137–149, Feb. 2014.
- [26] J. A. Rull, C. A. Aguilar-Salinas, R. Rojas, J. M. Rios-Torres, F. J. Gómez-Pérez, and G. Olaiz, "Epidemiology of type 2 diabetes in Mexico", *Archives of Medical Research*, vol. 36, pp. 188–196, May. 2005.
- [27] J. Escobedo de la Peña, L. V. Buitrón-Granados, J. C. Ramírez-Martínez, R. Chavira-Mejía, H. Schargrotsky, and B. M. Champagne, "Diabetes in Mexico. CARMELA study", *Cirugia y cirujanos*, vol. 79, pp. 424–31, Sep. 2011.
- [28] INEGI, "Características de las defunciones registradas en México durante 2017", *Comunicado de prensa núm. 525/18*, pp. 1–3, Oct. 2018.
- [29] Institute for Health Metrics and Evaluation, "GBD Compare 2020", Oct 2017.
- [30] A. Arredondo and G. Reyes, "Health Disparities from Economic Burden of Diabetes in Middle-income Countries: Evidence from México", *PLoS ONE*, vol. 8, Jul. 2013.
- [31] Secretaría de Salud, "Emite la Secretaría de Salud emergencia epidemiológica por diabetes mellitus y obesidad", Nov 2016.
- [32] X. Xu, A. Awad, P. Robles-Martinez, S. Gaisford, A. Goyanes, and A. W. Basit, "Vat photopolymerization 3d printing for advanced drug delivery and medical device applications", *Journal of Controlled Release*, vol. 329, pp. 743–757, Ene. 2021.
- [33] S. Kaushik, A. H. Hord, D. D. Denson, D. V. McAllister, S. Smitra, M. G. Allen, and M. R. Prausnitz, "Lack of pain associated with microfabricated microneedles", *Anesthesia and Analgesia*, vol. 92, pp. 502–504, Feb. 2001.
- [34] A. Cabrera, Óscar Martínez, A. Ibarra, R. Morales, G. Laguna, and M. Sánchez, "Traumatismo craneoencefálico severo", *Revista de la Asociación Mexicana de Medicina Crítica y Terapia Intensiva*, vol. 13, pp. 94–101, Abr. 2009.
- [35] A. M. Shah, H. Jung, and S. Skirboll, "Materials used in cranioplasty: A history and analysis", *Neurosurgical Focus*, vol. 36, p. E19, Abr. 2014.
- [36] B. Basu, N. Bhaskar, S. Barui, V. Sharma, S. Das, N. Govindarajan, P. Hegde, P. J. Perikal, M. A. Shivakumar, K. Khanapure, and A. T. Jagannatha, "Evaluation of implant properties, safety profile and clinical efficacy of patient-specific acrylic prosthesis in cranioplasty using 3d binderjet printed cranium model: A pilot study", *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 85, pp. 132–142, Mar. 2021.
- [37] M. Ravis, M. Pricop, S. Talpos, R. Ciocoiu, I. Antoniac, D. Gheorghita, O. Trante,

- H. Moldovan, G. Grigorescu, V. Seceleanu, A. Mohan, and S. T. Niculescu, "Influence of the bone cements processing on the mechanical properties in cranioplasty", *Revista de Chimie*, vol. 69, pp. 990–993, May. 2018.
- [38] S. E. Salih, J. K. Oleiwi, and A. Mohammed.T, "Investigation of hardness and flexural properties of pmma nano composites and pmma hybrids nano composites reinforced by different nano particles materials used in dental applications", *Engineering and Technology Journal*, vol. 34, pp. 2838–2853, Dic. 2016.
- [39] E. J. Harper, J. C. Behiri, and W. Bonfield, "Flexural and fatigue properties of a bone cement based upon polyethylmethacrylate and hydroxyapatite", *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 6, pp. 799–803, Dic. 1995.
- [40] W. K. Yung, B. Ralph, W. Lee, and R. Fenn, "An investigation into welding parameters affecting the tensile properties of titanium welds", *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 63, pp. 759–764, Ene. 1997.
- [41] D. A. Stewardson, A. C. Shortall, P. M. Marquis, and P. J. Lumley, "The flexural properties of endodontic post materials", *Dental Materials*, vol. 26, pp. 730–736, Ago. 2010.
- [42] J. P. Pöppe, M. Spendel, C. Schwartz, P. A. Winkler, and J. Wittig, "The "springform" technique in cranioplasty: Custom made 3d-printed templates for intraoperative modelling of polymethylmethacrylate cranial implants", *Acta Neurochirurgica*, vol. 164, pp. 679–688, Mar. 2022.
- [43] L. Claes, "Mechanical characterization of biodegradable implants", *Clinical Materials*, vol. 10, pp. 41–46, Ene. 1992.
- [44] E. Bonfante and P. Coelho, "A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses", *Advances in Dental Research*, vol. 28, pp. 18–27, Mar. 2016.
- [45] "Standard test methods for compressive properties of rigid plastics", standard, American Society for Testing and Materials, Oct. 2002.
- [46] "Standard test methods for flexural properties of unreinforced and reinforced plastics and electrical insulating materials", standard, American Society for Testing and Materials, Ene. 2016.
- [47] "Standard test methods for compressive properties of rigid plastics", standard, American Society for Testing and Materials, Mar. 2015.
- [48] L. L. Hench, *An introduction to bioceramics*. IMPERIAL COLLEGE PRESS, Jun. 2013.

- [49] A. Kumar, K. C. Nune, L. E. Murr, and R. D. K. Misra, “Biocompatibility and mechanical behaviour of three-dimensional scaffolds for biomedical devices: Process–structure–property paradigm”, *International Materials Reviews*, vol. 61, pp. 20–45, Ene. 2016.
- [50] N. T. Evans, C. W. Irvin, D. L. Safranski, and K. Gall, “Impact of surface porosity and topography on the mechanical behavior of high strength biomedical polymers”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 59, pp. 459–473, Jun. 2016.
- [51] Wang, Zhao, Fuh, and Lee, “Effect of porosity on mechanical properties of 3d printed polymers: Experiments and micromechanical modeling based on x-ray computed tomography analysis”, *Polymers*, vol. 11, p. 1154, Jul. 2019.
- [52] W. Wu, P. Geng, G. Li, D. Zhao, H. Zhang, and J. Zhao, “Influence of layer thickness and raster angle on the mechanical properties of 3d-printed peek and a comparative mechanical study between peek and abs”, *Materials*, vol. 8, pp. 5834–5846, Sep. 2015.
- [53] M. Galeja, A. Hejna, P. Kosmela, and A. Kulawik, “Static and dynamic mechanical properties of 3d printed abs as a function of raster angle”, *Materials*, vol. 13, p. 297, Ene. 2020.
- [54] P. Janicki and G. Schmidmaier, “What should be the characteristics of the ideal bone graft substitute? combining scaffolds with growth factors and/or stem cells”, *Injury*, vol. 42, pp. S77–S81, Sep. 2011.
- [55] S. Bose, J. Darsell, M. Kintner, H. Hosick, and A. Bandyopadhyay, “Pore size and pore volume effects on alumina and tcp ceramic scaffolds”, *Materials Science and Engineering: C*, vol. 23, pp. 479–486, Jun. 2003.

A CURVAS ESFUERZO-DEFORMACIÓN

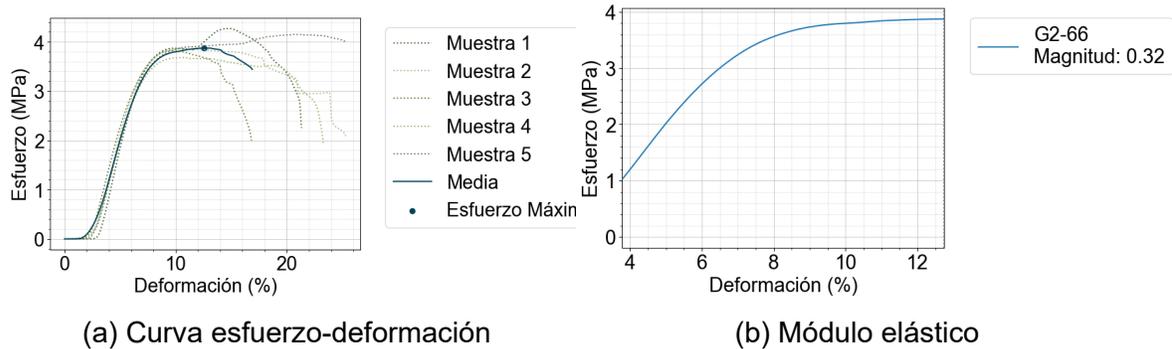


Figura A.1. G2-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

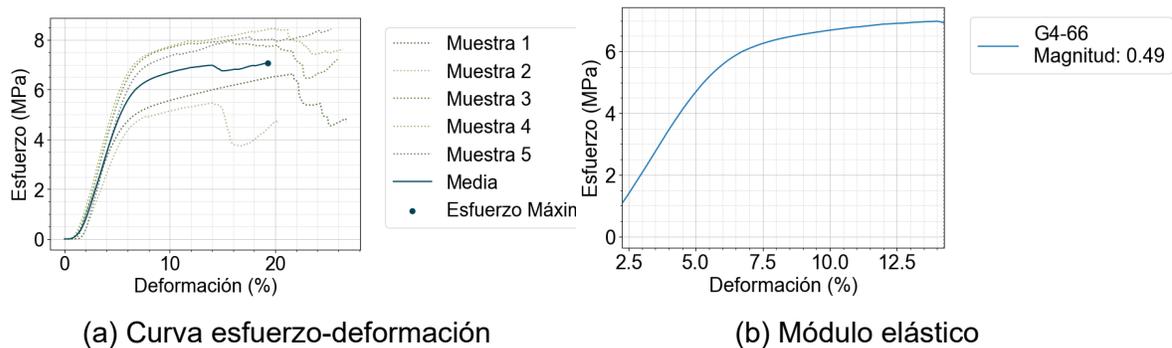


Figura A.2. G4-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

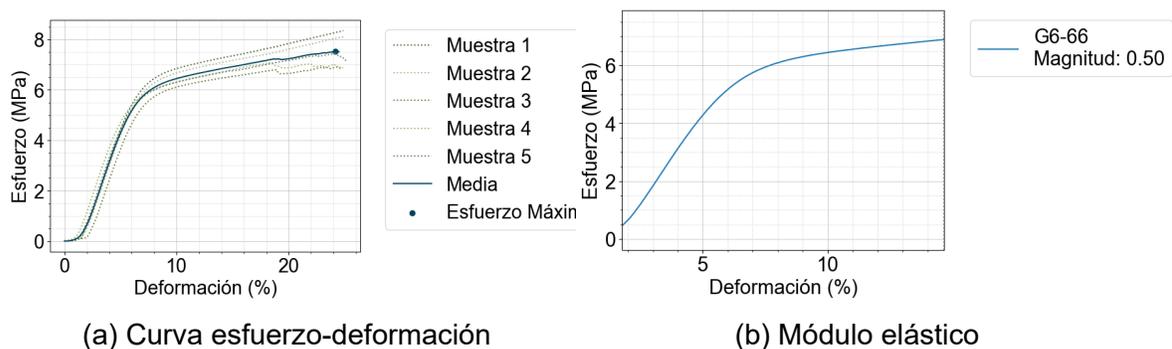


Figura A.3. G6-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

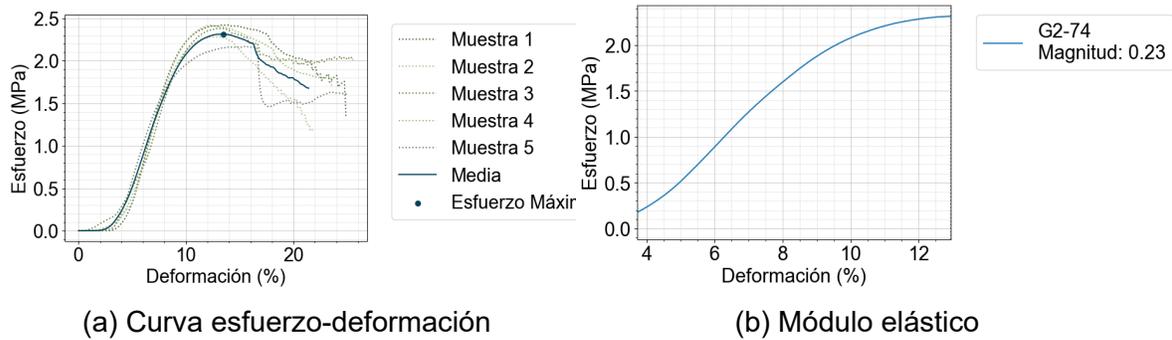


Figura A.4. G2-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

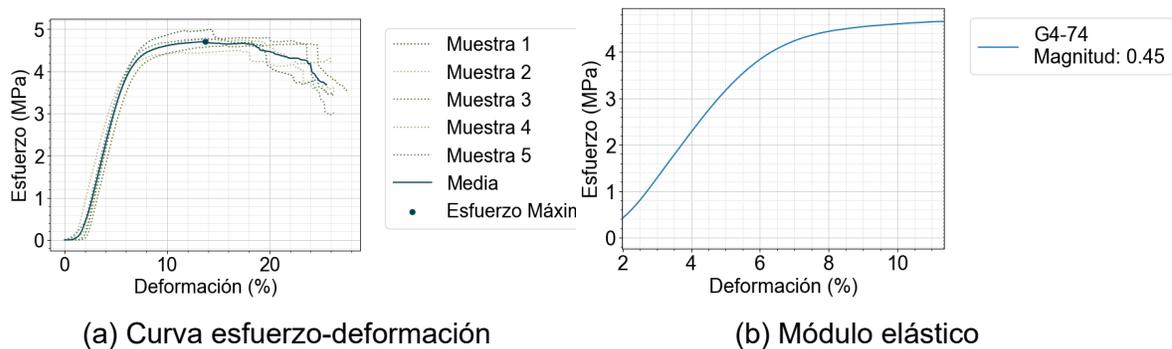


Figura A.5. G4-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

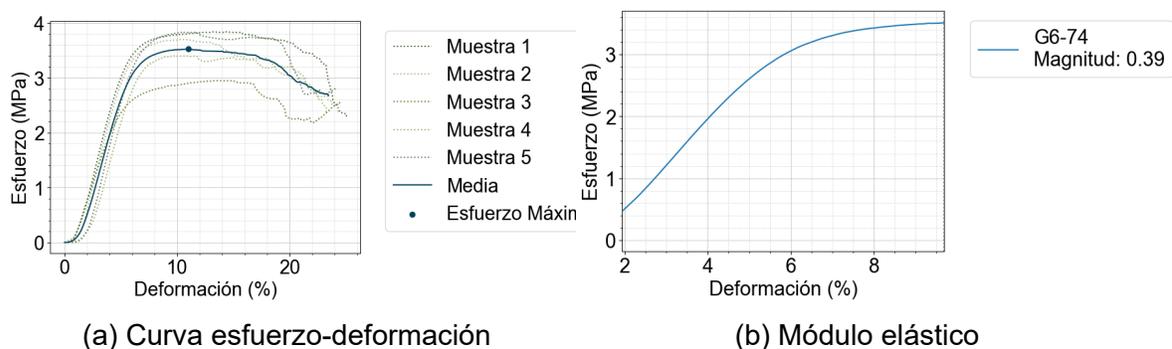


Figura A.6. G6-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

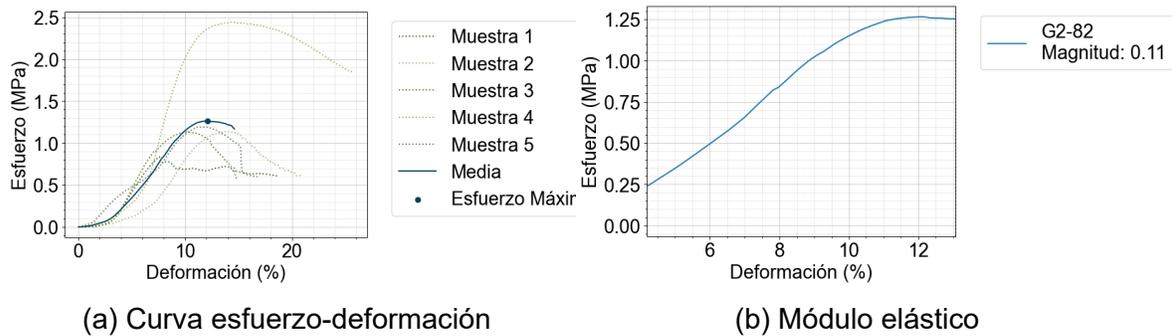


Figura A.7. G2-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

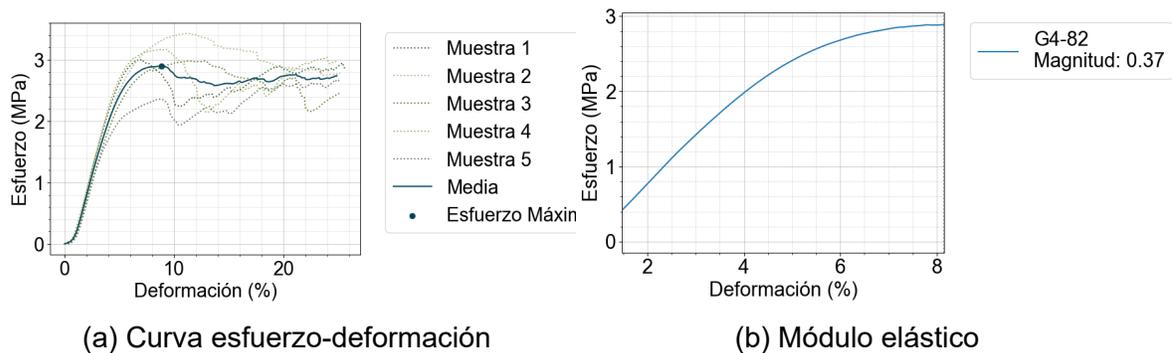


Figura A.8. G4-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

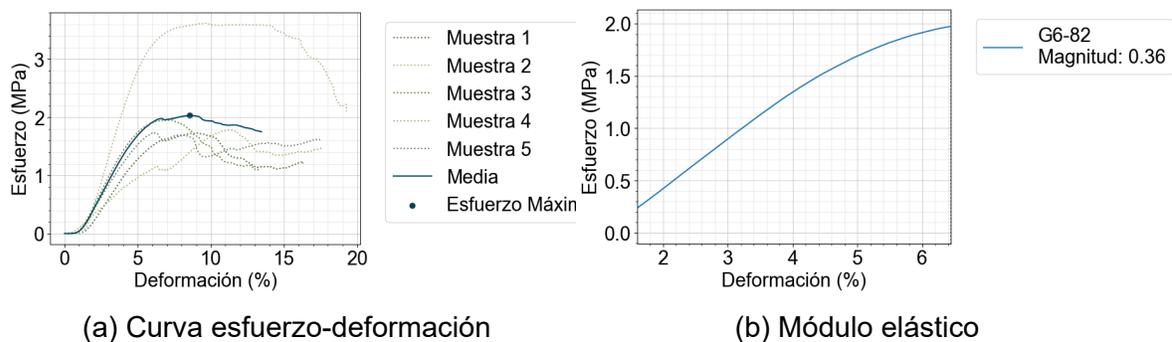


Figura A.9. G6-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

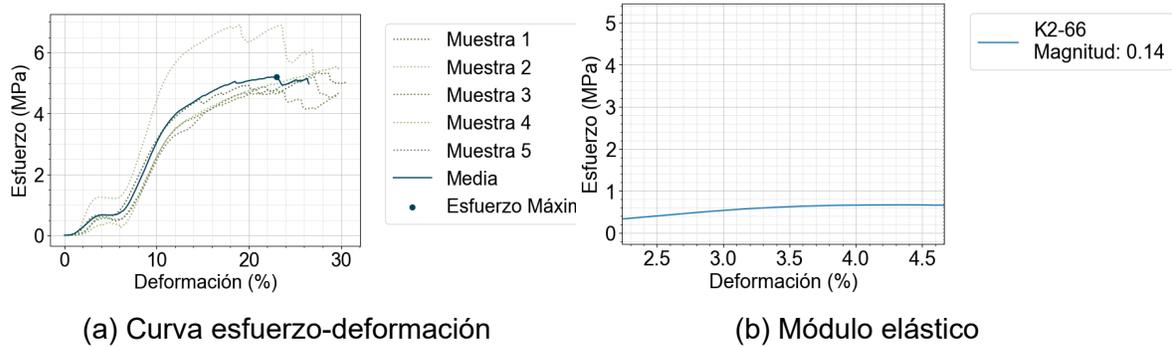


Figura A.10. K2-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

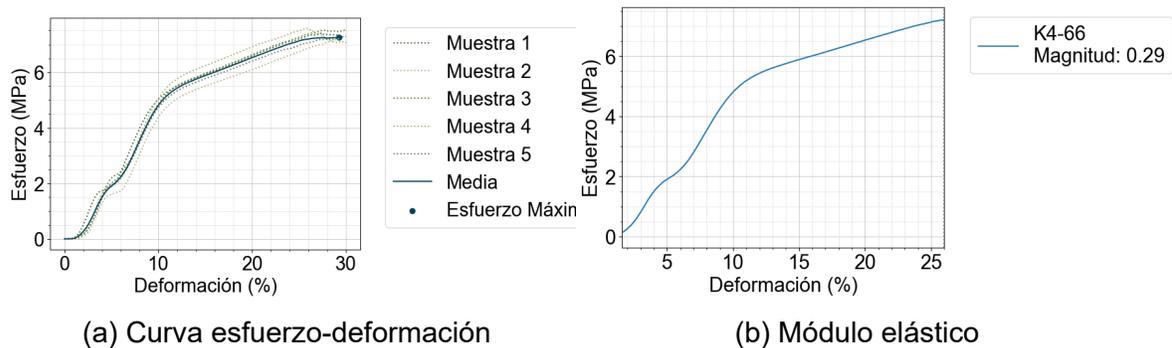


Figura A.11. K4-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

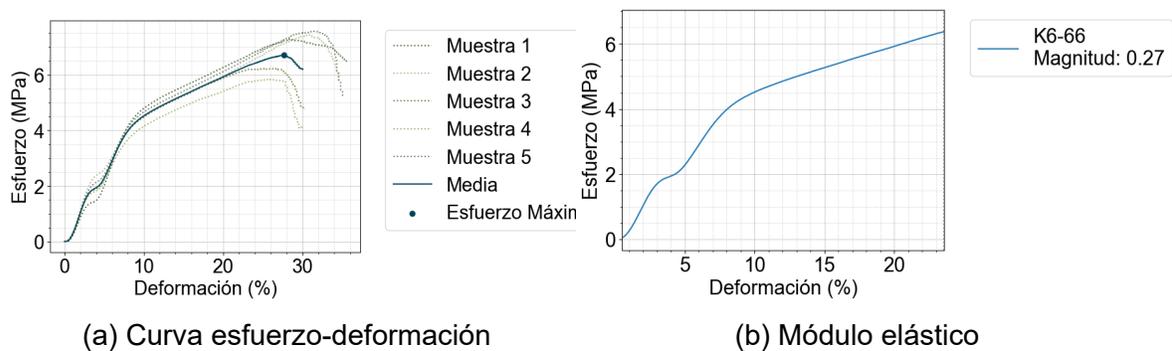


Figura A.12. K6-66. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

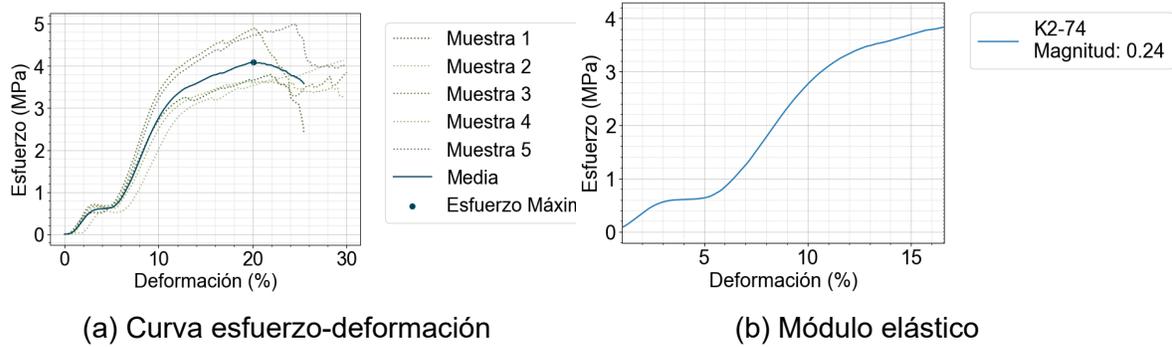


Figura A.13. K2-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

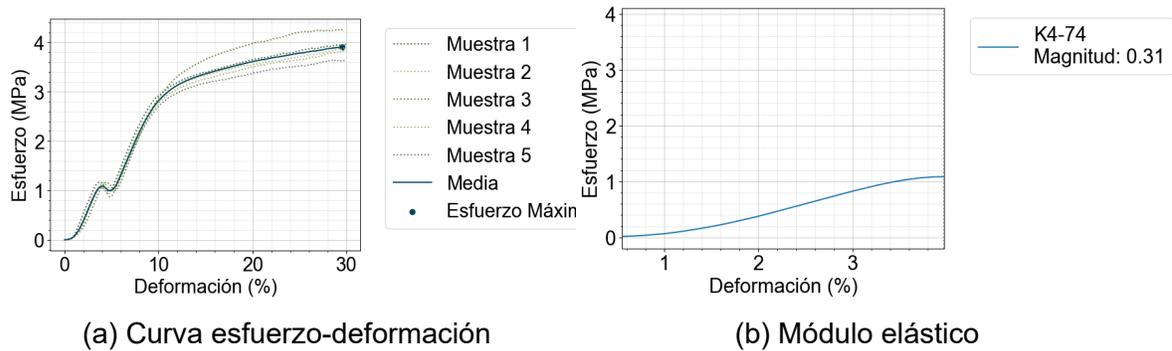


Figura A.14. K4-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

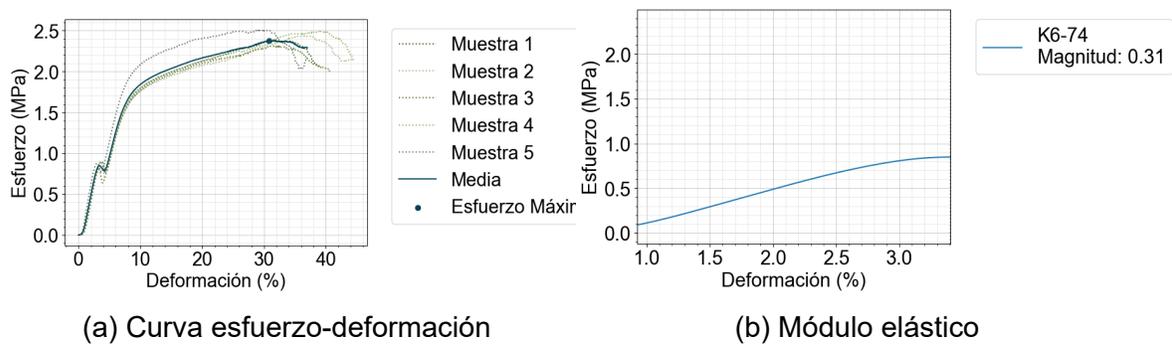


Figura A.15. K6-74. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

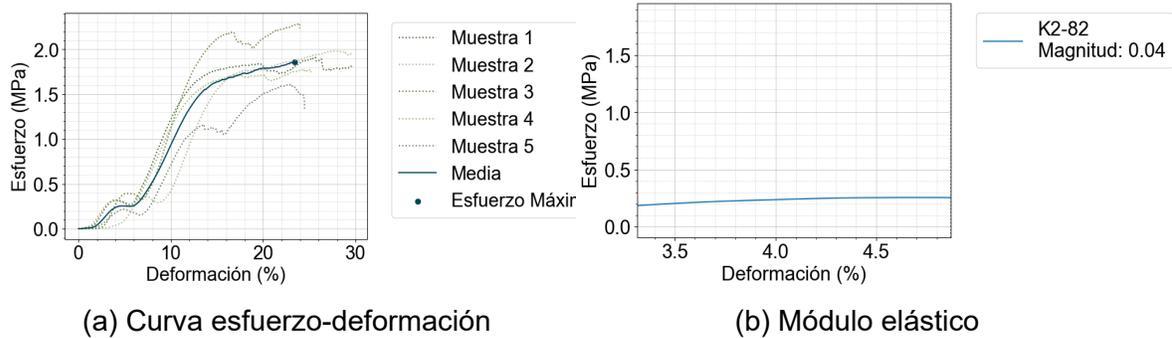


Figura A.16. K2-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

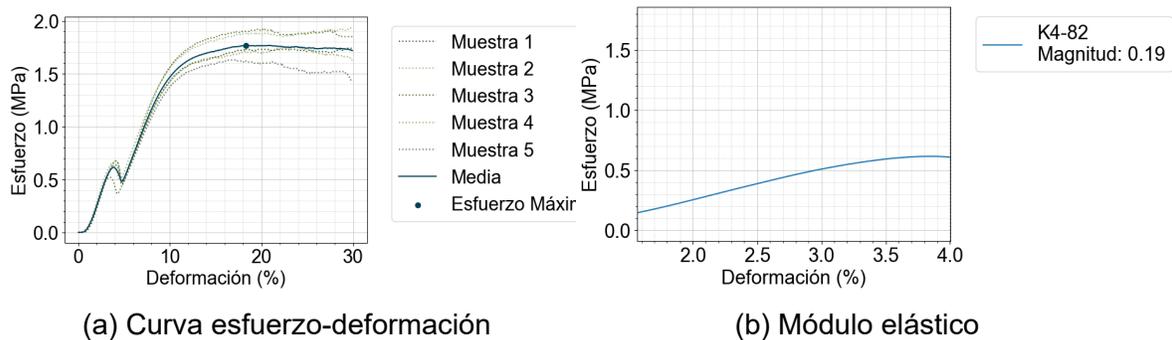


Figura A.17. K4-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

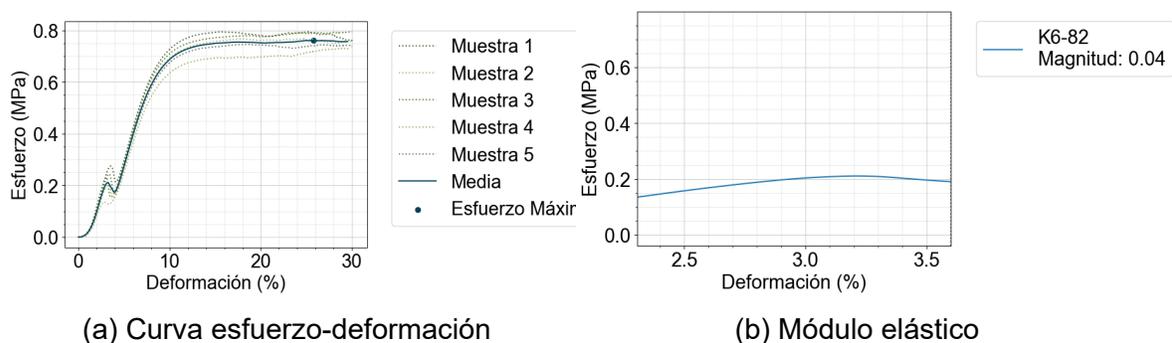


Figura A.18. K6-82. **(a)** Curva esfuerzo-deformación. **(b)** Región de la curva promedio donde se obtuvo el módulo elástico.

B TABLAS DE PROPIEDADES MECÁNICAS

Tabla B.2. Propiedades mecánicas del experimento G2-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.317 MPa | ±0.090 | 3.873 MPa | ±0.109 |

Tabla B.3. Propiedades mecánicas del experimento G4-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.487 MPa | ±0.180 | 7.076 MPa | ±0.586 |

Tabla B.4. Propiedades mecánicas del experimento G6-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.499 MPa | ±0.093 | 7.527 MPa | ±0.281 |

Tabla B.5. Propiedades mecánicas del experimento G2-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.231 MPa | ±0.046 | 2.314 MPa | ±0.048 |

Tabla B.6. Propiedades mecánicas del experimento G4-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.453 MPa | ±0.045 | 4.706 MPa | ±0.082 |

Tabla B.7. Propiedades mecánicas del experimento G6-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.392 MPa | ±0.115 | 3.526 MPa | ±0.168 |

Tabla B.8. Propiedades mecánicas del experimento G2-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.114 MPa | ±0.026 | 1.126 MPa | ±0.280 |

Tabla B.9. Propiedades mecánicas del experimento G4-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.369 MPa | ± 0.025 | 2.901 MPa | ± 0.123 |

Tabla B.10. Propiedades mecánicas del experimento G6-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.358 MPa | ± 0.068 | 2.030 MPa | ± 0.366 |

Tabla B.11. Propiedades mecánicas del experimento K2-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.135 MPa | ± 0.064 | 5.199 MPa | ± 0.367 |

Tabla B.12. Propiedades mecánicas del experimento K4-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.289 MPa | ± 0.085 | 7.261 MPa | ± 0.071 |

Tabla B.13. Propiedades mecánicas del experimento K6-66.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.274 MPa | ± 0.029 | 6.707 MPa | ± 0.349 |

Tabla B.14. Propiedades mecánicas del experimento K2-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.240 MPa | ± 0.038 | 4.087 MPa | ± 0.279 |

Tabla B.15. Propiedades mecánicas del experimento K4-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.312 MPa | ± 0.053 | 3.903 MPa | ± 0.100 |

Tabla B.16. Propiedades mecánicas del experimento K6-74.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.306 MPa | ± 0.009 | 2.377 MPa | ± 0.037 |

Tabla B.17. Propiedades mecánicas del experimento K2-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.044 MPa | ± 0.020 | 1.859 MPa | ± 0.112 |

Tabla B.18. Propiedades mecánicas del experimento K4-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.189 MPa | ± 0.039 | 1.768 MPa | ± 0.058 |

Tabla B.19. Propiedades mecánicas del experimento K6-82.

| Módulo de Young | Error | Esfuerzo Máximo | Error |
|------------------------|--------------|------------------------|--------------|
| 0.042 MPa | ± 0.004 | 0.761 MPa | ± 0.012 |