



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Obtención de un andamio con potencial uso en ingeniería de tejidos empleando policaprolactona en una impresora 3D.

Miguel Ángel Flórez Prieto

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de ingeniería, Departamento de ingeniería química y ambiental
Bogotá D.C., Colombia
2023

Obtención de un andamio con potencial uso en ingeniería de tejidos empleando policaprolactona en una impresora 3D.

Miguel Ángel Flórez Prieto

Tesis o trabajo de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título de Magister en Ingeniería Química

Director:

Ing PhD. M.Ing. Jairo Ernesto Perilla Perilla.

Codirector:

Ing. PhD. M.Sc. Rubén Darío Godoy Silva.

Línea de Investigación:

Ingeniería de tejidos y bioprocesos.

Grupo de Investigación:

Grupo de investigación en procesos químicos y bioquímicos.

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de ingeniería, Departamento de ingeniería química y ambiental

Bogotá D.C., Colombia

2023

*Ya no importa cuán estrecho haya sido el camino,
ni cuantos castigos lleve mi espalda,
Soy el amo de mi destino,
Soy el capitán de mi alma.*

William Ernest Henley

Dedicado a Miguel Flórez Sr. y Lucía Prieto

Declaración de obra original

Yo declaro lo siguiente:

He leído el Acuerdo 035 de 2003 del Consejo Académico de la Universidad Nacional. «Reglamento sobre propiedad intelectual» y la Normatividad Nacional relacionada al respeto de los derechos de autor. Esta disertación representa mi trabajo original, excepto donde he reconocido las ideas, las palabras, o materiales de otros autores.

Cuando se han presentado ideas o palabras de otros autores en esta disertación, he realizado su respectivo reconocimiento aplicando correctamente los esquemas de citas y referencias bibliográficas en el estilo requerido.

He obtenido el permiso del autor o editor para incluir cualquier material con derechos de autor (por ejemplo, tablas, figuras, instrumentos de encuesta o grandes porciones de texto).

Por último, he sometido esta disertación a la herramienta de integridad académica, definida por la universidad.



Miguel Ángel Flórez Prieto

Fecha 10/08/2023

Agradecimientos

Primero y más importante mis padres, son los que me han permitido soñar muy alto, todo lo que soy es por ellos, por siempre darme amor incondicional, a mi tío Sandro por crear este proyecto de vida que hoy está dando frutos, si él nada de esto hubiera sido posible. A mi abuelita Rosalba por todo el amor. A mi tío Diego. A Fito, mi perro.

A Alejandra, mi compañera de vida, por su amor, comprensión y, sobre todo: por enseñarme a querer. Gracias por estar siempre conmigo.

Al director, el ingeniero Jairo Ernesto Perilla, por confiar siempre en mí, buscar lo mejor para mí, enseñarme a llevar la vida de ingeniero y apoyarme incondicionalmente.

Al codirector, el Ingeniero Rubén Darío Godoy Silva, porque fue la primera persona en apostar por mí profesionalmente y por enseñarme gran parte de lo que sé hoy en día.

A la ingeniera Ana Isabel Ramos Murillo, que no tenía la obligación y se convirtió en apoyo fundamental para mi vida.

A la Universidad Nacional de Colombia, por permitirme cumplir todos mis sueños.

A Ricardo Cortes segura, Oscar Camelo, Alexander Nieves y Jaime Pineda, trabajadores del laboratorio por todo su apoyo técnico.

A mis amigos: Juan David Rincón, Víctor Roa, Diana Guzmán, Liliana Ávila, Luis López, Stefano Sacco, Jack Márquez, Luisa Jaime, Pedro Mateo y William Rangel por su apoyo.

El recuerdo de: Didier Delgadillo, Carlos Enrique Martínez Delgadillo, Eduardo Martínez y Joaquín Varas donde sea que estén, su recuerdo me motiva a seguir adelante.

Resumen

Obtención de un andamio con potencial uso en ingeniería de tejidos empleando policaprolactona en una impresora 3D.

El objetivo principal de este trabajo fue evaluar el efecto del tamaño de poro en las propiedades mecánicas de andamios fabricados empleando ϵ -policaprolactona mediante el uso de tecnología aditiva, con el fin de verificar un posible uso en ingeniería de tejidos, específicamente en tejido óseo. El diseño metodológico involucró tres fases: la primera consistió en el desarrollo del diseño del andamio a utilizar, además de evaluar las condiciones de impresión que pueden afectar la resolución y forma de los andamios, para finalmente imprimir las muestras a evaluar. La segunda fase consistió en realizar pruebas de caracterización del polímero, como calorimetría diferencial de barrido y análisis termogravimétrico. Además, se llevaron a cabo pruebas mecánicas de tensión-deformación, compresión y flexión. Finalmente, en la tercera etapa se evaluó la biocompatibilidad del polímero para determinar si en un futuro puede ser aplicable para la regeneración ósea.

Como resultado, luego de evaluar el efecto de la temperatura en la construcción de andamios de 500 μm , 750 μm y 1000 μm , se logró detectar que los cambios son poco significativos en las propiedades mecánicas al variar las condiciones de impresión en temperaturas de 175°C, 185°C, 195°C y 205°C, y en el lecho de: 50°C, 55°C, 60°C, 65°C y 70°C. Sin embargo, al variar el espaciamiento del filamento, las propiedades mecánicas de tensión y flexión aumentaron conforme disminuyó el espaciamiento. En el caso de las

propiedades de compresión, los resultados no mostraron una variación considerable. La toxicidad del polímero es baja, lo que permite su uso en ingeniería de tejidos.

Palabras clave: Tecnología aditiva, andamios, pruebas mecánicas, análisis de imagen.

Abstract

Obtaining a scaffold with potential use in tissue engineering using polycaprolactone on a 3D printer.

The overarching objective of this study was to assess the impact of pore size on the mechanical attributes of scaffolds produced using ϵ -polycaprolactone via additive manufacturing, with the aim of validating its potential applicability in tissue engineering, particularly for bone tissue. The methodological design encompassed three phases: the first phase involved developing the scaffold design for deployment, along with evaluating the print conditions that could influence scaffold resolution and form, culminating in the printing of the samples for evaluation. The second phase entailed executing polymer characterization tests, including differential scanning calorimetry and thermogravimetric analysis. In addition to these, mechanical stress-strain, compression, and bending tests were performed. Lastly, during the third stage, the polymer's biocompatibility was examined to ascertain its prospective utility in future bone regeneration efforts.

The outcomes indicated that, upon assessing the temperature's influence on the construction of scaffolds with pore sizes of 500 μm , 750 μm , and 1000 μm , the observed changes in mechanical properties exhibited minimal significance when the print conditions were altered at temperatures of 175°C, 185°C, 195°C, and 205°C, as well as the bed temperature variations of 50°C, 55°C, 60°C, 65°C, and 70°C. However, in instances of modifying filament spacing, mechanical tensile and bending properties were found to escalate inversely with spacing reduction. As for compression properties, the results

displayed nominal variance. The polymer's toxicity was found to be low, thus facilitating its utilization in tissue engineering applications.

Keywords: Additive technology, scaffolds, mechanical tests, image analysis.

Contenido

| | Pág. |
|---|-----------|
| 1. Marco teórico..... | 3 |
| 1.1 Antecedentes | 5 |
| 1.1.1 Biopolímeros..... | 5 |
| 1.1.1.1 Elastómeros..... | 5 |
| 1.2 ϵ -Policaprolactona | 7 |
| 1.2.1 Síntesis..... | 9 |
| 1.2.2 Propiedades mecánicas..... | 10 |
| 1.2.3 Biodegradabilidad | 11 |
| 1.3 Tecnología aditiva | 12 |
| 1.3.1 Impresora 3D..... | 13 |
| 1.3.2 Ingeniería de tejidos | 14 |
| 1.3.3 Andamios..... | 16 |
| 1.3.4 Ensayos con policaprolactona | 17 |
| 1.3.5 Tejido óseo | 22 |
| 2. Materiales y métodos | 24 |
| 2.1 Impresión 3D..... | 24 |
| 2.2 Filamento | 27 |
| 2.2.1 Condiciones de impresión:..... | 27 |
| 2.2.2 Análisis de imagen..... | 29 |
| 2.3 Caracterización del polímero | 30 |
| 2.3.1 Análisis termogravimétrico | 30 |
| 2.3.2 Calorimetría diferencial de barrido | 31 |
| 2.4 Pruebas mecánicas..... | 31 |
| 2.4.1 Tensión deformación | 32 |
| 1.4.2. Compresión | 34 |
| 1.4.3. Flexión | 35 |
| 2.5. Evaluación de biocompatibilidad del material | 36 |
| 3. Resultados y discusión | 38 |
| 3.1. Análisis filamento y delimitación de variables de impresión | 38 |
| 3.2. Análisis termogravimétrico | 42 |
| 3.3. Calorimetría diferencial de barrido | 44 |
| 3.4. Impresión del andamio | 46 |
| 3.5. Análisis de imagen | 47 |
| 3.5.1 Número de orificios y áreas superficiales | 50 |
| 3.5.2. Efecto de las condiciones de impresión | 53 |
| 3.6. Pruebas mecánicas | 81 |
| 3.6.1. Prueba de tensión | 81 |

| | |
|--|------------|
| 3.6.2. Prueba de compresión | 100 |
| 3.7. Biocompatibilidad | 125 |
| 4. Conclusiones y recomendaciones | 130 |
| 4.1 Conclusiones | 130 |
| 4.2 Recomendaciones | 132 |
| 4.3 Trabajo futuro | 132 |
| A. Anexo 1: Caracterización del material | 134 |
| B. Anexo 2: Análisis de imagen | 139 |
| C. Anexo 3: Pruebas mecánicas y biológicas. | 142 |
| 5. Bibliografía | 161 |

Lista de figuras

| | Pág. |
|---|------|
| Figura 2-1. Lecho de la impresora Snapmaker A350 de PEI. | 25 |
| Figura 2-2. Andamio de 0,5mm (Izquierda) y Andamio de 0,25mm (Derecha), ambos diseñados en Thinkercad (Autodesk, 1982). Diseños de elaboración propia del autor. .. | 26 |
| Figura 2-3. Interfaz de trabajo de Snapmaker Luban | 27 |
| Figura 2-4. Condiciones brindadas en la interfaz del programa Snapmaker Luban. | 28 |
| Figura 2-5. Prototipos de andamios de policaprolactona impresos. Fuente: elaboración propia del autor. | 29 |
| Figura 2-6. Fotografía microscópica de andamio impreso a una temperatura de inyección de 185°C, un lecho de 65°C y un tamaño de poro de 0,5mm en el microscopio con objetivo de 4X. Fuente: elaboración propia del autor. | 30 |
| Figura 2-7. Diseño de película de 0,75mm para ensayos de tensión según la norma ASTM D-882-18 elaborada mediante el programa de diseño Thinkercad (Autodesk, 1982)..... | 32 |
| Figura 2-8. Montaje de ensayo de tensión empleando maquina universal. Fuente: Elaboración propia del autor..... | 33 |
| Figura 2-9. <i>Andamio en la prueba de compresión antes de introducir el plato (izquierda) y con el plato de compresión (derecha).</i> Fuente: elaboración propia del autor. | 34 |
| Figura 2-10. Prueba de flexión con el montaje de contacto en tres puntos. Fuente: elaboración propia del autor. | 36 |
| Figura 3-1: Impresiones preliminares de andamios para determinar condiciones de impresión. Fuente: Elaboración propia del autor..... | 39 |
| Figura 3-2. Andamios impresos a diferentes condiciones de velocidad. (A) Condiciones por defecto de la impresora y (B) Condiciones modificadas a 10 mm/s..... | 41 |
| Figura 3-3. Comportamiento termogravimétrico de dos muestras de policaprolactona. . | 43 |
| Figura 3-4. Calorimetría diferencial de barrido de la policaprolactona..... | 45 |
| Figura 3-5. Figura de una muestra de andamio impresa a 205°C y 70°C de lecho. Foto tomada por el microscopio binocular Olympus BX53M (Shinjuku, Tokio, Japón)..... | 49 |
| Figura 3-6. Interfaz del programa Digimizer (<i>Ostend, Belgium</i>) | 50 |
| Figura 3-7. Evaluación del área superficial, temperatura de inyección, área hueca y porcentaje de superficie de andamios con espacio de 0,5mm..... | 51 |
| Figura 3-8. Filamento de andamio de 0,5mm y 185°C de inyector..... | 54 |
| Figura 3-9. Peso del andamio en función de la temperatura de lecho..... | 55 |
| Figura 3-10. Efectos de temperaturas muy altas y bajas en el inyector. | 57 |
| Figura 3-11. Tamaño de espaciamento de filamento en función del peso del andamio. 58 | |

| | |
|--|-----|
| Figura 3-12. Análisis de imagen a lecho de 50°C..... | 60 |
| Figura 3-13. Análisis de imagen a lecho de 55°C..... | 62 |
| Figura 3-14. Análisis de imagen a lecho de 60°C..... | 63 |
| Figura 3-15. Análisis de imagen a 65°C..... | 65 |
| Figura 3-16. Análisis de imagen a 70°C..... | 67 |
| Figura 3-17. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 175°C..... | 70 |
| Figura 3-18. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 185°C..... | 72 |
| Figura 3-19. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 195°C..... | 73 |
| Figura 3-20. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 205°C..... | 75 |
| Figura 3-21. Comparación de porcentaje de áreas de superficie a diferentes tamaños de orificio..... | 78 |
| Figura 3-22. Análisis de imagen variando espaciamento de filamento..... | 79 |
| Figura 3-23. Curva de tensión deformación a 65°C..... | 82 |
| Figura 3-24. Prueba de tensión con lecho a 50°C..... | 84 |
| Figura 3-25. Prueba de tensión con lecho a 55°C..... | 85 |
| Figura 3-26. Prueba de tensión con lecho a 60°C..... | 87 |
| Figura 3-27. Prueba de tensión con lecho a 65°C..... | 89 |
| Figura 3-28. Prueba de tensión con lecho a 70°C..... | 90 |
| Figura 3-29. Módulo elástico en función del área superficial..... | 93 |
| Figura 3-30. Punto de fluencia en función del área superficial..... | 94 |
| Figura 3-31. Esfuerzo de rotura en función del área superficial..... | 95 |
| Figura 3-32. Diferencial de los diseños de ensayo de tensión (A) 0,5mm, (B) 0,75, (C) 1mm..... | 96 |
| Figura 3-33. Comparación de prueba de tensión con cambio de orificio..... | 98 |
| Figura 3-34. Comportamiento de ensayo de compresión y método tangencial de un ensayo a 70°C..... | 101 |
| Figura 3-35. Ensayo de compresión a 50°C..... | 102 |
| Figura 3-36. Ensayo de compresión a 55°C..... | 104 |
| Figura 3-37. Ensayo de compresión a 60°C..... | 105 |
| Figura 3-38. Ensayo de compresión a 65°C..... | 107 |
| Figura 3-39. Ensayo de compresión a 70°C..... | 109 |
| Figura 3-40. Prueba mecánica de compresión variando tamaño de orificio..... | 111 |
| Figura 3-41. Ensayo de flexión a 70°C..... | 113 |
| Figura 3-42. Flexión a lecho de 50°C..... | 114 |
| Figura 3-43. Flexión a lecho de 55°C..... | 116 |
| Figura 3-44. Flexión a lecho de 60°C..... | 118 |
| Figura 3-45. Flexión a lecho de 65°C..... | 120 |
| Figura 3-46. Flexión a lecho de 70°C..... | 121 |
| Figura 3-47. Prueba de flexión modificando tamaño de orificio..... | 123 |
| Figura 3-48. Células L929..... | 126 |
| Figura 3-49. Distribución de pozos en ensayo de biocompatibilidad..... | 127 |
| Figura 3-50. Placas de 6 pozos. A) Antes de experimento con MTT, B) luego de 4 horas con MTT..... | 128 |

| | |
|--|-----|
| Figura 3-51. Prueba de biocompatibilidad luego de 12 horas. | 129 |
| Figura 4-1 Filamento empleado en la investigación. | 134 |
| Figura 4-2. Termogravimetría de la Policaprolactona..... | 134 |
| Figura 4-3. Calorimetría diferencial de barrido del Filamento..... | 135 |
| Figura 4-4. Calorimetría diferencial de barrido del inyector. | 136 |
| Figura 4-5. Calorimetría diferencial de barrido comparando filamento e inyección. | 136 |
| Figura 4-6. Diseños en Thinkercad de andamios con espaciamento de 0,5mm (A) y 1mm (B). | 137 |
| Figura 4-7. Interfaz de la impresora. | 137 |
| Figura 4-8. Conteo de número de orificios ideales..... | 139 |
| Figura 4-9. Efecto de las condiciones de impresión en el área superficial de los andamios | 140 |
| Figura 4-10. Montaje microscopio con un andamio de 1mm | 141 |
| Figura 4-11. Imágenes del filamento inyectado encontrado en andamios..... | 141 |
| Figura 4-12. Andamio para pruebas mecánicas de 1mm..... | 142 |
| Figura 4-13. Andamio para pruebas mecánicas de 0,5 mm..... | 142 |
| Figura 4-14. Andamio para pruebas mecánicas de 0,5 mm..... | 143 |
| Figura 4-15. Pruebas mecánicas a lecho 50°C..... | 143 |
| Figura 4-16. Pruebas mecánicas a lecho 55°C..... | 144 |
| Figura 4-17. Pruebas mecánicas a lecho 60°C..... | 144 |
| Figura 4-18. Pruebas mecánicas a lecho 65°C..... | 145 |
| Figura 4-19. Pruebas mecánicas a lecho 70°C..... | 145 |
| Figura 4-20. Comparativo pruebas tensión. | 146 |
| Figura 4-21. Medición de blanco en prueba de tensión..... | 147 |
| Figura 4-22. Módulo elástico en función del número de orificios..... | 148 |
| Figura 4-23. Punto de fluencia en función del número de orificios. | 148 |
| Figura 4-24. Porcentaje de deformación en función del área superficial | 149 |
| Figura 4-25. Porcentaje de deformación en función del número de orificios | 149 |
| Figura 4-26. Esfuerzo de rotura en función del número de orificios. | 150 |
| Figura 4-27. Porcentaje de rotura en función del área superficial | 151 |
| Figura 4-28. Porcentaje de rotura en función de número de orificios | 151 |
| Figura 4-29. Prueba de compresión a 50°C..... | 152 |
| Figura 4-30. Prueba de compresión a 55°C..... | 153 |
| Figura 4-31. Prueba de compresión a 60°C..... | 153 |
| Figura 4-32. Prueba de compresión a 65°C..... | 154 |
| Figura 4-33. Prueba de compresión a 70°C..... | 154 |
| Figura 4-34. Comparación de tamaño de orificio compresión. | 155 |
| Figura 4-35. Prueba de flexión a 50°C..... | 156 |
| Figura 4-36. Prueba de flexión a 55°C..... | 156 |
| Figura 4-37. Prueba de flexión a 60°C..... | 157 |
| Figura 4-38. Prueba de flexión a 65°C..... | 157 |
| Figura 4-39. Prueba de flexión a 70°C..... | 158 |
| Figura 4-40. Comparativo cambio tamaño de orificio flexión..... | 158 |
| Figura 4-41. Diseño de modelo para ensayo de toxicidad en seis pozos. | 159 |

Figura 4-42. Prueba de células en agar, con las células quemadas por alta temperatura de agar..... 159

Figura 4-43. Estructura química de la Policaprolactona..... 160

Figura 4-44. Rutas de síntesis de Policaprolactona..... 160

Lista de tablas

Pág.

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Resultados de pruebas de calorimetría diferencial de barrido en policaprolactona. | 44 |
|--|----|

Introducción

La ingeniería de tejidos es un campo interdisciplinar que reúne varias disciplinas. En primer lugar, la ingeniería se encarga del diseño, la selección de materiales y la construcción de prototipos. En segundo lugar, la biología estudia los seres vivos, identificando similitudes y buscando afinidades para desarrollar soluciones. Por último, la medicina es el campo de aplicación final de estos conocimientos. Así, este campo disciplinario existe de una forma u otra desde hace más de 4000 años. La razón es sencilla: desde que el ser humano adquirió la capacidad de razonar, ha buscado mejorar la calidad de vida. Esta búsqueda se manifiesta de muchas maneras, incluida la iniciativa de mejorar la vida de las personas que enfrentan limitaciones físicas. Los primeros registros de actividades dirigidas a promover este bienestar se encuentran en Egipto, donde se documentaron las primeras cirugías y se registró la primera prótesis funcional (Nerlich et al., 2000). Desde la creación de la primera prótesis, el objetivo de la ingeniería de tejidos ha sido reducir una limitación en una parte vital del cuerpo. A lo largo de la historia médicos e inventores se han dedicado a buscar formas de sustituir miembros o partes del cuerpo perdidos.

En la actualidad, aproximadamente una de cada ocho personas en el mundo padece algún tipo de discapacidad física (Sharma et al., 2021). Los avances en diversos campos de la ciencia han mejorado las condiciones de muchos de estos pacientes. Estos avances incluyen el desarrollo de nuevas tecnologías y herramientas. Por ejemplo, en la década de 1980 y con la llegada de los materiales poliméricos, surgió la tecnología aditiva. Esta

tecnología no solo permite la fabricación en serie automatizada a partir de un diseño previo, sino también una precisión que supera los límites humanos. Estas ventajas permitieron la producción de varios tipos de artefactos, entre ellos prótesis, que impulsaron el campo de la ingeniería de tejidos. Sin embargo, la investigación no se detuvo ahí y comenzó a explorarse una amplia gama de materiales (Whitaker, 2014).

Desde mediados de la década de 1990, los materiales poliméricos se han utilizado con fines regenerativos mediante la tecnología aditiva. Se han empleado diversos tipos de ésteres biodegradables para obtener mejores resultados en intervenciones médicas. Así, se desarrolló un éster alifático llamado ϵ -policaprolactona, que posee propiedades de biodegradabilidad y un punto de fusión relativamente bajo, entre 59°C y 62°C. Sin embargo, su principal limitación es su alto nivel de hidrofobicidad (Dash & Konkimalla, 2012). Actualmente, la policaprolactona es uno de los materiales con mayor potencial en la ingeniería de tejidos. Sus aplicaciones son diversas y utilizan diferentes métodos, como el electrohilado o *electrospinning* (Mochane et al., 2019) para producir materiales reabsorbibles. También se utiliza en mezclas con otros polímeros para crear aleaciones que mejoren las propiedades mecánicas, como su combinación con PLA mediante impresión 3D (A. Guerra et al., 2018). Además, se utiliza para la fabricación de membranas con polímeros naturales para superar el desafío de la hidrofobicidad (Cardoso et al., 2014).

A partir de lo anterior, el presente trabajo pretende evaluar el comportamiento de este polímero durante el proceso de diseño e impresión de andamios bajo diferentes condiciones de tamaño de poro. Esto se hará considerando la posibilidad de que el tamaño de poro pueda favorecer la osteogénesis o el crecimiento óseo en el futuro. Además, se determinará el efecto de la temperatura de inyección en la geometría del andamio con el propósito de identificar cuál temperatura ofrece una mejor resolución en la impresión. Por último, se realizará un análisis de la toxicidad del polímero.

Para presentar los resultados de este estudio, se ha dividido en tres capítulos. El primer capítulo, titulado "Materiales y métodos", pretende familiarizar al lector con las técnicas y los materiales utilizados. El segundo capítulo, titulado "Resultados y análisis", detalla toda la experimentación e intenta proporcionar una comprensión de los hallazgos obtenidos. Por último, el tercer capítulo, "Conclusiones y recomendaciones", presenta las conclusiones de la investigación junto con las perspectivas para futuros trabajos.

1. Marco teórico

En la actualidad, según el informe mundial de discapacidad de la OMS (Organización mundial de la salud, 2011), mil millones de personas en todo el mundo sufren algún tipo de discapacidad física, de las cuales 200 millones experimentan una limitación moderada o total en su capacidad de movilidad y funcionamiento. Este informe proporciona una visión global de la magnitud de este desafío global y subraya la importancia de abordar las necesidades de las personas con discapacidades.

Estas discapacidades pueden ser el resultado de diversas causas, y se clasifican en tres categorías principales, como se ha destacado en el informe de la OMS. En primer lugar, algunas discapacidades se deben a enfermedades crónicas como el cáncer o la diabetes, que pueden llevar a la pérdida de extremidades o la deterioración de las funciones motoras, lo que requiere la atención médica y la posible utilización de prótesis para restaurar la funcionalidad.

En segundo lugar, existen discapacidades congénitas que se originan desde el nacimiento debido a mutaciones genéticas o deformidades físicas. Los individuos que nacen con estas condiciones a menudo enfrentan desafíos significativos desde una edad temprana y pueden necesitar intervenciones médicas y dispositivos adaptativos para llevar una vida plena.

En tercer lugar, los accidentes y lesiones traumáticas también pueden dar lugar a discapacidades físicas. Las lesiones graves, como fracturas complejas o lesiones de la médula espinal, pueden tener un impacto duradero en la movilidad y la funcionalidad de una persona. La rehabilitación y el uso de prótesis avanzadas son fundamentales para la recuperación en estos casos.

Estas discapacidades no solo afectan la salud física de las personas, sino que también tienen un impacto significativo en su bienestar psicológico y emocional. Las personas con discapacidades a menudo enfrentan desafíos sociales y económicos, lo que puede dar lugar a tasas de pobreza más altas en comparación con las personas sin discapacidades.

A lo largo de la historia, se han desarrollado diversos tipos de prótesis y dispositivos de asistencia para abordar las limitaciones físicas de las personas. Desde las primeras prótesis de madera hasta los materiales metálicos más avanzados, la evolución de la tecnología y la ingeniería ha permitido mejoras significativas en la calidad de vida de las personas con discapacidades.

En tiempos más recientes, la introducción de materiales poliméricos, cerámicos y otros avances en la ingeniería de tejidos ha abierto nuevas posibilidades. Además, el surgimiento de las impresoras 3D ha revolucionado la creación de tejidos y prótesis personalizadas. Estas impresoras permiten una precisión excepcional y una variedad de materiales, como el PGA, el PLA y la Policaprolactona, lo que facilita la fabricación de tejidos óseos, cartilagosos y adiposos, en el caso de los dos primeros con un tamaño de orificio o poro determinado, el cual se reporta en algunos (S. Park et al., 2009) (Dhandayuthapani et al., 2011)

Uno de los materiales más prometedores en este campo es la policaprolactona (PCL), conocida por su biocompatibilidad y estabilidad térmica (Dash & Konkimalla, 2012). Sin

embargo, aún se enfrenta al desafío de encontrar un diámetro de poro óptimo para la generación de tejido sin comprometer las propiedades mecánicas (Karageorgiou & Kaplan, 2005). Finalmente, la atención a las discapacidades físicas ha evolucionado significativamente a lo largo de la historia, y los avances en la medicina, la ingeniería y la tecnología continúan ofreciendo esperanza y mejoras en la calidad de vida de las personas que enfrentan estas limitaciones físicas.

1.1 Antecedentes

1.1.1 Biopolímeros

Son polímeros con un potencial significativo en el ámbito de los biomateriales, especialmente en su aplicación en la ingeniería de tejidos, debido a su baja reactividad patogénica con las células del cuerpo. Estos polímeros pueden clasificarse en dos categorías principales:

1.1.1.1 Elastómeros

Estos polímeros, conocidos por su excepcional capacidad de someterse a grandes deformaciones y luego recuperar su forma y dimensiones originales, representan un grupo destacado de materiales en el campo de la ingeniería de tejidos y la biomateria. Esta característica única de elasticidad los convierte en candidatos ideales para aplicaciones médicas y quirúrgicas.

La elasticidad inherente de estos polímeros brinda una serie de ventajas en el ámbito médico. Por ejemplo, en la fabricación de dispositivos médicos como suturas, estos materiales pueden adaptarse y ajustarse a las formas y contornos del cuerpo humano, lo que es esencial para un rendimiento óptimo. Además, cuando se refuerza su

polimerización, no solo conservan su flexibilidad, sino que también adquieren consistencia, lo que es especialmente valioso en aplicaciones donde se requiere una estructura firme.

A lo largo de las últimas décadas, en especial desde los años 50, estos polímeros han sido un recurso vital en la cirugía. Se han utilizado en una variedad de aplicaciones, desde la fabricación de prótesis hasta la creación de dispositivos médicos implantables. Estos materiales han contribuido significativamente a mejorar la calidad de vida de los pacientes y han permitido avances en la medicina moderna (Lizarbe Iracheta, 2007).

Sin embargo, es importante mencionar que estos polímeros no están exentos de desafíos. Una de sus principales desventajas radica en la necesidad de utilizar adhesivos para lograr las propiedades deseadas. Lamentablemente, muchos de estos adhesivos pueden contener componentes tóxicos, lo que plantea preocupaciones en términos de seguridad. Además, otro aspecto a considerar es su precio, ya que, en el mercado, estos polímeros tienden a ser más costosos en comparación con otros materiales, lo que puede afectar la accesibilidad para ciertos pacientes y aplicaciones médicas.

En resumen, estos polímeros elásticos son una parte integral de la ingeniería de tejidos y la medicina moderna, gracias a su capacidad de adaptación y versatilidad. Aunque presentan desafíos, su capacidad para proporcionar soluciones médicas únicas y mejorar la calidad de vida de los pacientes los convierte en un área importante de investigación y desarrollo en el campo de la biomateria y la medicina regenerativa.

1.1.1.2 Plásticos

Estos polímeros tienen la notable capacidad de ser sometidos a un tratamiento térmico con el fin de obtener formas específicas y deseadas. Esta propiedad también se encuentra en

los elastómeros termoplásticos; sin embargo, estos últimos presentan una estructura más rígida en comparación (Lizarbe Iracheta, 2007).

La principal ventaja de estos polímeros radica en su excepcional resistencia mecánica. Esta resistencia les permite soportar cargas y tensiones significativas, lo que los convierte en candidatos destacados para aplicaciones en las que se requiere una fuerte integridad estructural. Su durabilidad y capacidad para mantener su forma original incluso bajo condiciones de estrés las hacen valiosas en una variedad de industrias, desde la automotriz hasta la construcción.

Sin embargo, es importante señalar que, a diferencia de los elastómeros más flexibles, estos polímeros tienden a carecer de la misma elasticidad. Esta falta de elasticidad puede hacerlos susceptibles a deformaciones permanentes cuando se someten a cargas extremas o condiciones adversas. Por lo tanto, aunque son resistentes, su falta de flexibilidad puede requerir consideraciones específicas en el diseño y la aplicación para evitar deformaciones no deseadas.

En resumen, estos polímeros que pueden someterse a tratamientos térmicos ofrecen una resistencia mecánica excepcional, lo que los convierte en valiosos recursos en diversas aplicaciones industriales. Aunque carecen de la misma elasticidad que los elastómeros más flexibles, su capacidad para mantener su forma y resistir tensiones las hace útiles en una variedad de contextos donde la integridad estructural es primordial.

1.2 ϵ -Policaprolactona

La ϵ policaprolactona, conocida como PCL, es un polímero que pertenece a la familia de los poliésteres alifáticos. Su monómero está compuesto por cinco grupos metileno $[(CH_2)_5]$ y un grupo éster $[CO_2]$ (Baez, 2006). La estructura química del PCL se muestra en los

anexos. Una de las propiedades más destacadas de este polímero es su capacidad de ser biodegradable, lo que significa que puede descomponerse mediante un proceso hidrolítico en condiciones fisiológicas (Engelberg & Kohn, 1991).

El PCL también tiene la ventaja de ser miscible con otros polímeros, tanto naturales, como el quitosano, como sintéticos, como el Poliácido Láctico (PLA) (Karageorgiou & Kaplan, 2005). Esta capacidad de mezcla le permite ser utilizado en diversas aplicaciones y adaptarse a diferentes requerimientos.

Además, el PCL presenta una alta estabilidad térmica, lo que lo hace resistente a las fluctuaciones de temperatura, y una maleabilidad considerable, combinada con una buena resistencia mecánica. Estas propiedades son especialmente útiles en aplicaciones donde se requiere que el material mantenga su forma y resistencia bajo condiciones diversas.

Por último, otro aspecto destacable del PCL es su bajo costo, lo que lo convierte en una opción económica para diversas aplicaciones. Estas características hacen que el PCL sea objeto de estudio en una variedad de campos, con especial relevancia en la medicina. En este sentido, se utiliza en la ingeniería de tejidos para crear estructuras biocompatibles, como andamios para la regeneración de tejidos. También se emplea como agente de administración de medicamentos y se ha explorado en la industria alimentaria para ciertas aplicaciones específicas.

Finalmente, la ϵ -Policaprolactona o PCL es un polímero versátil con propiedades biodegradables, capacidad de mezcla con otros polímeros, estabilidad térmica, maleabilidad y bajo costo, lo que lo convierte en un material de interés en diversas áreas, en particular en la medicina y la ingeniería de tejidos.

1.2.1 Síntesis

La ϵ Policaprolactona comenzó a ser sintetizada en los años 30 y se ha desarrollado a lo largo del tiempo utilizando diferentes rutas de síntesis. Como se puede observar en la Ilustración 2, estas rutas varían en el proceso químico utilizado para obtener este polímero.

La primera ruta de síntesis implica la apertura del monómero cíclico de ϵ -caprolactona, donde se utiliza generalmente el octanato de estaño como catalizador para lograr la polimerización (Azimi et al., 2018). Esta técnica de apertura de ciclo es una de las más comunes para obtener PCL. La segunda ruta de síntesis se basa en la polimerización mediante la apertura del radical del anillo de 2-metilen-1,3-dioxepano. Esta es otra vía efectiva para producir PCL y ofrece flexibilidad en la elección de los reactantes y condiciones de reacción. Finalmente, la tercera ruta de síntesis implica la condensación del ácido 6-hidroxicaproico (Guarino et al., 2017). Esta ruta ofrece una alternativa interesante para la obtención de PCL y se basa en la reacción de condensación química.

Estas diferentes rutas de síntesis proporcionan opciones para la producción de PCL, lo que permite adaptar el proceso a las necesidades específicas de la aplicación. Cada ruta tiene sus ventajas y desventajas, y la elección de la ruta de síntesis dependerá de factores como la pureza requerida del producto final, la eficiencia del proceso y los recursos disponibles, denotando que la ϵ -Policaprolactona es un polímero versátil que se puede obtener mediante diversas rutas de síntesis química, lo que amplía su aplicabilidad en una variedad de campos.

1.2.2 Propiedades mecánicas

La ϵ -Policaprolactona, que pertenece a la familia de los poliésteres, comparte con sus parientes una característica importante: una alta hidrofobicidad. Esta propiedad tiene un impacto significativo en su velocidad de degradación. Como un polímero semicristalino (Mark, 2009), su tendencia a la cristalinidad tiende a aumentar con el aumento del peso molecular. Además, la Poli(ϵ -caprolactona) presenta una temperatura de transición vítrea (T_g) cercana a los -60°C y es soluble en la gran mayoría de los solventes orgánicos, como acetona, ácido acético, metanol, dioxano, ácido fórmico, entre otros (Wang et al., 2013).

Una característica notable de la ϵ -Policaprolactona es su bajo punto de fusión, que generalmente se encuentra entre 59 y 64°C . Esta propiedad, junto con su gran compatibilidad con diversas mezclas, potencia sus propiedades, como la degradabilidad y la adhesión celular (Karageorgiou & Kaplan, 2005). Un ejemplo de esta sinergia es cuando se mezcla con el Quitosano, un polímero natural. Esta combinación adquiere las propiedades mecánicas de la ϵ -Policaprolactona y al mismo tiempo aumenta la degradabilidad del polímero (Dong et al., 2017). Estas características han convertido a la Poli(ϵ -caprolactona) en un punto focal de estudio desde la década de 1980, especialmente en el campo médico (Woodruff & Hutmacher, 2010).

La termoestabilidad de este material lo hace útil para la fabricación de filamentos utilizados en impresiones 3D. Debido a su capacidad para fundirse y adquirir diferentes formas y moldes, la Poli(ϵ -caprolactona) se ha convertido en un material ideal para la creación de andamios utilizados en la ingeniería de tejidos y otros campos.

Continuando, la ϵ -Policaprolactona destaca por su gran elasticidad y capacidad de elongación. Su resistencia a la fractura puede variar en un rango impresionante, generalmente entre el 450% y el 1100%, mientras que su resistencia a la tracción puede

situarse en el orden de los 25 a 33 MPa (Rudnik, 2013). Estas propiedades mecánicas hacen que sea un material valioso en aplicaciones donde la flexibilidad y la resistencia son fundamentales. Finalmente, la Poli(ϵ -caprolactona) es un polímero con una serie de propiedades excepcionales, que incluyen su hidrofobicidad, termoestabilidad, capacidad de mezcla, elasticidad y capacidad de degradación. Estas características lo convierten en un material versátil y valioso en una variedad de campos, especialmente en aplicaciones médicas y de ingeniería de tejidos.

1.2.3 Biodegradabilidad

La ϵ -Policaprolactona es conocida por su capacidad de degradarse en condiciones fisiológicas del cuerpo humano, a una temperatura de aproximadamente 37°C, mediante la hidrólisis de sus enlaces éster. Lo que la distingue es su degradación gradual, que puede llevar de 2 a 4 años en completarse. Este aspecto ha suscitado un gran interés en la investigación, especialmente en el contexto de implantes óseos a largo plazo (Azimi et al., 2018).

El hecho de que la ϵ -Policaprolactona se degrade lentamente en el cuerpo es beneficioso para aplicaciones médicas, ya que permite que los implantes fabricados con este polímero cumplan su función durante un período prolongado antes de descomponerse de manera controlada. Además, esta degradación gradual a lo largo del tiempo puede ser ventajosa en el contexto de la regeneración ósea y otras aplicaciones biomédicas, ya que brinda tiempo suficiente para que el tejido circundante se adapte y se recupere.

Otra característica relevante es su potencial de reabsorción y degradación intracelular, lo que significa que las células del cuerpo pueden participar en el proceso de degradación de la ϵ -Policaprolactona. Esto puede ser especialmente valioso en aplicaciones médicas donde se busca una integración óptima del material con el tejido circundante.

En resumen, la capacidad de la ϵ -Policaprolactona para degradarse lentamente en condiciones fisiológicas, su potencial de reabsorción y degradación intracelular, y su uso en implantes óseos a largo plazo la convierten en un material prometedor en el campo de la medicina y la ingeniería de tejidos.

1.3 Tecnología aditiva

La Sociedad Americana de Materiales y Pruebas (ASTM, por sus siglas en inglés) define la tecnología aditiva como un proceso para unir materiales y crear modelos tridimensionales a partir de datos obtenidos en modelos de tres dimensiones, utilizando una conformación capa a capa (ASTM International, 2012). Esta definición distingue a la tecnología aditiva de las tecnologías sustractivas, que remueven material para crear objetos. El concepto de tecnología aditiva se ha convertido en un pilar importante en la fabricación moderna desde su desarrollo inicial por Charles Hull en 1986.

Una de las características más notables de la tecnología aditiva es su capacidad para crear prototipos personalizados en serie utilizando una variedad de materiales. Esta flexibilidad ha impulsado su crecimiento significativo, y se espera que el mercado alcance un valor de 5000 millones de dólares para el año 2020 (Barazanchi et al., 2017).

A pesar de los avances en la tecnología aditiva a lo largo de las décadas, persisten desafíos importantes. Uno de los desafíos clave es la obtención y conversión de datos en imágenes legibles por las máquinas, lo que puede generar incertidumbre en los patrones de diseño y, por lo tanto, en la calidad de las piezas fabricadas. Además, la obtención de prototipos repetibles ha sido un desafío, ya que existen diversos métodos de fabricación aditiva.

Sin embargo, es importante destacar que muchos de estos desafíos están siendo superados. La expiración de las primeras patentes en tecnología aditiva ha permitido un mayor acceso a diversas tecnologías y mejoras en la fabricación de prototipos, piezas y modelos (Barazanchi et al., 2017). La tecnología aditiva ha experimentado un crecimiento impresionante y ha desempeñado un papel crucial en la fabricación moderna. Aunque persisten desafíos técnicos, se espera que su continua evolución y la disponibilidad de diversas tecnologías sigan impulsando avances en este campo en constante desarrollo.

1.3.1 Impresora 3D

Una impresora 3D con operación de inyección de polímero consta principalmente de una placa de impresión que actúa como superficie de impresión. Esta placa se complementa con un cabezal de impresión que se encarga de moverse en los ejes XY, así como en el eje Z, gracias a sus respectivos motores. El movimiento dentro del cabezal lo ejecuta el inyector, que tiene la responsabilidad de fundir el filamento utilizando una resistencia y darle la forma deseada durante el proceso de impresión.

Para controlar y operar la impresora 3D, generalmente se requiere una conexión, que suele ser USB, para cargar el modelo 3D que se desea imprimir o para conectar la impresora a una computadora. Algunas impresoras, para mayor comodidad, cuentan con acceso a memorias microSD que almacenan los modelos a imprimir. Las condiciones de impresión pueden configurarse de diversas maneras. Algunas impresoras disponen de un panel de control que permite definir temperaturas y velocidades de impresión, lo que influye directamente en la calidad del resultado final. En general, estas impresoras cuentan con su propio software para traducir el archivo de diseño en un lenguaje comprensible para la impresora. Por otro lado, algunas impresoras 3D se conectan directamente a una computadora, desde donde se controlan todas las condiciones necesarias para la impresión.

El requisito principal para llevar a cabo una impresión en tres dimensiones es el filamento del material que se inyectará para dar forma al objeto. Este filamento, por lo general, se encuentra en cartuchos específicos para cada modelo de impresora. Sin embargo, en impresoras más experimentales, se puede trabajar con cualquier tipo de filamento, ya sea fabricado de forma casera a partir de gránulos de polímero extruido o mediante la adquisición de cartuchos específicos. El diámetro típico de un filamento de impresora es de aproximadamente 1,75 mm, aunque existen impresoras que pueden utilizar filamentos de mayor grosor.

Además del filamento, se necesita el diseño del objeto a imprimir, que se crea utilizando programas de diseño asistido por ordenador (CAD) o programas de modelado 3D. Este diseño debe estar en un formato reconocible por la impresora para poder ser impreso correctamente.

Las condiciones de impresión varían según el material que se va a imprimir. Por ejemplo, el PLA, uno de los materiales más utilizados en la impresión 3D, tiene una temperatura de fusión de alrededor de 170.8°C (Mark, 2009), y algunas investigaciones emplean temperaturas de impresión de alrededor de 200°C (Gregor et al., 2017). Por otro lado, la Policaprolactona tiene una temperatura de fusión mucho más baja, alrededor de 57.5°C (Mark, 2009). Los estudios pueden utilizar temperaturas de impresión que varían desde 100°C hasta 150°C, dependiendo de los requisitos del material y el objeto a imprimir (Ortega et al., 2019). Estas temperaturas son cruciales para asegurar que el material se funda adecuadamente y se adhiera correctamente durante el proceso de impresión.

1.3.2 Ingeniería de tejidos

La ingeniería de tejidos se define como una rama interdisciplinaria de la ciencia que abarca áreas de la biología, ciencia de materiales, ingeniería mecánica, química y medicina. Su

objetivo principal es generar la reparación o reconstrucción, ya sea parcial o total, de tejidos en el cuerpo humano. Este campo cobra cada vez más relevancia debido a la tendencia de envejecimiento gradual de la población mundial, lo que resulta en un aumento de la demanda de soluciones para suplir el déficit de tejidos (Han et al., 2020).

Para abordar esta necesidad, la ingeniería de tejidos emplea una combinación de conocimientos de cultivo celular, diseños tridimensionales y factores de crecimiento. Estos elementos se utilizan para crear sistemas complejos que involucran biomateriales y células, y se pueden seguir tres estrategias principales:

- **Sistema material con células:** En esta estrategia, las células se introducen en el material que se utilizará para la regeneración del tejido. Cuando este material modificado con células se implanta en el cuerpo del paciente, favorece la regeneración del tejido dañado.
- **Inserción de células:** En este enfoque, se introducen células, como las células madre mesenquimales, en el área donde se necesita la regeneración del tejido. Estas células tienen la capacidad de diferenciarse en diversos tipos de células del tejido objetivo, promoviendo así la regeneración.
- **Biomateriales para integración de tejidos:** Esta estrategia se basa en el uso de biomateriales diseñados para favorecer la integración de los tejidos circundantes. Estos biomateriales actúan como andamios que facilitan la regeneración de los tejidos dañados (Han et al., 2020).

A lo largo de las últimas tres décadas, se han realizado avances significativos en la búsqueda de soluciones para mejorar los defectos óseos. Los métodos más antiguos involucraban el uso de implantes de materiales como metales para fijar los tejidos óseos dañados. Sin embargo, estos enfoques tenían limitaciones, como la necesidad de

extracción quirúrgica posterior al proceso de recuperación o la movilidad limitada debido a la presencia del material en el cuerpo.

Otras alternativas incluían el uso de aloinjertos, que presentaban una alta tasa de contaminación y rechazo, y los autoinjertos, que requerían una lesión previa para intentar regenerar la lesión principal (Koons et al., 2020). La ingeniería de tejidos es un campo en constante evolución que busca abordar la creciente demanda de soluciones para la regeneración de tejidos en el cuerpo humano. La combinación de biomateriales, células y diseños tridimensionales ofrece múltiples enfoques para lograr este objetivo y mejorar la calidad de vida de las personas que enfrentan defectos óseos u otras afecciones relacionadas con los tejidos.

1.3.3 Andamios

Los "andamios" o Scaffolds en el contexto de la ingeniería de tejidos se refieren a la construcción de un biomaterial tridimensional que cumple una función fundamental como plantilla para la formación de diversos tipos de tejidos. Estos andamios se utilizan como una especie de sustrato en el cual se pueden sembrar células y, en algunos casos, se introducen estímulos celulares para promover un mayor crecimiento celular a lo largo de la estructura. Este proceso generalmente comienza *in vitro*, donde las células se cultivan en el andamio para sintetizar tejidos específicos. Una vez que los tejidos han crecido lo suficiente en el andamio, este se implanta en el sitio del cuerpo donde se requiere, como en casos de lesiones, ausencia de tejido o mutilación.

Uno de los aspectos clave de estos andamios es que están diseñados para degradarse de manera controlada en condiciones fisiológicas una vez que se han implantado en el cuerpo. Esta degradación gradual del biomaterial permite que el tejido regenere y ocupe el espacio donde antes estaba el andamio, facilitando así la recuperación y la reconstrucción de tejidos dañados o perdidos (O'Brien, 2011). Los andamios en la ingeniería de tejidos

desempeñan un papel esencial al proporcionar un entorno de soporte para el crecimiento y la regeneración de tejidos, y su capacidad para degradarse de manera controlada los convierte en herramientas valiosas para la restauración de tejidos en el cuerpo humano.

1.3.4 Ensayos con policaprolactona

En la ingeniería de tejidos, los ensayos que emplean policaprolactona (PCL) para crear modelos en tres dimensiones se dividen principalmente en dos corrientes de diseño. Estas corrientes representan enfoques distintos para la fabricación de estructuras tridimensionales con policaprolactona, el primero es de electrohilado, el cual consiste en la disolución del material en un solvente para ser inyectado por una aguja cargada eléctricamente y generar una estructura tridimensional sólida posteriormente, el otro método es mediante impresión 3D.

La policaprolactona (PCL) es uno de los materiales más ampliamente empleados en la ingeniería de tejidos. Según la herramienta de búsqueda de artículos científicos Scopus¹, los primeros informes sobre el uso de la PCL en ingeniería de tejidos datan del inicio del siglo XXI. El primer registro sobre este tema se encuentra en un documento de conferencia en 2002, pero el primer artículo científico se publicó en agosto de 2003 (Rohner et al., 2003).

En este artículo, se llevaron a cabo ensayos in vivo en cerdos (un total de 16 cerdos) con el propósito de explorar la posible aplicación de la PCL en la ingeniería de tejidos. En el experimento, se crearon defectos en los cráneos de los cerdos con un área de 20 x 20 mm. Luego, se implantaron andamios con un diseño de 20 x 20 x 2 mm, utilizando la técnica de

¹ Para más información visitar: <https://www.scopus.com/home.uri>

electrohilado. Estos andamios se diseñaron con una distribución de fibras a 0°, 60° y 120° con una porosidad del 65%.

Los cerdos se dividieron en tres grupos. En el primer grupo, se crearon los defectos en el cráneo, pero no se aplicó ningún tratamiento adicional. En el segundo grupo, solo se implantó el andamio de PCL. En el tercer grupo, se introdujo el andamio junto con células madre mesenquimales de médula ósea. Tres meses después de la implantación, los cerdos fueron sacrificados y se evaluaron los resultados.

Los hallazgos revelaron que, en el segundo grupo, donde solo se implantó el andamio de PCL, se observó una reconstrucción ósea del 4.5%. En contraste, en el tercer grupo, donde se introdujeron las células madre mesenquimales junto con el andamio, se evidenció un crecimiento óseo del 14.1%. Esto sugiere un efecto positivo de las células osteogénicas en la regeneración ósea en presencia de los andamios de PCL. Sin embargo, se señaló la importancia de realizar ensayos a más largo plazo para evaluar completamente la viabilidad y eficacia de los andamios de policaprolactona en implantes destinados a corregir defectos óseos. Estos primeros estudios sentaron las bases para investigaciones posteriores en el campo de la ingeniería de tejidos con el uso de PCL como material para regeneración ósea (Rohner et al., 2003). En la actualidad hay más de 1051 artículos, con un crecimiento exponencial desde el año 2011, 883 (el 84%) correspondían a artículos y 121 (11,5%) corresponden a artículos de revisión (Elsevier, 2023).

Los ensayos más recientes en el campo de la ingeniería de tejidos han arrojado resultados altamente prometedores al emplear aleaciones de policaprolactona (PCL), como se evidencia en el estudio de Yazdanpanah et al. (2023). Este estudio se enfocó en la producción de tejido óseo trabecular o "esponjoso" utilizando andamios fabricados con una aleación que consta de un 70% de policaprolactona y un 30% de nanohidroxiapatita.

Los andamios fueron diseñados con unas dimensiones de 10 x 10 x 3 mm y una configuración de capas dispuestas en ángulos de 0 a 90 grados. El tamaño del filamento inyectado fue de 0.5 mm, y el espaciado entre filamentos se mantuvo en 1 mm. El relleno de los andamios representó el 80% de su estructura total, y se aplicó una temperatura de inyección de 120°C durante su fabricación. La porosidad de los andamios varió entre el rango del 40% al 70%.

Para evaluar las propiedades mecánicas de estos andamios, se utilizaron pruebas de compresión con una celda de 5 kN, siguiendo la norma ASTM D695 (ASTM International, 2016), y se midió el esfuerzo a una deformación del 75%. Los resultados revelaron valores de módulo elástico que oscilaron entre 14 y 165 MPa, así como puntos de fluencia que variaron de 0.9 a 10 MPa. Estos valores indican un alto potencial de aplicación para sustitución de tejido óseo trabecular. Esta investigación demuestra que las aleaciones de PCL y nanohidroxiapatita son prometedoras para la creación de andamios que pueden utilizarse en la ingeniería de tejidos, específicamente en la regeneración de tejido óseo trabecular. Los resultados sugieren que estos andamios pueden soportar cargas mecánicas significativas y, por lo tanto, tienen un potencial considerable en aplicaciones biomédicas.

Una aplicación adicional que se ha explorado en el ámbito de la ingeniería de tejidos es la elaboración de andamios utilizando aleaciones de policaprolactona e hidrogel (Zhang et al., 2023). Esta aplicación específica tiene el propósito de tratar defectos óseos que se han infectado, lo que podría ser especialmente beneficioso para heridas abiertas causadas por accidentes y otras lesiones traumáticas. Esta innovación puede tener un impacto significativo en la prevención de amputaciones de miembros y en la mejora de la calidad de vida de los pacientes.

En este enfoque, se han incorporado nanopartículas de sílice mesoporosa junto con un fármaco en el andamio de policaprolactona. Esto se hace con el fin de proporcionarle al

andamio la consistencia necesaria para abordar las deformidades óseas, promover la regeneración del tejido óseo y estimular la osteogénesis (el proceso de formación de tejido óseo nuevo). Además, se utiliza un hidrogel cargado con una mezcla de ácido hialurónico, carboximetilquitosano y antibiótico (vancomicina) para llenar los poros del andamio. Este enfoque resulta en la creación de un compuesto bifuncional.

Por un lado, el compuesto ayuda a reducir y controlar la infección gracias a la presencia del antibiótico, lo que es crucial en casos de defectos óseos infectados. Por otro lado, el compuesto promueve la osteogénesis, que es esencial para la formación de nuevo tejido óseo, así como la vascularización, que implica el desarrollo de vasos sanguíneos en la zona afectada. Los resultados obtenidos en estudios *in vitro* han sido favorables, lo que sugiere un gran potencial para esta aplicación en la ingeniería de tejidos y la regeneración de tejido óseo en casos de infección.

En el ámbito de la ingeniería de tejidos empleando aleaciones con cerámicos, la mejora de las propiedades de los andamios es un tema de investigación crucial. Un enfoque interesante ha sido la búsqueda de formas de fortalecer las propiedades mecánicas de los andamios compuestos. En un estudio reciente (Najafabadi et al., 2023), se desarrollaron andamios utilizando una aleación de policaprolactona en combinación con vidrio bioactivo y nanocables de alúmina.

Los resultados de este estudio revelaron mejoras significativas en las propiedades mecánicas de los andamios compuestos. Específicamente, se observó un aumento en el módulo de compresión en 40.83 MPa y un aumento en el punto de fluencia en 14 MPa en comparación con los andamios de policaprolactona convencionales. Esto indica una mayor resistencia y capacidad para soportar cargas mecánicas.

Además de estas mejoras en las propiedades mecánicas, este enfoque también logró reducir la hidrofobicidad de los andamios, lo que puede ser beneficioso para su interacción con las células y los tejidos en el entorno biológico. Además, se observó una disminución en la tasa de degradación del polímero, lo que sugiere una mayor durabilidad y estabilidad de los andamios compuestos.

Estos avances en la mejora de las propiedades de los andamios son fundamentales para su aplicabilidad en la ingeniería de tejidos, ya que permiten la creación de estructuras más robustas y efectivas para el crecimiento y regeneración de tejidos en entornos biológicos.

Además de las aplicaciones mencionadas anteriormente, se han llevado a cabo investigaciones relacionadas con el tratamiento de la osteoartritis de la rodilla (Abdelhamid et al., 2023). Esta afección, que puede ser causada por traumas o el proceso de envejecimiento, afecta el cartílago hialino de la rodilla y puede causar dolor y discapacidad significativos.

En un estudio específico, se emplearon andamios fabricados a partir de policaprolactona con el propósito de mejorar la calidad del cartílago hialino en la rodilla. Estos andamios se diseñaron para imitar la matriz ósea, proporcionando un soporte tridimensional para las células y promoviendo la regeneración del cartílago dañado.

El seguimiento de este tratamiento se realizó en un grupo de diez pacientes mediante artroscopia, un procedimiento que permite observar durante doce meses y tratar problemas dentro de la articulación de la rodilla de manera mínimamente invasiva. Los resultados obtenidos en este estudio arrojaron datos positivos en comparación con pacientes que no recibieron este tratamiento. Esto sugiere que los andamios de policaprolactona pueden tener un impacto beneficioso en la mejora del cartílago hialino y, por lo tanto, en el manejo de la osteoartritis de la rodilla.

Estos avances en la aplicación de andamios de policaprolactona en el tratamiento de afecciones articulares pueden tener un gran potencial para mejorar la calidad de vida de las personas que sufren de osteoartritis y proporcionar opciones de tratamiento más efectivas en el futuro.

Una aplicación reciente que ha sido objeto de investigación es la posible utilización de la policaprolactona en la regeneración de tejidos dentales. Esta investigación busca mejorar los métodos actuales de reemplazo de piezas dentales, ya que la pérdida dental es una afección común y una de las áreas óseas más afectadas en el cuerpo humano (Shabab et al., 2023).

En este estudio, se llevaron a cabo pruebas de compresión para evaluar las propiedades mecánicas de los andamios fabricados con policaprolactona. Se observó que el módulo elástico de los andamios variaba en función de los grupos evaluados, con valores de aproximadamente 7,76 MPa, 2,32 MPa y 1,98 MPa.

Estos resultados sugieren que la policaprolactona podría tener aplicaciones prometedoras en la regeneración de tejidos dentales. La capacidad de ajustar las propiedades mecánicas de los andamios hechos con este material podría ser crucial para desarrollar soluciones efectivas en la reconstrucción de piezas dentales y, en última instancia, mejorar la calidad de vida de las personas que necesitan tratamientos dentales.

1.3.5 Tejido óseo

Es un tejido conjuntivo, el cual está compuesto por una matriz- ósea- conformada por materiales intracelulares calcificados, los cuales tienen una composición: 25% agua, 25% fibras proteínicas (colágeno) y 50% sales minerales cristalizadas; incluida la matriz donde hay unas células especializadas separadas entre sí (Universidad de Vigo, 2018)

Los huesos representan aproximadamente el 18-20% del peso corporal humano, y el 99% del calcio en el organismo (Fernandez et al., 2011); entre sus funciones se encuentran (Universidad de Veracruz, 2012):

- Protección de órganos internos.
- Sostenimiento y consistencia del cuerpo.
- Almacenamiento y liberación de minerales, con el fin de evitar un desbalance en el organismo.
- Parte vital en la motricidad del cuerpo.
- Producción de sangre
- Almacenamiento de grasas- por ejemplo- en la medula ósea los triglicéridos.

En el contexto de la estructura de los huesos, existen dos tipos de variedades estructurales importantes (Universidad de Veracruz, 2012). Los huesos del cuerpo humano deben tener la capacidad de resistir esfuerzos tanto de tensión como de compresión para mantener su integridad y función. Según la literatura científica, se han establecido rangos típicos de resistencia para estos dos tipos de esfuerzos en los huesos:

- **Resistencia al esfuerzo de tensión:** Los huesos deben ser capaces de resistir fuerzas de tensión que actúan sobre ellos. La resistencia típica de un hueso a la tensión se encuentra en el rango de 122.9 -175.2 (MPa) (Hajjali et al., 2018). Esto significa que un hueso sano debe ser capaz de soportar la tracción sin sufrir deformaciones excesivas o fracturas.
- **Resistencia al esfuerzo de compresión:** Además de la tensión, los huesos también deben ser capaces de resistir fuerzas de compresión, como las que se experimentan al soportar peso o al recibir una carga de compresión. La resistencia típica de un hueso a la compresión se encuentra en el rango de 102.7 - 111.3 MPa (Hajjali et al., 2018). Esto asegura que los huesos puedan soportar la carga sin colapsar, propiedad natural de los invertebrados.

2. Materiales y métodos

2.1 Impresión 3D

Durante la revisión bibliográfica, se constató que existen numerosas configuraciones geométricas para la elaboración de andamios con potencial aplicación en la ingeniería de tejidos, como el electrohilado o *electrospinning*, el inflado de gases, diversas uniones de fibras y el uso de emulsiones, entre otras, dependiendo de las necesidades de la investigación (H. J. Park et al., 2015). Sin embargo, actualmente se está prestando más atención a la tecnología aditiva, que muestra resultados prometedores (Prakasam et al., 2017) Estas geometrías y tamaños pueden variar en función del inyector y la resolución de la impresora.

Para esta esta investigación se utilizó una impresora 3D Snapmaker A350 (Nanshan District, Shenzhen, China). Este equipo cuenta con un único inyector con un diámetro de boquilla de 0,4mm y un área de trabajo de 320 x 350 mm (**Figura 2-1**). Además, posee una resistencia incorporada que permite calentar el lecho hasta una temperatura de 100°C. La temperatura máxima que puede alcanzar el inyector es de 275°C.

Figura 2-1. Lecho de la impresora Snapmaker A350 de PEI.

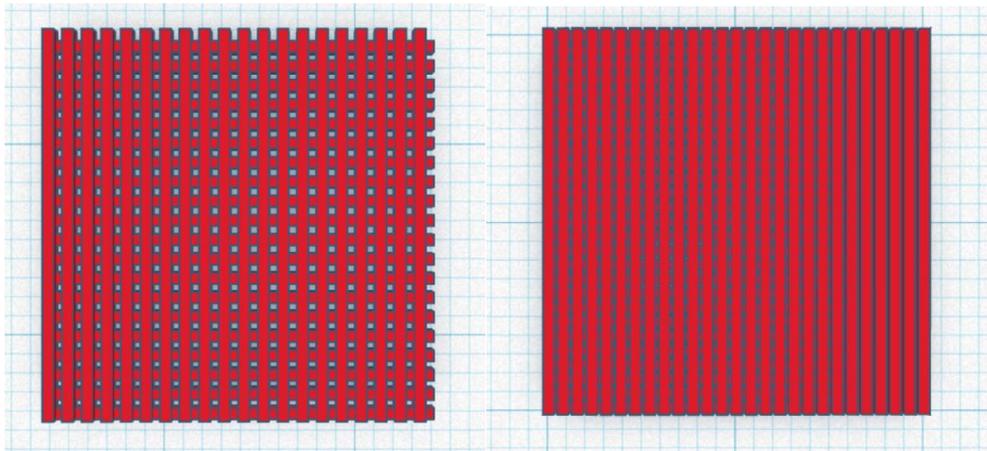


El lecho de impresión 3D de la impresora está fabricado de PEI, o polietilenimina, un polímero termoplástico con una amplia gama de aplicaciones que abarca desde aplicaciones médicas hasta utilidades en materiales (Fahira et al., 2022). Tiene una alta estabilidad térmica y una elevada temperatura de moldeo a partir de los 310°C, muy por encima del límite del inyector (Vallejo et al., 2001). Sin embargo, al imprimir la policaprolactona, se observó una deformación significativa del material impreso en el momento de la separación. Por ello, fue necesario cubrir la superficie de impresión con cinta adhesiva de polipropileno.

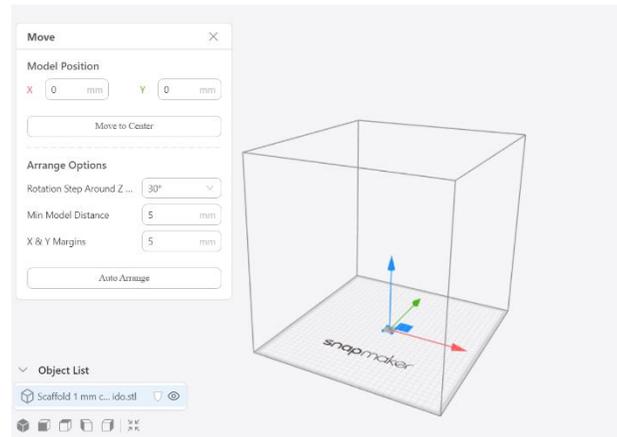
En los ensayos preliminares, se determinó que la resolución mínima de impresión era de 0,5 mm, que es el filamento más delgado que puede producir la impresora, y se mantuvo constante durante todo el experimento del presente trabajo. Las distancias de espaciado entre filamentos se establecieron en tres niveles: 500 μm , 750 μm y 1000 μm . Estos valores son superiores a los informados por (Bao et al., 2012), quienes determinaron un diámetro mínimo de 50 μm , y por (Dong et al., 2017), que establecieron un tamaño mínimo de 300 μm (0,3 mm) para lograr una osteogénesis y un crecimiento celular óptimo. Sin embargo, en estos tamaños se encontró una resolución adecuada durante la impresión.

En cuanto a las conformaciones y geometrías de los andamios, se han reportado diversas estructuras, cilíndricas, cúbicas o tetraédricas, entre otras (Iqbal Mohammed, 2017). Para este proyecto, se adoptó una forma cúbica de 20 x 20 mm y una altura no superior a 1 mm, con un espesor de capa de 0,24 mm. La elección de este diseño se debió principalmente a la necesidad de facilitar la interacción de toda el área del andamio con el entorno y las células suspendidas. El software utilizado para diseñar los andamios fue Autodesk Tinkercad (Autodesk, 1982), un programa de modelado 3D que puede ejecutarse en línea y modificarse en tiempo real. Los diseños pueden observarse en la **Figura 2-2**.

Figura 2-2. Andamio de 0,5mm (Izquierda) y Andamio de 0,25mm (Derecha), ambos diseñados en Thinkercad (Autodesk, 1982). Diseños de elaboración propia del autor.



Una vez diseñada la pieza o andamio, se guarda en un formato de Stereolithography o .stl. Luego, se ajustan los parámetros de impresión del archivo mediante el software Luban Meshmixer (Nanshan District, Shenzhen, China), que convierte el diseño original de un plano a un código legible (**Figura 2-3**). En algunos casos, se realizaron verificaciones para validar los diseños mediante dos programas de código abierto: Slic3r (Roma, Italia) y Ultimaker Cura (Utrecht, Países Bajos).

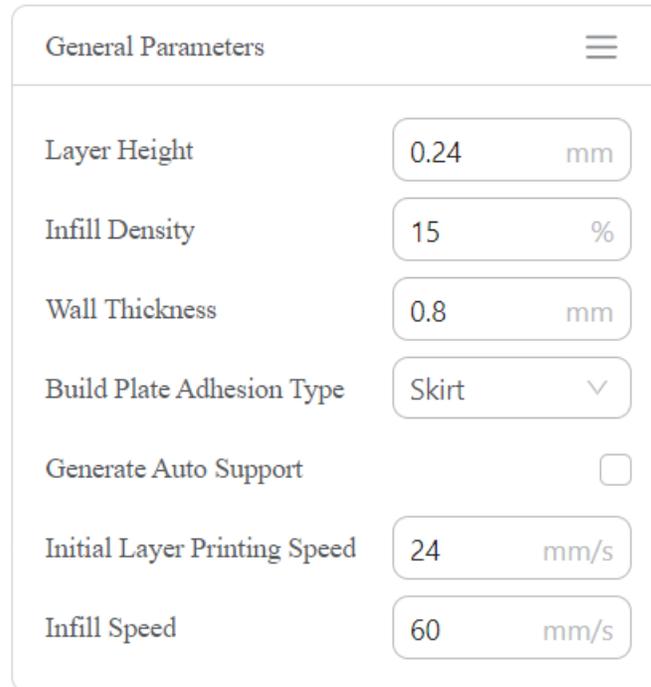
Figura 2-3. Interfaz de trabajo de Snapmaker Luban

2.2 Filamento

El filamento se adquirió a la empresa canadiense Filafab (Toronto, Ontario, Canadá), como se muestra en la **Figura 2-4**. El filamento utilizado era de ϵ Policaprolactona de color natural, con la intención de evitar aditivos que pudiesen ser potencialmente tóxicos para las células. Las condiciones de funcionamiento recomendadas por el fabricante son una temperatura de inyección entre 70-140°C y una temperatura de lecho entre 50-70°C.

2.2.1 Condiciones de impresión:

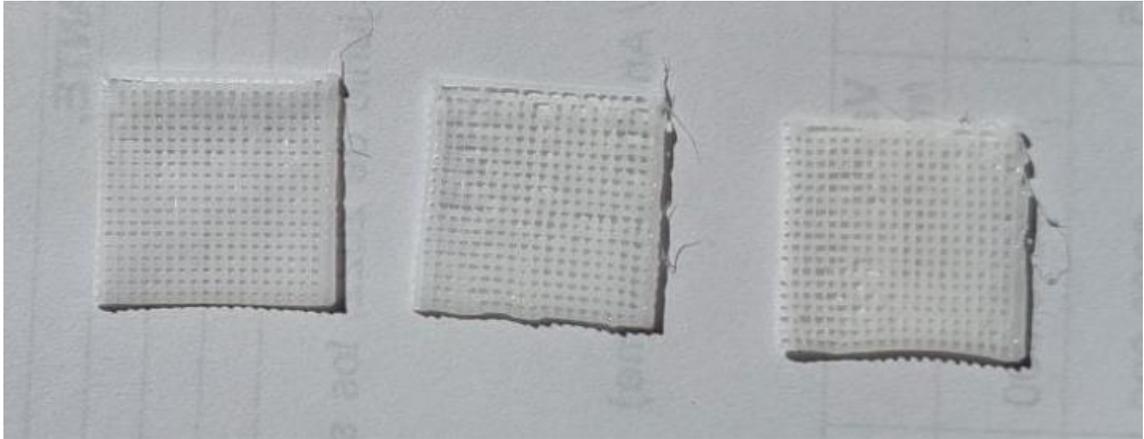
Las condiciones de impresión se establecen utilizando el software Luban Meshmixer (Nanshan District, Shenzhen, China), con un relleno del 15% y velocidades de capa inicial y de relleno de 24 mm/s y 60 mm/s, respectivamente. Las condiciones de impresión se detallan en la **Figura 2-4**.

Figura 2-4. Condiciones brindadas en la interfaz del programa Snapmaker Luban.

| General Parameters | |
|------------------------------|--------------------------|
| Layer Height | 0.24 mm |
| Infill Density | 15 % |
| Wall Thickness | 0.8 mm |
| Build Plate Adhesion Type | Skirt |
| Generate Auto Support | <input type="checkbox"/> |
| Initial Layer Printing Speed | 24 mm/s |
| Infill Speed | 60 mm/s |

Las variables de estudio incluyeron la temperatura de inyección y la temperatura del lecho. La policaprolactona comenzó a ser potencialmente imprimible a una temperatura de inyección 165°C, y se observó una buena resolución a 175°C. Por lo tanto, se definieron temperaturas de impresión de 175°C, 185°C, 195°C y 205°C. Por otro lado, la temperatura óptima del lecho era aquella que permitía la impresión y lograba una adhesión adecuada del polímero a la muestra. Para esta investigación, se establecieron temperaturas de lecho de 70°C, 65°C, 60°C, 55°C y 50°C. En la **Figura 2-5** se muestra un ejemplo de los andamios.

Figura 2-5. Prototipos de andamios de policaprolactona impresos. Fuente: elaboración propia del autor.



2.2.2 Análisis de imagen

Los andamios impresos en 3D que se muestran en la **Figura 2-5** se fotografiaron a nivel microscópico utilizando un microscopio binocular Olympus BX53M (Shinjuku, Tokio, Japón) con aumentos de 4x y 10x. El primero se utilizó para determinar las áreas de separación entre los filamentos bajo diferentes condiciones (**Figura 2-6**). Sin embargo, se optó por utilizar el aumento de 10x para evaluar el tamaño del filamento y sus diferencias. Las imágenes capturadas se digitalizaron y analizaron utilizando el software de análisis de imagen Digimizer (Ostend, Bélgica).

Figura 2-6. Fotografía microscópica de andamio impreso a una temperatura de inyección de 185°C, un lecho de 65°C y un tamaño de poro de 0,5mm en el microscopio con objetivo de 4X. Fuente: elaboración propia del autor.



2.3 Caracterización del polímero

2.3.1 Análisis termogravimétrico

Se utilizó un Mettler Toledo TGA Star[®] (Columbus, Ohio, Estados Unidos) con número de referencia SF/1100/268, que incluye módulos de suministro de gases como aire y nitrógeno. Para realizar el procedimiento, se utilizó el programa Star[®] Software Evaluation (Mettler Toledo, 2015). El método propuesto consiste en una rampa de calentamiento desde 25°C hasta 1000°C en dos etapas.

En la primera etapa, que abarca el intervalo de temperaturas de 25°C a 600°C, la muestra se enfría desde la temperatura ambiente hasta 0°C. Para ello se utiliza una rampa de calentamiento de 30°C/min con un suministro de gases de 50 mL/min. En la segunda etapa, que se extiende da 600°C a 1000°C, se utiliza una rampa de calentamiento de

69,99°C/min y el suministro de aire se mantiene a 50 mL/min. Antes de introducir la muestra en el equipo, se pesa y se coloca en un portamuestras de alúmina.

2.3.2 Calorimetría diferencial de barrido

Para el ensayo en esta investigación se utilizó un Mettler Toledo DSC 1 Star^e System (Columbus, Ohio, Estados Unidos) con número de referencia 500/2722 (Mettler Toledo, 2011). El experimento se basó inicialmente en la norma internacional ASTM D3418 (ASTM International, 2021).

El software empleado fue Star^e Software Evaluation (Mettler Toledo, 2015). Utilizando este software, se diseñó un método que cubre un rango de temperatura entre -60°C y 120°C. El experimento comienza llevando la muestra a -60°C durante 5 minutos, con un flujo de gas (Nitrógeno N₂) de 50 mL/min. Este flujo de gas se mantiene constante durante todo el experimento. A continuación, se lleva a cabo una rampa de calentamiento a una velocidad de 10°C/min hasta alcanzar los 120°C. Una vez alcanzada esta temperatura, se mantienen estas condiciones durante dos minutos antes de enfriar la muestra con una rampa de enfriamiento a -10°C/min. Una vez alcanzada la temperatura de -60°C, se repite el procedimiento. La presión se mantuvo a niveles ambientales durante todo el experimento. El material del portamuestras utilizado es aluminio.

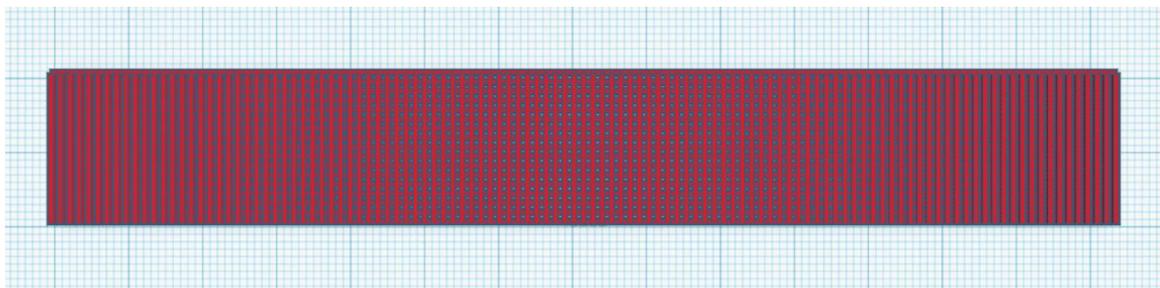
2.4 Pruebas mecánicas

Se realizaron tres tipos de ensayos mecánicos para evaluar el comportamiento mecánico del material y los andamios: tracción, compresión y flexión. Las condiciones en el laboratorio fueron de 22°C ± 2°C y una humedad relativa del 51% ± 5%. Se estableció una distribución tanto para los grupos como para los ensayos; los grupos representan las propiedades generales a evaluar, mientras que los ensayos representan las repeticiones realizadas.

2.4.1 Tensión deformación

Los ensayos se realizaron de acuerdo con la norma ASTM D882-18 *Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting* (ASTM International, 2018).

Figura 2-7. Diseño de película de 0,75mm para ensayos de tensión según la norma ASTM D-882-18 elaborada mediante el programa de diseño Thinkercad (Autodesk, 1982).



Se imprimieron muestras de 14,3 cm de largo y 2 cm de ancho, manteniendo la misma estructura de tamaño de poro que los andamios, como se muestra en la **Figura 2-7**. Se realizaron cinco réplicas para cada temperatura evaluada. El tiempo de impresión varió de 20 a 40 minutos dependiendo del tamaño del poro. La máquina universal de ensayos utilizada para llevar a cabo las pruebas fue una Shimadzu (Kioto, Japón) AG-IS, referencia AG-250kNIS X-V/R 250kN. Se utilizó una celda de carga de 5kN y agarres con superficie rugosa en las mordazas. También se utilizó un módulo de extensómetro.

Para configurar el procedimiento se utilizó el programa Trapezium 2 de Shimadzu (Kioto, Japón, 2006). En este programa se selecciona el tipo de ensayo que se va a realizar y se establece una carga máxima permitida de 500 N. A continuación, se define la longitud calibrada de la muestra, que para el extensómetro es de 10 mm, mientras que la distancia entre las mordazas es de 40 mm. La velocidad de tensión se configuró en 500 mm/min.

Los valores obtenidos a partir del ensayo incluyen carga máxima, esfuerzo máximo, módulo elástico, deformación máxima y punto de ruptura.

Figura 2-8. Montaje de ensayo de tensión empleando maquina universal. Fuente:
Elaboración propia del autor.



Debido a la baja adherencia de las películas, se decidió cubrir el área de agarre de las mordazas con papel para mejorar el agarre efectivo. También se aplicó cinta al módulo de extensómetro para facilitar su movimiento durante la deformación de la muestra. Una vez que montada la muestra, como se observa en la **Figura 2-8**, se realizó la calibración de todos los puntos de medición, incluyendo la carga máxima, el desplazamiento y el

extensómetro. Es importante recordar que el equipo se calibró después de cambiar la celda de carga.

1.4.2. Compresión

El ensayo de compresión se basó en la norma ASTM D695-10: *Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics* (ASTM International, 2016). Se imprimieron los andamios por triplicado y, posteriormente, utilizando la máquina de ensayos universales Shimadzu (Kioto, Japón) se realizaron los ensayos de compresión. Toda la experimentación se realizó con la celda de carga de 5 kN. El procedimiento de prueba comenzó con la aplicación del 90% de la carga total para mantener la integridad de la celda durante el experimento. A continuación, se registraron la altura de la muestra (grosor del andamio) y el ancho de la muestra. La velocidad de compresión se fijó en 1 mm/min. Se registraron tres réplicas para cada grupo de muestras.

Figura 2-9. Andamio en la prueba de compresión antes de introducir el plato (izquierda) y con el plato de compresión (derecha). Fuente: elaboración propia del autor.



Como se muestra en la **Figura 2-9**, el andamio se coloca sobre un plato base que luego entra en contacto con la celda de carga. Para mejorar el área de contacto entre la celda y el andamio, se introdujo un cono de aluminio con un diámetro de 1 pulgada. Las mediciones obtenidas en el experimento incluyeron la carga máxima, el desplazamiento máximo, el esfuerzo y el módulo elástico.

1.4.3. Flexión

El ensayo de flexión evalúa el esfuerzo aplicado perpendicularmente a la longitud natural de la muestra, en este caso, la superficie del andamio. Este ensayo se realizó de acuerdo con la norma ASTM D790-17: *Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials* (ASTM International, 2017). A diferencia de los ensayos previos, se utilizó una celda de carga de 100 N debido a las bajas cargas registradas en los ensayos preliminares. Se planteó un contacto en tres puntos utilizando la máquina universal de ensayos Shimadzu (Kioto, Japón).

En el método de prueba se estableció una velocidad de 1 mm/min y se definieron previamente los valores necesarios para realizar el experimento y el análisis posterior. Se determinó el espesor de la muestra y su anchura se mantuvo en 20 mm. Según la norma ASTM, el soporte inferior debe extenderse al menos un 10% más allá de los puntos de apoyo inferiores para proporcionar un soporte adecuado. Dado que la anchura es de 20 mm, se determinó que la distancia entre los puntos de apoyo fuera de 15 mm, como se muestra en la **Figura 2-10**.

Siguiendo el método desarrollado con el software Shimadzu Trapezium 2 (Kioto, Japón, 2006), se fijó una velocidad de 1 mm/min. Se registraron tres réplicas para cada grupo de muestras. Además, se determinó que el límite de carga sería el 90% de la capacidad de la celda, es decir, 90 N.

Figura 2-10. Prueba de flexión con el montaje de contacto en tres puntos. Fuente: elaboración propia del autor.



2.5. Evaluación de biocompatibilidad del material

La biocompatibilidad del polímero es de suma importancia para determinar su viabilidad en aplicaciones en ingeniería de tejidos. Por esta razón, se llevó a cabo una evaluación de citotoxicidad siguiendo la norma ISO 10993-5: Evaluación biológica de dispositivos médicos (Center for Devices and Radiological Health, 2016). Para realizar esta evaluación, se preparó un medio de cultivo DMEM-F12: Dulbecco's Modified Eagle Medium F-12 (Thermo Scientific, Estados Unidos), al cual se añadió un 10% de suero fetal bovino, el pH debe ser de 7,4.

Para llevar a cabo la evaluación de compatibilidad, se requirió preparar un material de ensayo que cubriera el 10% del área total de una caja de 6 pocillos. Dado que cada pocillo

tiene un área de 9,6 cm², el material de ensayo debía tener un mínimo de 0,96 cm². Primero, se esterilizó el andamio sumergiéndolo en etanol al 70% durante 72 horas y se realizó una prueba de esterilidad durante 48 horas, finalmente antes de su uso se lavó el andamio en PBS 1X. Al mismo tiempo, se llevó a cabo un cultivo celular utilizando células de la línea L929, y se verificó la confluencia celular antes del ensayo. Dado que estas células son adherentes, se preparó tripsina con una solución de PBS 1X para el proceso de desprendimiento.

Se llevó a cabo un tipo de ensayo de biocompatibilidad especificado en el apartado 8.4 de la norma ISO, utilizando gel de agarosa para crear un entorno de difusión. El procedimiento consistió en lo siguiente: primero, se sembraron células confluentes en cajas de seis pozos y se dejaron incubando a 37°C con una concentración de CO₂ del 5% durante 24 horas. Al día siguiente, después de verificar la adhesión celular, se retiró el medio antiguo y se agregó una mezcla de medio suplementado con agar al doble de concentración (2X), con una concentración final del 2% de agar, para obtener una solución final 1:1 con concentración 1X de medio con agar al 1%. Luego de compactar el agar, se introdujo la policaprolactona en tres pozos, mientras que otros dos pozos se utilizaron como controles positivos al agregar una solución de Tritón al 0,5% v/v con 25 µL, y se dejaron células sin tratamiento como control negativo. Esta configuración se incubó nuevamente durante 24 horas.

Después de este período, se retiraron los materiales, se realizó un lavado con PBS 1X y se agregó una solución de MTT (bromuro de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolio) a una concentración de 0,5 mg/mL. La mezcla se incubó durante 3 horas y finalmente se llevó a cabo una evaluación cualitativa (visual) del comportamiento celular. Este ensayo permitió determinar la actividad metabólica de las células.

3. Resultados y discusión

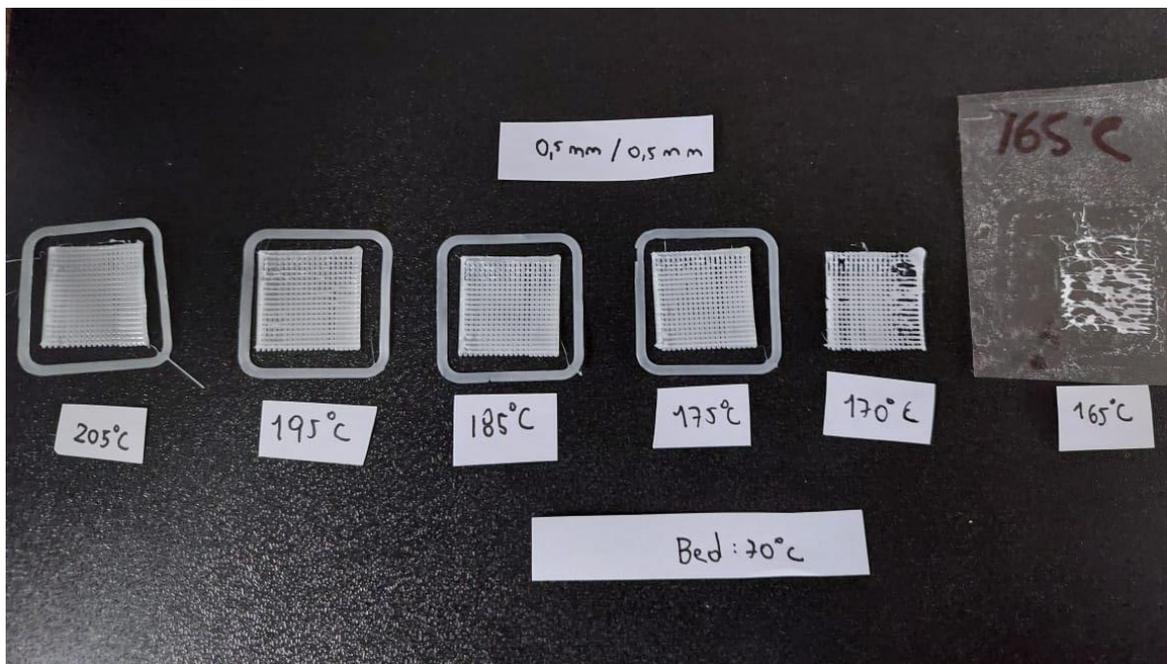
3.1. Análisis filamento y delimitación de variables de impresión

Al iniciar la investigación, se procedió a adquirir un filamento de ϵ - Policaprolactona con un espesor de 1,75 mm. Este filamento era completamente natural, sin ningún tipo de aditivo. Sin embargo, se encontró que la temperatura de impresión adecuada no coincidía con las variables de impresión determinadas por las propiedades del polímero ni con lo que la mayoría de la literatura reportaba. Dado que la ϵ - policaprolactona es un éster alifático, su temperatura de fusión es aproximadamente de 70°C (Mark, 2009), por lo tanto, cualquier temperatura superior en el dado podría generar un moldeo e inyección. Además, en un artículo de optimización de las condiciones de impresión del filamento, Sodupe-Ortega y otros determinaron una temperatura objetivo para sus investigaciones en el rango de 80°C a 140°C, con intervalos de salto de evaluación de 20°C (Sodupe Ortega et al., 2019).

Contrastando esta información, se encontró otro artículo en el que se trabajaba con la policaprolactona en datos de impresión a temperaturas superiores a 140°C. Este es el caso del trabajo realizado por Guerra y otros, donde se analizaron diferentes factores de impresión y se llegó a una temperatura de impresión de hasta 250°C con resultados óptimos de resolución con respecto al diseño CAD (A. J. Guerra & Ciurana, 2018). Esto brindó a la investigación la oportunidad de evaluar la resolución de la impresora en relación con la temperatura del inyector.

Siguiendo con lo mencionado anteriormente, se hacía necesario realizar un análisis termogravimétrico y de calorimetría diferencial de barrido. Esto se debía a que las condiciones de trabajo reportadas por el proveedor (se pueden ver en el **Anexo 1**) estaban en el rango de 70°C a 140°C. Lamentablemente, después de intentar imprimir el andamio a estas temperaturas, no se lograba una impresión exitosa. Por esta razón y tomando en consideración lo informado por (A. Guerra et al., 2018), donde se reportaban temperaturas de trabajo de impresión a 205°C con el lecho a una temperatura de 25°C (temperatura ambiente), se decidió comenzar a trabajar la impresión a esta temperatura y luego realizar incrementos de 10°C para verificar su resolución, como se muestra en la **Figura 3-1**.

Figura 3-1: Impresiones preliminares de andamios para determinar condiciones de impresión. Fuente: Elaboración propia del autor.



Es importante resaltar que las temperaturas de lecho reportadas por Guerra y otros no pudieron ser replicadas en su totalidad. En primer lugar, la temperatura de lecho no pudo imprimirse a temperatura ambiente (25°C). La adhesión a la superficie resultó ser un desafío, generando aglomeraciones de pedazos de filamento que afectaban la resolución. Además, se presentaba el inconveniente de que el material se destruía al ser retirado, esto

se debía al material del lecho de la impresora en PEI. Su superficie rugosa ocasionaba una extracción rigurosa del material impreso después de completar el experimento. Esto se debía a la baja temperatura de fusión de la policaprolactona y a su gran valor elástico, lo que generaba un aspecto similar a una plastilina caliente sobre la superficie, incluso una vez que el sistema se enfriaba por completo (a temperatura ambiente).

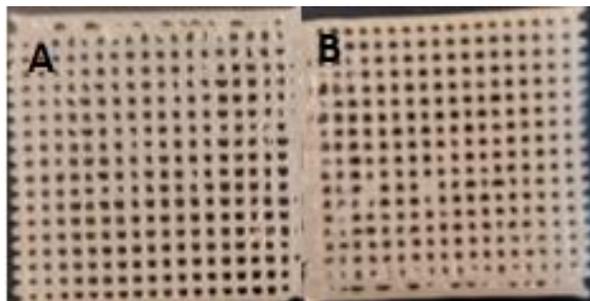
Para abordar este problema, se utilizó cinta adhesiva fabricada con polipropileno, uno de los cinco *comodities* más vendidos. Su valor diferencial radica principalmente en su densidad inferior en comparación con los otros cuatro. Además, su punto de fusión es de aproximadamente 160°C (Maddah, 2016). Su baja porosidad permitía una buena adherencia a la policaprolactona, pero una vez que el polímero se enfriaba, resultaba fácil retirar el material de interés. El lecho resultó ser de gran utilidad para adherir la policaprolactona, especialmente si la temperatura superaba los 45°C. Esto contradecía nuevamente el catálogo proporcionado por Filafab (Toronto, Ontario, Canadá), en el cual se indicaba una temperatura de lecho de 0°C (en referencia a la temperatura ambiente). Inicialmente, se empleó un lecho de 70°C con el fin de favorecer la impresión al acercarse a la temperatura teórica de fusión, como se ilustra en la **Figura 3-1**. Se tomaron saltos de 5°C, comenzando desde 50°C hasta 70°C.

En cuanto a las temperaturas en las cuales el filamento permitía la impresión, se logró establecer un rango de trabajo entre los 175°C y 205°C, como se evidencia en la **Figura 3-1**. A temperaturas inferiores a 175°C, la impresión comenzaba a mostrar baja resolución. Por ejemplo, en la impresión a 170°C, el andamio tenía una forma definida, pero presentaba huecos que afectaban su homogeneidad. Si la temperatura se reducía en cinco grados (hasta 165°C), la impresión del andamio se volvía completamente ilegible. Para incluir esta muestra en el informe junto con las otras, se requirió mantenerla en la cinta adhesiva.

Respecto a la variable de velocidad de impresión reportada por (A. Guerra et al., 2018), que menciona 200 mm/min (3,3mm/s), en el caso de la impresora Meshmixer (Nanshan District, Shenzhen, China), se optó por utilizar el método por defecto proporcionado por la impresora para optimizar la resolución de impresión. Estas condiciones consistieron en

24mm/s para la base, 60mm/s para las capas intermedias y 30mm/s para la última capa. Aunque es posible ajustar la velocidad de impresión directamente en el programa Luban Meshmixer (Nanshan District, Shenzhen, China), el software optimiza automáticamente antes de enviar el diseño a la impresora. Para evaluar las condiciones de velocidad de impresión, se decidió utilizar Slic3r (Roma, Italia). Este programa permite modificar las condiciones de impresión directamente en el código g (código que permite la impresión). Luego, este código se introduce en Luban y se selecciona la opción "generar código" sin realizar modificaciones adicionales. Las impresiones con variaciones en la velocidad de inyección no presentaron cambios sustanciales, ya que la impresora ajusta el sistema para optimizar la impresión, como se puede observar en la **Figura 3-2**. No se pudo determinar una diferencia significativa al comparar con otras velocidades de inyección.

Figura 3-2. Andamios impresos a diferentes condiciones de velocidad. **(A)** Condiciones por defecto de la impresora y **(B)** Condiciones modificadas a 10 mm/s.

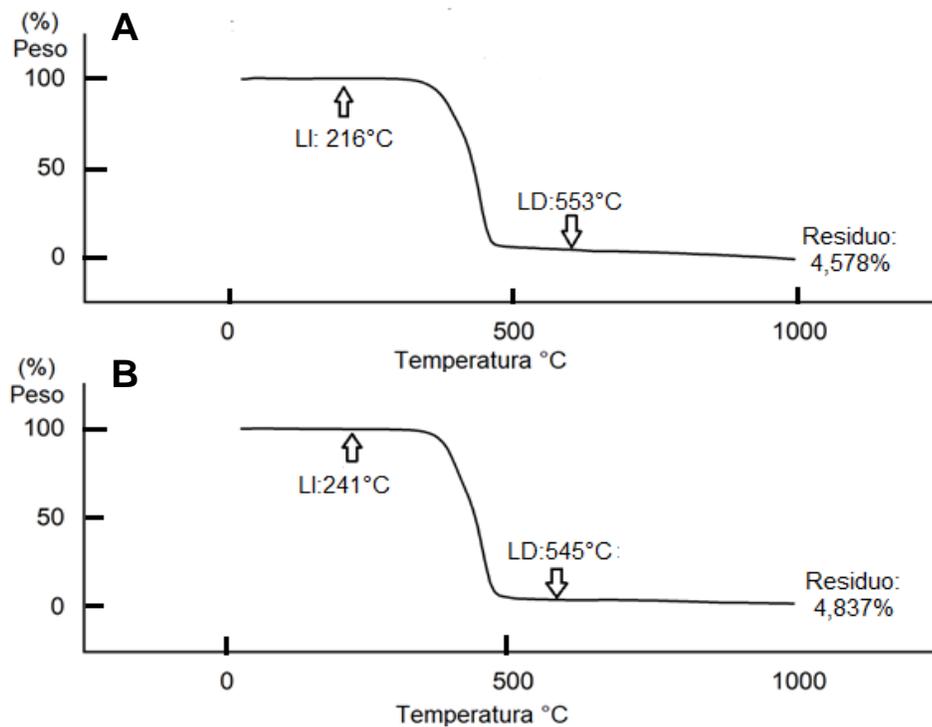


En relación con la condición de relleno durante la impresión, el programa realiza los ajustes correspondientes para ejecutarla. En este aspecto, se observó una situación similar a la de la velocidad de impresión. Se llevaron a cabo dos impresiones de andamios: uno con un relleno del 100% y otro con un relleno del 15% (que es la configuración por defecto de la impresora). Se determinó que la diferencia no resulta sustancial, ya que el primero tuvo una masa de 0,1528 g y el segundo de 0,1539 g. Esta variación se debe principalmente al uso de la fibra más pequeña para imprimir, ya que el diámetro del cabezal del filamento es de 0,5 mm. Por lo tanto, el relleno no es un factor significativo en este caso.

3.2. Análisis termogravimétrico

La termogravimetría es un método utilizado para monitorear la variación de masa de una sustancia en función de la temperatura, lo que permite determinar su comportamiento de degradación ante una fuente continua de energía o transferencia de calor (Earnest, 1984). Con el objetivo de evaluar las propiedades mecánicas del material y analizar el efecto del doble procesamiento del polímero, primero durante su extrusión por el fabricante para obtener el filamento mediante una microextrusora y segundo al emplearse en impresión 3D, pasando por un inyector de la impresora, se llevaron a cabo dos análisis termogravimétricos. Dichos análisis se realizaron en el material de filamento virgen y en el material ya inyectado, utilizando las mismas condiciones de inyección que se emplearon para los andamios a 205°C, que es la temperatura máxima de trabajo en el presente proyecto. Esto permitió determinar si existen efectos al imprimir a temperaturas que superan las operaciones típicas de este material.

Se tomaron dos muestras de policaprolactona: la muestra de filamento virgen con un peso de 15,4 mg y la muestra proveniente del inyector con un peso de 7,2 mg. En ambos casos, se observó un único evento de pérdida de masa. En el caso de la muestra de filamento virgen, la degradación comenzó a una temperatura de 216°C y finalizó a 553°C, dejando un residuo equivalente al 4,578% de la masa inicial. Por otro lado, la muestra inyectada inició su degradación a una temperatura ligeramente superior, 241°C, y concluyó a 545°C, con un residuo del 4,837% respecto a la muestra inicial. El comportamiento de ambas muestras se puede observar en la **Figura 3-3**, lo cual sugiere que, luego de someter el filamento a un procesamiento en un inyector a 205°C, no se observan cambios significativos en la estructura de la policaprolactona ni en su comportamiento de degradación. Para un análisis más detallado, se puede consultar el termograma completo en el **Anexo 1**.

Figura 3-3. Comportamiento termogravimétrico de dos muestras de policaprolactona.

Caracterización del filamento de policaprolactona usando análisis termogravimétrico, en las gráficas se puede ver las líneas de degradación conforme en el eje de las abscisas hay una variación de la temperatura. En la gráfica (A) se puede ver el comportamiento del filamento sin ser procesado y en la gráfica (B) se puede visualizar el comportamiento en el polímero ya procesado en el inyector a temperatura de dado a 205°C

No obstante, con el propósito de contrastar la información obtenida, se encontró que, en algunos casos, como en el estudio realizado por (Lozano-Sánchez et al., 2018a), la temperatura de degradación exponencial (o fin de la etapa de degradación) final fue de 433°C. En el contexto de la experimentación llevada a cabo en este proyecto, se reportaron valores de 460°C para el filamento virgen y 452°C para el material inyectado. Estos valores son ligeramente más altos que los informados en la literatura. En el trabajo de (Lyu et al., 2019), se menciona una temperatura de 440°C, mientras que (Kerman et al., 2005) presenta valores de 430°C con un remanente de 2,85% de polímero no degradado. Por su

parte, (Kováčová et al., 2023) reporta en sus experimentos temperaturas superiores a 450°C para el uso en filamentos. Todos estos hallazgos demuestran que las condiciones y el comportamiento del polímero, aunque muestran un ligero aumento en comparación con el material natural, se mantienen dentro del rango esperado. Es importante considerar que este incremento podría atribuirse al proceso de reprocesamiento al que ha sido sometido el material.

3.3. Calorimetría diferencial de barrido

En la calorimetría diferencial de barrido, se llevaron a cabo dos evaluaciones principales: el punto de fusión y el punto de cristalización o enfriamiento. Sin embargo, en el caso de la temperatura de transición vítrea, no fue posible determinarla debido a que esta se encontraba cercana al límite inferior de temperatura del equipo, que teóricamente estaba alrededor de los -60°C. Se realizaron ensayos tanto para el material inyectado como para el filamento, y los resultados obtenidos se presentan en su totalidad en la **Tabla 1**.

Tabla 1. Resultados de pruebas de calorimetría diferencial de barrido en policaprolactona.

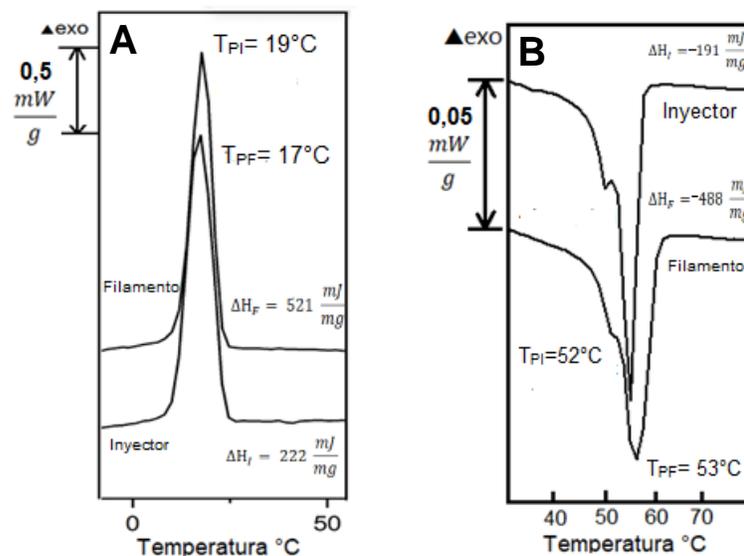
| Punto fusión | | | | | |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|------------------|------------------------------------|
| | T₀(°C) | T_p(°C) | T₁(°C) | ΔH(mJ/mg) | T₁-T₀ |
| Filamento | 20 | 53 | 70 | -488 | 50 |
| Inyector | 28 | 52 | 67 | -191 | 39 |
| Punto cristalización | | | | | |
| | T₀(°C) | T_p(°C) | T₁(°C) | ΔH(mJ/mg) | T₁-T₀ |
| Filamento | 4 | 19 | 30 | 521 | 26 |
| Inyector | 6 | 17 | 28 | 222 | 22 |

T₀= temperatura inicial de pendiente, T_p= Temperatura de pico, T₁= Temperatura final de pendiente, ΔH=Diferencial de entalpía, T₁-T₀= Diferencial de temperaturas.

La muestra de filamento virgen tenía un peso inicial de 9,9 mg, mientras que la muestra de material inyectado pesaba 4,7 mg al inicio del ensayo. En relación al pico de cristalización, se registraron datos de 19°C para el filamento y de 17°C en el material inyectado (**Figura 3-4 A**). Al comparar estos resultados con la literatura, se observa que (Cardoso et al., 2014)

reporta una temperatura de 24,52°C, mientras que (Jiao et al., 2019) menciona 22°C. Además, se encuentran datos más alejados, como el caso de (Pires et al., 2018), quien a condiciones similares de enfriamiento (-10°C) registra un pico de cristalización a 26,6°C. La **Figura 3-4** muestra los resultados completos obtenidos del DSC.

Figura 3-4. Calorimetría diferencial de barrido de la policaprolactona.



Caracterización del filamento de policaprolactona usando calorimetría diferencial de barrido, en las gráficas se pueden ver dos líneas, las cuales hacen referencia en ambas al filamento de policaprolactona ya impreso por inyector (el mismo procesamiento del andamio) al filamento sin ser empleado. En la gráfica (A) se puede ver el comportamiento en la cristalización del material y en la gráfica (B) se puede visualizar el comportamiento en el punto de fusión, la gráfica completa se encuentra en el Anexo 1.

Para el pico del punto de fusión, los valores fueron casi iguales, con 53°C para el filamento y 52°C para el material inyectado (**Figura 3-4 B**). Al comparar estos resultados con la literatura, se encontraron diferencias significativas en los puntos de fusión reportados. Por ejemplo (Lozano-Sánchez et al., 2018b) señalaba un pico de fusión a 71,3°C, mientras que puntos cercanos se observan en estudios como el de (Kerman et al., 2005) que indicaba un pico de fusión de 55,08°C utilizando material de grado analítico. También se encuentra en línea con (Cardoso et al., 2014), quien reporta un punto de fusión a 60°C.

En el caso puntual de las diferencias entre filamento virgen e inyectado, como se puede observar en la **Figura 3-4A**, se puede apreciar un cambio de dos grados en la temperatura de pico de cristalización con respecto al reprocesamiento del material. Sin embargo, este cambio no indica una variación drástica en el comportamiento del material. Es importante recordar que una diferencia menor a 3°C entre las temperaturas no se considera significativa en este contexto. En relación con los diferenciales de entalpía (ΔH), se observa un cambio significativo. Sin embargo, esta influencia es en parte debido a las masas iniciales tomadas al inicio del análisis, que fueron normalizadas al ser divididas por la masa correspondiente de cada muestra: filamento virgen con 9,9 mg y material inyectado con 4,7 mg. Los resultados obtenidos para la cristalización fueron de 52,6 mJ/mg para el filamento y de 49,7 mJ/mg para el material inyectado. Es relevante tener en cuenta que mientras las diferencias no excedan el 18%, no se consideran como significativas.

Con respecto al pico del punto de fusión (**Figura 3-4B**), se puede notar una diferencia de 1°C entre el filamento virgen y el material del inyector. Dado que esta diferencia es pequeña, no se considera significativa. En cuanto a las diferencias en las entalpías, se observa que superan los 300 mJ, pero nuevamente se procede a normalizar los valores utilizando la masa de cada muestra. Los valores calculados fueron de 49,3 mJ/mg para el filamento virgen y de 42,72 mJ/mg para el material inyectado. Estos resultados también están por debajo del rango del 18% de variación permisible, arrojando un porcentaje de diferencia del 13,4%. Esto sugiere que no existen variaciones significativas entre el material virgen y el material una vez procesado. Vale la pena mencionar que la única diferencia notable se encuentra en la **Figura 3-4B**, donde se observa una ligera degradación a los 50°C en el material inyectado. Esta degradación probablemente afecta el diferencial de entalpía y podría haber resultado en una diferencia aún menor en el porcentaje si no hubiera ocurrido esta degradación.

3.4. Impresión del andamio

Luego de saber las temperaturas de inyección usadas: 175°C, 185°C, 195°C y 205°C, con temperaturas de lecho de 50°C, 55°C, 60°C, 65°C y 70°C, se procedió a evaluar la

resolución de la impresora, con el fin de determinar los tamaños de espaciado de filamentos a los que se puede imprimir de manera óptima el andamio, teniendo en cuenta las condiciones mecánicas de la impresora y su límite, además teniendo como punto de partida la hipótesis realizada en el presente trabajo donde había opiniones encontradas con respecto al tamaño de poro adecuado para favorecer un crecimiento celular óptimo, donde valores de poro mayores a 300 μm (0,3mm) proveen un mejor rendimiento (Dong et al., 2017) sin embargo otros autores exponen que el tamaño mínimo para poder crear osteogénesis es de 50 μm (Bao et al., 2012), pero en situaciones específicas, para ello se diseñaron diferentes andamios: 250 μm (0,25mm), 500 μm (0,50mm), 750 μm (0,75mm) y 1000 μm (1mm), los diseños elaborados en Thinkercad (Autodesk, 1982) se pueden ver en la **Figura 2-2** y en el **Anexo 1**.

Las impresiones de los primeros modelos arrojaron que el modelo de 250 μm (0,25mm), aunque se imprimía, no arrojaba una resolución deseada debido a que llegó al límite de capacidad de la impresora, por lo que se decidió partir del diseño inmediatamente superior (500 μm) medida que se utilizó para determinar el efecto de las variables de impresión, que junto con las otras dos variaciones: 750 μm y 1000 μm sería impresas para medición y evaluación de pruebas mecánicas, la impresión de cada andamio tenía la duración aproximada de 5 minutos, en el **Anexo 1** se puede ver la interfaz de la impresora con los tiempos y variables controladas.

3.5. Análisis de imagen

Una vez definidos los diseños de los andamios, se procedió a seleccionar, como se mencionó anteriormente, el diseño con un espaciado de 0,5 mm (500 μm) para ser impreso a diferentes temperaturas. Esto permitió llevar a cabo un análisis de imágenes con el propósito de evaluar las variaciones en el tamaño del espaciado entre los filamentos y cómo estas variaciones afectan las características morfológicas del andamio. El objetivo era determinar el impacto de la temperatura de impresión y del lecho en estas propiedades. Cada temperatura se imprimió en triplicado y dado que se evaluaron cuatro temperaturas de lecho, se imprimieron un total de 60 andamios.

Inicialmente, se contó el número de orificios presentes en cada andamio mediante el uso del software Digimizer (Ostend, Bélgica), tomando como referencia el número de agujeros diseñados en el programa de diseño. Dado que el andamio tenía dimensiones de 20 x 20 mm y un espaciado de 0,05 mm, el número teórico de orificios por columna era 19 en el largo y 19 en el ancho, lo que suma un total de 361 orificios en el diseño ideal.

Luego de medir el número de orificios en cada andamio con el software Digimizer, se realizó un análisis estadístico para calcular el promedio, la desviación estándar, el valor máximo y el valor mínimo para cada temperatura. Utilizando esta información, se empleó un microscopio binocular Olympus BX53M (Shinjuku, Tokio, Japón) para determinar las dimensiones de los orificios en los andamios. En este proceso, se utilizó el objetivo 4x del microscopio. Sin embargo, cada toma fotográfica solo permitía la visualización de hasta 4 orificios en andamios de 0,5 mm (como se ilustra en la **Figura 3-5**). Para los andamios de 0,75 mm se podían ver 2 orificios, y para los de 1 mm, solo un orificio. Además, el software del microscopio generaba una escala de calibración de 200 μm , tal como se presenta en la **Figura 5-10** del **Anexo 2**. Para cada andamio, se tomaron muestras de 20 orificios para medir el área, el perímetro y la distancia entre los puntos más alejados de los orificios.

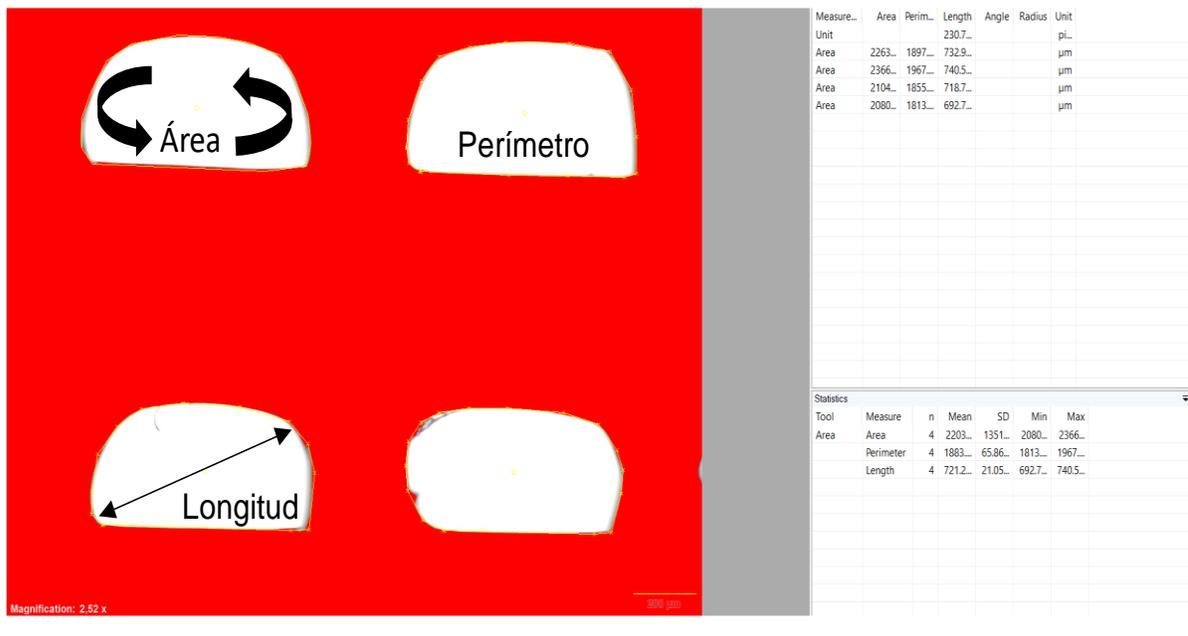
Figura 3-5. Figura de una muestra de andamio impresa a 205°C y 70°C de lecho. Foto tomada por el microscopio binocular Olympus BX53M (Shinjuku, Tokio, Japón).



Como se ilustra en la **Figura 3-5**, esta es la vista de la interfaz en la pantalla del ordenador. En la parte inferior derecha se observa la unidad de medida de calibración, para este caso, con una magnificación de 4x, es de 200 μm . En la parte izquierda se muestra la magnificación real del microscopio al momento de llevar a cabo el ensayo. Una vez que se captura la imagen, se procede a cargarla en el software, donde se realiza una digitalización en binario basada en las medidas previamente estandarizadas y calibradas. Esta binarización permite delimitar las dimensiones de cada uno de los orificios, tal como se puede observar en la interfaz del software Digimizer (Ostend, Bélgica). En esta interfaz, en la parte izquierda, se muestra la imagen procesada, mientras que en la parte derecha se presentan las variables que se requieren para el análisis posterior, como el área, la longitud y el perímetro de los orificios. Estos tres parámetros se explican detalladamente en la **Figura 3-6**.

En la parte inferior de la interfaz del software se proporciona una evaluación estadística que incluye el promedio, la desviación estándar y los límites correspondientes a cada variable medida.

Figura 3-6. Interfaz del programa Digimizer (*Ostend, Belgium*)



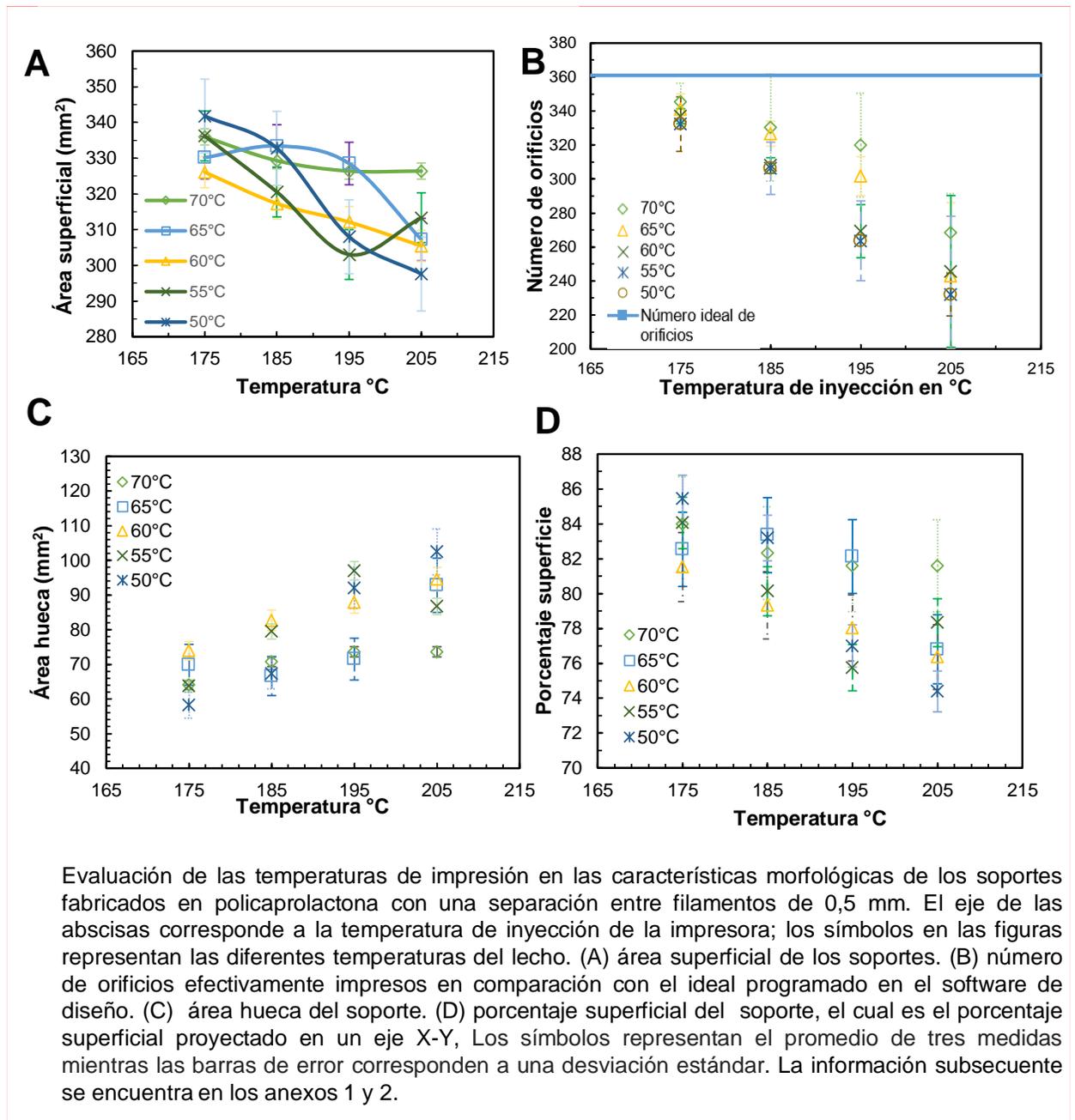
3.5.1 Número de orificios y áreas superficiales

Una vez calculados los promedios generales, se procedió a determinar el área total vacía del andamio. Este cálculo consistió en multiplicar el promedio de orificios de cada una de las temperaturas por el promedio del área de un solo orificio. Además, se sumó a esto el área teórica del espacio ocupado por un andamio completo, que es de 20 x 20 mm, resultando en un área de 400 mm² o 4x10⁸ µm². Restando el área total vacía del área total obtenida, se determinó el área superficial en el plano XY, que corresponde a la parte impresa en el andamio.

Finalmente, se calculó el porcentaje de superficie ocupada por los andamios en función de la temperatura. Esta última variable resulta fundamental, ya que se busca evaluar un

material que podría tener aplicaciones en ingeniería de tejidos, especialmente en tejido óseo, donde las propiedades mecánicas son de suma importancia. Los resultados obtenidos se encuentran reflejados en la **Figura 3-7**.

Figura 3-7. Evaluación del área superficial, temperatura de inyección, área hueca y porcentaje de superficie de andamios con espacio de 0,5mm.



Con relación a los resultados obtenidos, al observar la **Figura 3-7A**, se nota un patrón uniforme de disminución general en el área superficial a medida que la temperatura de inyección aumenta. Sin embargo, este comportamiento varía en función de la temperatura de lecho. A una temperatura de lecho de 50°C, se observa la mayor desviación estándar en comparación con las demás temperaturas de lecho. A esta temperatura, se obtiene el área superficial más grande (341,8 mm²) a una temperatura de inyección baja de 175°C, pero también se obtiene el área más pequeña (298 mm²) a 205°C. La diferencia entre estas dos temperaturas es de 44 mm². Para temperaturas de lecho de 55°C y 65°C, se observa un comportamiento asimétrico y poco predecible: el área superficial disminuye constantemente para temperaturas de 175°C, 185°C y 195°C, pero muestra un ligero aumento a 205°C. En el caso de un lecho de 65°C, el área a 175°C es menor que la de 185°C, seguida de una disminución gradual hasta 205°C.

Conforme aumenta la temperatura de lecho, la desviación estándar tiende a disminuir. Por ejemplo, a una temperatura de lecho de 70°C, la diferencia entre el valor más alto y el más bajo es solo de 9 mm², lo que indica un comportamiento homogéneo y gradual en la disminución del área superficial a medida que aumenta la temperatura. Un comportamiento similar se observa en un lecho de 60°C, aunque la diferencia entre el valor superior e inferior supera los 21 mm². Esto sugiere que el andamio con mejor comportamiento y simetría es el impreso a una temperatura de lecho de 70°C. Las temperaturas de inyección de 175°C y 185°C presentan comportamientos más homogéneos en todas las temperaturas de lecho, en comparación con otras temperaturas de inyección.

Continuando con el número de orificios, se puede observar en la **Figura 3-7B** que los resultados obtenidos a temperaturas de inyección de 175°C y 185°C muestran un comportamiento más cercano al diseño ideal en CAD. Ambos andamios presentan números de orificios más similares a los 361 orificios ideales en comparación con otras temperaturas de inyección y lecho. Por otro lado, el número de orificios es mayor en todas las temperaturas de inyección a una temperatura de lecho de 70°C, lo que indica un mejor rendimiento en esta configuración experimental.

Comparando esta información con las dos primeras figuras, en la **Figura 3-7C** se muestra que una mejor resolución de impresión resulta en un área hueca del andamio más pequeña, pero con un mayor número de orificios. El comportamiento a 175°C es más homogéneo en todas las temperaturas de lecho, seguido por el comportamiento a 185°C. En cuanto a la temperatura de lecho, la desviación estándar es menor a 70°C, aunque esta disminuye gradualmente a medida que la temperatura de lecho disminuye, pasando de 9 mm² a 70°C a 44 mm² a 50°C. Esto indica que las temperaturas de 175°C y 70°C de lecho presentan un comportamiento más cercano a la idealidad.

En lo que respecta al porcentaje de superficie, se observa una tendencia general a la disminución del porcentaje de área proyectada en el plano XY a medida que aumenta la temperatura de inyección. El porcentaje disminuye de 83% a 70°C y 175°C a 74% a una temperatura de lecho de 50°C y una temperatura de inyección de 205°C. Sin embargo, el porcentaje más alto de área superficial se logra a una temperatura de lecho de 50°C con una temperatura de inyección de 175°C, con un 85%. Aunque también se obtiene el valor más bajo registrado, con una diferencia de 21% entre ambos extremos. En contraste, a una temperatura de lecho de 70°C, la diferencia entre el valor más bajo (76% a 205°C) y el más alto es solo del 6%. Esto indica que la configuración con una temperatura de lecho de 70°C y una temperatura de inyección de 175°C presenta el comportamiento más homogéneo en términos del porcentaje de área superficial.

3.5.2. Efecto de las condiciones de impresión

3.5.2.1. Fibra de impresión

La impresión 3D es una técnica que depende de diversos parámetros para lograr la calidad y uniformidad deseada en el modelo. Factores como la velocidad de impresión, el ángulo de inyección del material y la distancia entre el inyector y la superficie de impresión (lecho) son cruciales para determinar la resolución y el tamaño del objeto impreso. La cercanía excesiva del inyector al lecho puede causar problemas como la degradación o deformación del material debido al calor generado por el inyector.

En el caso de los andamios impresos, como se muestra en la **Figura 3.8**, se observa que no tienen una uniformidad homogénea en términos de grosor. En el diseño original, se planteó un grosor de fibra de 0,5 mm (500 μm), pero en la imagen los filamentos inyectados no superan los 300 μm , con un espesor menor en la parte superior en comparación con la inferior. Las fotografías de los filamentos de los andamios se tomaron con un microscopio binocular Olympus BX53M (Shinjuku, Tokio, Japón), utilizando un objetivo de 10X y una longitud calibrada de 100 μm .

Un aspecto relevante que se puede apreciar en la foto es la textura rugosa y ligeramente porosa del filamento. Este aspecto puede afectar la hidrofobicidad del material, lo cual es una consideración importante al intentar introducir células adherentes al material, especialmente en aplicaciones de ingeniería de tejidos (Mirhosseini et al., 2016). Otro factor para tener en cuenta es la influencia directa de la uniformidad de la fibra en el tamaño de los espacios u orificios entre los filamentos.

Por lo tanto, se realizará un análisis para determinar cómo influye la uniformidad de la fibra en el tamaño de los espacios entre los filamentos y cómo estos cambios se relacionan con las variaciones de temperatura del dado y del inyector. Las imágenes adicionales de los filamentos de los andamios se pueden encontrar en el **Anexo 2**.

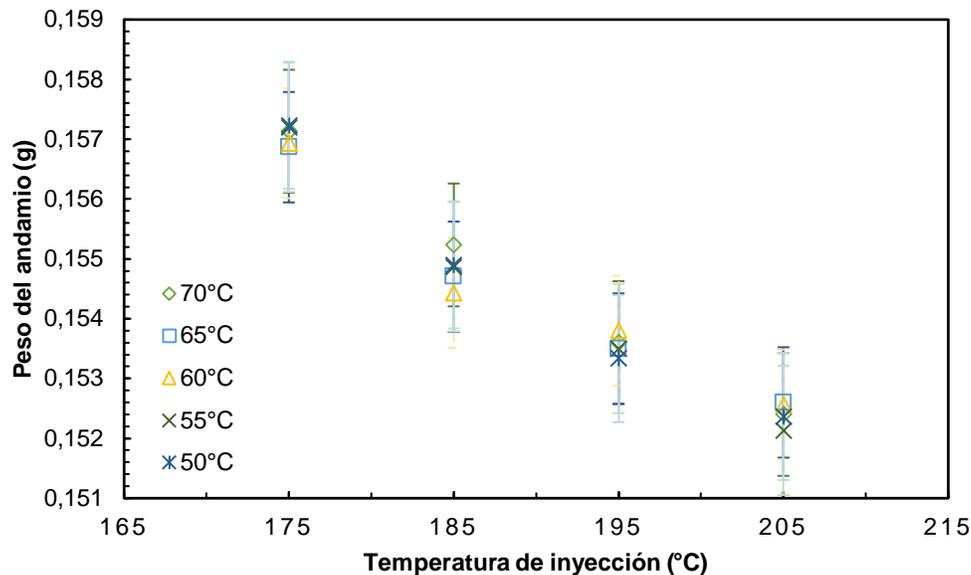
Figura 3-8. Filamento de andamio de 0,5mm y 185°C de inyector.



3.5.2.2. Peso del andamio

Se procedió a registrar los pesos de cada uno de los andamios en triplicado, evidenciando una disminución del peso promedio en relación con el aumento de la temperatura de inyección. Por ejemplo, los andamios pasaron de pesar aproximadamente 0,1572 g a una temperatura de 175°C y lecho de 70°C, a tener un peso de alrededor de 0,1524 g. Los comportamientos a diferentes temperaturas de lecho son similares, lo que sugiere una influencia baja en el peso del andamio. Los resultados de estos registros se presentan en la **Figura 3-9**.

Figura 3-9. Peso del andamio en función de la temperatura de lecho



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en el peso de los andamios, se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando el peso. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección.

Este aspecto puede discutirse con relación a los datos obtenidos en la **Figura 3.7**, donde se observa una ligera tendencia a la disminución del área superficial a medida que aumenta la temperatura de inyección. Además, se nota un comportamiento consistente en el número de orificios: a medida que la temperatura de inyección aumenta, la resolución

disminuye en relación con el factor ideal. En cuanto al área hueca, se observa un aumento, lo que sugiere que el hilo impreso que sale de la boquilla del inyector se vuelve más delgado con el aumento de la temperatura. Esto puede atribuirse a un fenómeno conocido como "Back Flow" o flujo de retroceso (Gilmer et al., 2018), que provoca una pérdida de fluido en los lados del inyector. Esta situación explica los atascos en el motor de la impresora al imprimir a temperaturas elevadas, ya que el filamento procesado se acumulaba en las paredes de los rodillos encargados de empujar el filamento virgen. Este fenómeno puede entenderse mediante la Ley de Hagen-Poiseuille (1838), que permite describir el flujo laminar de un fluido newtoniano no compresible a través de un diferencial de presión.

$$\Delta p = \frac{8\mu LQ}{\pi R^4} \quad \text{Ecuación 1}$$

Entonces

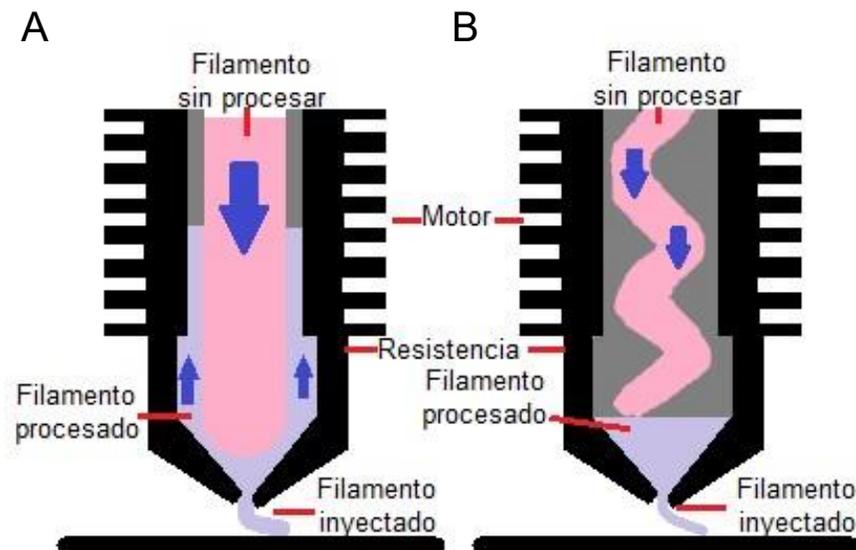
$$Q = \frac{\Delta p \pi R^4}{8L\mu} \quad \text{Ecuación 2}$$

Donde Δp hace referencia a la diferencia de presión entre la boquilla del inyector y el exterior, μ es la viscosidad dinámica del filamento que se convierte un fluido por efecto de la temperatura, L es la longitud del dado, Q es el caudal volumétrico de impresión, el cual tiende a disminuir con el aumento de la temperatura del inyector y R es el radio del inyector, con esto se denota:

- A temperaturas altas de inyección, las viscosidades son más bajas, lo que resulta en una disminución del esfuerzo mecánico. Sin embargo, si las temperaturas son demasiado elevadas, el polímero no solo se funde, sino que también puede llevar a un exceso de llenado del dado, lo que podría resultar en la inundación de partes del inyector que no deben ser alcanzadas por el material, afectando así la resolución del proceso. Este efecto se encuentra ilustrado en la **Figura 3-10 A**.
- Por otro lado, a temperaturas bajas de inyección, se experimenta un mayor esfuerzo mecánico, y el filamento tiende a doblarse debido a que no logra generar la presión necesaria para ser expulsado de la boquilla. Esta es precisamente la razón por la cual no fue posible realizar impresiones a temperaturas inferiores a

170°C. Además, el hecho de que el filamento de policaprolactona fuera altamente moldeable complicaba aún más su impresión en comparación con otros polímeros como el PLA. Este fenómeno se observa en la **Figura 3-10 B**.

Figura 3-10. Efectos de temperaturas muy altas y bajas en el inyector.



Efectos de la temperatura de inyección en la impresión del filamento, **A)** Altas temperaturas de inyección generan retroceso del filamento, **B)** Bajas temperaturas generan deformaciones en el filamento y posterior atascamiento del motor y bajo flujo.

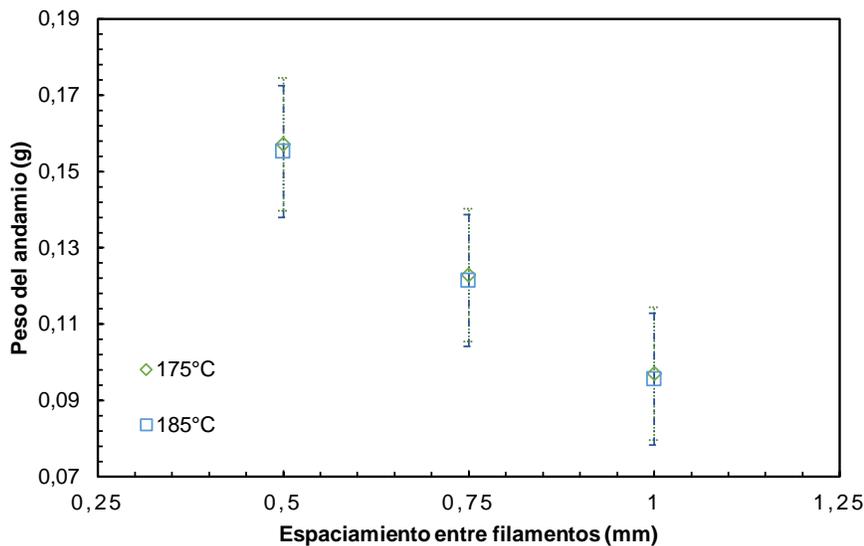
Sumado a lo anterior otro factor que puede afectar la impresión es el efecto viscoelástico en la temperatura de lecho, el cual está relacionado con el modelo de Maxwell, específicamente para fenómenos de fluencia lenta o “Creep” (Amador-González et al., 2021) el cual determina para temperaturas más altas, el polímero inyectado tiende a relajarse, creando el efecto de aumento de área superficial proyectada como se puede ver en la **Figura 3.7** y es la razón por la cual el polímero tiende a aplanarse en la superficie del lecho, sumado a que – en el caso de la temperatura de lecho de 70°C esté muy cerca de su temperatura de fusión. Por otro lado, a temperaturas de 65°C o inferiores su área superficial va a disminuir conforme disminuye la temperatura debido a que se solidifica más

rápidamente, no deformándose tan fácilmente. También cabe resaltar que el efecto del lecho solo se ve afectada la primera capa de impresión.

3.5.2.2.1. Variación de espaciamento

Se tomaron temperaturas altas de lecho (70°C) y se compararon a temperaturas de inyección de 175°C y 185°C, los resultados se pueden ver en la **Figura 3.11**, en ella se puede ver que hay un comportamiento línea entre la cantidad de material extruido (peso del andamio) y el espaciamento entre filamentos, siendo el andamio de 0,5mm el más pesado debido a su mayor densidad de filamentos, mientras que el filamento de 1 mm tiene un peso inferior, reportando valores cercanos en promedio de 1 gramo.

Figura 3-11. Tamaño de espaciamento de filamento en función del peso del andamio.



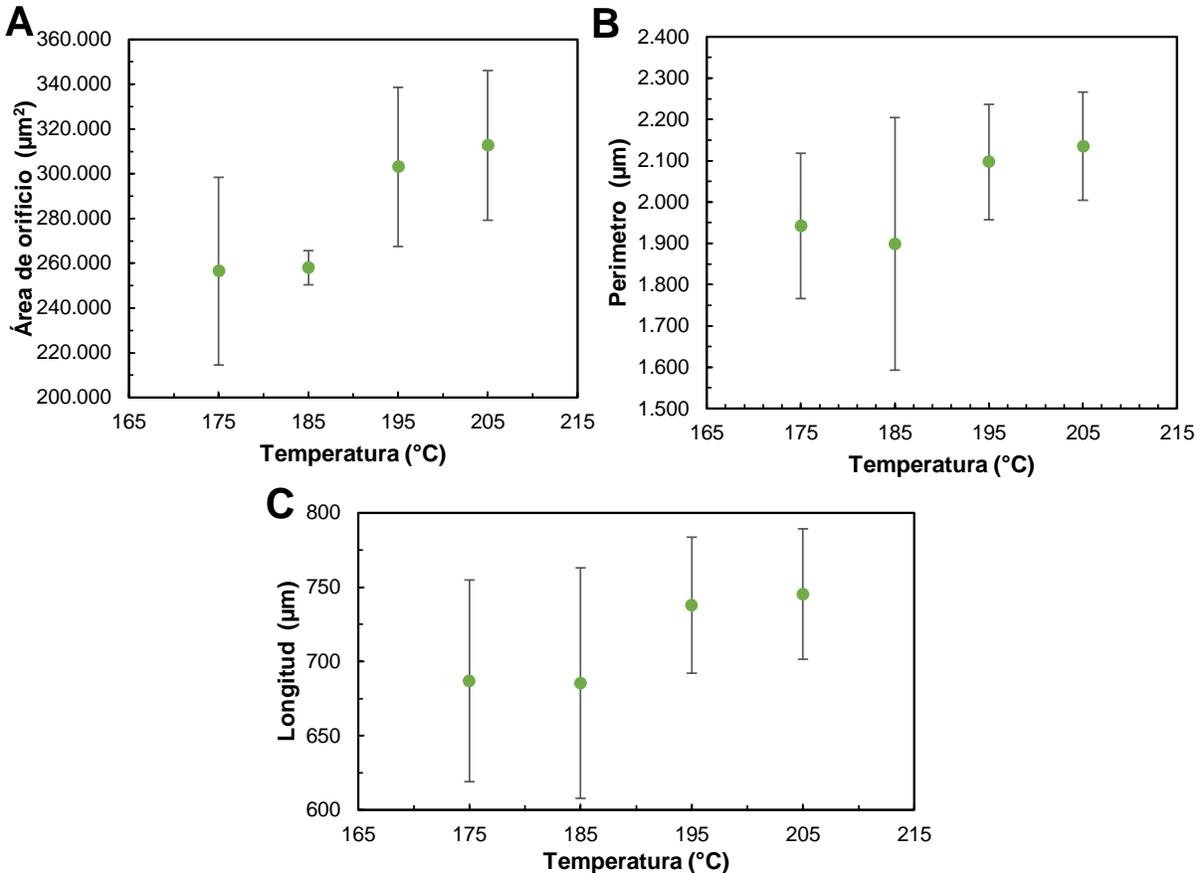
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en el peso de los andamios, se evaluó el comportamiento a diferentes espaciamentos entre filamentos determinando el peso. El eje de las abscisas corresponde al espaciamento entre filamentos

3.5.2.3. Análisis de medidas en temperatura de lecho

Para comprender mejor el efecto de las condiciones de impresión en el área de espaciamiento entre los orificios de los andamios, se realizó un análisis más detallado. Utilizando la herramienta Digimizer (Ostend, Belgium), se calculó el promedio de las áreas, perímetros y longitudes de los orificios para cada temperatura de lecho. Luego, se compararon estos resultados con cada temperatura de inyección, con el objetivo de identificar alguna relación específica que permitiera visualizar cómo la temperatura afecta la resolución de los andamios.

Los resultados de este análisis, realizados en un lecho de 50°C, se presentan en la **Figura 3-12**. Es importante mencionar que, debido al alto número de cifras, las unidades en los datos anteriores se expresaron en milímetros (mm). Sin embargo, para un análisis más preciso y riguroso, se decidió cambiar las unidades en las gráficas a micrómetros (μm) a partir de este punto.

Este análisis permitirá comprender cómo las condiciones de impresión, específicamente la temperatura del lecho y la temperatura de inyección, afectan el tamaño y la uniformidad de los espacios entre los orificios en los andamios impresos. La **Figura 3-12** proporcionará información valiosa sobre cualquier relación que pueda existir entre estas variables y ayudará a identificar las condiciones de impresión que ofrecen el mejor desempeño en términos de resolución y uniformidad de los andamios.

Figura 3-12. Análisis de imagen a lecho de 50°C.

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un lecho a 50°C, **(B)** el perímetro del orificio en una impresión a lecho de 50°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio variando la temperatura de inyección.

Considerando que el área ideal de diseño para el andamio de 500 µm es de 250,000 µm² debido a su conformación cuadrada, en la **Figura 3-12A**, se puede observar que el comportamiento que mejor se ajusta a esta área corresponde a las temperaturas de lecho de 50°C. Específicamente, las temperaturas de lecho de 175°C y 185°C presentan promedios de área de 256,500 µm² y 258,000 µm², respectivamente. Estas temperaturas también exhiben una desviación estándar menor, con valores de 42,000 µm² y 7,600 µm², respectivamente. Por otro lado, las temperaturas de inyección más altas, como 195°C y 205°C, resultan en áreas superiores a los 300,000 µm², excediendo en más de 50,000 µm²

el diseño ideal. Estas temperaturas también muestran una desviación estándar más elevada, superando los 35,000 μm^2 .

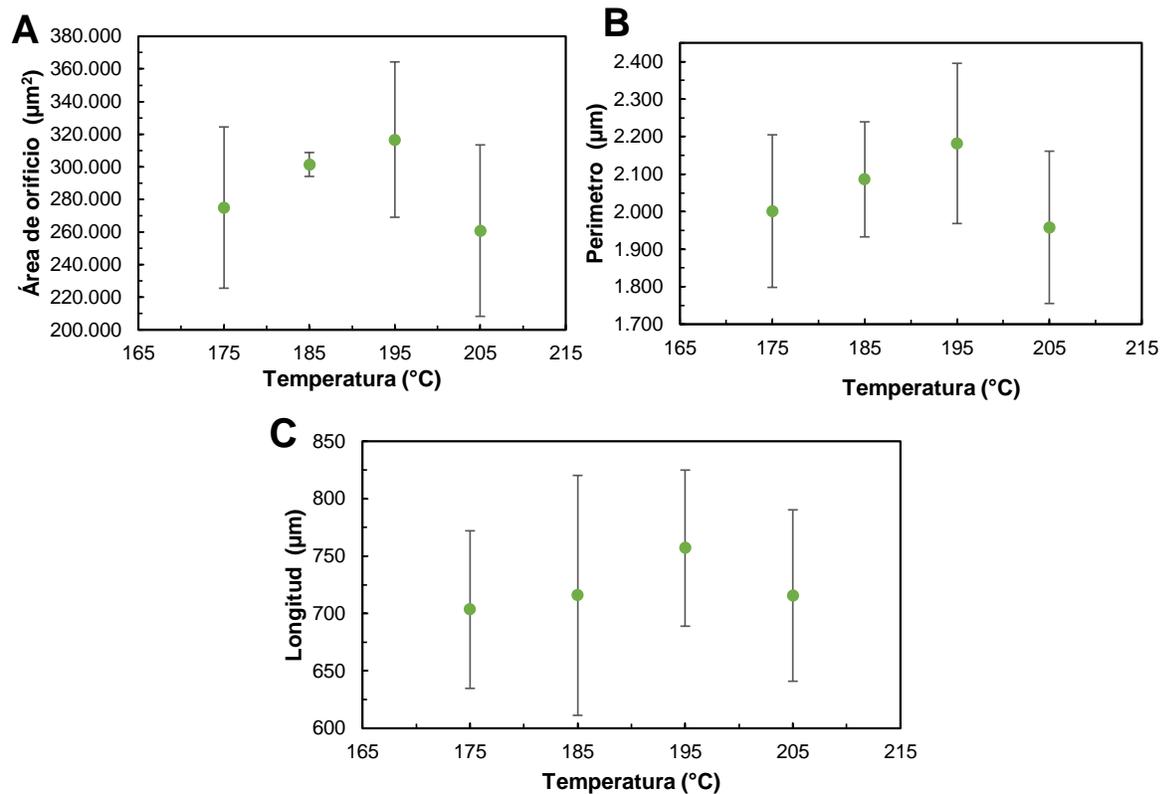
Con respecto al perímetro (**Figura 3-12B**), cuya medida ideal es de 2000 μm , los resultados presentan comportamientos opuestos. Las temperaturas de inyección más bajas obtienen valores cercanos pero inferiores a la medida ideal, con promedios de perímetro de 1,942 μm para 175°C y 1,822 μm para 185°C. Por otro lado, las temperaturas más altas resultan en perímetros superiores a la medida ideal, con promedios de 2,097 μm y 2,135 μm para 195°C y 205°C, respectivamente.

En relación con la longitud (**Figura 3-12C**), teniendo en cuenta que la longitud ideal se determina como la distancia más larga entre dos puntos en el cuadro del hueco o espaciamiento de 500 x 500 μm , se utilizó el Teorema de Pitágoras para calcular que la longitud ideal es de 710 μm . Comparando con los valores obtenidos, se observa que las temperaturas de inyección más bajas, como 175°C con 687 μm y 185°C con 685 μm , presentan longitudes inferiores. Por otro lado, las temperaturas más altas, como 195°C con 728 μm y 205°C con 745 μm , presentan longitudes ligeramente superiores a la medida ideal. La desviación estándar es mayor en las temperaturas más bajas, alrededor de 70 μm , en comparación con las temperaturas más altas, que tienen una desviación estándar alrededor de 43 μm . En resumen, las temperaturas de inyección que más se acercan a la idealidad del diseño son, en primer lugar, 175°C y, en segundo lugar, 185°C. Además, se nota un efecto gradual pero poco significativo en el área del andamio al modificar la temperatura.

Comparando con los andamios impresos a una temperatura de lecho de 50°C, los resultados de los andamios con una temperatura de lecho de 55°C en la **Figura 3-13** muestran un comportamiento más impredecible. Las temperaturas de inyección más bajas presentan resultados más cercanos al área ideal. Por ejemplo, la temperatura de 205°C obtiene un área promedio de 260,000 μm^2 , pero con una desviación estándar superior a los 55,000 μm^2 . Similarmente, la temperatura de 175°C obtiene un área promedio de 274,000 μm^2 con una desviación estándar muy grande de 49,000 μm^2 . En contraste, la temperatura de 185°C tiene un área promedio de 303,000 μm^2 con una desviación estándar menor de 7,500 μm^2 . En cuanto al perímetro (**Figura 3-13 B**), las temperaturas

de 175°C y 205°C obtienen los mejores resultados, con valores cercanos al ideal. La temperatura de 185°C también se acerca mucho al valor ideal. La desviación estándar es similar en todas las temperaturas, alrededor de 200 μm , excepto en 185°C, donde es 50 μm inferior.

Figura 3-13. Análisis de imagen a lecho de 55°C.



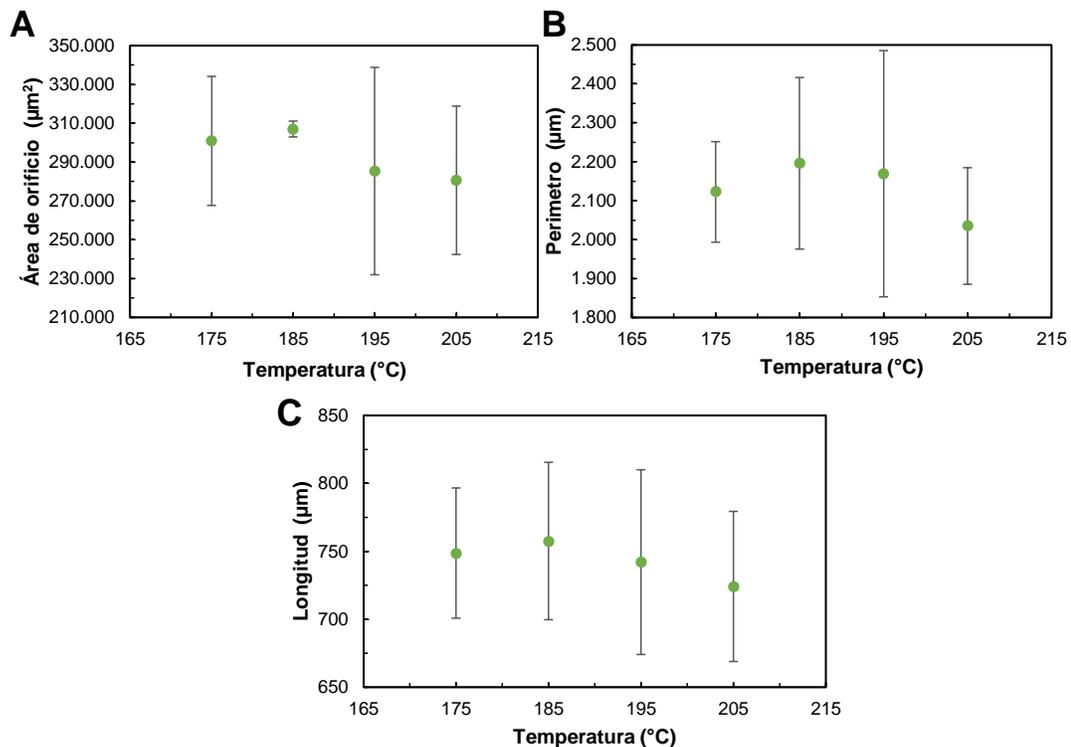
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un lecho a 55°C, **(B)** el perímetro del orificio en una impresión a lecho de 55°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio variando la temperatura de inyección.

En lo que respecta a la longitud (**Figura 3-13C**) del andamio a una temperatura de lecho de 50°C, se observa que tres temperaturas de inyección presentan una diferencia casi igual al tamaño ideal. Específicamente, las temperaturas de 185°C y 205°C tienen una longitud promedio de 716 μm , mientras que la temperatura de 175°C muestra una longitud de 703 μm . Sin embargo, es importante destacar que la desviación estándar, que previamente había sido muy baja para la temperatura de 185°C, ahora se ha elevado y es

la más alta. Esto se debe a la falta de uniformidad en el tamaño de los orificios. En contraste, la temperatura de 175°C refleja una desviación estándar más baja (63 μm).

Para finalizar, considerando la menor desviación estándar y algunos resultados favorables a la temperatura de 205°C, se puede definir la temperatura de mejor rendimiento como la de 175°C debido a su menor desviación estándar en comparación con la variabilidad observada en los resultados de la temperatura de 205°C.

Figura 3-14. Análisis de imagen a lecho de 60°C.



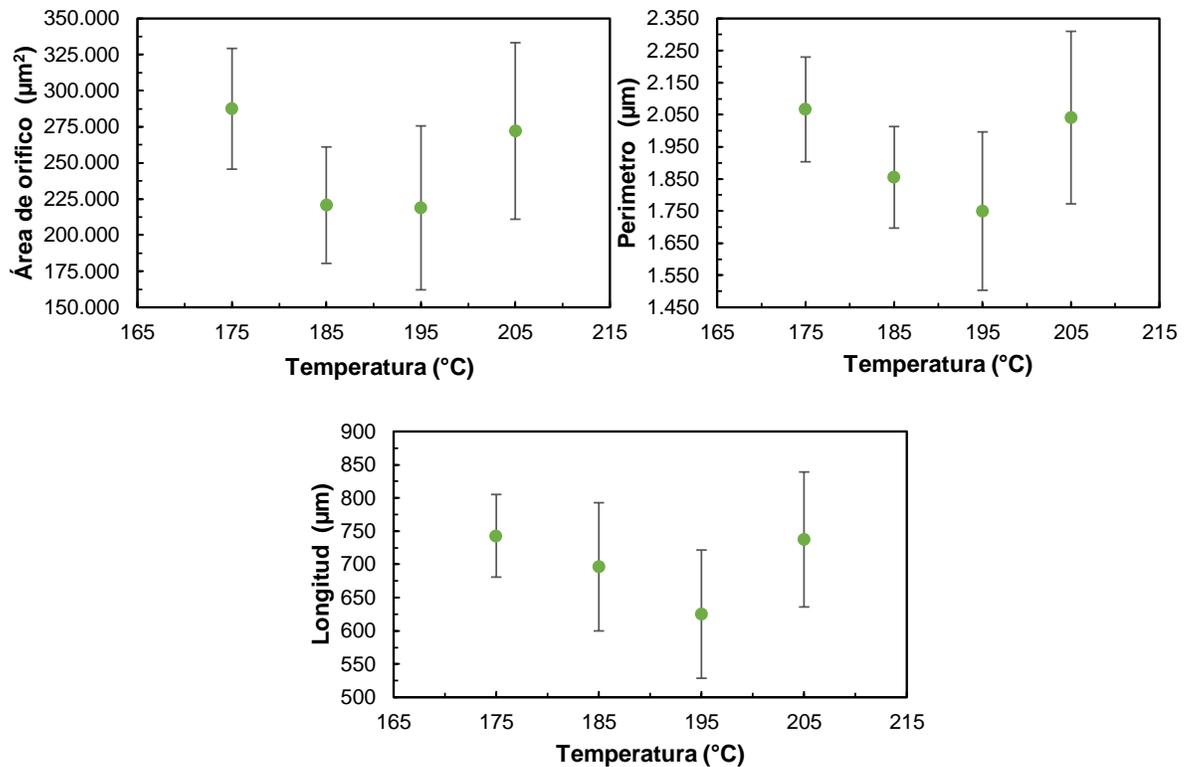
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un lecho a 60°C, **(B)** el perímetro del orificio en una impresión a lecho de 60°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio variando la temperatura de inyección.

En el contexto de un lecho a 60°C (**Figura 3-14**), se observa un comportamiento altamente favorable en comparación con los datos ideales de la temperatura de 205°C. Esto no se reflejó ni en la temperatura de 50°C ni fue definitivo en la temperatura de lecho de 55°C. En el análisis del área (**Figura 3-14A**), se destacan los mejores resultados en temperaturas elevadas, específicamente a 205°C con 280.000 μm^2 y 195°C con 285.000 μm^2 . Sin embargo, es importante señalar el rendimiento inferior de los andamios con inyección a

175°C, que arrojaron un área de 303.000 μm^2 . También es relevante observar que, a pesar de que estos desempeños no están muy alejados del valor ideal (recordando que es 250.000 μm^2), están más distantes en comparación con los espaciamentos de poro anteriores, que se aproximaron más a la idealidad. Todos los datos, excepto los correspondientes a 185°C (con 4500 μm^2), presentan una desviación estándar superior a 30.000 μm^2 .

El comportamiento del perímetro (**Figura 3-14B**) sigue una pauta similar al del área. El mejor rendimiento se observa a 205°C, con un promedio de perímetro de 2035 μm , aunque este dato presenta una desviación estándar significativa de 150 μm . El comportamiento siguiente corresponde a la temperatura de inyección de 175°C, con un promedio de perímetro de 2123 μm y una desviación estándar de 123 μm , lo cual lo aleja considerablemente del comportamiento ideal. Los valores de las otras dos temperaturas alcanzan los 2196 μm .

En relación con la longitud (**Figura 3-14C**), se puede evidenciar que todos los valores se sitúan por encima del ideal. El mejor comportamiento se observa en la temperatura de 205°C, con una longitud promedio de 724 μm y una desviación estándar de 55 μm . En contraste, las otras temperaturas arrojan resultados mucho más distantes, oscilando entre 742 y 758 μm , con desviaciones estándar entre 48 y 75 μm . En resumen, aunque el mejor rendimiento se obtuvo a una temperatura de 205°C, el comportamiento general de los andamios con una temperatura de lecho de 60°C en términos del análisis de imagen fue inferior y no es considerado como una variable óptima.

Figura 3-15. Análisis de imagen a 65°C

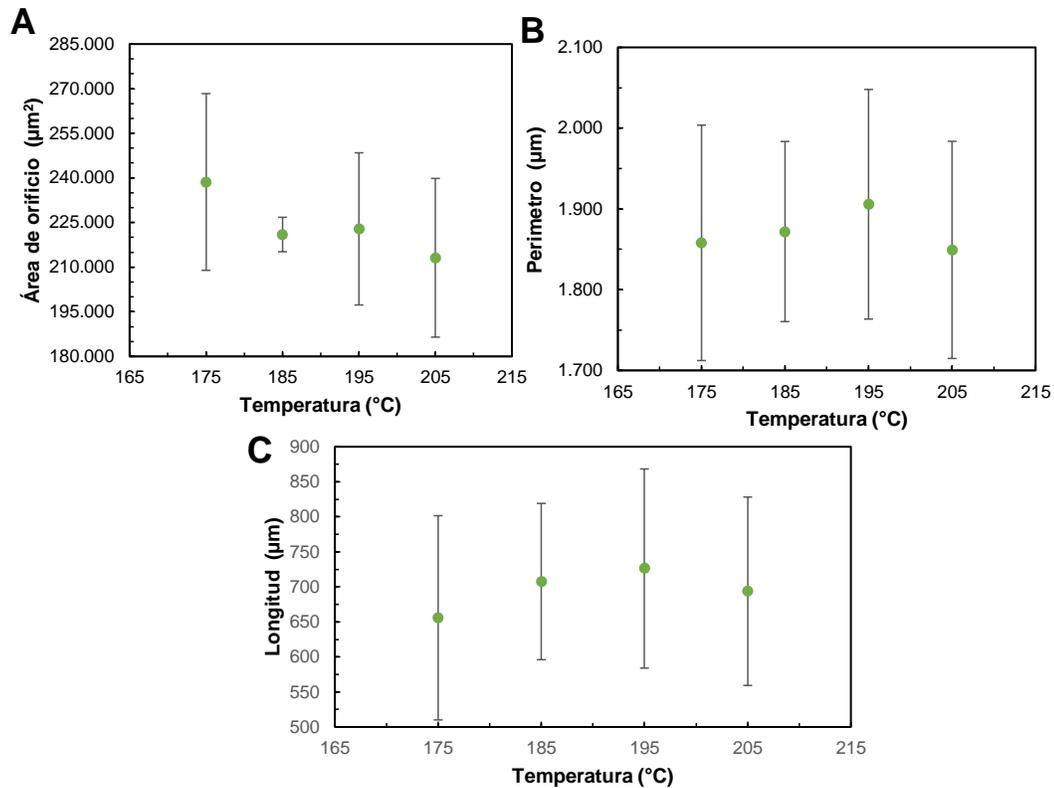
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un lecho a 65°C, **(B)** el perímetro del orificio en una impresión a lecho de 65°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio variando la temperatura de inyección.

Con relación a los resultados obtenidos en los andamios impresos a una temperatura de lecho de 65°C (**Figura 3-15**), se puede observar que el comportamiento tiende a ser menos predecible y simétrico. En el análisis del área (**Figura 3-15A**), se acerca más al valor ideal a una temperatura de inyección de 205°C, con un área de 272.000 µm². Le sigue la temperatura de 185°C con 220.000 µm², y posteriormente la de 195°C con 218.000 µm². La temperatura de inyección de 175°C muestra un área de 287.000 µm². Cabe destacar que las desviaciones estándar en este caso son considerables en comparación con los análisis previos de lechos: el valor mínimo supera los 44.000 µm².

Al analizar el perímetro (**Figura 3-15B**), se observa que, aunque existen valores cercanos a los 2000 µm, que representarían el ideal, como es el caso de 205°C con 2041 µm y 175°C con 2067 µm, el comportamiento dista de ser el óptimo debido a la existencia de

valores promedio que se alejan en 250 μm del ideal, como ocurre con la temperatura de inyección de 195°C. Además, se observa que las desviaciones estándar en estos datos son superiores a 185 μm en su valor más bajo.

Finalmente, en lo que respecta a la longitud (**Figura 3-15C**), el valor promedio más cercano al ideal corresponde a la temperatura de inyección de 185°C, con una longitud de 696 μm y una desviación estándar de 96. Le sigue la temperatura de 205°C, con un valor promedio de 737 μm ; sin embargo, su desviación estándar es de 100 μm . En contraste, el comportamiento a 175°C muestra un promedio de longitud de 743 μm y una desviación estándar de 62 μm . En general, no es posible definir una temperatura óptima de manera definitiva, excepto para señalar que la temperatura de 205°C resultó en un promedio más cercano al ideal, aunque su alta desviación estándar la vuelve menos confiable. Lo mismo ocurre con el resto de las muestras de esa temperatura de lecho.

Figura 3-16. Análisis de imagen a 70°C.

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un lecho a 70°C, **(B)** el perímetro del orificio en una impresión a lecho de 70°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio variando la temperatura de inyección.

En la **Figura 3-16** se presentan los resultados obtenidos a una temperatura constante de lecho de 70°C. En términos generales, todos los promedios de áreas de las diferentes temperaturas de inyección se encuentran por debajo del área ideal. Se observa un patrón uniforme de disminución del área a medida que aumenta la temperatura de inyección. Por ejemplo, a una temperatura de 175°C, el área promedio es de 238.000 μm², mientras que, a 205°C, el área promedio se reduce a 213.000 μm². Es relevante notar que las desviaciones estándar en esta situación (excepto en el caso de 185°C, que es de 5.000 μm²) se sitúan alrededor de 25.000 μm², como se refleja en la **Figura 3-13 A**.

En cuanto al análisis del perímetro (**Figura 3-16 B**), se puede apreciar un comportamiento más cercano al valor ideal a 195°C, con un perímetro promedio de 1906 μm. Las demás

temperaturas presentan valores de perímetro entre 1858 y 1872 μm . Cabe destacar la alta desviación estándar en todas las muestras, que alcanza un valor de 145 μm .

Con respecto a la longitud (**Figura 3-16 C**), el mejor comportamiento se observa a una temperatura de 185°C, con una longitud promedio de 708 μm , apenas 2 μm por debajo del ideal. Le sigue la temperatura de 195°C con 726 μm . En contraste, la temperatura de 195°C exhibe el comportamiento más bajo, con una longitud promedio de 656 μm . Las desviaciones estándar en las muestras varían entre 38 y 50 μm .

En el análisis comparativo de los distintos comportamientos a diferentes temperaturas de inyección, manteniendo constante la temperatura de lecho, se puede concluir que, aunque las diferencias no son extremadamente significativas, los mejores resultados en términos de cercanía al diseño ideal se obtuvieron a temperaturas bajas de lecho (50°C) y a temperaturas bajas de inyección (175°C y 185°C). Esta tendencia podría deberse principalmente a que, en temperaturas altas de inyección, a pesar de que no haya degradación del polímero, el comportamiento puede ser menos favorable para la impresión. Además, en lo que respecta al lecho, una temperatura que no esté cerca de su punto de fusión óptimo puede favorecer una mejor adherencia.

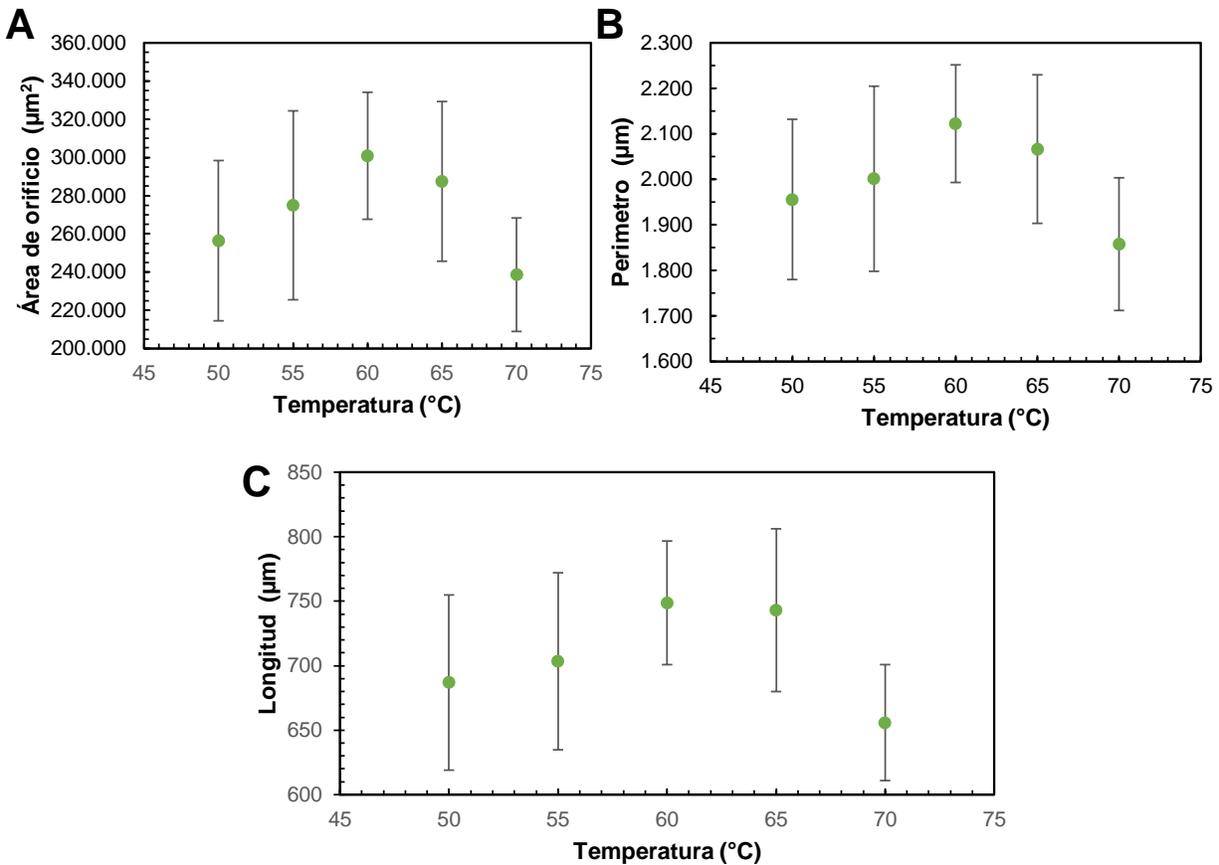
3.5.2.3. Análisis de medidas en temperaturas de inyección.

Una vez completado el análisis de las temperaturas de inyección en relación con la temperatura de lecho, se procedió a realizar un análisis inverso, manteniendo la temperatura de inyección constante. Esto se puede observar en la **Figura 3-17**, donde se ilustra el comportamiento de los tamaños de los orificios a una temperatura de inyección de 175°C.

En la **Figura 3-17A** se puede apreciar que el valor más cercano al ideal se registra a una temperatura de lecho de 50°C, con un área de 256.000 μm^2 . A continuación, la temperatura de lecho de 70°C presenta un área de 238.000 μm^2 . Sin embargo, se observa un ligero

aumento en el área de los orificios a temperaturas de lecho de 65°C, 60°C y 55°C. Resulta destacable que, en el caso de la temperatura de lecho de 60°C, se reporta la mayor área de orificio, con 301.000 μm^2 , siendo este el valor más alejado del comportamiento ideal. Las desviaciones estándar varían entre 30.000 μm^2 y 50.000 μm^2 para las diferentes temperaturas de lecho. Es importante mencionar que solo la temperatura de lecho de 70°C muestra un área por debajo del valor ideal. Por otro lado, todas las demás temperaturas de lecho exhiben áreas superiores al ideal.

En resumen, al mantener la temperatura de inyección constante en 175°C, el tamaño de los orificios varía según la temperatura de lecho. Aunque se observan fluctuaciones en las áreas, los valores más cercanos al ideal se presentan a temperaturas de lecho de 50°C y a 70°C, sin embargo, esta se encuentra por debajo del área ideal, mientras que las temperaturas intermedias muestran áreas más grandes y menos cercanas al diseño ideal.

Figura 3-17. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 175°C

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 175°C, **(B)** el perímetro del orificio andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 175°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio en un andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 175°C.

En el contexto del perímetro (**Figura 3-17B**) a una temperatura de inyección constante de 175°C, se observan variaciones en función de la temperatura de lecho. Entre los promedios más cercanos al valor ideal se encuentra la temperatura de lecho de 55°C, con un perímetro promedio de 2002 µm. La siguiente temperatura cercana es la de 50°C, con un valor promedio de 1956 µm. Sin embargo, es importante resaltar que la desviación estándar a 55°C es considerable, siendo de 203 µm, mientras que a 50°C es de 175 µm. A continuación, se encuentran los valores extremos: la temperatura de 60°C con 2.123 µm y la de 70°C con 1.858 µm respectivamente. Las desviaciones estándar varían en el rango de 129 µm a 203 µm.

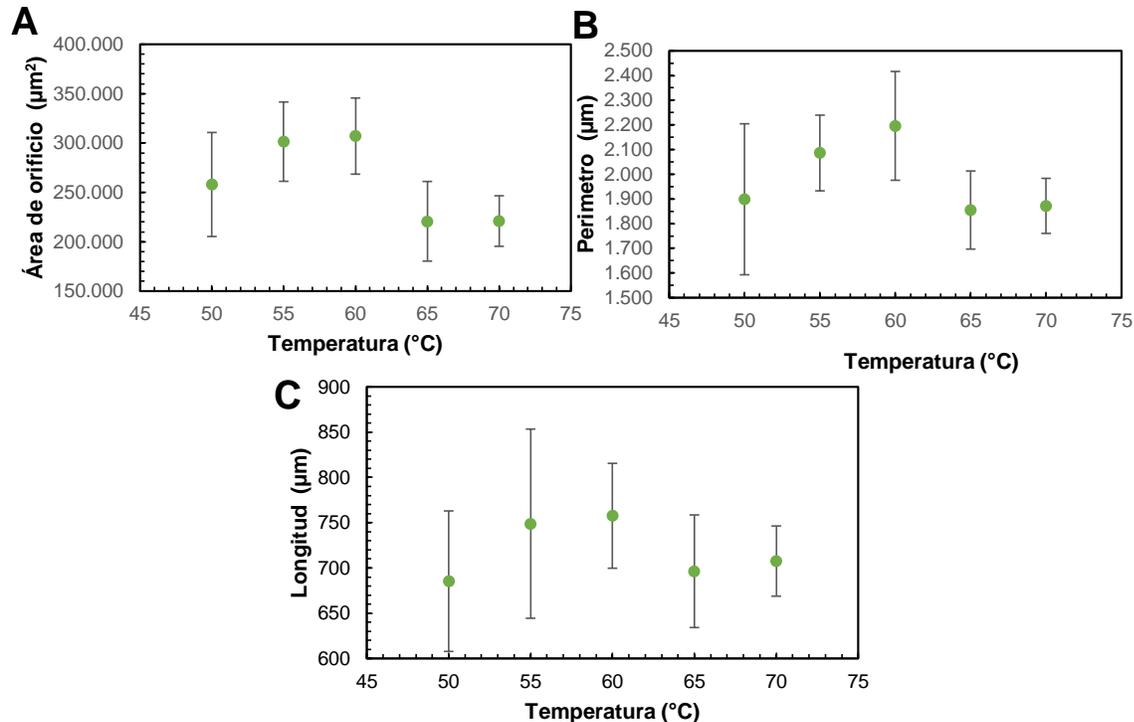
En relación con la medida de longitud (**Figura 3-17C**), se puede notar que la temperatura de lecho de 55°C es la que más se aproxima al valor ideal, con una longitud promedio de 703 μm . La temperatura de 50°C le sigue de cerca, con un promedio de 687 μm . Por otro lado, las temperaturas superiores a 55°C se alejan sustancialmente del comportamiento ideal. Cabe destacar que, al igual que en las medidas de área y perímetro, no existe un patrón lineal o consistente en el comportamiento de las temperaturas. Mientras que las temperaturas de 50°C, 55°C y 70°C se ubican por debajo del valor ideal, las temperaturas de 60°C y 65°C se sitúan por encima. En términos generales, se puede concluir que las temperaturas no siguen un patrón claro, aunque las temperaturas de 50°C y 55°C presentaron el mejor desempeño en este análisis.

Continuando con la evaluación a una temperatura de inyección de 185°C (**Figura 3-18**), se evidencia que la temperatura de lecho más cercana al valor ideal en términos de área (**Figura 3-18A**) es 50°C, con un área de 257.000 μm^2 . Sin embargo, es crucial mencionar que su desviación estándar es significativamente alta, rondando los 57.000 μm^2 . El comportamiento de las otras temperaturas contrasta radicalmente: mientras las temperaturas de 55°C y 60°C reportan valores de promedio elevados que se aproximan a los 300.000 μm^2 , las mediciones para 65°C y 70°C presentan valores más bajos en torno a los 220.000 μm^2 . Estos resultados sugieren un comportamiento no predictivo y plantean la posibilidad de que las variaciones de temperatura no influyan en la forma de los andamios de manera consistente. Las temperaturas más bajas de lecho arrojaron valores superiores al modelo ideal, mientras que las temperaturas más altas (65°C y 70°C) presentaron valores inferiores al ideal.

Respecto al perímetro (**Figura 3-18B**), se observa que el valor más cercano al ideal se registra a una temperatura de lecho de 55°C. Sin embargo, es importante mencionar que este valor de 2.086 μm difiere significativamente del valor ideal. El siguiente valor más cercano se presenta a 50°C, con un promedio de 1.899 μm , distante por más de 101 μm del valor ideal. Además, esta temperatura muestra una desviación estándar de 303 μm . Por otro lado, la temperatura de lecho de 60°C registra el valor más alejado del ideal, con 2.196 μm . En cuanto a la desviación estándar, la temperatura de lecho de 70°C presenta el valor más bajo (111 μm), pero su promedio de perímetro es de 1872 μm . En resumen,

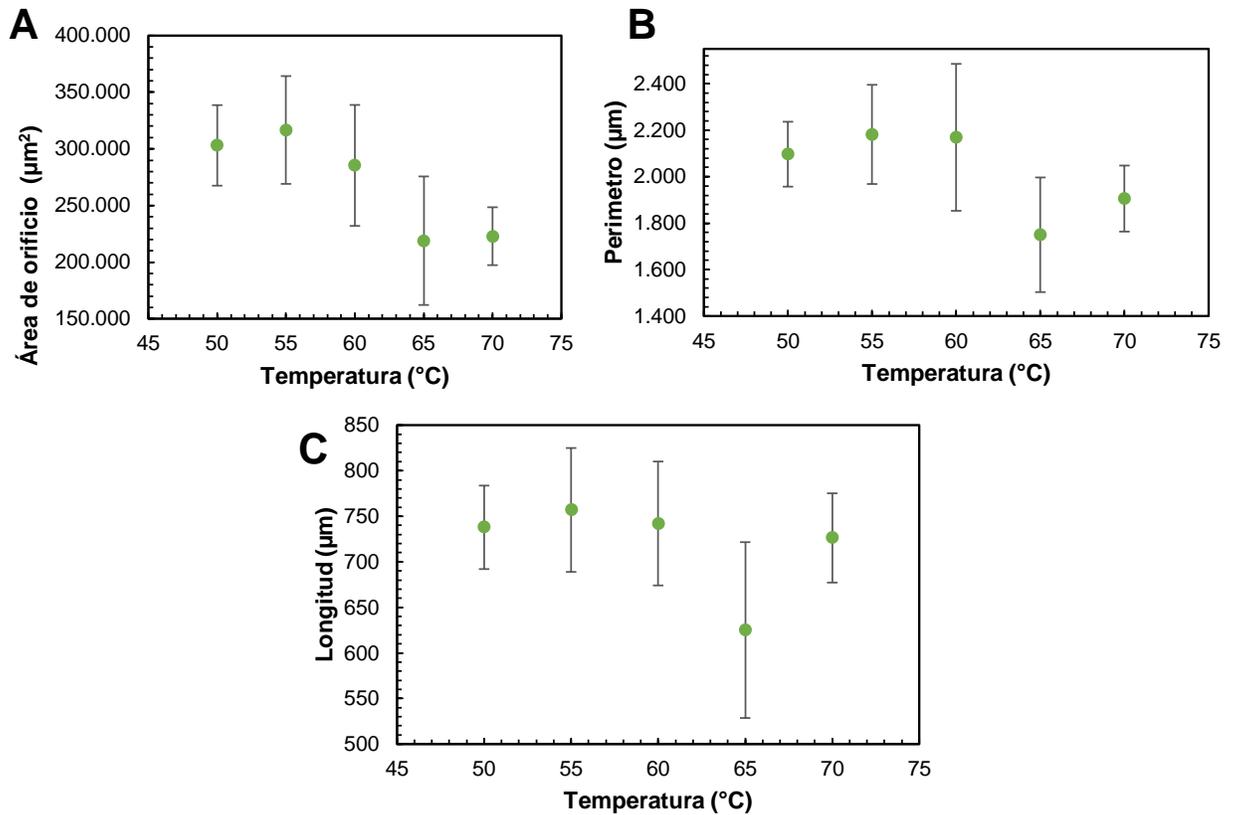
el comportamiento no sigue un patrón predecible en función de la temperatura de lecho, ya que tres temperaturas (50°C, 65°C y 70°C) presentan promedios por debajo del valor ideal, mientras que las temperaturas de 55°C y 60°C se encuentran por encima.

Figura 3-18. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 185°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 185°C, **(B)** el perímetro del orificio andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 185°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio en un andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 185°C.

Referente a la longitud (**Figura 3-18 C**), se observa que la temperatura de lecho de 70°C es la que presenta una medida más cercana a la ideal, con un valor de 708 µm y una desviación estándar de 38 µm. Le sigue la temperatura de 65°C, con una desviación estándar de 62 µm. Este comportamiento revela que dos temperaturas, 55°C y 60°C, superan la longitud ideal, mientras que las temperaturas de 70°C, 65°C y 50°C se ubican por debajo del valor objetivo. Aunque la uniformidad en el comportamiento no es evidente, se puede concluir que la temperatura de lecho de 50°C resultó ser la más adecuada en este análisis.

Figura 3-19. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 195°C.

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 195°C, **(B)** el perímetro del orificio andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 195°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio en un andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 195°C.

En la temperatura de inyección de 195°C, como se presenta en la **Figura 3-19**, surge un evento singular en relación con un dato atípico a una temperatura de lecho de 65°C. Este dato muestra una desviación estándar considerable en las tres gráficas. Respecto al área (**Figura 3-19A**), el valor más cercano al ideal se encuentra a una temperatura de lecho de 70°C, con 222.000 µm². Los demás valores se alejan del punto ideal (250.000 µm²) en 32.000 µm² (inferior a 65°C), 35.000 µm² (superior a 60°C), 53.000 µm² (superior a 50°C) y 66.000 µm² (superior a 55°C). Las desviaciones estándar varían entre 25.000 µm² (70°C) y 56.000 µm² (65°C). Las temperaturas más bajas (60°C e inferiores) superaron el valor ideal, mientras que las más altas (65°C y 70°C) se ubicaron por debajo de dicho límite.

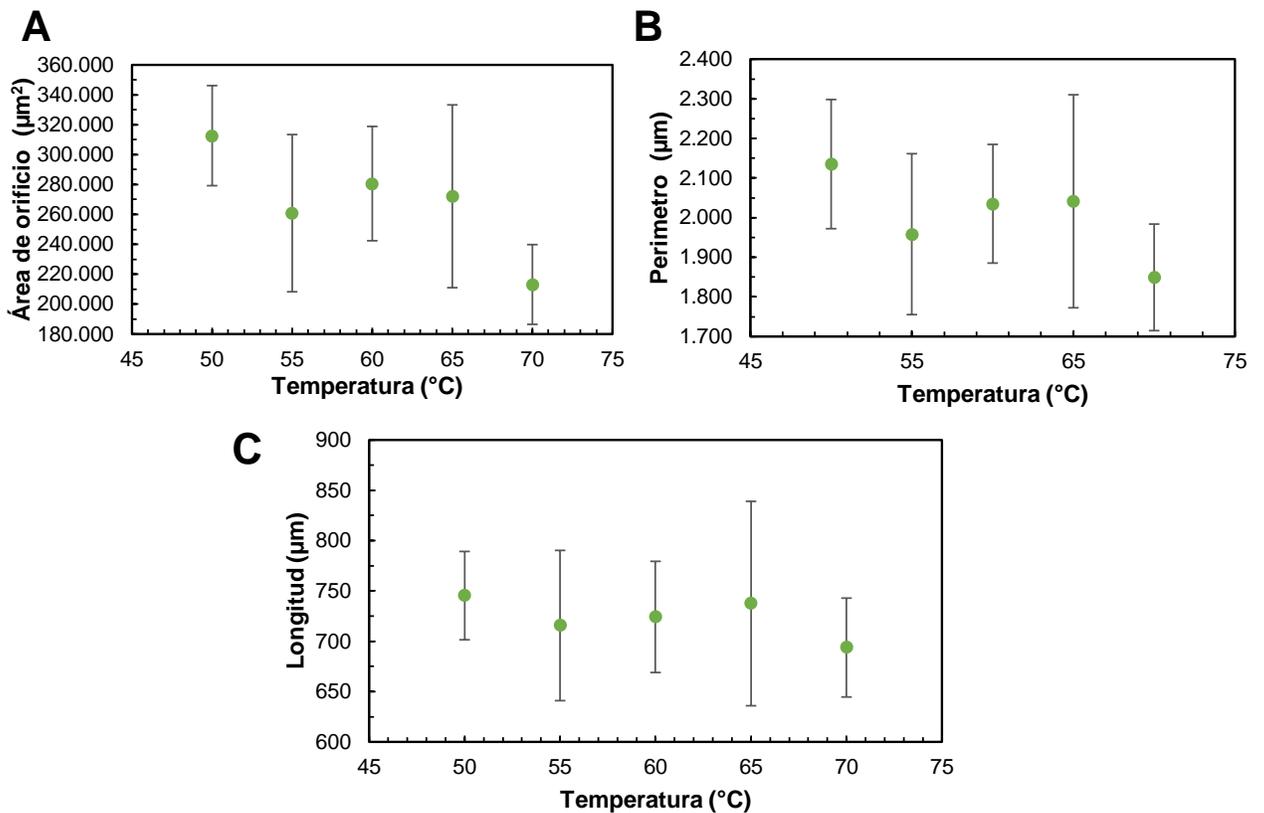
En lo que respecta al promedio del perímetro (**Figura 3-19B**), al igual que con el área, las tres temperaturas más bajas de lecho mostraron los mayores perímetros, oscilando entre 2096 μm y 2169 μm . Por otro lado, las dos temperaturas más altas tuvieron los menores perímetros. No obstante, estas diferencias fueron opuestas: mientras que el lecho a 65°C arrojó un valor de 1750 μm (casi 250 μm de diferencia), el de 70°C se aproximó más al valor ideal con 1906 μm , además de tener la desviación estándar más baja entre las temperaturas, con 132 μm . Las desviaciones estándar restantes variaron entre 142 μm y 346 μm (60°C). Por último, en la **Figura 3-19C**, los valores más cercanos se encontraron en los extremos de temperatura: en primer lugar, el lecho de 70°C con una longitud de 716 μm , y en segundo lugar, el lecho a 50°C con 738 μm . Las temperaturas de 55°C y 60°C arrojaron resultados de 742 μm y 753 μm , respectivamente, sin alejarse considerablemente de los demás valores. Por contraste, el único valor que quedó por debajo del valor ideal presentó el resultado más bajo en 60°C, con una longitud promedio de 625 μm . En resumen, se puede concluir que la temperatura de lecho más adecuada para el comportamiento a 195°C es 70°C.

Finalmente, en la **Figura 3-20**, se aprecia el comportamiento de las impresiones a diferentes temperaturas de lecho a 205°C. En relación con el área (**Figura 3-20A**), se observa que solo una de las cinco temperaturas de lecho está por debajo del valor ideal: la temperatura de 70°C, la cual tiene el valor más bajo de 213.000 μm^2 . El punto más alejado del valor ideal corresponde a la temperatura más baja de calentamiento, 50°C, con 313.000 μm^2 . Entre las temperaturas intermedias, los valores de las áreas oscilan entre 260.000 μm^2 (a 55°C, el valor más cercano al ideal) y 272.000 μm^2 . Las desviaciones estándar varían entre 26.000 μm^2 y 61.000 μm^2 .

En cuanto al promedio del perímetro (**Figura 3-20B**), se observa un comportamiento similar al del área. El valor más cercano al ideal es a 60°C, con 2.058 μm , en contraste con 55°C, que tiene 1958 μm . El segundo valor más cercano es a 65°C, con 2.041 μm , mientras que el valor más alejado corresponde a 70°C, con 1.849 μm . Se evidencia que dos temperaturas de lecho, 70°C y 55°C presentan valores por debajo del valor ideal, mientras que las otras tres temperaturas, en su promedio de perímetro, se encuentran por encima del valor deseado.

Por último, en lo que respecta a la longitud (**Figura 3-20C**), el valor más cercano al ideal de 710 μm se obtiene a 55°C, con una longitud de 716 μm . Le sigue 60°C, con 724 μm . A continuación, las temperaturas de 65°C y 70°C presentan longitudes separadas por 24 μm , pero con comportamientos opuestos: 65°C se ubica por encima del punto ideal, mientras que 70°C está por debajo. Las desviaciones estándar varían entre 43 μm y 101 μm . Si bien no existe un comportamiento que sobresalga sobre los demás, se puede concluir que, por elección, la temperatura de lecho más adecuada sería 55°C.

Figura 3-20. Análisis de imagen a temperatura de inyección de 205°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en: **(A)** área de un orificio de andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 205°C, **(B)** el perímetro del orificio andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 205°C y **(C)** la longitud entre puntos más lejanos del orificio en un andamio que se imprime en un inyector a una temperatura de 205°C.

En resumen, de todos los análisis de imagen realizados, se ha llegado a la conclusión de que la influencia de la variación en la temperatura de lecho en las áreas no es muy pronunciada. Es importante destacar que, para cada temperatura de lecho, se ha observado un comportamiento distinto, lo que dificulta la deducción de un patrón consistente. Por otro lado, se ha evidenciado que la temperatura de inyección sí tiene un impacto en la resolución de la impresión, como se puede apreciar en el número de poros y en el análisis de superficie. En este contexto, las temperaturas más bajas han demostrado un mejor rendimiento en términos de proximidad al punto ideal de los orificios, además de obtener resultados cercanos al ideal en las áreas. Variar las temperaturas de lecho también ha sido considerado, y se ha establecido que las condiciones óptimas de inyección para imprimir en el filamento utilizado son 175°C y 185°C.

Es importante mencionar que, de acuerdo con el trabajo de (A. Guerra et al., 2018), estas temperaturas pueden ser empleadas con confianza. Además de estar en un rango adecuado de temperaturas de trabajo, se ha observado que las temperaturas de 195°C y 205°C también son factibles para la impresión. Sin embargo, se ha notado que a medida que se acercan al punto de degradación, la previsibilidad del comportamiento del polímero disminuye, lo que puede afectar la replicabilidad de los resultados.

En base a estas consideraciones, se han definido las condiciones ideales para la comparación con otros tamaños de orificios. Para el proceso de inyección, se han elegido las temperaturas de 175°C y 185°C, mientras que para el lecho se ha establecido la temperatura de 70°C debido a su rendimiento en el área superficial en el eje XY. Estas condiciones han sido seleccionadas con el propósito de obtener resultados consistentes y confiables en los futuros análisis.

3.5.3. Modificación de espaciamiento de filamentos

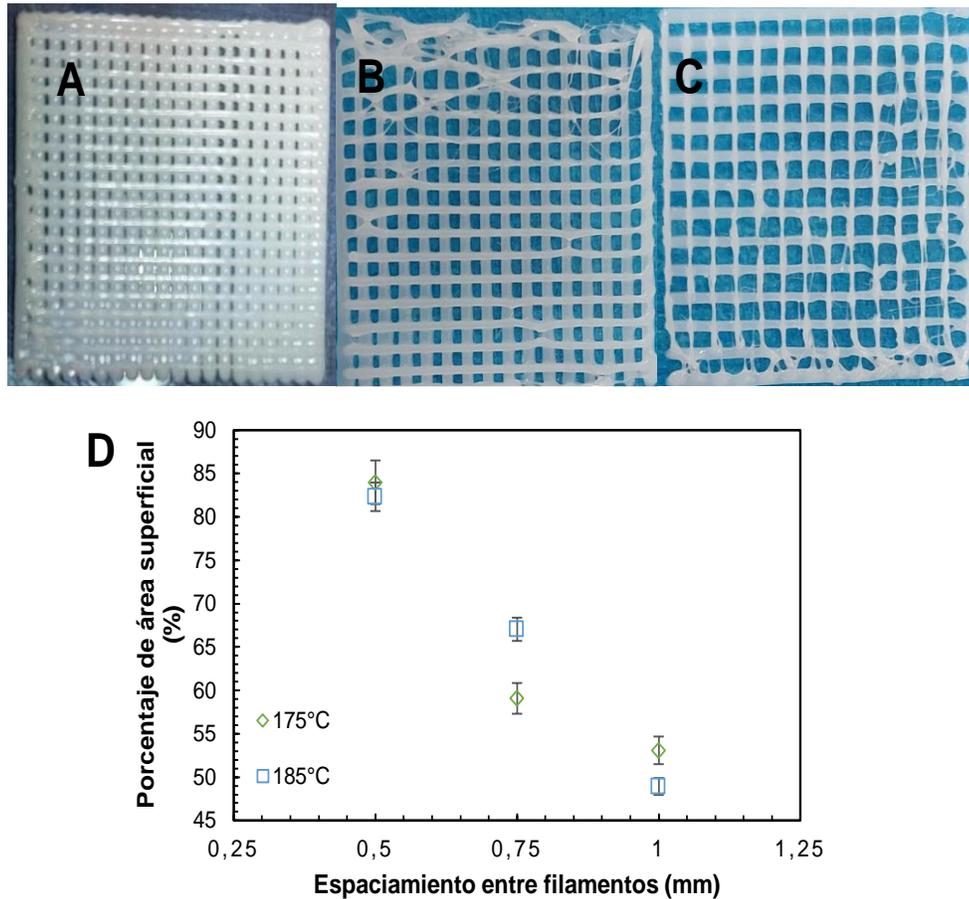
Luego de definir las condiciones para las variables de cambio, se procedió a imprimir andamios con espaciamientos entre filamentos de 0,75 mm y 1 mm. Sin embargo, surge

un desafío en la comparación directa, similar a la **Figura 2-7**, en los aspectos A, B y C que se refieren al número de orificios, área superficial y área vacía, respectivamente. Dado que las dimensiones de los andamios son diferentes, se presentan ciertas complejidades. Por ejemplo, el andamio de 500 μm tiene un total ideal de 361 orificios, mientras que el de 750 μm posee 240 orificios y el de 1000 μm tiene 169 orificios.

Con el fin de abordar esta problemática y permitir una comparación equitativa, se optó por normalizar estos datos y evaluarlos en términos de porcentaje de área superficial. Esto no solo facilita la evaluación, sino que también permite una comparación más directa entre diferentes tamaños de orificios. Para llevar a cabo este análisis, se tomaron tres muestras por cada temperatura, resultando en un total de seis muestras para cada tamaño de orificio y un total de dieciocho muestras en total.

Los resultados obtenidos se presentan de manera gráfica en la **Figura 3-21**, donde se puede apreciar el comportamiento de los andamios bajo las distintas condiciones de temperatura y tamaño de orificio. Esta comparación normalizada permitirá evaluar de manera más efectiva el efecto de las variables en el rendimiento de los andamios impresos.

Figura 3-21. Comparación de porcentaje de áreas de superficie a diferentes tamaños de orificio.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las características morfológicas de los andamios a diferentes tamaños de orificio, El eje de las abscisas corresponde a los diferentes tamaños de espaciamento de filamento, los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas de inyección. **(A)** Imagen de andamio a 0,5mm de interlineado, **(B)** 0,75mm de interlineado, **(C)** 1 mm de interlineado y **(D)** Efecto de las temperaturas de lecho en el porcentaje superficial impreso de los andamios.

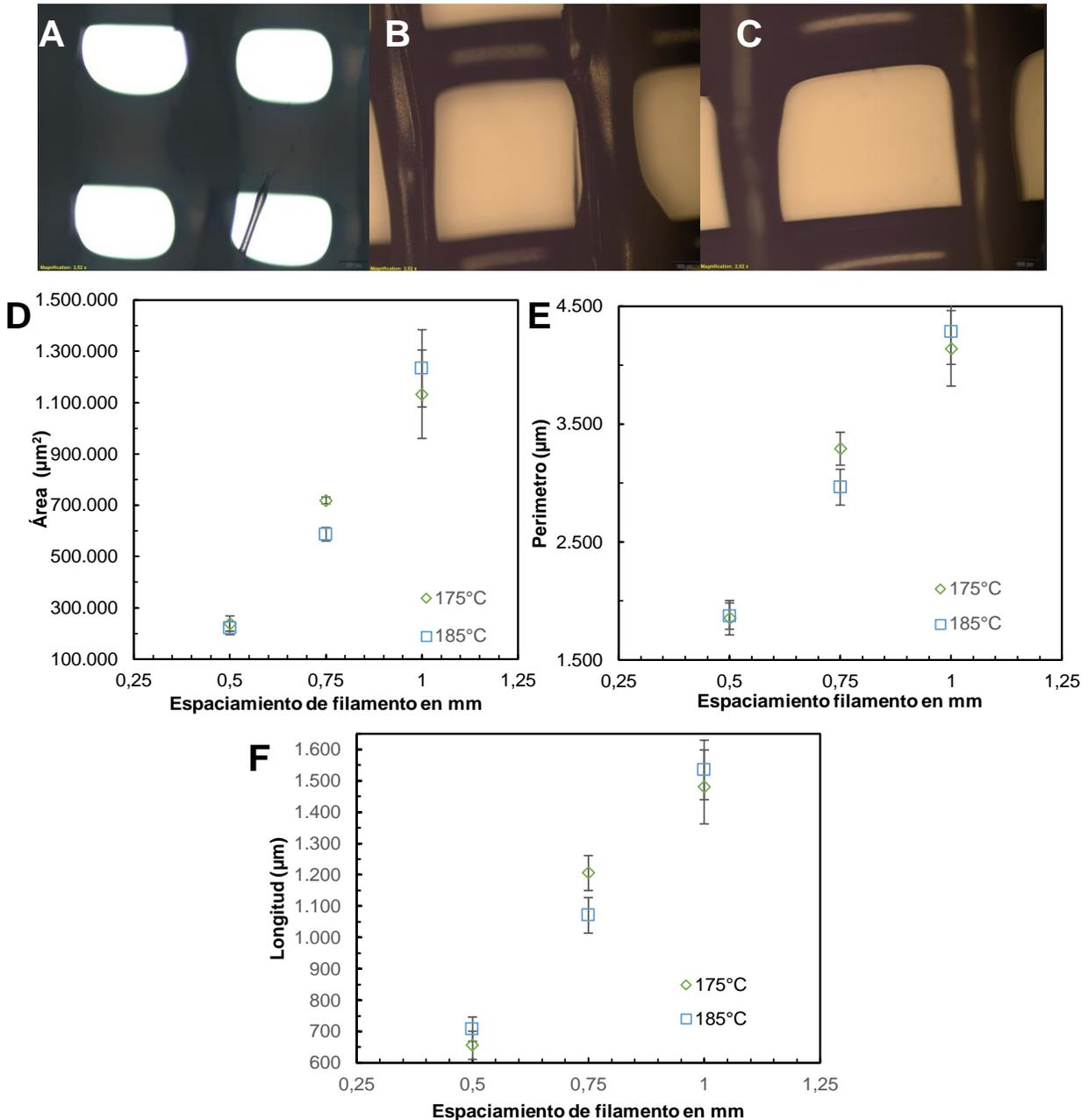
Los porcentajes de área superficial presentan un comportamiento distinto a medida que varía el espaciamento entre los orificios. Esto sigue una lógica en la que, a mayor espaciamento entre los orificios, aumenta el área hueca y disminuye el área superficial en el plano XY. En el caso de un espaciamento de 0,5 mm, la diferencia en los porcentajes

fue relativamente baja, oscilando desde el 84% a 175°C hasta el 82,3% a 185°C. Sin embargo, para un espaciamiento de 0,75 mm, los porcentajes varían desde el 59% a 175°C hasta el 67% a 185°C, lo que representa una variación del 18% con un aumento de 10°C en la temperatura. En el caso del espaciamiento de 1 mm, los porcentajes son del 53% a 175°C y del 58% a 185°C. A pesar de una variación atípica en el caso de 0,75 mm, se observa una tendencia general en función del tamaño del orificio. En un escenario ideal, es posible que el comportamiento superficial de los andamios de 0,75 mm a 175°C fuese superior.

Después de analizar el área superficial, se procedió a realizar un análisis exhaustivo del área, variando el tamaño de los orificios. Para ello, se presentan tres tipos de andamios en la **Figura 3-22** (A, B y C), capturados a través de un microscopio. Luego, se aplicó el tratamiento de análisis de imagen que se describió en la sección 3.5.2. En la **Figura 3-22D**, se evidencia que el andamio de 0,5 mm a 175°C tiene un área de orificio de 238.600 μm^2 con una desviación estándar de 29.700 μm^2 . A 185°C, esta área disminuye a 221.000 μm^2 con una desviación estándar de 25.600 μm^2 . Aunque se registra una ligera disminución del área al aumentar la temperatura de inyección, la desviación estándar se mantiene por debajo del 15% del área total, indicando un comportamiento uniforme. Cabe resaltar que el área de diseño es de 250.000 μm^2 .

Por otro lado, el andamio de 0,75 mm, que tiene un área ideal de orificio de 562.000 μm^2 , presenta un área de orificio de 719.000 μm^2 a 175°C, con una desviación estándar de 13.084 μm^2 . A 185°C, esta área se reduce a 587.000 μm^2 con una desviación estándar de 26.000 μm^2 . Estos datos reflejan un comportamiento atípico a 175°C debido a su espaciamiento de orificio significativamente grande en comparación con el comportamiento a 185°C. Finalmente, el andamio de 1 mm, que idealmente tendría un área de orificio de 1.000.000 μm^2 , muestra un área de 1.133.000 μm^2 a 175°C, con una desviación estándar de 172.300 μm^2 . A 185°C, esta área aumenta a 1.233.000 μm^2 , con una desviación estándar de 150.600 μm^2 . Aquí se observa una variación del 13% y 23%, respectivamente. Estos resultados muestran que el área se comporta de manera proporcional al espaciamiento de los poros. Sin embargo, existen condiciones óptimas: a 0,5 mm y 1 mm, la temperatura ideal es 175°C, mientras que para 0,75 mm es 185°C.

Figura 3-22. Análisis de imagen variando espaciamiento de filamento



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las características morfológicas de los andamios a diferentes tamaños de orificio empleando una mira microscópica 4x con una unidad de calibración de 200 μm , la cual se encuentra en el costado derecho inferior de cada imagen, El eje de las abscisas corresponde a los diferentes tamaños de espaciamento de filamento, los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas de inyección. **(A)** Imagen de orificio de andamio a 0,5mm de interlineado, **(B)** 0,75mm de interlineado, **(C)** 1 mm de interlineado **(D)** Efecto de las temperaturas inyección en el área de orificio variando espaciamento entre filamentos, **(E)** Efecto de las temperaturas inyección en el perímetro de orificio variando espaciamento entre filamentos, **(F)** Efecto de las temperaturas inyección en la longitud entre puntos más lejanos del orificio del andamio orificio variando espaciamento entre filamentos.

En relación con el perímetro (**Figura 3-22E**), el comportamiento es similar y no muestra diferencias significativas en comparación con el valor ideal. Para el andamio de 0,5 mm, el perímetro es de 1.858 μm a 175°C y 1.872 μm a 185°C, en comparación con el valor ideal de 2.000 μm . Para el andamio de 0,75 mm, el perímetro es de 3.292 μm a 175°C y 2.966 μm a 185°C, en comparación con el valor ideal de 3.000 μm . Finalmente, para el andamio de 1 mm, el perímetro es de 4.144 μm a 175°C y 4.284 μm a 185°C, en comparación con el valor ideal de 4.000 μm . En general, los comportamientos son muy similares, excepto en el caso del andamio de 0,75 mm.

En cuanto a la longitud, el comportamiento es el siguiente: para el andamio de 0,5 mm, el mejor resultado es a 185°C con una longitud de 708 μm , en comparación con el valor ideal de 710 μm . Para el andamio de 0,75 mm, el mejor resultado es a 185°C con una longitud de 1.080 μm , en comparación con el valor ideal de 1.060 μm . Finalmente, para el andamio de 1 mm, el mejor resultado es a 175°C con una longitud de 1.480 μm , en comparación con el valor ideal de 1.410 μm .

En resumen, se puede concluir que el área y las medidas de tamaño de los andamios varían proporcionalmente con su tamaño, y la resolución de los orificios no se ve afectada al variar las condiciones de espaciamento. Sin embargo, es importante destacar que las desviaciones estándar aumentan proporcionalmente, lo que significa que la propagación del error tiende a ser mayor en andamios con mayor espaciamento de orificios.

3.6. Pruebas mecánicas

Las pruebas realizadas fueron de tensión, compresión y flexión.

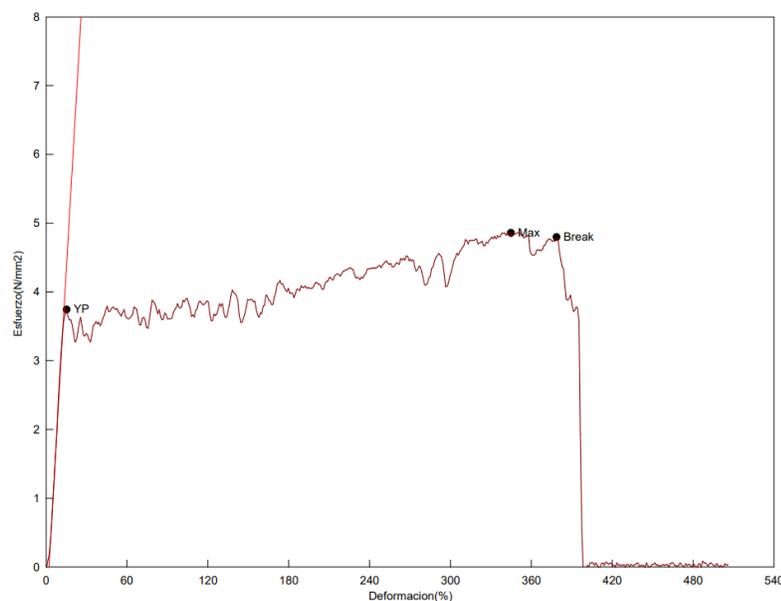
3.6.1. Prueba de tensión

El diseño del espécimen se llevó a cabo manteniendo las mismas dimensiones de espaciamento de orificio para cada uno de los andamios propuestos. Inicialmente, se realizó un análisis a diferentes temperaturas con un espaciamento de orificio de 0,5 mm para determinar el efecto de la temperatura en las propiedades mecánicas.

Posteriormente, se realizaron ensayos en las mismas condiciones, pero modificando el tamaño de orificio, con el fin de evaluar cómo afectan las propiedades mecánicas al cambiar las distancias entre filamentos. Las condiciones experimentales fueron previamente definidas: se imprimió con un lecho de 70°C y temperaturas de inyección de 175°C y 185°C. Para cada temperatura, se tomaron cinco muestras de los diseños de andamios (los diseños se encuentran en el **Anexo 3**).

Luego, se procedió a realizar un tratamiento de datos para determinar el módulo elástico. Se utilizó el método tangente (Jin et al., 2013), que se representa gráficamente como una línea roja que toca el área elástica de la curva de tensión-deformación en la **Figura 3-23**. Dado que las dimensiones de los andamios no superan 1 mm de espesor, se empleó la norma ASTM D882 (ASTM International, 2018) para los ensayos de tracción. La elección de esta norma se basa en el apartado 1.1 de la norma, que especifica el alcance de las dimensiones de las muestras para su uso en el ensayo de tracción. Si el espesor de las muestras hubiera excedido 1 mm, se habría optado por la norma ASTM D638 (ASTM International, 2022) para los ensayos de tensión.

Figura 3-23. Curva de tensión deformación a 65°C.



En la **Figura 3-23** se pueden observar los tres puntos necesarios para el análisis mecánico: el Yield Point (YP) o punto de fluencia, que marca el final de la etapa elástica y el comienzo de la etapa plástica donde ocurre deformación irreversible. En este caso, se utilizó el método de tres puntos para determinar el YP, que consiste en aplicar un esfuerzo constante y medir tres puntos consecutivos después del comportamiento lineal en la fase elástica. El punto de esfuerzo máximo (Max) indica la máxima carga generada por el material, generalmente en la etapa plástica. Finalmente, el punto de ruptura (Break) indica dónde se rompe la muestra.

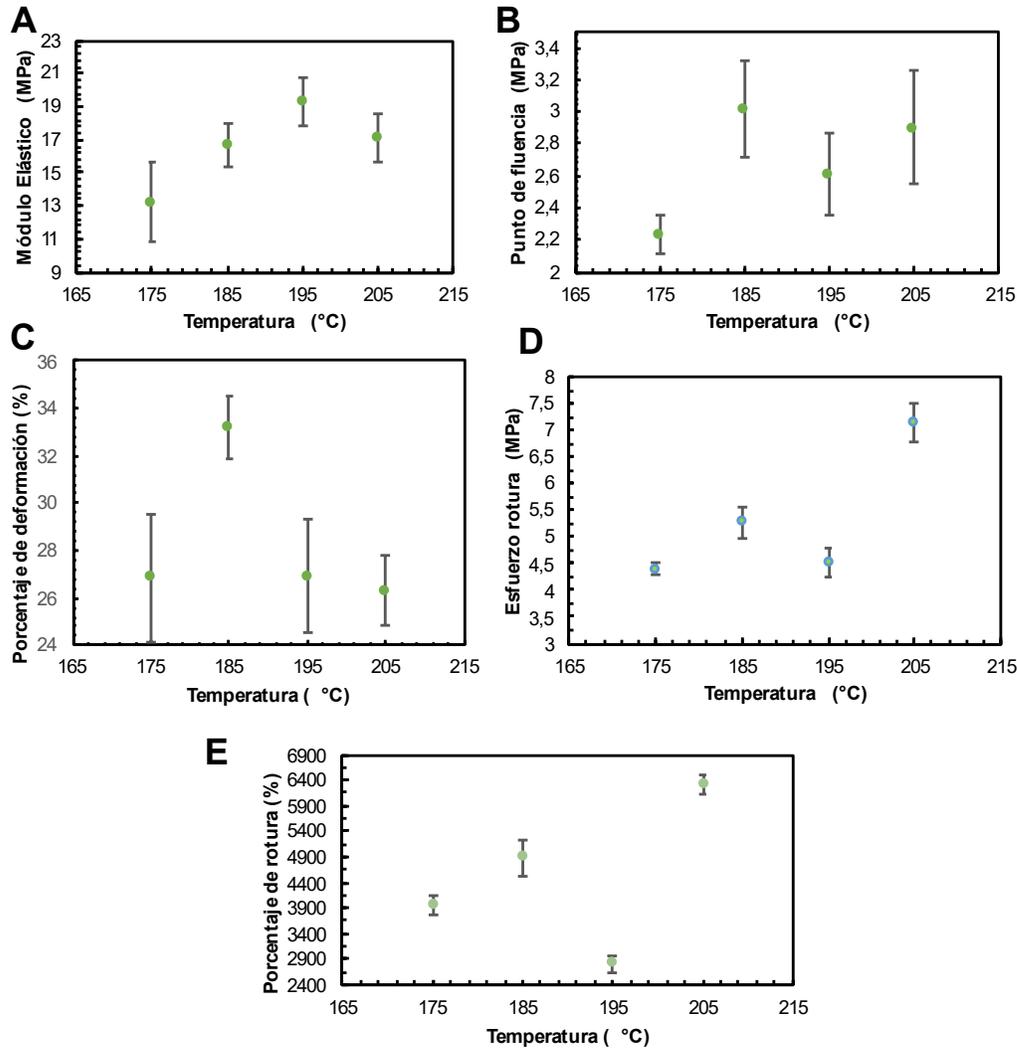
En la **Figura 3-23**, se observa que el comportamiento elástico es natural, pero debido a la alta elasticidad de la policaprolactona (Rezgui et al., 2005) y su estructura de matriz, se produce un comportamiento de ganancia y pérdida de esfuerzo en la fase plástica. Esto se refleja en pequeñas fluctuaciones en el esfuerzo durante la fase plástica, en lugar de una consolidación clara del material. No se identifica una fase de densificación del material.

En la **Figura 3-24**, se muestra que el módulo elástico fluctúa entre 13 y 19 MPa, y no hay una correlación clara entre la temperatura de inyección y un aumento o disminución en el módulo. El valor más bajo se registra a 175°C, mientras que el más alto es a 195°C. Estos valores se encuentran dentro del rango reportado por otros estudios, como (W. H. Park et al., 2015), que reporta un módulo de 15.8 MPa con una variación de 1.8 MPa, y (Licciardello et al., 2021), que reporta un módulo de 13.6 MPa con una variación de 1.2 MPa.

El punto de fluencia varía entre 2.2 MPa y 3.0 MPa, siendo el valor más bajo a 175°C. En cuanto al porcentaje de deformación, tres temperaturas reportan un 26% de deformación, mientras que la temperatura de 185°C muestra un valor más alto, 33%. El esfuerzo de rotura varía entre 4.1 y 7.2 MPa, con una mayor dispersión debido al bajo espesor de las muestras (0.71 mm). El porcentaje de rotura no muestra un patrón claro, y el valor más alto se observa a 205°C con más de 6,400%. Esto refleja que la temperatura no tiene un efecto definitivo sobre las propiedades de tensión. Cabe destacar que la mayoría de las fallas en las muestras ocurrieron en las mordazas de sujeción, lo que sugiere que el ajuste y uso de las mordazas puede afectar los resultados de los ensayos.

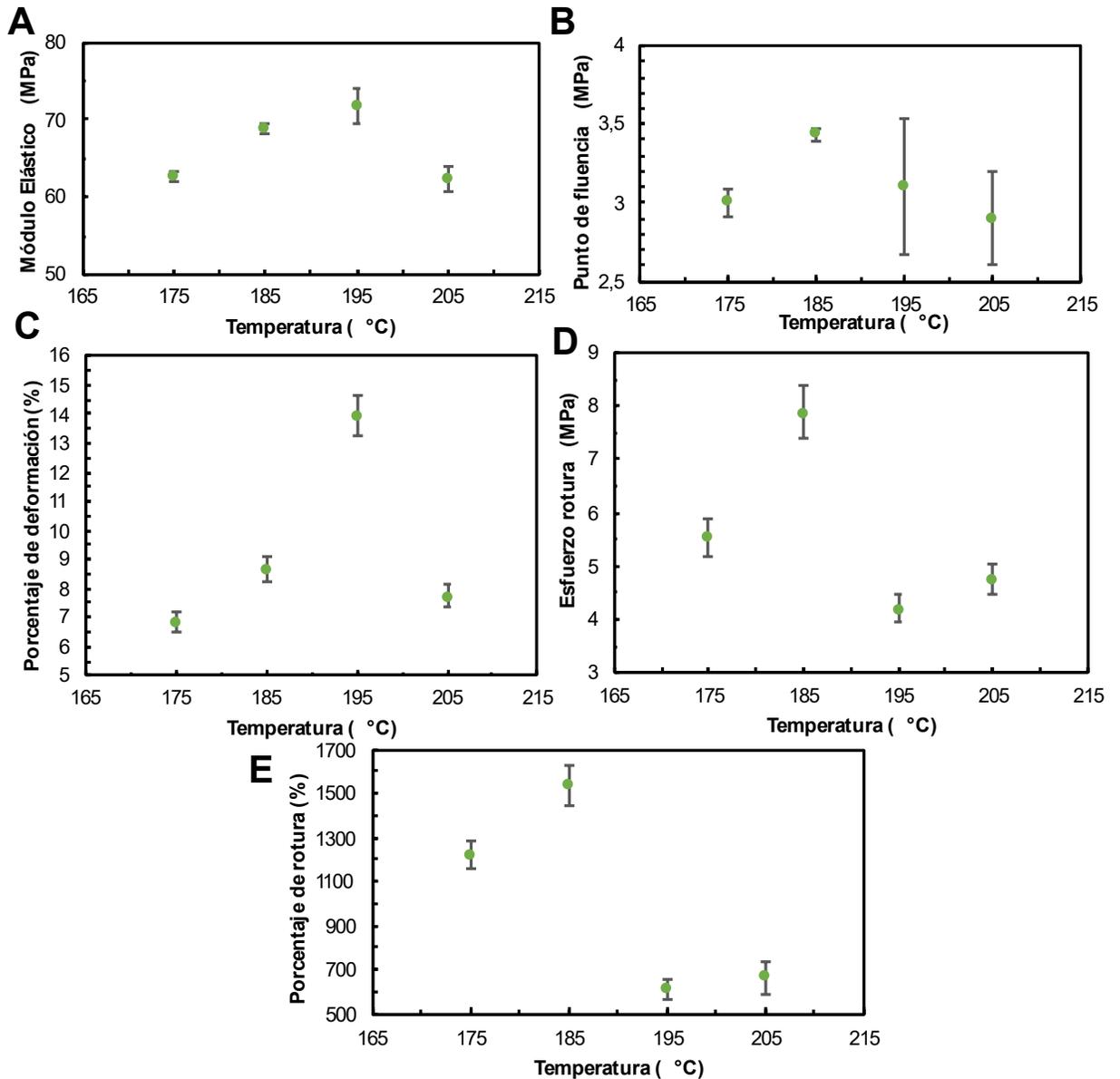
En cuanto a los valores de porcentaje de deformación y rotura, estos son significativamente mayores que los valores reportados en otros estudios, como (Finkenstadt et al., 2008) con 1.100% y (Rosa et al., 2004) con 700%, lo que puede deberse a diferencias en las condiciones de ensayo y la naturaleza de los andamios impresos en este estudio.

Figura 3-24. Prueba de tensión con lecho a 50°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, que en este caso es de 50°C: **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 50°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

Figura 3-25. Prueba de tensión con lecho a 55°C

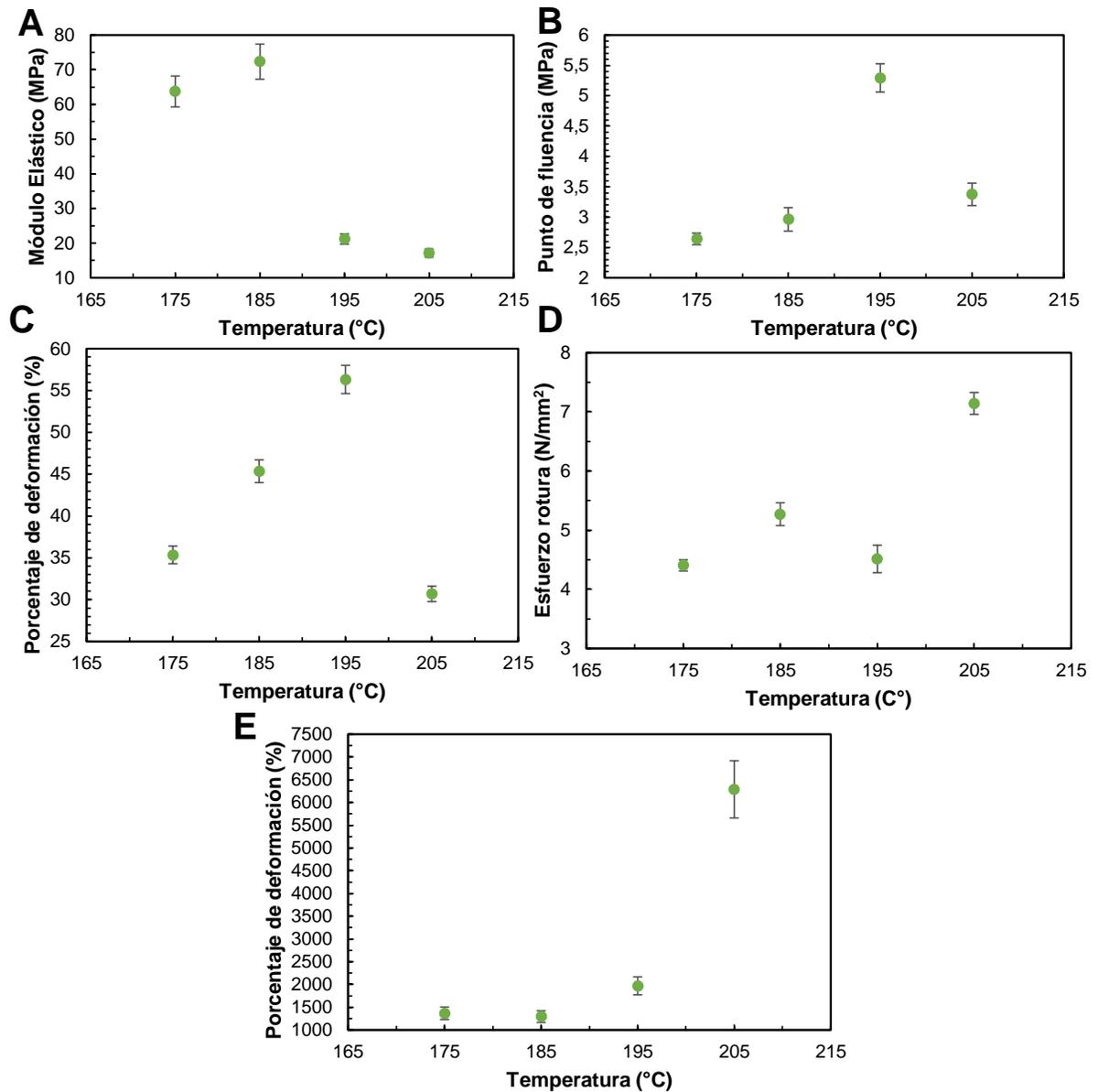


Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 55°C: **(A)** módulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 55°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La **Figura 3-25** muestra el comportamiento de las pruebas mecánicas a una temperatura de lecho de 55°C. El módulo elástico tiene un comportamiento significativamente diferente en comparación con las temperaturas anteriores, fluctuando entre 60 y 72 MPa. Estos valores son considerablemente mayores que los reportados por (W. H. Park et al., 2015) y (Licciardello et al., 2021), pero aun así son menores que los valores reportados por (Rezania et al., 2022), que llegan a 230 MPa. Aunque el comportamiento es más homogéneo que a 50°C, donde el comportamiento plástico fue más pequeño, pero fluctuó más, el punto de fluencia varía entre 2.9 MPa y 3.5 MPa, mostrando una relativa homogeneidad en el punto de máximo esfuerzo antes de la deformación. El porcentaje de deformación en el punto de fluencia es menor en comparación con la temperatura de lecho de 50°C, fluctuando entre 6% y 14% (a 205°C), con un valor atípico. El esfuerzo a rotura tiene un comportamiento no lineal, variando entre 4 MPa y 8 MPa, similar a la temperatura de lecho de 50°C. Los porcentajes de rotura son más acordes con los reportados en la literatura, con valores de 606% y 665% para las temperaturas de inyección más altas, comparables con (Finkenstadt et al., 2008), mientras que los valores para las temperaturas de inyección más bajas son 1,200% y 1,500%, en línea con lo reportado por (Licciardello et al., 2021).

En la **Figura 3-26A**, se puede apreciar que el comportamiento del módulo elástico muestra una ligera tendencia a verse influenciado por la temperatura de inyección. Las temperaturas de inyección más bajas (175°C y 185°C) tienen un módulo elástico más alto, oscilando entre 63 MPa y 72 MPa, mientras que las temperaturas de inyección más altas (195°C y 205°C) tienen un módulo elástico más bajo, entre 17 MPa y 21 MPa. Estos comportamientos son consistentes con los resultados reportados por (W. H. Park et al., 2015) y (Rezania et al., 2022). En las temperaturas más bajas de inyección, el comportamiento del módulo elástico se encuentra en un punto intermedio entre los valores reportados por (W. H. Park et al., 2015) y (Rezania et al., 2022). En las temperaturas más altas de inyección, el comportamiento es simétrico a los resultados presentados por (Licciardello et al., 2021) y (W. H. Park et al., 2015).

Figura 3-26. Prueba de tensión con lecho a 60°C.

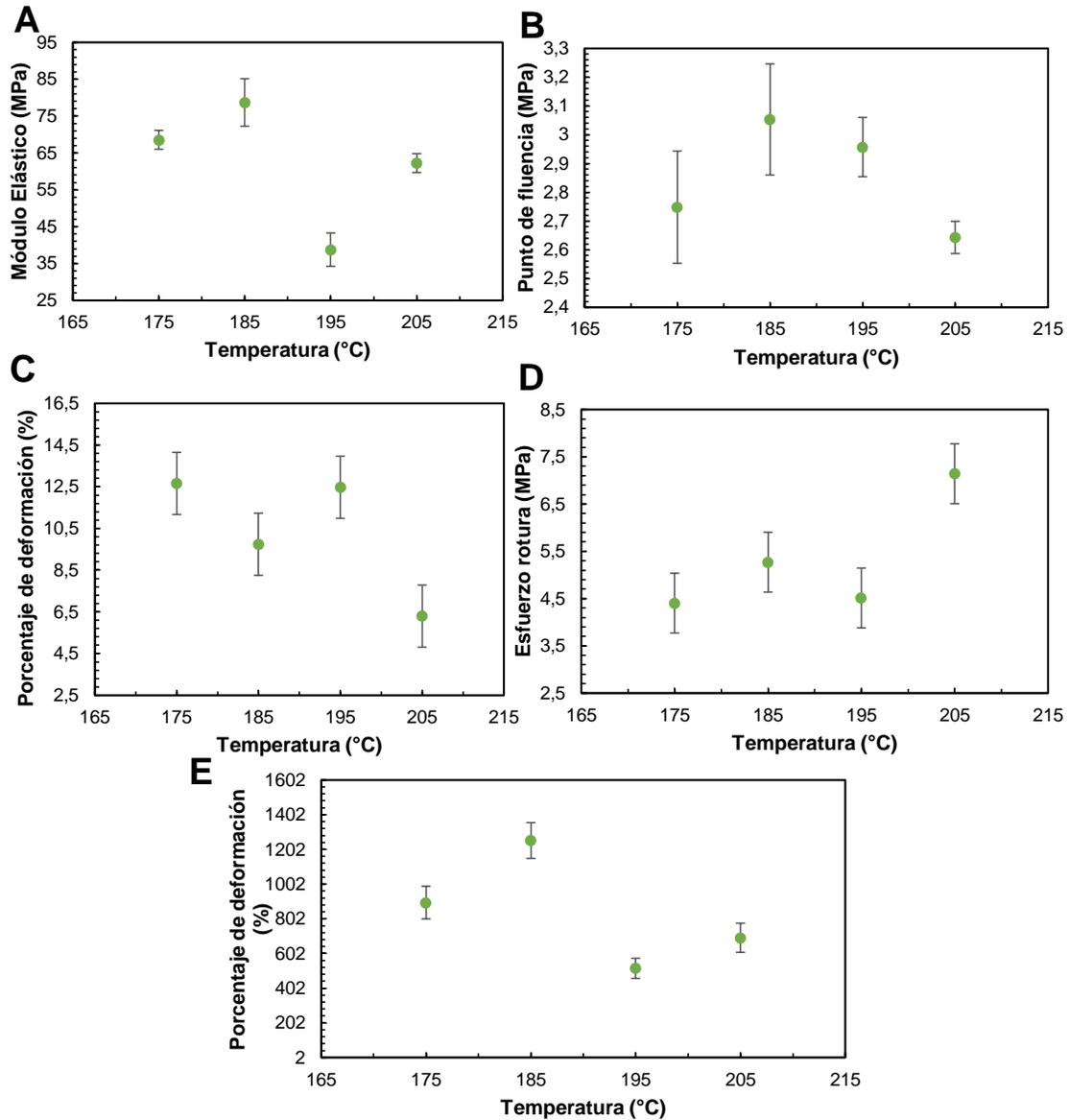


Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 60°C: **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 60°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

En la Figura **3-26B** se observa un dato atípico a la temperatura de inyección de 195°C, con un valor de 5.3 MPa. Este comportamiento es muy similar al arrojado por el blanco (**Anexo 3**) con un valor de 5.4 MPa, y se acerca a lo reportado por (Rezania et al., 2022) con valores de 6 MPa. Las otras temperaturas presentan valores que oscilan entre 2.6 MPa y 3.3 MPa. Los porcentajes de deformación en el punto de fluencia varían en las tres temperaturas evaluadas, fluctuando desde un 30% hasta un 56% a 195°C. No hay un comportamiento simétrico en este caso, ya que los valores más bajos corresponden a las temperaturas extremas: 205°C con un 30% y 175°C con un 35%. El esfuerzo de rotura tiene un comportamiento más homogéneo en las tres primeras temperaturas, oscilando entre 4.2 MPa y 5.2 MPa, con un valor de 7.2 MPa a 205°C. Este comportamiento es similar a las muestras obtenidas a 50°C y 55°C. Finalmente, el esfuerzo de deformación muestra un dato completamente atípico a 205°C, con un valor de 6,288%, mientras que los otros valores tienen un comportamiento similar al reportado por (Rezania et al., 2022), oscilando entre 1,300% y 1,970%.

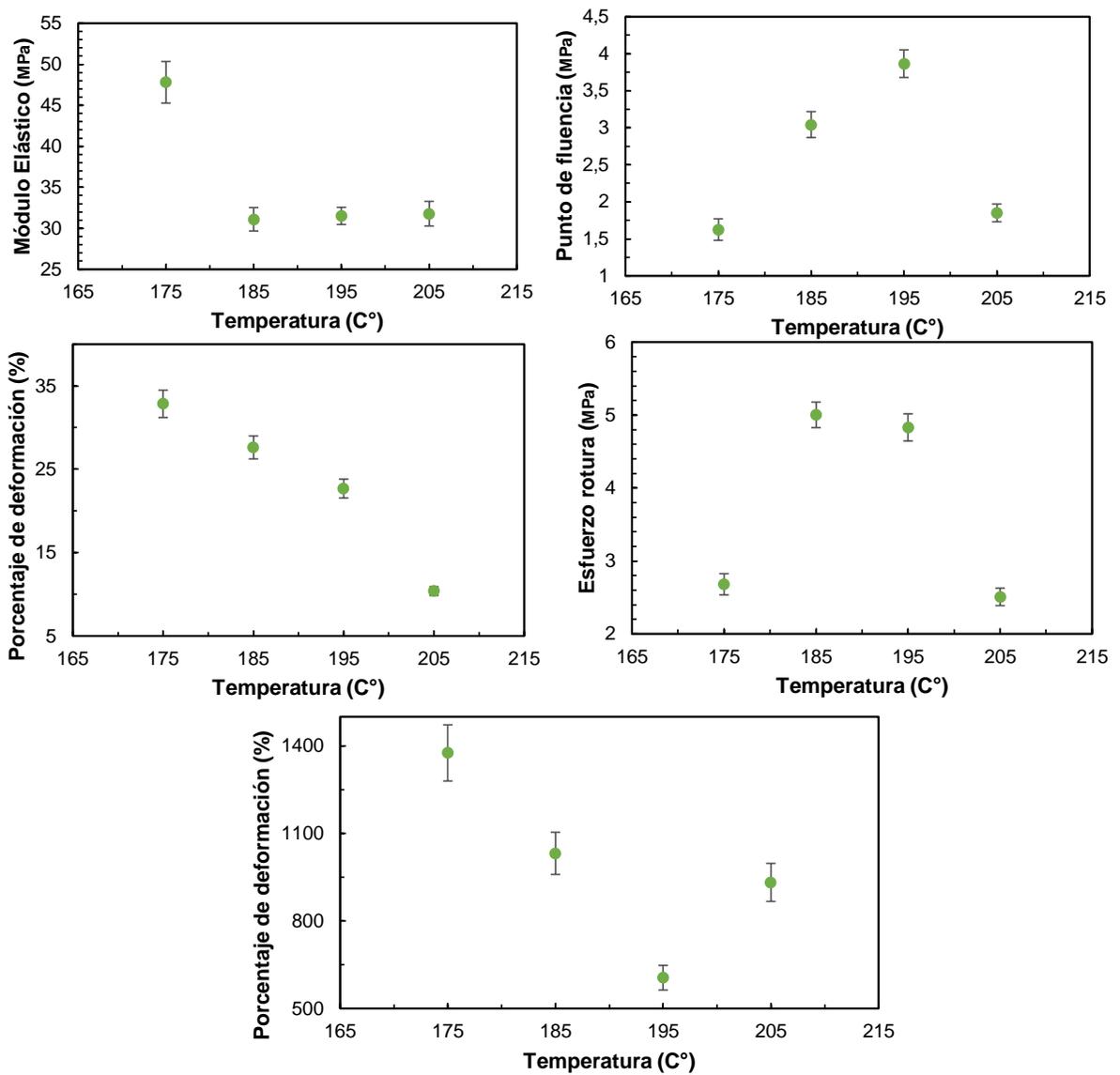
En la **Figura 3-27**, se observa que el comportamiento del módulo elástico de las muestras oscila entre 38 MPa y 78 MPa. Estos valores se encuentran fuera del rango reportado en la literatura, siendo más bajos que lo reportado por (W. H. Park et al., 2015) y más altos que lo reportado por (Finkenstadt et al., 2008). Sin embargo, teniendo en cuenta el valor del blanco (83 MPa), que era una película plana del mismo espesor y sin protuberancias, estas muestras se acercan mucho al comportamiento del blanco. El comportamiento del punto de fluencia se encuentra en un rango de 2.6 MPa a 3.0 MPa, lo que indica que las muestras se deforman fácilmente, con una zona elástica corta. La resistencia a la ruptura es muy alta. El porcentaje de deformación en el punto de fluencia varía desde 6.2% a 205°C hasta 12.6% a 175°C. El esfuerzo de rotura muestra un comportamiento homogéneo como en las muestras de 50°C a 60°C, con valores entre 4.2 MPa y 7.1 MPa. El porcentaje de rotura oscila entre 560% y 1,200%, mostrando un comportamiento lineal similar a lo reportado por (Rezania et al., 2022) y (Finkenstadt et al., 2008). De todas las muestras reportadas anteriormente, la muestra de 65°C presenta el comportamiento más homogéneo.

Figura 3-27. Prueba de tensión con lecho a 65°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 65°C: **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 65°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

Figura 3-28. Prueba de tensión con lecho a 70°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 70°C: **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 70°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

En la **Figura 3-28**, se observa que el módulo elástico tiene un comportamiento similar en las temperaturas de 185°C a 295°C, manteniéndose alrededor de 31 MPa. Sin embargo, se presenta un comportamiento atípico a 175°C, con un valor de 48 MPa, que es casi el doble de lo reportado en experimentaciones anteriores (W. H. Park et al., 2015) y (Licciardello et al., 2021), pero aun así más bajo que lo reportado por (Finkenstadt et al., 2008). Esto indica que el área elástica del material es relativamente corta. Comparando con el valor del blanco (76.4 MPa), el valor obtenido es relativamente bajo.

En el punto de fluencia, los valores fluctúan entre 1.8 MPa y 3.6 MPa, siendo los valores más bajos de todas las temperaturas de lecho y siendo inferiores a la mitad de lo reportado por (Rezania et al., 2022), que fue de 6 MPa. Esto indica que la muestra se deforma rápidamente en esta temperatura. El porcentaje de deformación en el punto de fluencia varía desde un 10% a 205°C hasta un 32% a 175°C, mostrando un comportamiento lineal. En cuanto al esfuerzo a rotura, los datos van desde 2.5 MPa (a 205°C) hasta 5 MPa (a 185°C), con valores más bajos en los extremos de las temperaturas de inyección. El porcentaje de deformación en ruptura tiene un rango que va de 605% a 1,375%, mostrando una linealidad con los valores reportados por (Rezania et al., 2022) de 1,100% y valores inferiores a 700% (Finkenstadt et al., 2008) en la deformación de ruptura.

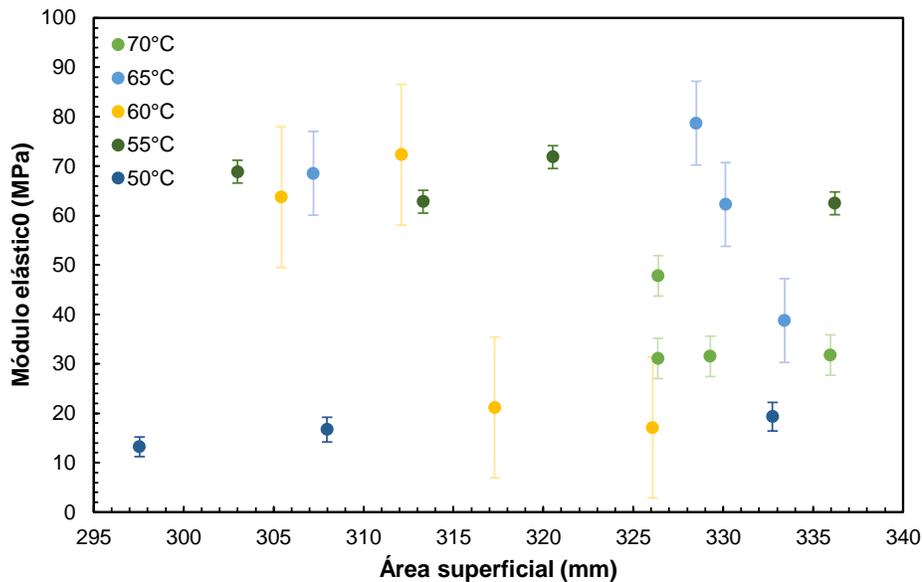
En resumen, se puede concluir que el comportamiento de la temperatura no afecta sustancialmente las propiedades mecánicas, ya que se obtienen valores que dificultan la identificación de una secuencia o patrón de comportamiento. Esto se debe principalmente al hecho de trabajar en temperaturas que están por debajo de la degradación del polímero. Las propiedades mecánicas dependen en gran medida de la conformación del inyector y la manera en que se imprime, lo que hace que la secuencia y el contacto con la muestra generen una conformación única en cada andamio. Como estos andamios actúan como matrices, al aplicar un esfuerzo de tensión, las fibras se elongan y se comportan de manera no uniforme, lo que dificulta la predicción precisa de las propiedades mecánicas.

Para enriquecer la información proporcionada anteriormente, se llevó a cabo un análisis que considera las propiedades mecánicas en relación con el área superficial. Este análisis se ilustra en la Figura 2-29, donde se observa que el módulo elástico presenta

fluctuaciones en el rango de 10 a 80 MPa. Sería esperable que estos valores fueran consistentes y homogéneos, dado que se trata del mismo material. Sin embargo, es importante destacar que estos valores están influenciados por el área superficial, la cual depende de una medida inicial registrada en el software de la máquina de ensayos universal. Además, los efectos previamente mencionados, como el retroceso del filamento que dificulta una impresión uniforme, podrían afectar de manera significativa el rendimiento de los andamios en las pruebas mecánicas.

Resulta evidente que estos valores obtenidos son relativamente bajos en comparación con la literatura, donde se reporta un módulo elástico de 264,8 MPa. Esta discrepancia puede atribuirse a las condiciones de impresión y a los factores mencionados anteriormente, que influyen en la estructura y calidad de los andamios resultantes (Eshraghi & Das, 2010).

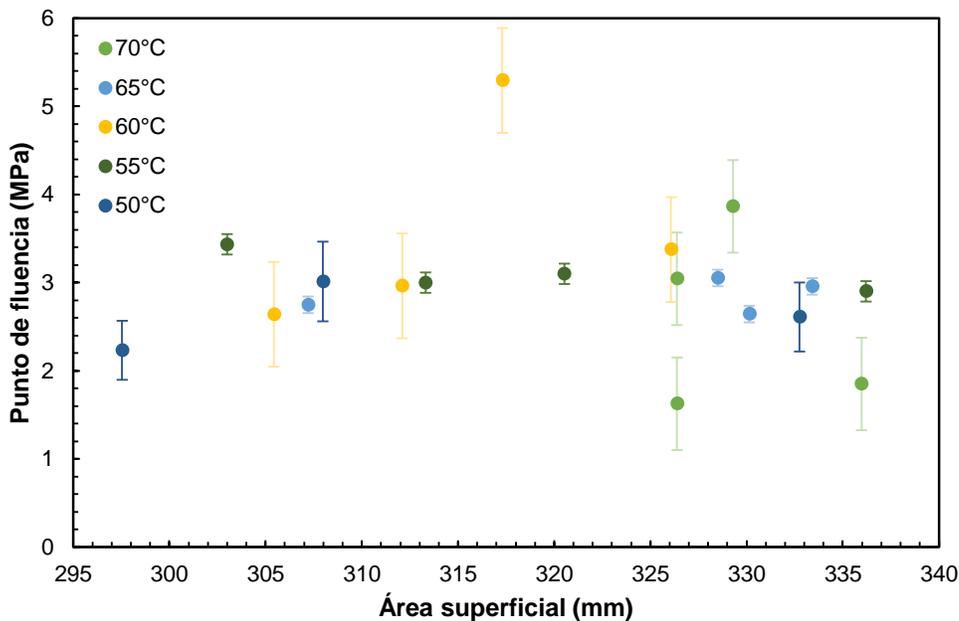
Figura 3-29. Módulo elástico en función del área superficial.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en los módulos elásticos. El eje de las abscisas corresponde al área superficial proyectada de los andamios.

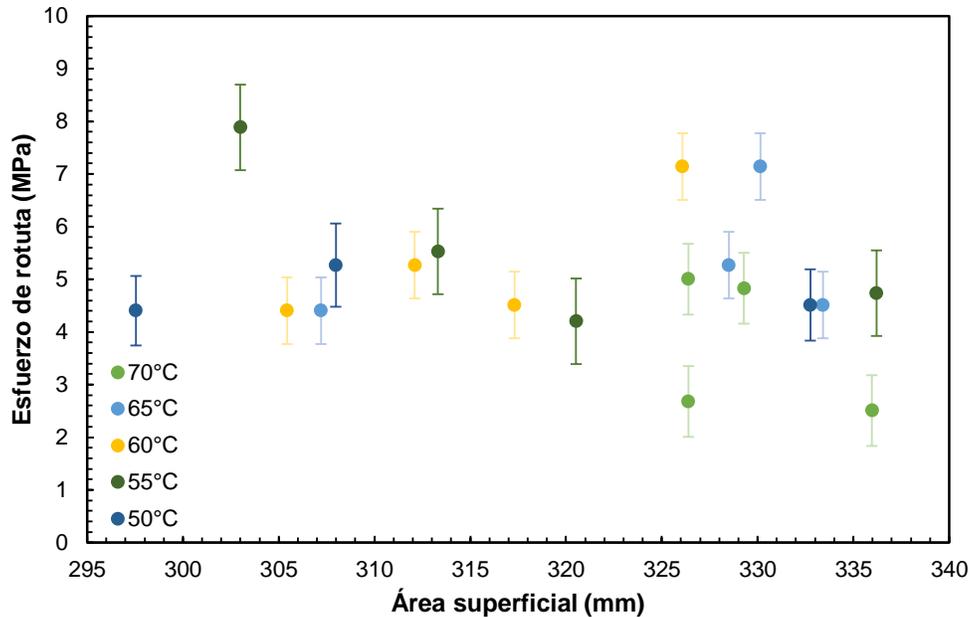
En el caso del punto de fluencia como se puede ver en la **Figura 3-30** los valores tienen una coincidencia o homogeneidad, la cual se puede ver que los valores oscilan entre 1 y 5 MPa, debido a que en el caso de obtener mayor área superficial habrá mayor resistencia del material, pero el esfuerzo es completamente igual, en contraste con el módulo elástico, aunque el valor es un poco bajo en promedio con la literatura: mientras (Eshraghi & Das, 2010) reporta valores de 8,1-10,2 MPa, en esta investigación se arrojaron valores de 2,96MPa.

Figura 3-30. Punto de fluencia en función del área superficial.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el punto de fluencia. El eje de las abscisas corresponde al área superficial proyectada de los andamios.

Para el esfuerzo de rotura, como se puede ver en la **Figura 3.31**, el promedio es de 5,06 MPa, que al igual que en el punto de fluencia, reporta valores homogéneos debido a que su comportamiento es evaluando el esfuerzo, que es basado en una unidad por área, lo que lo hace similar evaluando un área mayor o menor.

Figura 3-31. Esfuerzo de rotura en función del área superficial

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en esfuerzo de rotura. El eje de las abscisas corresponde al área superficial proyectada de los andamios.

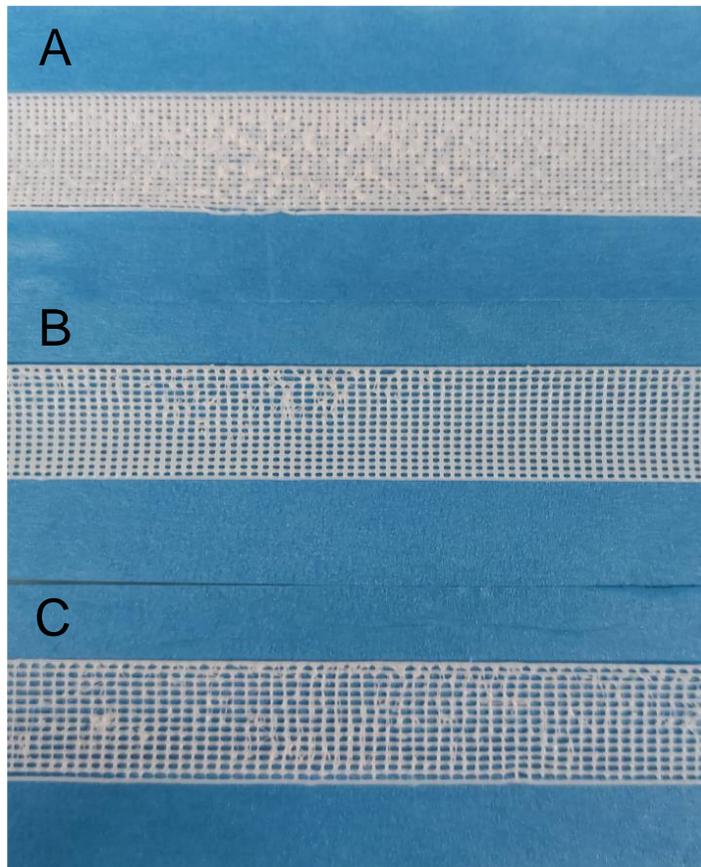
3.6.1.1. Variación de tamaño de orificio

En la **Figura 3-32**, se muestran los diferentes especímenes de diseño con tamaños de orificio variados. Cada espécimen tiene una longitud de 143 mm y un ancho de 20 mm. Estos especímenes serán sometidos a pruebas mecánicas para evaluar sus propiedades mecánicas en las temperaturas de inyección de 175°C y 185°C, con una temperatura de lecho de 70°C.

En esta etapa del análisis, se espera determinar cómo las diferentes condiciones de tamaño de orificio afectan las propiedades mecánicas de los andamios, considerando las variaciones en las temperaturas de inyección. Estas pruebas mecánicas proporcionarán

información crucial sobre cómo las diferentes configuraciones de diseño influyen en el comportamiento de los andamios en términos de resistencia, deformación y otros aspectos mecánicos relevantes.

Figura 3-32. Diferencial de los diseños de ensayo de tensión (A) 0,5mm, (B) 0,75, (C) 1mm.

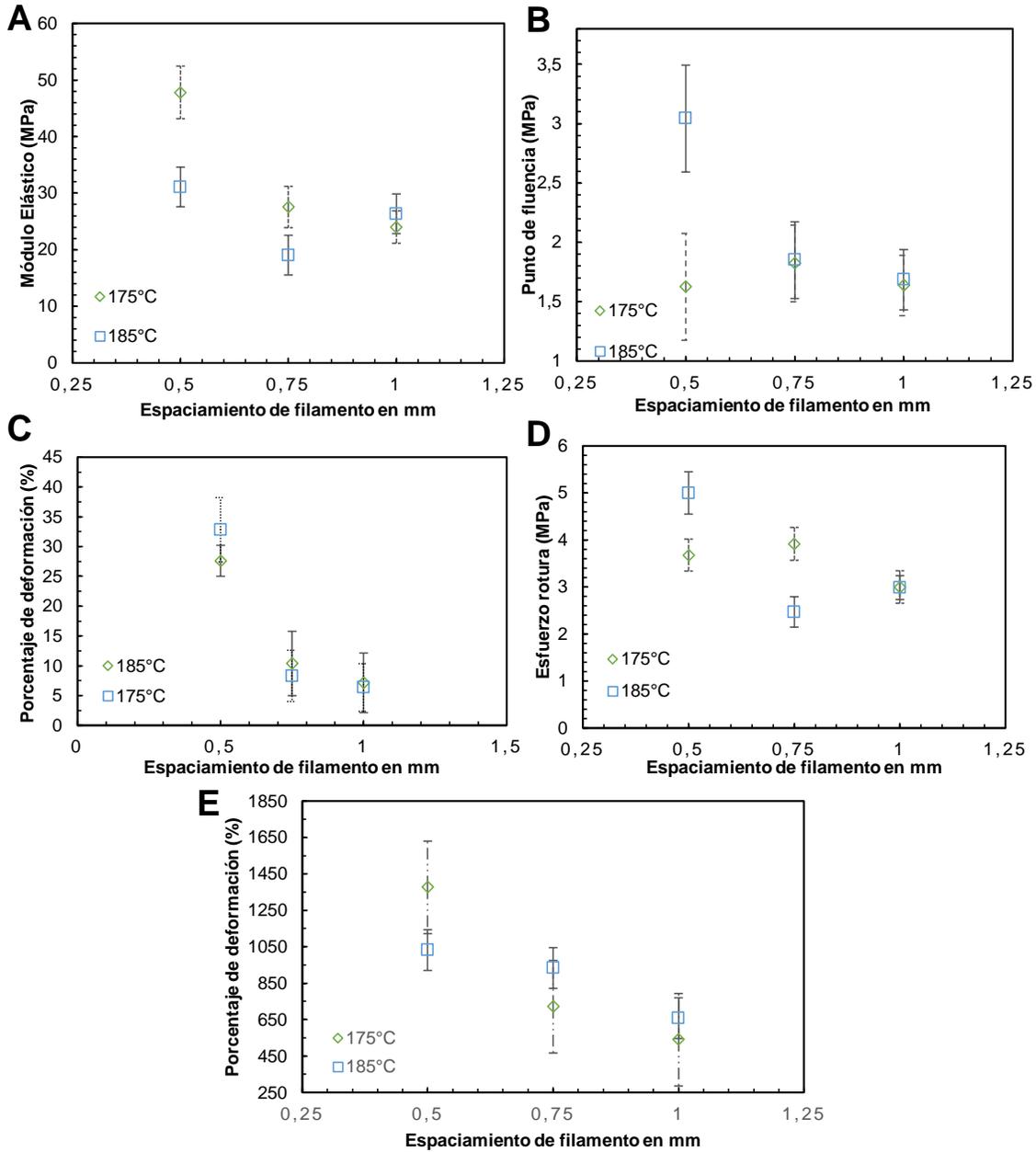


En la **Figura 3-33** se observa la comparación de las propiedades mecánicas de las muestras con diferentes tamaños de orificio. En cuanto al módulo elástico, se puede apreciar que el espécimen con un tamaño de orificio de 0,5 mm tiene el valor más alto en ambas temperaturas (175°C y 185°C). Además, se nota una secuencia lineal inversa a medida que aumenta el tamaño de orificio para la temperatura de 175°C. Específicamente, los valores son de 47,8 MPa para el espécimen de 0,5 mm, 27,5 MPa para el de 0,75 mm y 24 MPa para el de 1 mm.

Estos resultados muestran que a medida que la densidad de la muestra aumenta (debido a un menor espaciamiento de orificio), el módulo elástico también aumenta. Esto es coherente con el hecho de que una menor deformación se espera en muestras con orificios más pequeños debido a una mayor cantidad de material entre los orificios.

Además, se menciona que los valores del módulo elástico obtenidos son más altos que los reportados por otros estudios (W. H. Park et al., 2015) y (Licciardello et al., 2021), lo que indica que las propiedades mecánicas de los andamios en este estudio están en un rango superior. Esto podría deberse a diferencias en la metodología de fabricación, diseño de los andamios y materiales utilizados.

Figura 3-33. Comparación de prueba de tensión con cambio de orificio



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de tensión de los andamios a diferentes tamaños de orificio empleando la máquina de ensayos universal, el eje de las abscisas corresponde a los diferentes tamaños de espaciamiento de filamento, los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas de inyección. **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura de 70°C, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La comparación de las propiedades mecánicas de las muestras con diferentes tamaños de orificio a temperatura de 185°C muestra un comportamiento distinto al de 175°C. En el caso del módulo elástico, los resultados son los siguientes:

- Para el espécimen de 0,5 mm, el módulo elástico es de 31,1 MPa.
- Para el espécimen de 0,75 mm, el módulo elástico es de 19 MPa.
- Para el espécimen de 1 mm, el módulo elástico es de 26 MPa.

Aquí, el comportamiento es contrario al observado a 175°C, ya que en 0,5 mm el módulo elástico es más bajo que en los otros dos tamaños de orificio. Además, se destaca que la desviación estándar de los valores para los andamios de 0,5 mm es mayor en comparación con los de 0,75 mm y 1 mm.

Con relación al punto de fluencia, los resultados muestran un patrón más definido en los andamios de 0,75 mm y 1 mm, donde ambos tienen un punto de fluencia de alrededor de 1,8 MPa. En cambio, en el andamio de 0,5 mm, el punto de fluencia varía entre 1,6 MPa y 3,0 MPa, siendo más irregular.

El porcentaje de deformación en el punto de fluencia también sigue un patrón de disminución a medida que aumenta el tamaño de orificio, siendo más evidente en los tamaños de 0,75 mm y 1 mm.

En el esfuerzo de rotura, los intervalos se encuentran entre 2,4 MPa y 5 MPa, lo que es comparable con los resultados reportados por (Rezania et al., 2022). Sin embargo, la desviación estándar en los andamios de 0,5 mm y 0,75 mm hace que este factor sea menos evaluable.

Por último, el porcentaje de rotura sigue un patrón definido: los valores más altos corresponden al espécimen de 0,5 mm (1375% a 175°C y 1031% a 185°C), seguido por el de 0,75 mm (720% y 933%) y luego el de 1 mm (539% y 658%). Estos resultados son comparables con los valores reportados por (Rezania et al., 2022). Para finalizar, el tamaño de orificio tiene un impacto en el desempeño de las muestras en un ensayo de tensión

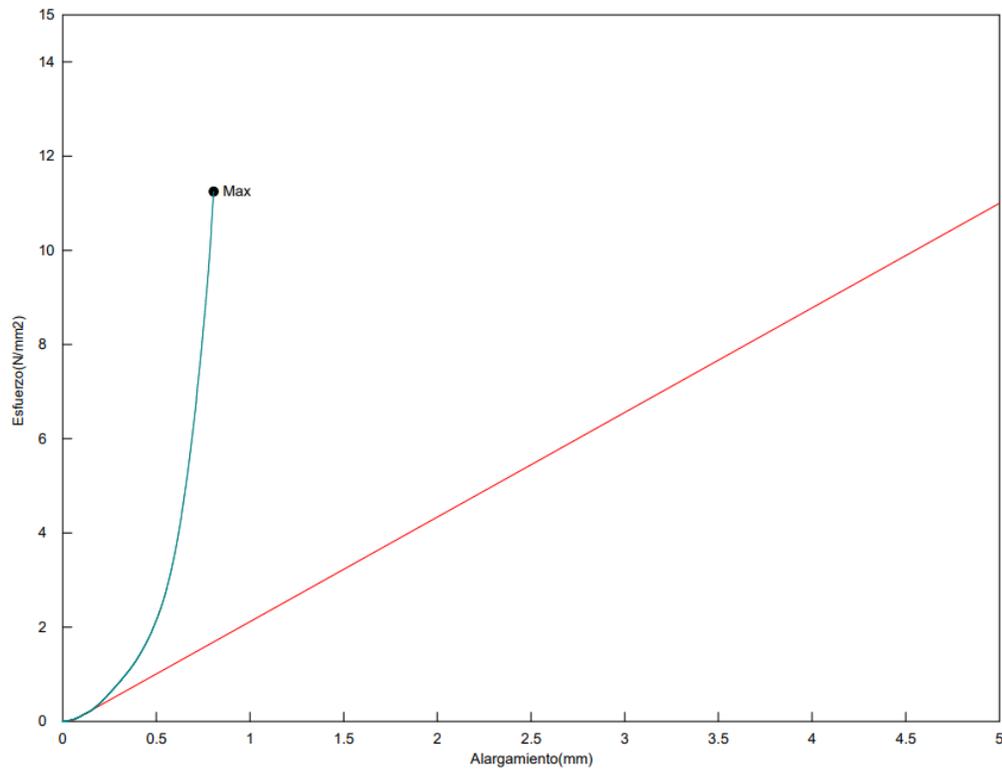
deformación. Los resultados varían dependiendo del tamaño de orificio y la temperatura de inyección, y se observan patrones específicos en las propiedades mecánicas a diferentes temperaturas. Los detalles adicionales y las pruebas mecánicas se encuentran en el **Anexo 3**.

3.6.2. Prueba de compresión

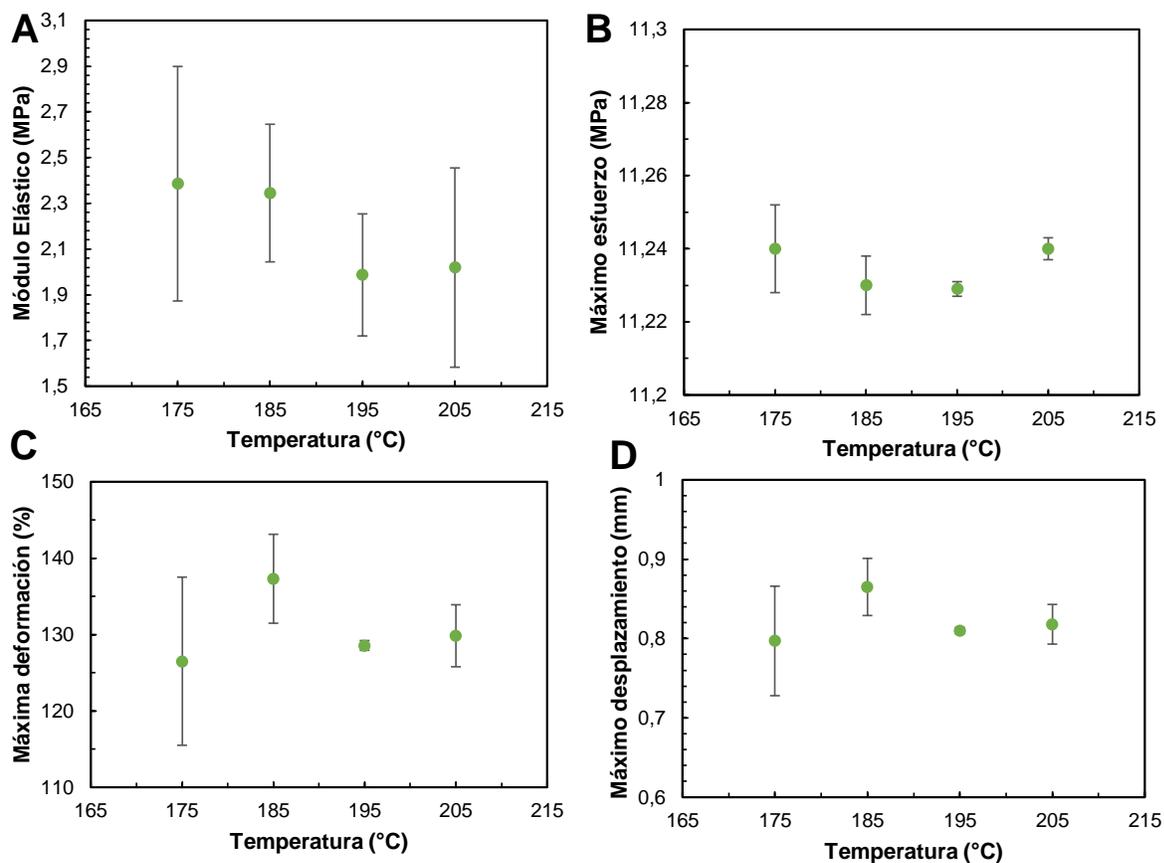
El módulo de compresión es un aspecto fundamental en el proyecto, ya que es crucial para evaluar el potencial de la policaprolactona como material para tejido óseo. La resistencia a la compresión es especialmente relevante en aplicaciones relacionadas con el hueso, ya que el hueso está sometido a fuerzas de compresión en diversas partes del cuerpo. Para determinar el módulo elástico en ensayos de compresión, se utilizó el método tangencial, que se ilustra en la **Figura 3-28**.

Al evaluar el módulo de compresión de la policaprolactona en diferentes muestras con diferentes tamaños de orificio y temperaturas de inyección, se obtendrá información valiosa sobre cómo estas variables afectan la capacidad del material para soportar fuerzas de compresión. Esto es crucial para determinar la idoneidad de la policaprolactona como material para aplicaciones de ingeniería de tejidos y regeneración ósea.

Figura 3-34. Comportamiento de ensayo de compresión y método tangencial de un ensayo a 70°C



Se realizó el mismo tratamiento de ensayos que en tensión: primero se evaluó el efecto de las temperaturas y posteriormente el efecto de la variación de espacio de orificio, se toman tres temperaturas por temperatura siguiendo la norma. Se comienza con la temperatura de 50°C (**Figura 3-34**).

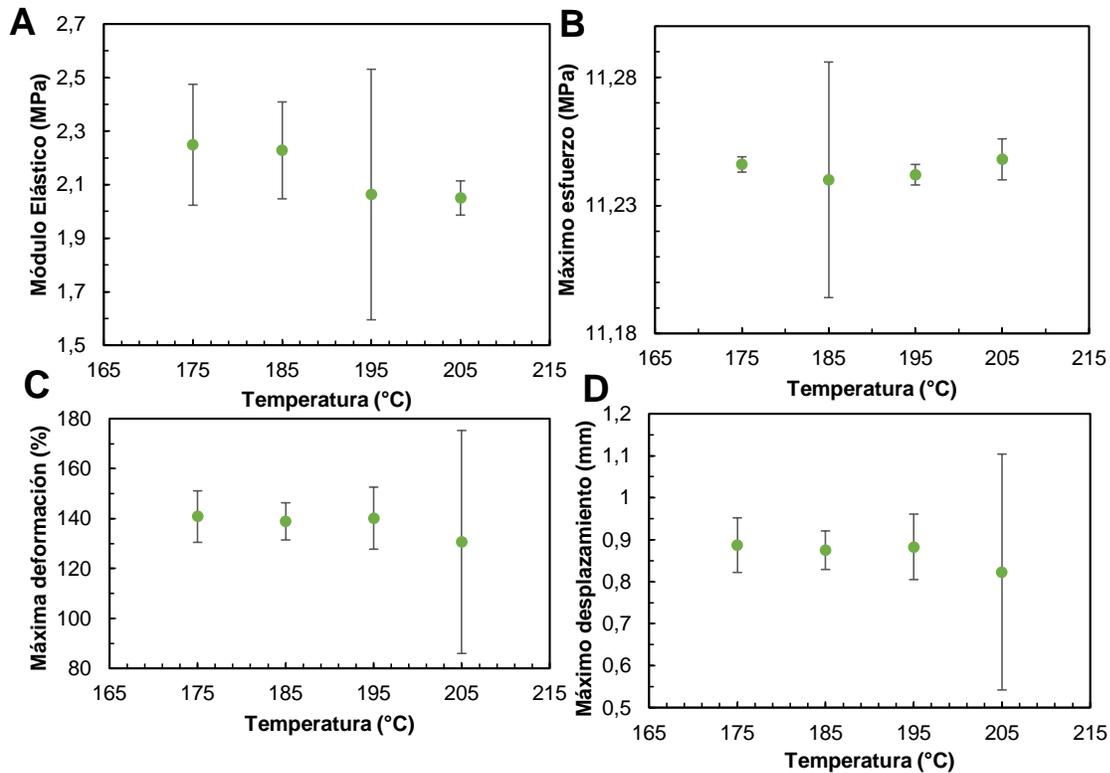
Figura 3-35. Ensayo de compresión a 50°C

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de compresión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 50°C: **(A)** módulo elástico, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máximo desplazamiento. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

Como se muestra en la **Figura 3-35**, el módulo elástico en los ensayos de compresión tiene una variación relativamente pequeña, oscilando entre 2 MPa y 2,4 MPa. Esto indica que el módulo elástico no varía significativamente en función del cambio de temperatura de inyección. Además, el valor del máximo esfuerzo también se mantiene casi constante en todos los ensayos realizados, con una variación mínima en las mediciones decimales.

En cuanto a la máxima deformación, se observa una variación de aproximadamente 126% a 137%, sin que se pueda identificar un patrón de comportamiento específico en relación con la temperatura de inyección. En relación con el máximo desplazamiento, todos los valores se encuentran dentro de un rango de 0,8 mm, que corresponde al grosor máximo del andamio.

Estos resultados sugieren que el módulo elástico y la resistencia a la compresión de la policaprolactona en estas condiciones particulares no son altamente sensibles a las variaciones en la temperatura de inyección. Sin embargo, es importante tener en cuenta que estos resultados son específicos para las condiciones de ensayo utilizadas en el estudio y podrían variar en función de otros factores, como la geometría de la muestra y las condiciones de carga.

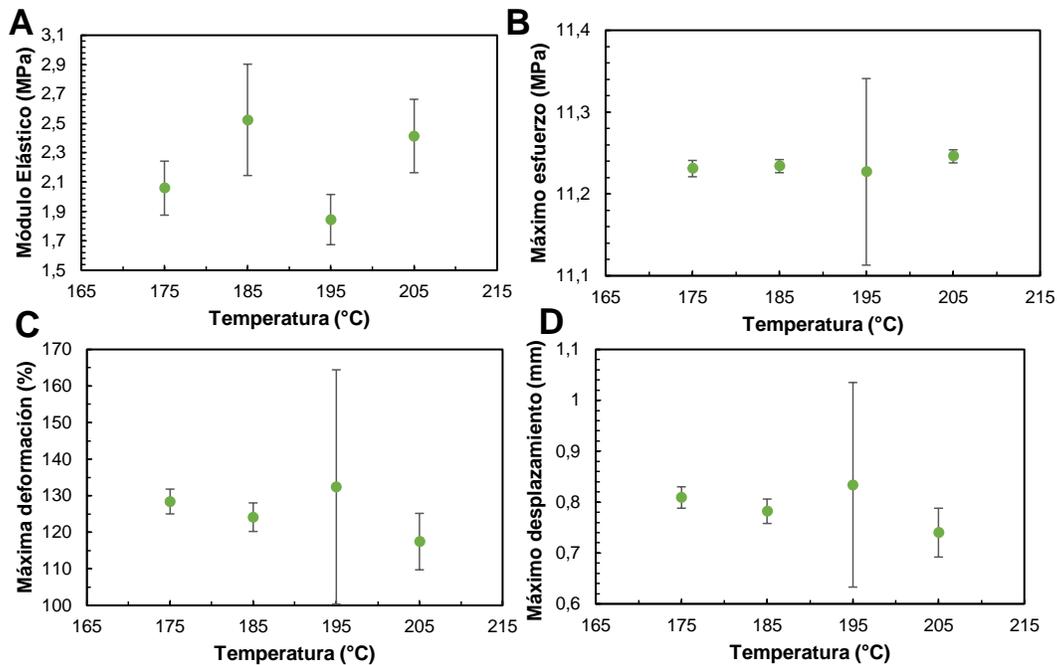
Figura 3-36. Ensayo de compresión a 55°C

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de compresión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 55°C: **(A)** módulo elástico, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máximo desplazamiento. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La **Figura 3-36** muestra que, en el ensayo de compresión a una temperatura de lecho de 55°C, el módulo elástico tiene variaciones muy bajas, oscilando entre 2 MPa y 2,2 MPa. Esta variación es incluso más reducida que la observada a temperatura de lecho de 50°C. El comportamiento del máximo esfuerzo sigue el mismo patrón que el ensayo a 55°C, con la excepción de un dato atípico a 185°C. En cuanto a la deformación máxima, fluctúa entre 130% y 140%, con una leve variación en la temperatura de 205°C. El máximo desplazamiento es de 0,8 mm, con una variación mínima en los dígitos decimales.

Estos resultados indican que, a esta temperatura de lecho de 55°C, las propiedades mecánicas en el ensayo de compresión se comportan de manera homogénea y que la variación de temperatura no tiene un impacto significativo en las propiedades de compresión en esta configuración específica de los andamios de policaprolactona

Figura 3-37. Ensayo de compresión a 60°C.



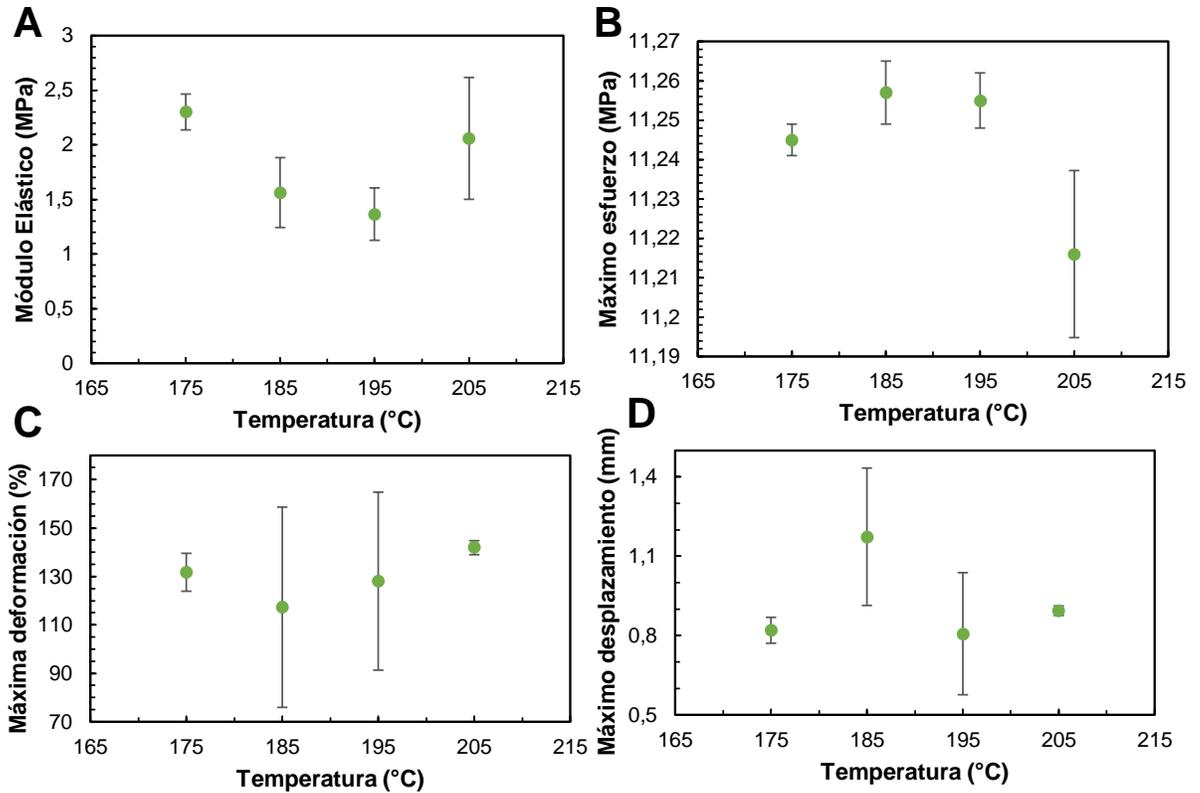
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de compresión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 60°C: **(A)** módulo elástico, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máximo desplazamiento. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

En la **Figura 3-37**, se observa que el comportamiento del módulo elástico en el ensayo de compresión no sigue un patrón predecible basado en la temperatura de lecho de 55°C. Aunque sus valores varían, se mantienen en un intervalo relativamente estrecho, oscilando entre 1,8 MPa y 2,5 MPa. Estos valores son relativamente pequeños considerando el tamaño del andamio, que tiene dimensiones de 20x20 mm con un grosor de $0,71 \pm 0,10$ mm.

El máximo esfuerzo también muestra poca variación entre las diferentes temperaturas de inyección, siendo de 11,2 MPa en general, con diferencias insignificantes en términos decimales. La máxima deformación varía entre 117% y 132%, aunque en esta temperatura de lecho se nota un porcentaje ligeramente mayor en comparación con las temperaturas de 50°C y 55°C.

En cuanto al máximo desplazamiento, la mayoría de los valores están cerca de 0,8 mm, al igual que en las temperaturas de lecho anteriores. Sin embargo, en la temperatura de inyección de 205°C, se observa un valor atípico de 0,74 mm. En general, se concluye que a esta temperatura de lecho de 55°C no se observan diferencias significativas en las propiedades de compresión en función de la temperatura de inyección, pero hay que tener en cuenta la desviación estándar, que en este caso fue mayor en comparación con las otras temperaturas de lecho evaluadas.

Figura 3-38. Ensayo de compresión a 65°C.



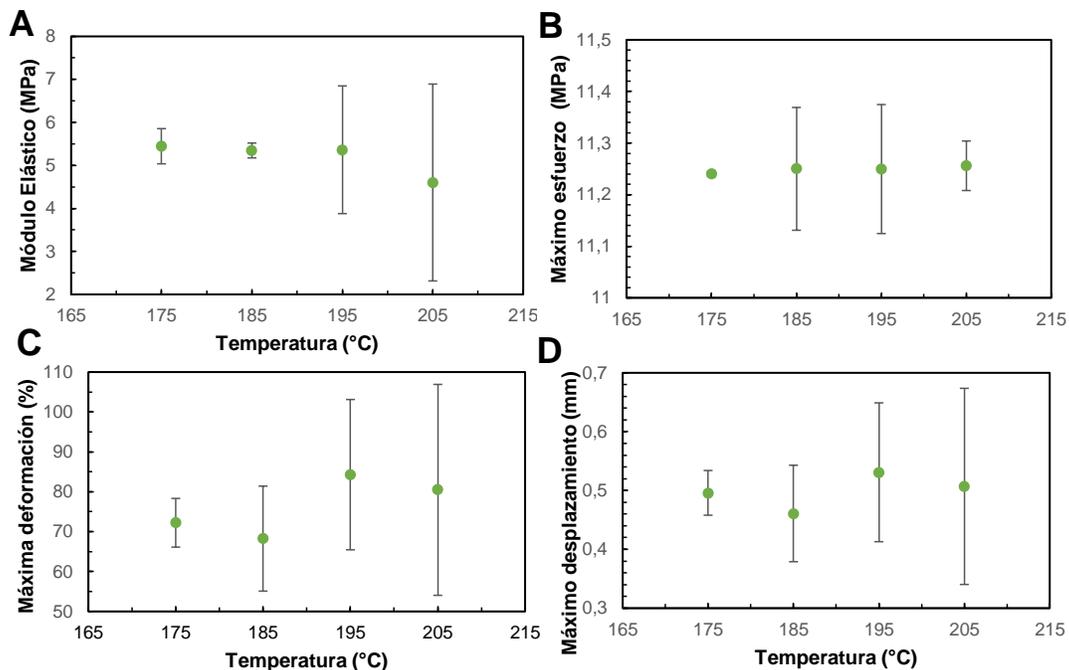
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de compresión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 65°C: **(A)** módulo elástico, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máximo desplazamiento. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

En la **Figura 3-38**, que representa el comportamiento a una temperatura de lecho de 65°C, se puede observar que el módulo elástico tiene un rango de variación de 1,3 MPa a 2,4 MPa. Este rango es el más amplio de todas las temperaturas de lecho evaluadas, y los valores máximos del módulo elástico se encuentran en temperaturas extremas: 175°C y 205°C. A pesar de estas diferencias, los valores se mantienen en el rango general de los andamios evaluados en otras condiciones de temperatura. El máximo esfuerzo alcanzado es generalmente de 11,2 MPa, con diferencias en términos decimales entre las diferentes

temperaturas de inyección. Esto sugiere una consistencia en el comportamiento de las muestras en diferentes condiciones de temperatura.

La máxima deformación presenta una variación entre 117% y 141%, siendo la más alta de todas las temperaturas de lecho evaluadas. Este comportamiento puede estar relacionado con la mayor elasticidad y deformabilidad de las muestras a esta temperatura de lecho, lo que resulta en una mayor capacidad de deformación antes de la ruptura. En cuanto al máximo desplazamiento, la mayoría de los valores se encuentran en el rango típico de 0,8 mm, excepto para la temperatura de 185°C, que muestra un valor de 1,174 mm. Este desplazamiento atípico puede deberse a curvaturas y defectos en el andamio, pero se observa que el grosor no varió significativamente.

En resumen, a una temperatura de lecho de 65°C, el comportamiento mecánico de las muestras sigue un patrón similar al observado en otras temperaturas de lecho evaluadas, con algunas variaciones en los valores del módulo elástico, el máximo esfuerzo, la máxima deformación y el máximo desplazamiento.

Figura 3-39. Ensayo de compresión a 70°C.

Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de compresión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 70°C: **(A)** módulo elástico, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máximo desplazamiento. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

En la **Figura 3-39**, que muestra los resultados del ensayo realizado con andamios a una temperatura de lecho de 70°C, se puede observar que el módulo elástico varía en un rango de 4,6 MPa a 5,4 MPa. Sin embargo, se nota una desviación estándar inusualmente alta de casi 2,9 MPa para la temperatura de 205°C. Este valor atípico no concuerda con la linealidad observada en los ensayos realizados previamente. A pesar de esta desviación, el valor máximo de esfuerzo alcanzado sigue siendo de 11,2 MPa, con pequeñas diferencias en términos decimales entre las temperaturas de inyección.

En cuanto a la máxima deformación, se presenta una variación drástica, con un rango de trabajo entre 68% y 80%. Este comportamiento contrasta significativamente con las demás temperaturas de lecho, donde la máxima deformación fue más alta. Además, el máximo

desplazamiento varía entre 0,46 y 0,53 mm, proporcionando resultados muy diferentes a los obtenidos en otras temperaturas.

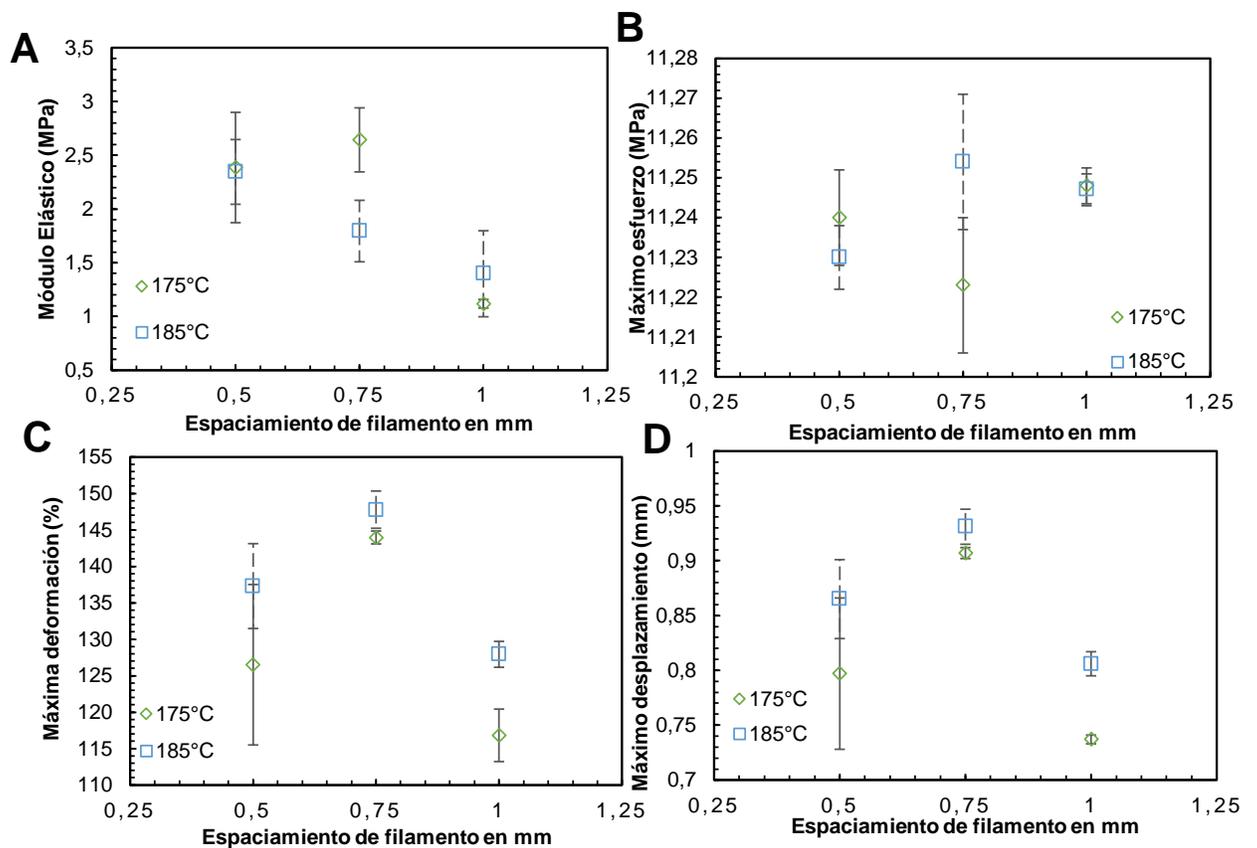
Las diferencias en las propiedades mecánicas con respecto al cambio de temperatura no parecen ser significativas, dado que todos los andamios presentaron el mismo máximo esfuerzo. Sin embargo, al comparar con la literatura, se nota que los valores del módulo elástico obtenidos en estos andamios son considerablemente más bajos. Por ejemplo, investigaciones previas como la de (Vyas et al., 2021) reportan andamios con un módulo elástico de 67,5 MPa, mientras que los andamios evaluados en este estudio no superan los 10 MPa. Otros estudios también han reportado módulos elásticos mucho más altos, como 160 MPa (Moeini et al., 2017). Estas diferencias pueden estar relacionadas con las diferencias en el diseño de los andamios, las condiciones de impresión y las propiedades del material utilizado en cada estudio.

3.6.2.1. Cambio de tamaño de orificio

Se evaluaron dos temperaturas de trabajo (175°C y 185°C) con lecho de 70°C, en tamaños de espaciado de filamentos de 0,5 mm, 0,75mm y 1mm, los resultados se pueden ver en el **anexo 3** y en la **Figura 3-40**. Variando el tamaño de orificio se puede ver que el rango del módulo elástico tiene una variación de 1,1 MPa a 2,6 MPa, los andamios a temperatura de 185°C tienen un comportamiento de seguir un patrón donde cada 0,5 MPa existía un salto, 2,3 MPa el andamio de 0,5mm, a 1,8MPa el andamio de 0,75mm y a 1,3 MPa el andamio de 1mm, sin embargo el comportamiento a 175°C no tiene esa linealidad, el mayor comportamiento lo tiene el andamio a 0,75mm con 2,6 MPa, luego 0,5mm con 2,1 MPa y por último el andamio de 1mm con 1,1 MPa, el máximo esfuerzo se mantiene constante en 11,2 MPa, con mayor desviación estándar en 0,75mm, el comportamiento en la máxima deformación es irregular, en 0,5 mm se encuentra entre 126% y 137%; en

0,75mm, que es el valor máximo se encuentra entre 143% y 148%, mientras que en 1mm se encuentra entre 116% y 127% teniendo un comportamiento relativamente homogéneo en sus datos más no con un patrón diferenciado, por último el desplazamiento máximo se encuentra entre 0,74mm y 0,91mm, teniendo una relación directa con los andamios evaluados en la sección anterior, los cuales estaban alrededor de 0,8mm, se puede denotar que no hay una diferencia significativa en las propiedades mecánicas modificando el tamaño de orificio.

Figura 3-40. Prueba mecánica de compresión variando tamaño de orificio.

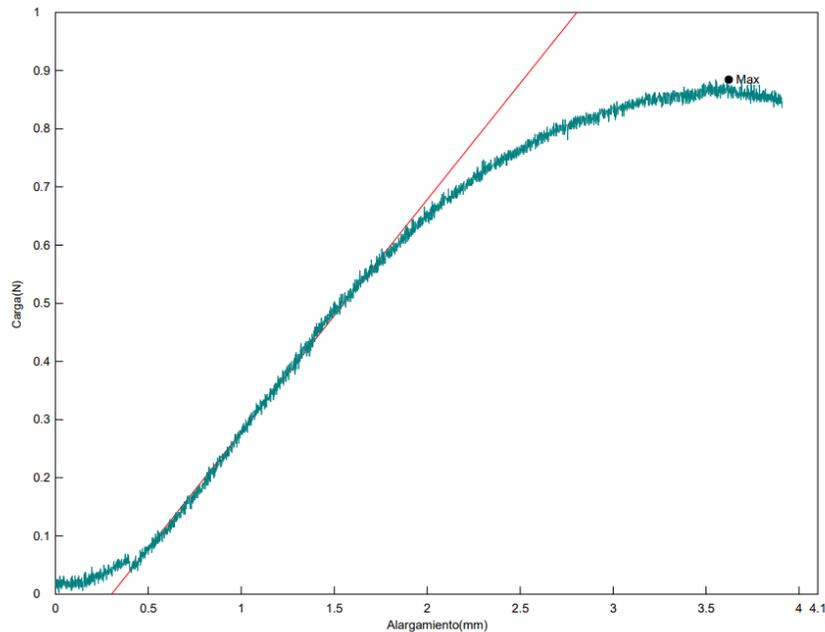


Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de compresión de los andamios a diferentes tamaños de orificio empleando la máquina de ensayos universal, el eje de las abscisas corresponde a los diferentes tamaños de espaciamiento de filamento, los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas de inyección, se fija como temperatura de lecho 70°C. **(A)** Módulo elástico o de Young, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** máxima deformación. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

3.6.3. Prueba de flexión

En la **Figura 3-41**, se presenta el ensayo de flexión realizado mediante un ensayo a tres puntos, que combina los esfuerzos de compresión y tracción en un solo ensayo. Este tipo de ensayo es particularmente relevante en la mecánica de tejidos óseos, ya que simula las condiciones de carga que el hueso puede enfrentar, especialmente en situaciones de trauma. Para determinar el módulo elástico en este ensayo, se utilizó el método tangencial, el cual se ilustra en la figura.

Se llevaron a cabo múltiples muestras para cada temperatura, en un total de tres réplicas por cada condición. El objetivo era evaluar el efecto de las temperaturas de inyección y del lecho en las propiedades mecánicas de las muestras. Posteriormente, se realizó una modificación en el tamaño de los orificios de los andamios para explorar cómo esta variable influía en los resultados del ensayo de flexión. Este tipo de ensayo proporciona información crucial sobre cómo los andamios se comportan bajo cargas combinadas de compresión y tracción, lo cual es relevante para entender su potencial aplicabilidad como sustitutos de tejido óseo.

Figura 3-41. Ensayo de flexión a 70°C

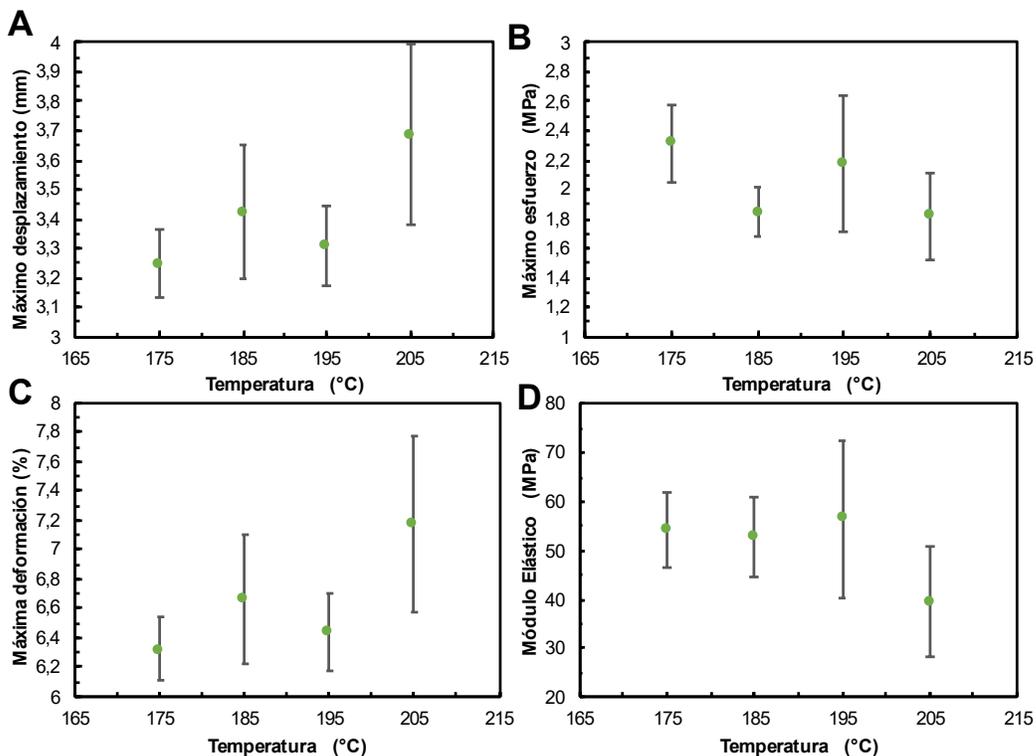
Es interesante observar que, en el ensayo de flexión a 50°C, las muestras presentaron una homogeneidad en cuanto al desplazamiento, con un rango de trabajo estrecho entre 3,25 y 3,7 MPa. Esta variación del 13% en el desplazamiento entre las diferentes temperaturas (175°C y 205°C) indica que las muestras mantuvieron una consistencia en su respuesta mecánica en condiciones de flexión.

El máximo esfuerzo obtenido en este ensayo de flexión es relativamente pequeño, oscilando entre 1,8 y 2,3 MPa. Esta baja resistencia se debe a varios factores, incluyendo el tamaño de las muestras y la elasticidad inherente del material. Resulta interesante observar que, a pesar de que el tamaño de las muestras y su elasticidad puedan limitar el esfuerzo máximo que pueden soportar, el comportamiento inverso de los valores entre las temperaturas de inyección (175°C con el valor más alto y 205°C con el valor más bajo) destaca cómo la variación en la temperatura del inyector puede influir en las propiedades mecánicas.

La deformación, por otro lado, muestra una pequeña variación del 0,9% (7,2% y 6,3%) entre las temperaturas de inyección más alta y baja. Esto sugiere que, aunque haya una influencia en el esfuerzo máximo debido a la temperatura del inyector, las deformaciones experimentadas por las muestras en este ensayo no se ven afectadas significativamente por dicha variación.

En conjunto, estos resultados indican que las propiedades mecánicas en términos de desplazamiento y deformación se mantienen relativamente constantes a diferentes temperaturas de inyección en el ensayo de flexión a 50°C, mientras que el máximo esfuerzo parece estar influido por la temperatura de inyección, aunque sigue siendo relativamente bajo debido a la naturaleza del material y las dimensiones de las muestras.

Figura 3-42. Flexión a lecho de 50°C.

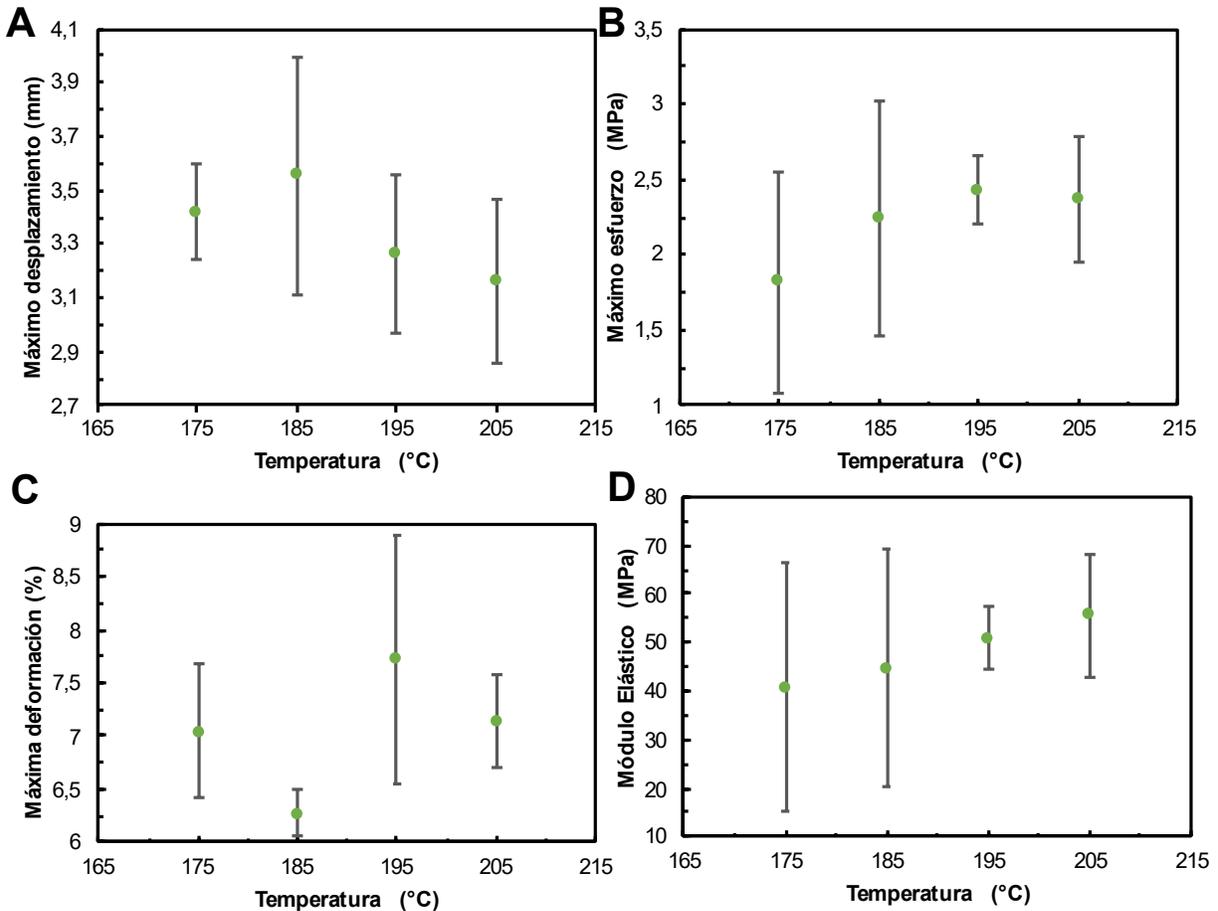


Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de flexión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 50°C, determinando: **(A)** máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

El análisis de la **Figura 3-42** revela que, en el ensayo de flexión a temperatura de lecho de 50°C, el módulo elástico de las muestras varía en un rango de 39 MPa a 54 MPa. Se observa que el valor más alto del módulo elástico se presenta a una temperatura de inyección de 195°C, mientras que el valor más bajo se obtiene a 205°C. Esta variación en el módulo elástico sugiere que, aunque no hay un patrón definido en función de la temperatura de inyección, existe cierta influencia en las propiedades mecánicas.

Es interesante comparar estos resultados con la investigación previa realizada por (Abdul Haq et al., 2013), donde obtuvieron un módulo elástico de 144,15 MPa en ensayos de flexión. Sin embargo, es importante tener en cuenta que hay diferencias en las condiciones experimentales, como el espesor de la muestra y el tamaño reducido del área de ensayo, que pueden influir en las diferencias observadas en los valores de módulo elástico. Aunque no se aprecia un efecto significativo de la temperatura de inyección en las propiedades mecánicas en este ensayo a un lecho de 50°C, es crucial considerar que el tamaño y las dimensiones de las muestras, así como las condiciones de ensayo, pueden limitar la extrapolación directa de los resultados a aplicaciones más amplias.

Figura 3-43. Flexión a lecho de 55°C.



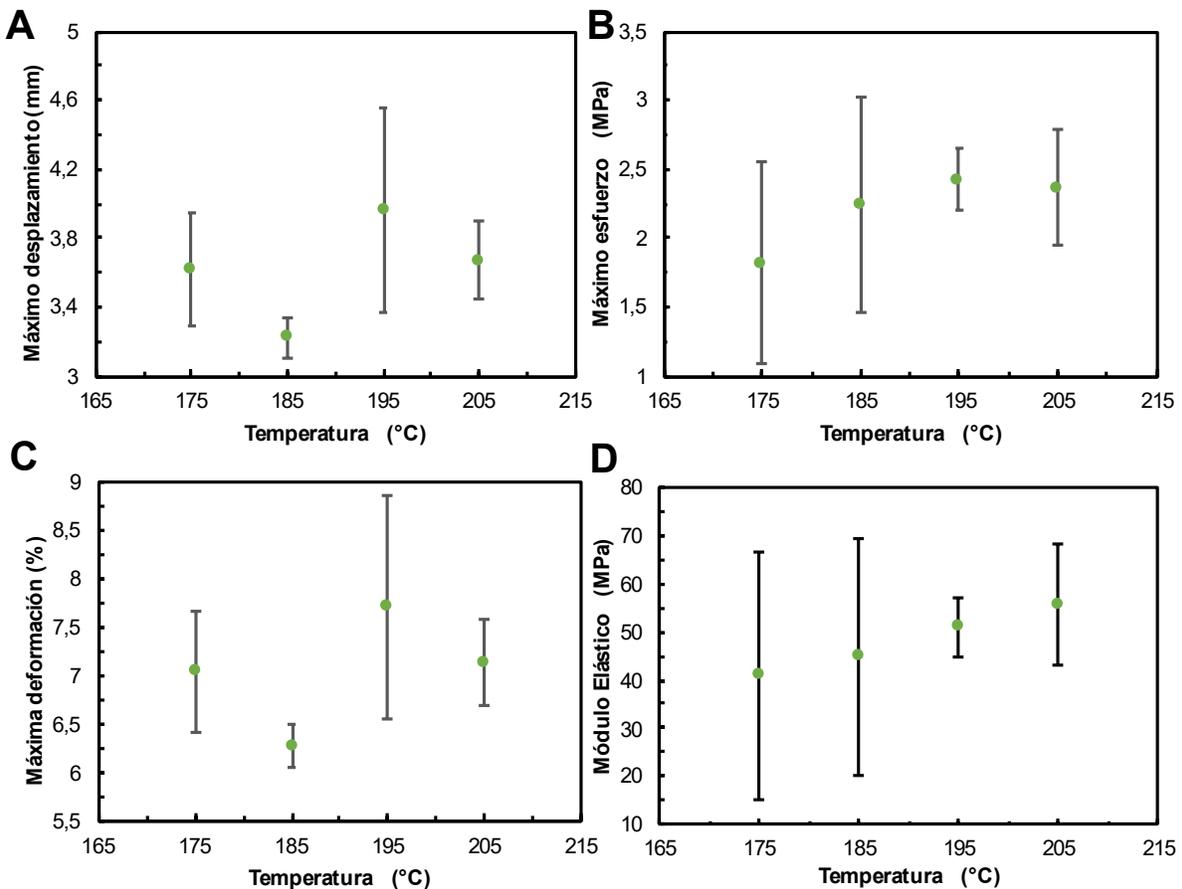
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de flexión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 55°C, determinando: **(A)** máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La **Figura 3-43** muestra los resultados de los ensayos de flexión realizados a temperatura de lecho de 55°C. Se observa que el máximo desplazamiento se mantiene casi constante, con valores en el rango de 3,2 mm a 3,6 mm. El valor más alto se encuentra a 185°C, mientras que el valor más bajo se registra a 205°C. De manera similar, el esfuerzo máximo presenta un comportamiento consistente, variando de 1,9 MPa a 2,1 MPa.

En cuanto a la máxima deformación en porcentaje, se observa que la variación es pequeña, fluctuando desde 6,2% a 205°C hasta 6,9% a 185°C. Esto sugiere que las condiciones de inyección en este rango de temperaturas no tienen un impacto significativo en las propiedades mecánicas de flexión.

El módulo elástico, que varía de 42 MPa a 48 MPa, sigue una tendencia similar en cuanto a la temperatura de inyección. En este caso, el valor más alto se obtiene a 205°C y el valor más bajo a 175°C. En conjunto, estos resultados indican que las propiedades mecánicas de flexión no son ampliamente afectadas por las condiciones de inyección a una temperatura de lecho de 55°C.

Figura 3-44. Flexión a lecho de 60°C.



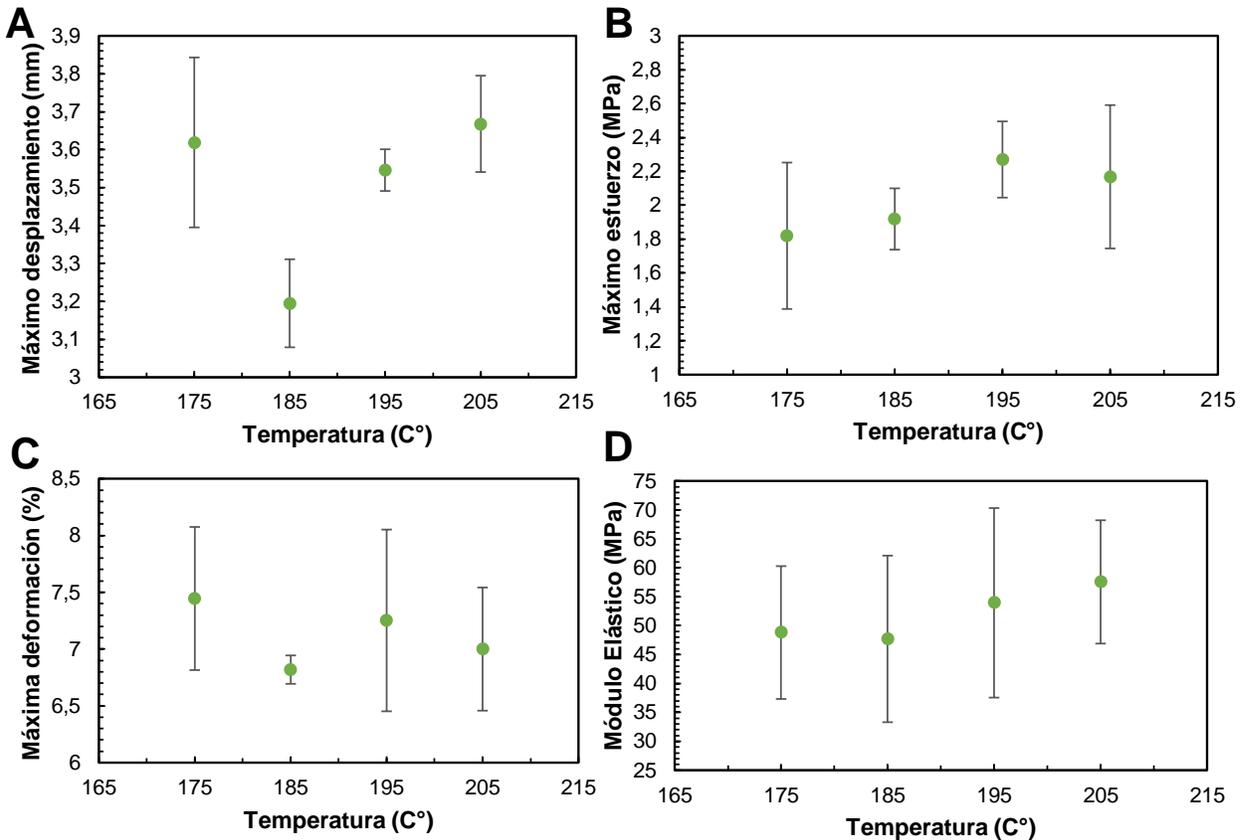
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de flexión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 60°C, determinando: **(A)** máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La **Figura 3-44** muestra los resultados de los ensayos de flexión realizados a una temperatura de lecho de 60°C. En los resultados se observa que la variación del desplazamiento máximo oscila entre 3,2 mm (en la temperatura de 185°C, que además tiene la menor desviación estándar) y 4 mm (en la temperatura de 195°C, la cual a su vez

tiene la mayor desviación estándar). En términos de máximo esfuerzo, los valores varían en un rango de 1,8 MPa (a 175°C) a 2,3 MPa (a 195°C). La máxima deformación presenta un rango entre 6,2% y 7,7%, lo cual indica una variación relativamente pequeña en este aspecto.

El módulo elástico se encuentra en un rango entre 40 MPa y 55 MPa. Es importante señalar que las temperaturas más bajas tienen una desviación estándar mayor en este conjunto de resultados. En resumen, se puede concluir que el comportamiento mecánico en los ensayos de flexión no parece estar fuertemente influenciado por las diferentes temperaturas de inyección a una temperatura de lecho de 60°C.

Figura 3-45. Flexión a lecho de 65°C.



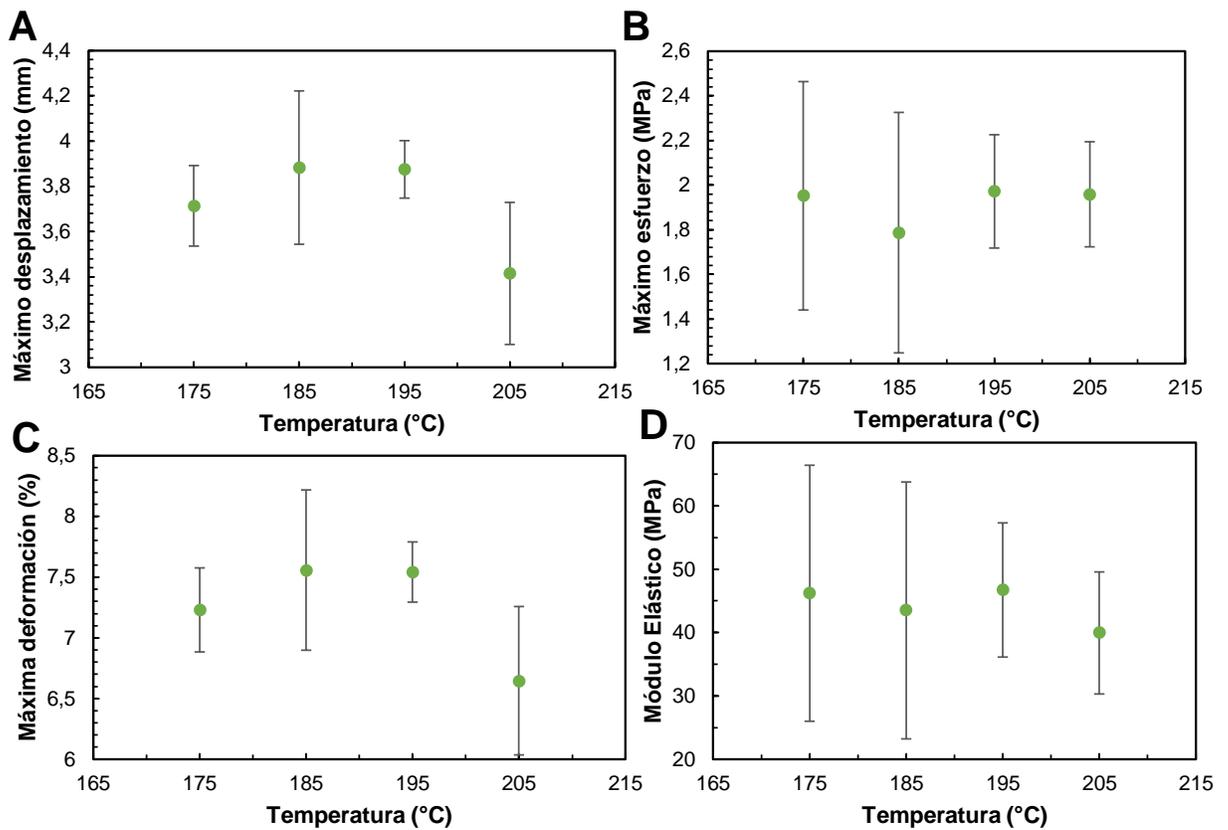
Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de flexión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 65°C, determinando: **(A)** máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

La **Figura 3-45** presenta los resultados de los ensayos de flexión realizados a una temperatura de lecho de 65°C, en estos resultados, se observa que el desplazamiento máximo varía en un rango estrecho, oscilando entre 3,2 mm y 3,7 mm. Esta pequeña variación indica cierta homogeneidad en el comportamiento. El máximo esfuerzo, por su parte, muestra valores que fluctúan entre 1,8 MPa y 2,3 MPa. En cuanto a la máxima

deformación, se encuentra en un rango de 6,8% a 7,4%, mostrando una variación relativamente pequeña.

El módulo elástico presenta un comportamiento desde 48 MPa hasta 57 MPa. Esta constancia en los valores sugiere que las propiedades mecánicas en los ensayos de flexión no son sensibles a las variaciones de temperatura del inyector en el rango evaluado a una temperatura de lecho de 65°C.

Figura 3-46. Flexión a lecho de 70°C.



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de flexión. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de inyección de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso 70°C, determinando: **(A)** máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

Los resultados de los ensayos a temperatura de lecho de 70°C se encuentran resumidos en la **Figura 3-46**. En esta figura, se puede observar que el máximo desplazamiento presenta una pequeña variación entre 3,4 mm y 3,8 mm. Esto indica que las diferencias en el desplazamiento máximo son relativamente menores en comparación con otras condiciones evaluadas.

En cuanto al esfuerzo máximo, los valores oscilan entre 1,7 MPa y 2 MPa, evidenciando un rango de variación moderado. La máxima deformación, por su parte, varía desde alrededor de 6,6% a 205°C hasta 7,5% a 185°C. Este rango de variación es también relativamente pequeño. El módulo elástico se encuentra en un rango entre 39 MPa y 46 MPa, siendo uno de los rangos más bajos entre todas las mediciones de temperatura de lecho. En general, los resultados sugieren que no existe un efecto significativo de la temperatura de inyección en las propiedades mecánicas de los andamios a una temperatura de lecho de 70°C.

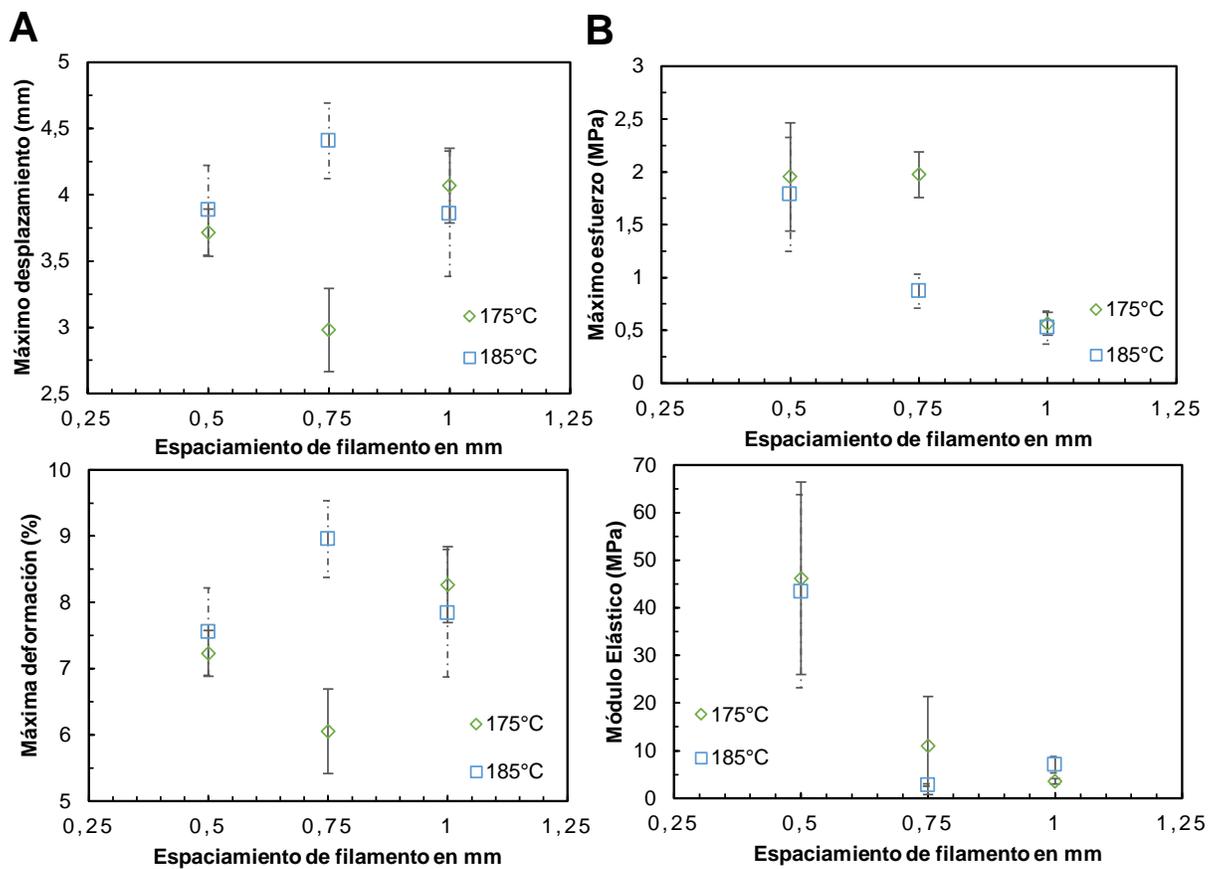
3.6.2.1. Cambio de tamaño de orificio

En efecto, como se pudo observar en las gráficas y análisis anteriores, no se encontraron diferencias significativas en las propiedades mecánicas de los andamios en función de las variaciones de temperatura de inyección y temperatura de lecho. Sin embargo, para tener un panorama más completo, se decidió investigar el efecto del tamaño de orificio en las propiedades mecánicas de los andamios.

Para realizar esta evaluación, se seleccionaron las temperaturas de inyección previamente estudiadas (175°C y 185°C) con una temperatura de lecho de 70°C. Se procedió a modificar el tamaño de los orificios en los andamios y se llevaron a cabo los ensayos correspondientes para analizar cómo estas modificaciones afectan sus propiedades mecánicas en términos de módulo elástico, esfuerzo máximo, deformación y desplazamiento máximos.

El tamaño de orificio es un factor importante a considerar, ya que puede influir en la resistencia y rigidez de los andamios, y por ende, en su desempeño en diferentes situaciones de carga. El análisis de estos resultados permitirá entender si el tamaño de orificio tiene un efecto significativo en las propiedades mecánicas y si es un factor que debe ser tenido en cuenta en la fabricación y diseño de los andamios.

Figura 3-47. Prueba de flexión modificando tamaño de orificio



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de flexión de los andamios a diferentes tamaños de orificio empleando la máquina de ensayos universal, el eje de las abscisas corresponde a los diferentes tamaños de espaciamento de filamento, los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas de inyección, se fija como temperatura de lecho 70°C. **(A)** Máximo desplazamiento, **(B)** máximo esfuerzo, **(C)** máxima deformación y **(D)** módulo elástico o de Young. Los símbolos representan el promedio de tres medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar. La información subsecuente se encuentra en el anexo 3.

Como se puede observar en la **Figura 3-47**, el desplazamiento máximo varía de 3 mm a 4.7 mm. Esto se refleja en el análisis previo, que muestra comportamientos similares. Los datos obtenidos para un tamaño de orificio de 0.5 mm muestran similitudes entre las diferentes temperaturas. Sin embargo, para un tamaño de orificio de 0.75 mm, se observan los valores más altos (185°C) y más bajos (175°C), mientras que el comportamiento de los andamios con un tamaño de orificio de 1 mm es similar al de los andamios de 0.5 mm, lo que indica una falta de variación en términos de desplazamiento.

En cuanto al esfuerzo, es donde empiezan a notarse cambios más evidentes. Excepto por el valor atípico a 175°C para un tamaño de orificio de 0.75 mm, que muestra un esfuerzo máximo de 2 MPa, los andamios con un tamaño de orificio de 0.5 mm tienen un rango de esfuerzo máximo entre 1.8 MPa y 1.9 MPa. Por otro lado, el andamio con un tamaño de orificio de 0.75 mm y una temperatura de inyección de 185°C presenta un esfuerzo máximo de 0.9 MPa, mientras que los andamios de 1 mm muestran un esfuerzo de 0.5 MPa, tanto para 175°C como para 185°C. Estos resultados indican que el efecto del tamaño de orificio empieza a manifestarse en términos de esfuerzo. En relación con la máxima deformación, su comportamiento es similar al del máximo desplazamiento, con un rango general entre 9% (185°C) y 6% (175°C). Ambos valores corresponden al filamento con un tamaño de orificio de 0.75 mm. Para los espacios de orificio de 0.5 mm y 1 mm, la máxima deformación se sitúa alrededor del 7% y 8%, respectivamente.

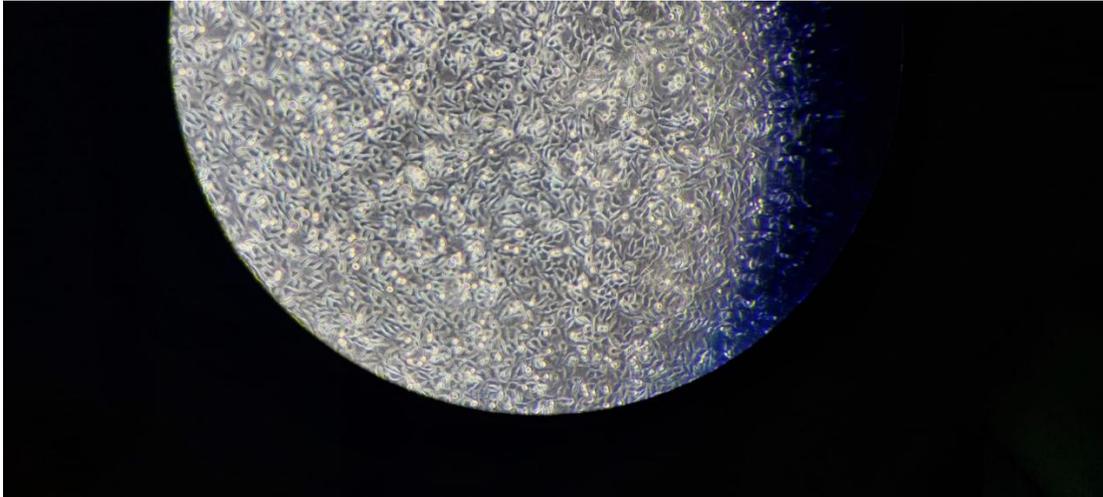
En lo que respecta al módulo elástico, se observan diferencias notables. En el caso del tamaño de orificio de 0.5 mm, los valores varían entre 43 MPa y 46 MPa. Para el tamaño de orificio de 0.75 mm, los valores son de 11.1 MPa a 175°C y 2.5 MPa a 185°C. En el caso de un tamaño de orificio de 1 mm, los valores son de 3.5 MPa a 175°C y 7.1 MPa a 185°C. Estos resultados subrayan un comportamiento diferenciado en los andamios con un tamaño de orificio de 0.75 mm. Adicionalmente, es posible contrastar estos hallazgos con los resultados de (Abdul Haq et al., 2013), quienes reportaron un módulo de elasticidad de 144.15 MPa en sus investigaciones.

Para finalizar, se puede afirmar que un menor tamaño de orificio puede tener un impacto significativo en las propiedades mecánicas de los andamios, especialmente en términos de esfuerzo máximo, máxima deformación y módulo elástico. Estos resultados subrayan la importancia de considerar detenidamente el diseño y el tamaño de los orificios al fabricar andamios para aplicaciones biomédicas, ya que estos factores pueden influir en su capacidad para resistir cargas y deformaciones.

3.7. Biocompatibilidad

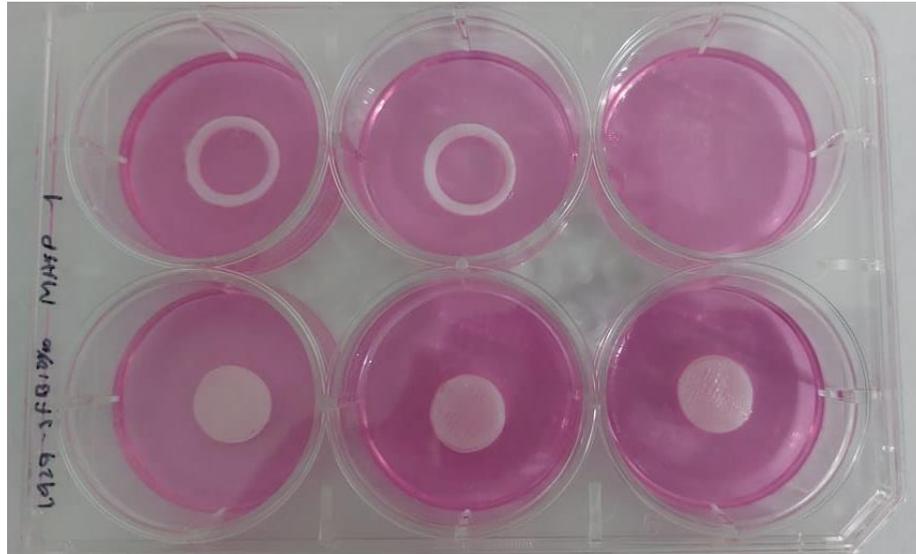
La evaluación de la biocompatibilidad se dividió en tres etapas. La primera etapa consistió en el cultivo celular, utilizando células de la línea L929 o fibroblastos de ratón (Guerrero F et al., 2016), tal como recomienda la norma ISO-10993 (Center for Devices and Radiological Health, 2016) para evaluar la citotoxicidad. En este proceso, se diseñó el material a evaluar con un área que representara el 10% del total del pozo de cultivo. Dado que se utilizaron cajas de 6 pozos con un área de 9,6 cm² por pozo, el material debía tener un diámetro de 9,6 cm y un espesor de 1 mm. El diseño específico se encuentra en los Anexos. Una vez impresos y esterilizados, los modelos fueron preparados para la experimentación.

Paralelamente a la esterilización de los modelos para los ensayos de biocompatibilidad, se buscó que las células alcanzaran una confluencia mínima del 70%. Posteriormente, se cargaron 350,000 células/mL en 2 mL de medio por pozo. Esto resultó en un total de 700,000 células en el medio y 12 mL en total para cargar todos los pozos, como se ve en la **Figura 3-48**. Tras 24 horas, se retiró el medio de cultivo y se reemplazó por una mezcla en proporción 1:1 de medio de cultivo DMEM y agar, con precaución para evitar el choque térmico en las células y la gelatinización del agar debido a las bajas temperaturas, un efecto del agar en las células se puede ver en los **Anexos**.

Figura 3-48. Células L929

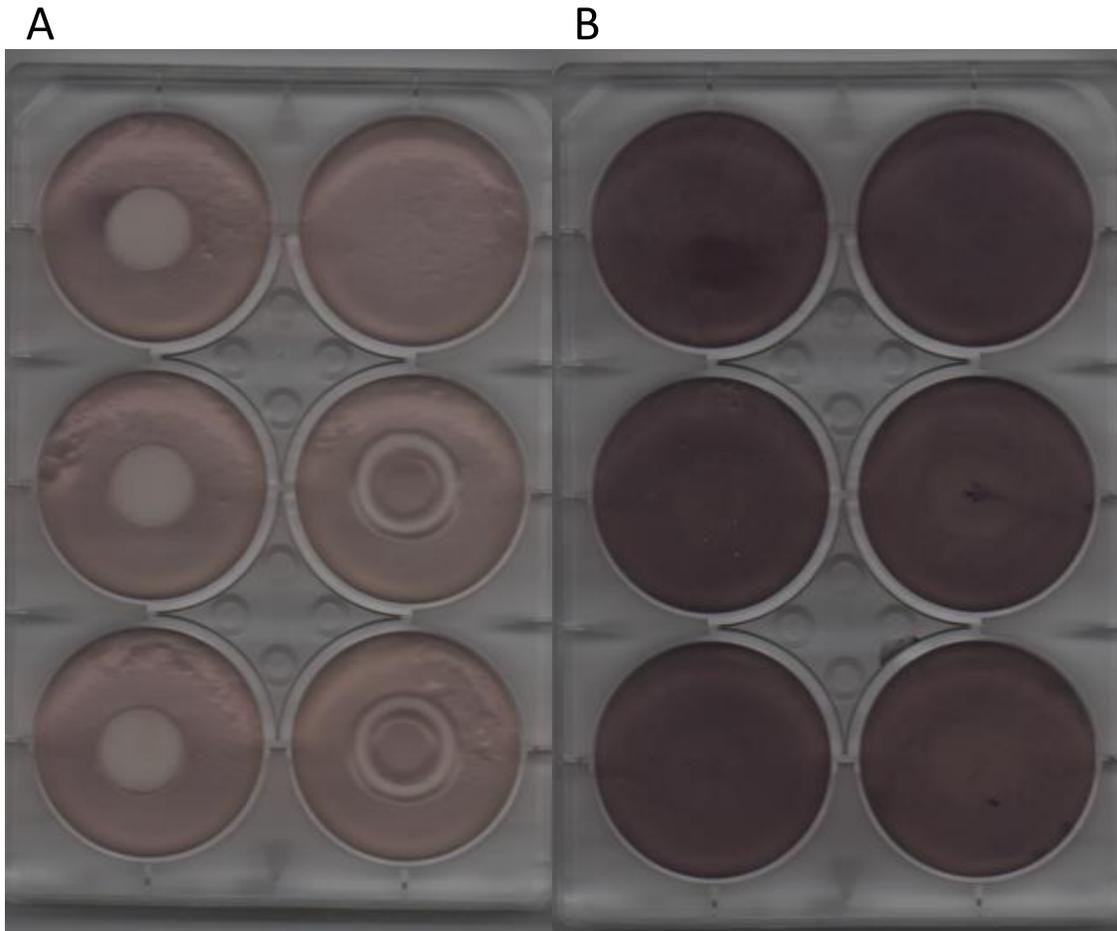
Después de la gelatinización, los pozos se distribuyeron según el diseño experimental, como se ilustra en la **Figura 3-49**. En la sección superior (sección A), los pozos estaban distribuidos de la siguiente manera: los dos primeros (A1 y A2) correspondían al control positivo, que utilizaba Tritón 100x a una concentración de 0,5% v/v. Este tensoactivo inhibe la proliferación celular. Cada pozo contaba con un anillo de teflón para prevenir fugas y verificar la citotoxicidad. El volumen utilizado fue de 25 μ L. El pozo A3 se reservó para el control negativo, que consistió en las células sin ningún tratamiento.

En la sección inferior (pozos B1 a B3), se introdujeron las muestras de policaprolactona que habían sido sumergidas en una solución estéril de PBS 1X previamente. Estas muestras se incubaron durante 24 horas.

Figura 3-49. Distribución de pozos en ensayo de biocompatibilidad

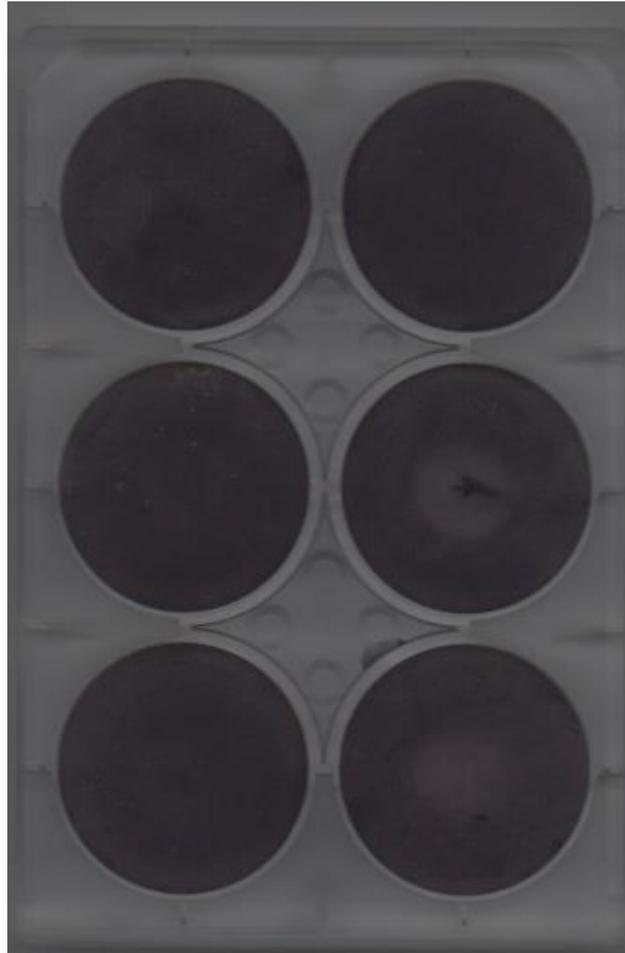
La segunda etapa consiste en ensayo de la evaluación metabólica de las células, para ello, una vez transcurridas las 24 horas se retiran las muestras y se lavan los pozos con PBS 1X (2 mL), una vez lavados, se procedió a introducir una mezcla de medio de cultivo con MTT a una concentración de 5mg/mL en una proporción de 45 mL de medio con 5 mL de stock de MTT, se introducen 2 mL por pozo y se incuba por cuatro horas, el carácter metabólico de las células generará una tonalidad azul marrón en caso de haber supervivencia celular.

Figura 3-50. Placas de 6 pozos. A) Antes de experimento con MTT, B) luego de 4 horas con MTT.



La **Figura 2-50** muestra que después de tres horas, las muestras de policaprolactona presentan actividad metabólica, lo que indica que el material es biocompatible y no citotóxico. Esto concuerda con estudios previos en la literatura, como el trabajo de (Carvalho et al., 2020), que evaluó la biocompatibilidad de la policaprolactona para su potencial uso en el campo veterinario en caballos, y el estudio de (Salgado et al., 2012), que reporta viabilidades celulares superiores al 90%. Así concluye la tercera etapa del proceso de evaluación biocompatibilidad, que consiste en la medición cualitativa.

Figura 3-51. Prueba de biocompatibilidad luego de 12 horas.



Con el fin de evaluar mejor la citotoxicidad se tomaron imágenes 12 horas después del inicio del ensayo (**Figura 3-51**), y se puede visualizar mejor en la parte derecha los controles positivos (con una distribución más blanca) y una diferencia muy baja en el crecimiento celular del control negativo (células) con respecto a la experimentación, resumiendo que la policaprolactona es un material favorable para la ingeniería de tejidos por su biocompatibilidad.

4. Conclusiones y recomendaciones

4.1 Conclusiones

El impacto de las variables de impresión en la geometría de los andamios revela resultados con variaciones poco significativas, lo que dificulta la identificación de un patrón claro. No obstante, la resolución, considerando el número óptimo de orificios, muestra una leve mejora a temperaturas de inyección de 175°C. En términos de resolución precisa en la impresión de andamios, las temperaturas de lecho tienen menos influencia que las temperaturas de inyección.

La manera en que el inyector imprime el andamio y su posición en el eje impactan más en la estructura y resolución del andamio que la temperatura utilizada. Esto es válido siempre y cuando la temperatura esté por encima de la de fusión y por debajo de la degradación del material. Para este proyecto, se concluye que tanto la velocidad de impresión como el relleno tienen un efecto significativo en la geometría de los andamios.

Con relación a las propiedades mecánicas, se determinó que las temperaturas de inyección y de lecho no generan cambios significativos en los andamios. Sin embargo, se evidencia que la conformación del andamio y el tamaño de los orificios tienen un impacto directo en el rendimiento en las pruebas de tensión-deformación. Además, se observa que las pruebas de compresión y flexión arrojan resultados inferiores en términos de módulo elástico.

Aunque la conformación del andamio y su tamaño de orificio tienen efectos directos en el rendimiento en las pruebas de tensión-deformación, no presentan efectos profundos en las pruebas de compresión. En las pruebas de flexión, nuevamente se aprecia que la conformación del andamio y su tamaño tienen un impacto directo.

El andamio con mejor rendimiento en pruebas mecánicas es el de 0,5mm. Sin embargo, las pruebas mecánicas de elongación arrojaron resultados prometedores para futuras aplicaciones en ingeniería de tejidos. Aunque es relevante mencionar que los puntos de fluencia se encuentran muy alejados de la literatura reportada.

Las pruebas mecánicas de compresión y flexión exhiben resultados significativamente más bajos en cuanto al módulo elástico. La policaprolactona, a pesar de haber sido impresa a temperaturas (175°C-205°C) que exceden las recomendaciones de inyección (70°C-140°C), no experimentó degradación.

Aunque la policaprolactona es altamente maleable, su resistencia mecánica es insuficiente para soportar cargas o funcionar como reemplazo de tejido óseo, excepto en casos de huesos de bajo impacto, como ciertas partes del oído medio.

Se anticipaba que el módulo elástico mostraría un comportamiento uniforme debido a la uniformidad del material utilizado. Sin embargo, las variaciones en los valores obtenidos se deben a los impactos del retroceso de material y a cómo afecta el área de impresión. Por otro lado, es importante destacar que no se observaron fluctuaciones significativas en los puntos de fluencia y los esfuerzos de ruptura.

La policaprolactona es un material biocompatible y su baja toxicidad la hace adecuada para hacer potencial implantes de regeneración ósea.

4.2 Recomendaciones

Se recomienda establecer un método estandarizado específico para la realización de pruebas mecánicas utilizando la policaprolactona. Esto es esencial para avanzar en la investigación y lograr definir objetivos ambiciosos de manera más efectiva.

Es importante considerar la comparación de los resultados de las pruebas mecánicas con otra máquina de ensayos universal. Este contraste permitirá evaluar los resultados de manera más precisa y posiblemente identificar áreas de mejora en los procesos.

Aunque se ha investigado ampliamente el material en sí, las propiedades mecánicas con aplicaciones médicas aún carecen de un análisis exhaustivo. La disponibilidad limitada de bibliografía y protocolos dificulta las comparaciones. Sin embargo, esta situación brinda una valiosa oportunidad para seguir explorando y profundizando en este campo. La universidad cuenta con los recursos necesarios, incluyendo equipos y personal cualificado, para liderar estas investigaciones y potencialmente convertirse en pioneros en esta área.

4.3 Trabajo futuro

Se sugiere iniciar el proceso investigativo a partir de pellets de grado médico, extruyéndolos y realizando un análisis exhaustivo del peso molecular. Esto proporcionaría información crucial para determinar la temperatura óptima de trabajo, lo cual sería fundamental al emplear células en futuras etapas.

Un enfoque posterior podría ser la creación de andamios funcionales utilizando bioimpresoras y la incorporación de células madre mesenquimales. Este enfoque permitiría

evaluar la degradación del polímero a lo largo del tiempo y estudiar el proceso de osteogénesis de manera más precisa.

Un paso importante sería llevar a cabo un cultivo in vitro, con el objetivo de generar tejido óseo utilizando la policaprolactona. Esto sería esencial para desarrollar protocolos médicos necesarios para la regeneración ósea.

Este enfoque progresivo permitiría abordar de manera integral la investigación en el campo de la regeneración ósea, desde la caracterización del material hasta la generación de tejido funcional. El resultado final podría ser la contribución a protocolos médicos para la regeneración ósea, lo cual tendría un impacto significativo en la medicina regenerativa.

A. Anexo 1: Caracterización del material

Figura 4-1 Filamento empleado en la investigación.



Figura 4-2. Termogravimetría de la Policaprolactona.

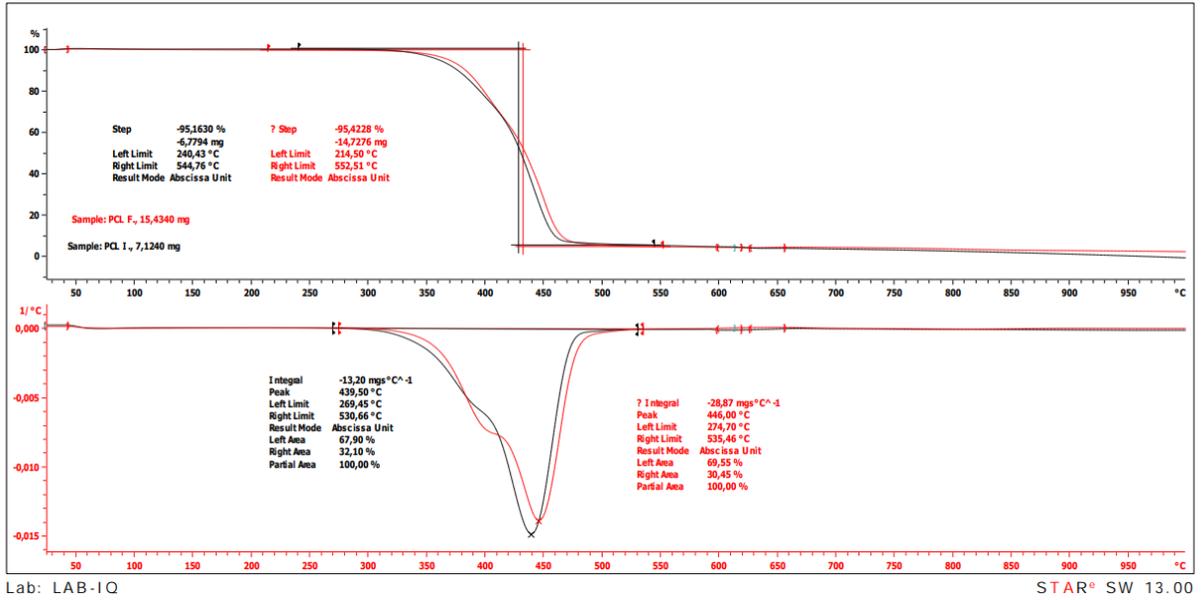


Figura 4-3. Calorimetría diferencial de barrido del Filamento

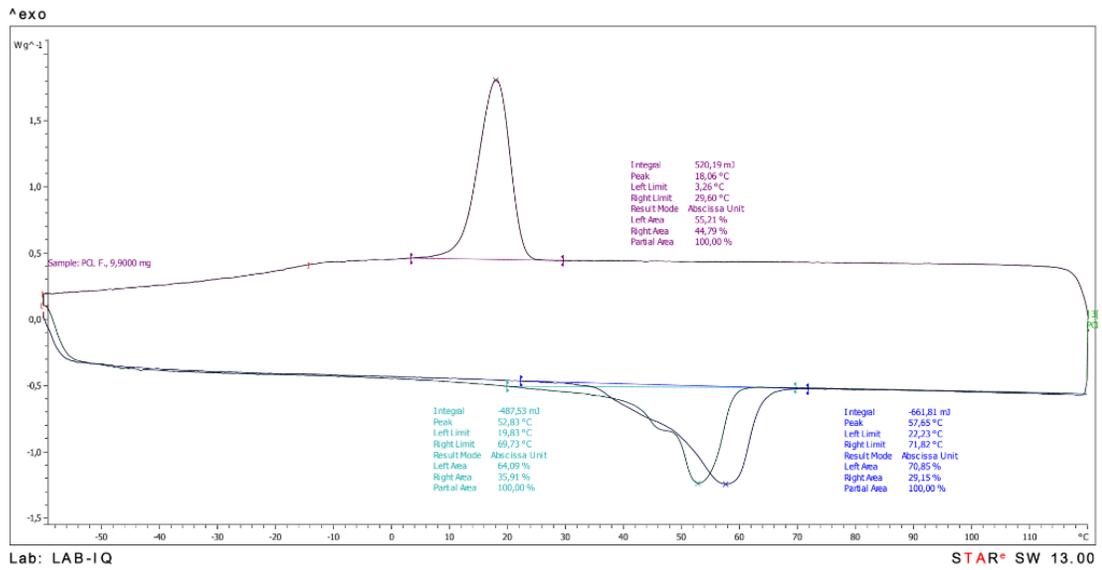


Figura 4-4. Calorimetría diferencial de barrido del inyector.

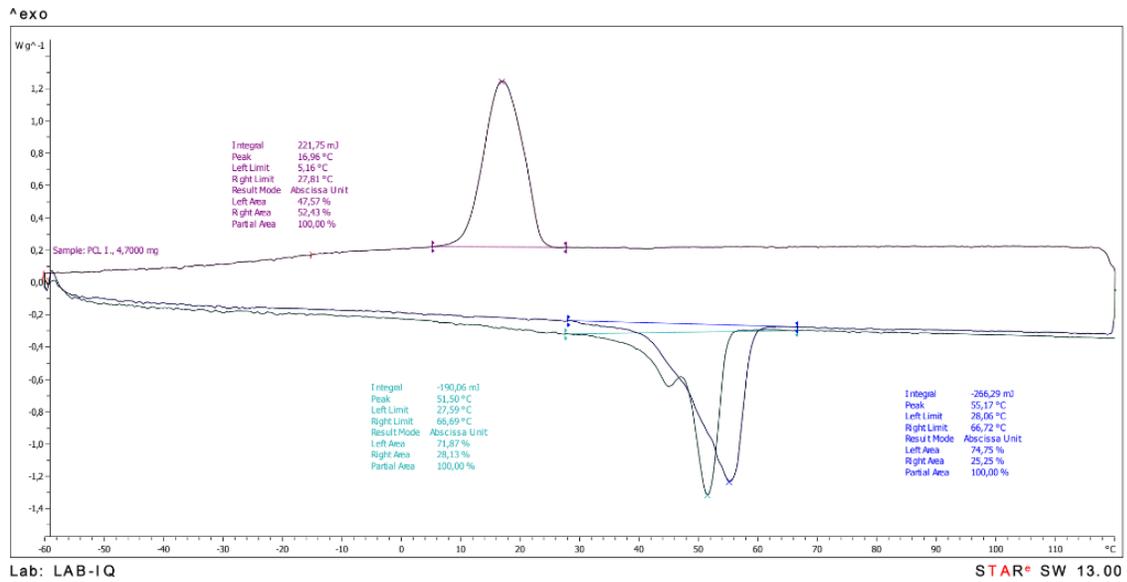


Figura 4-5. Calorimetría diferencial de barrido comparando filamento e inyección.

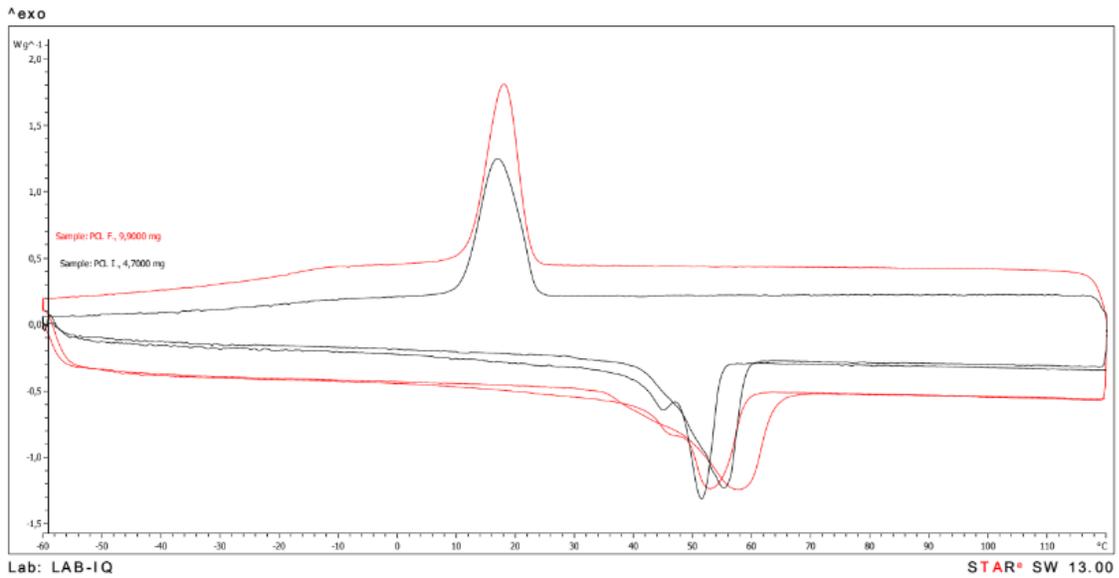
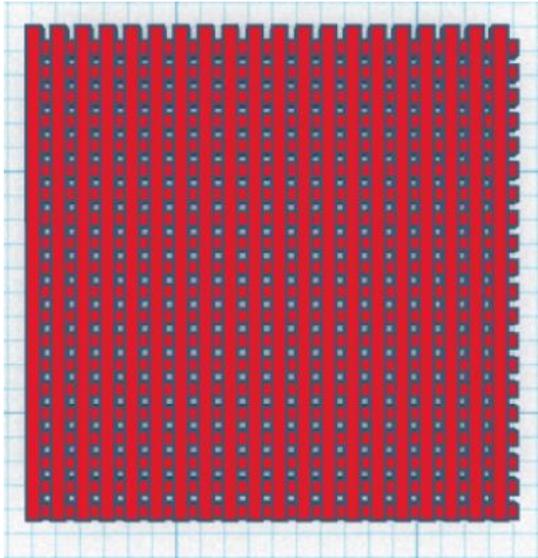


Figura 4-6. Diseños en Thinkercad de andamios con espaciamiento de 0,5mm (A) y 1mm (B).

A



B

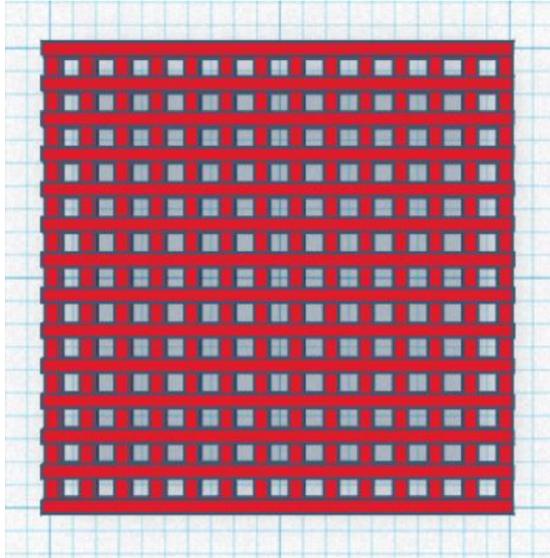
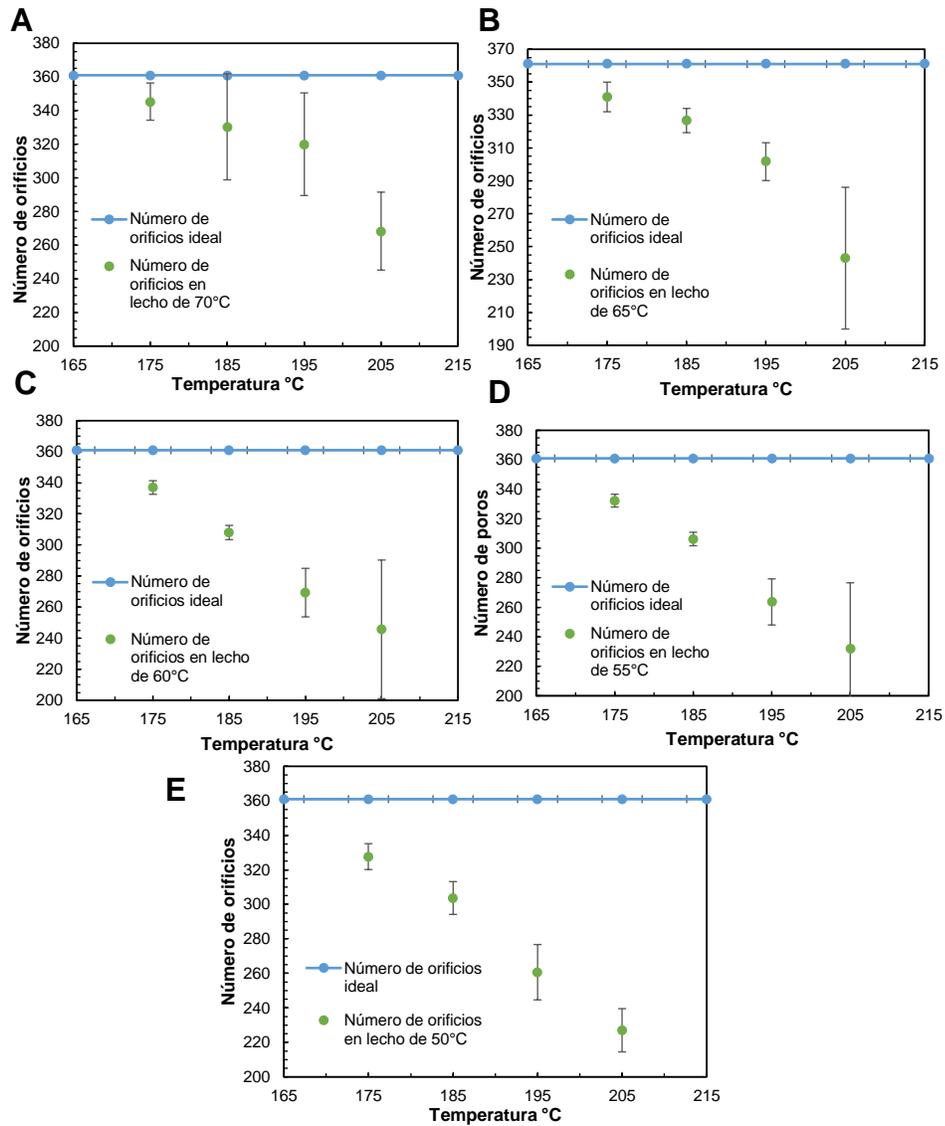


Figura 4-7. Interfaz de la impresora.



B. Anexo 2: Análisis de imagen

Figura 4-8. Conteo de número de orificios ideales



ANEXO 2. Efecto de la temperatura del lecho de impresión en el área superficial de los andamios en función de la temperatura de inyección. (A) 70°C lecho, (B) 65°C lecho, (C) 60°C, (D) 55°C, (E) 50°C

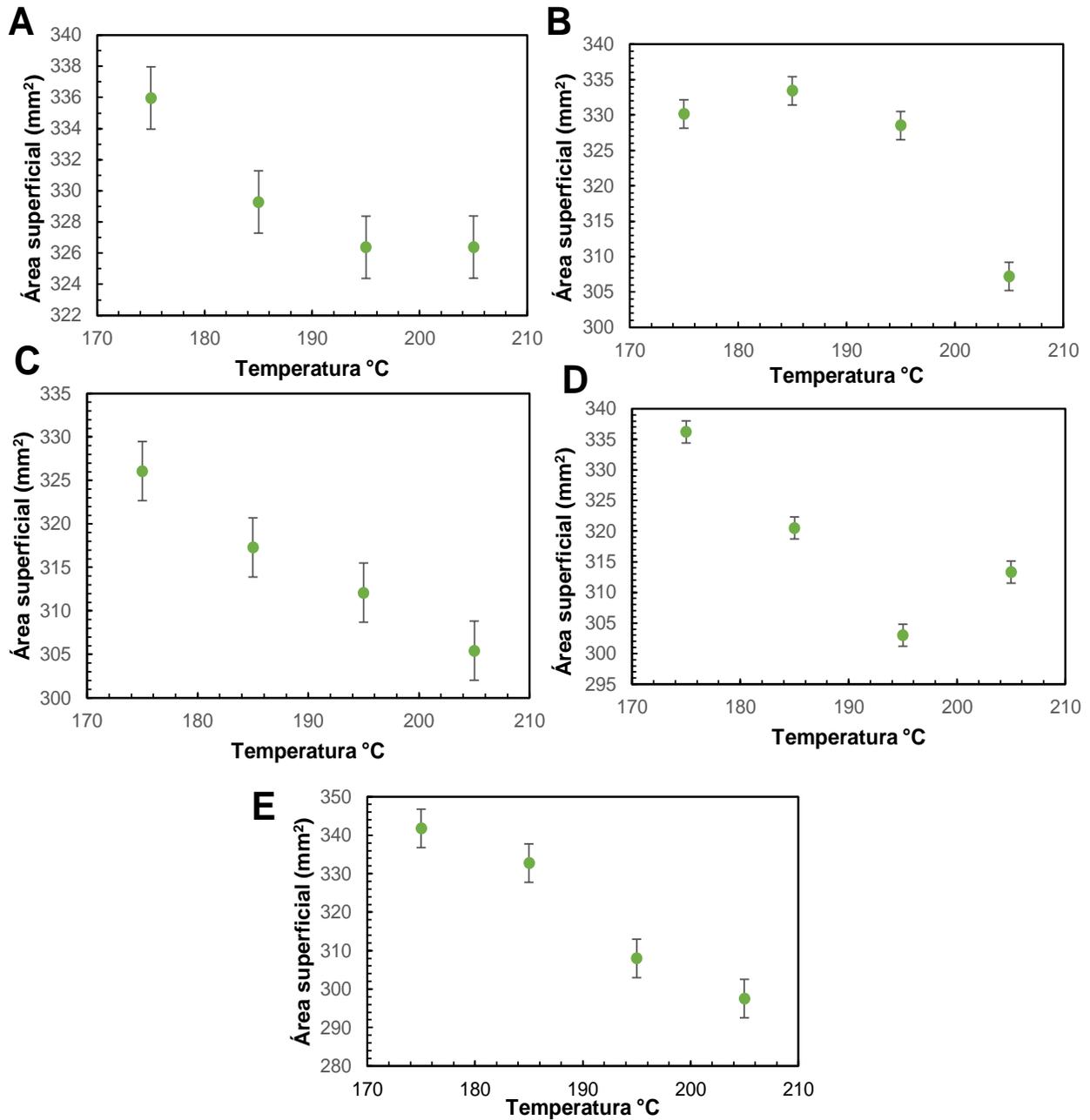
Figura 4-9. Efecto de las condiciones de impresión en el área superficial de los andamios**ANEXO 2.** Efecto de la temperatura del lecho de impresión en el área superficial de los andamios en función de la temperatura de inyección. (A) 70°C lecho, (B) 65°C lecho, (C) 60°C, (D) 55°C, (E) 50°C

Figura 4-10. Montaje microscopio con un andamio de 1mm

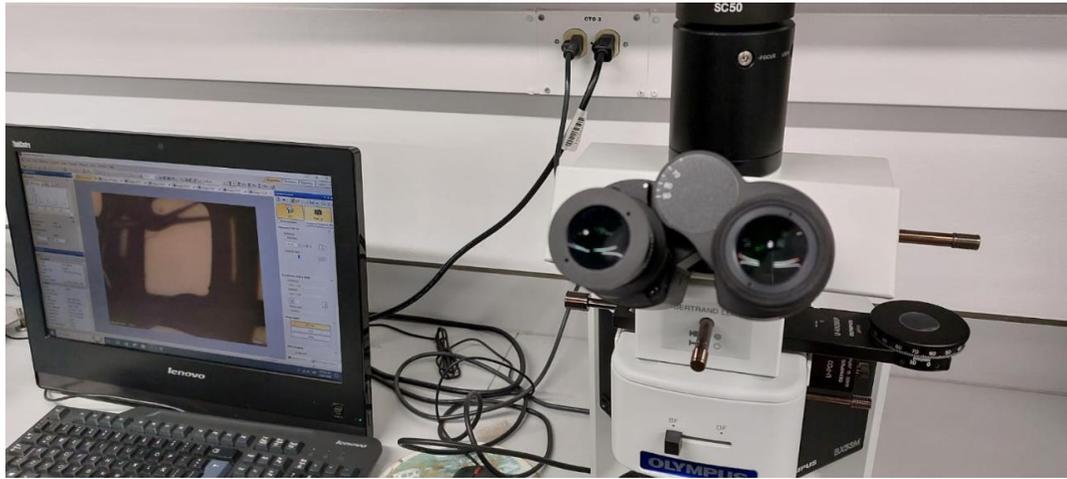


Figura 4-11. Imágenes del filamento inyectado encontrado en andamios.



C. Anexo 3: Pruebas mecánicas y biológicas.

Figura 4-12. Andamio para pruebas mecánicas de 1mm

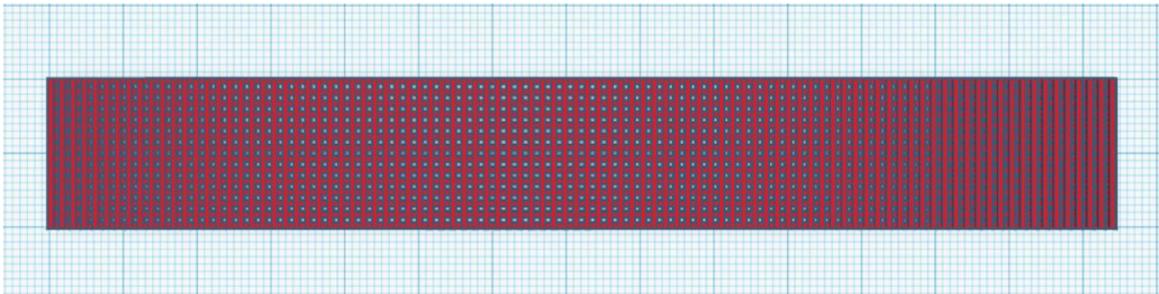


Figura 4-13. Andamio para pruebas mecánicas de 0,5 mm

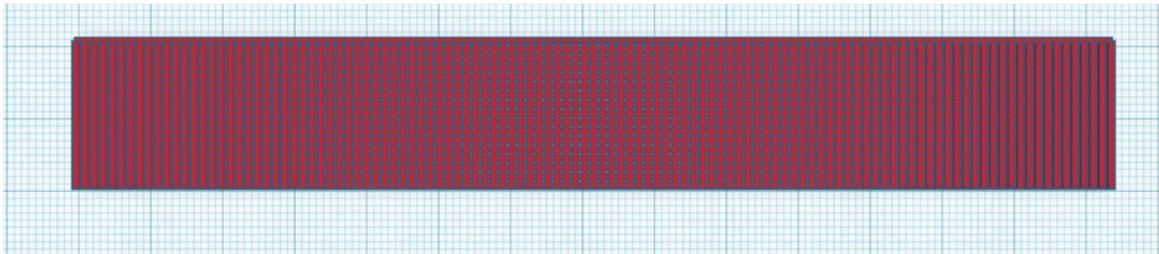


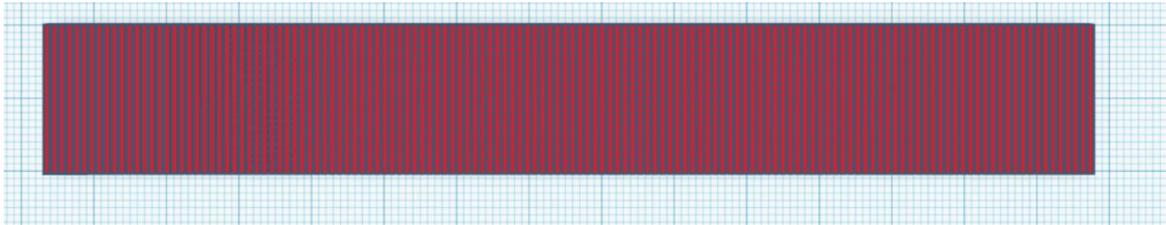
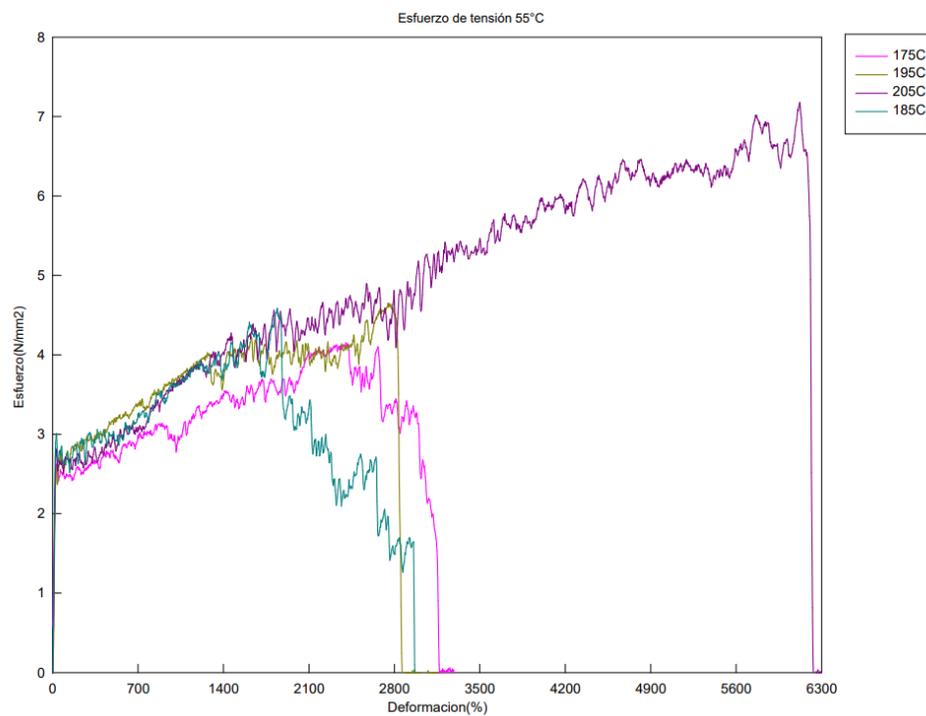
Figura 4-14. Andamio para pruebas mecánicas de 0,5 mm**Figura 4-15.** Pruebas mecánicas a lecho 50°C.

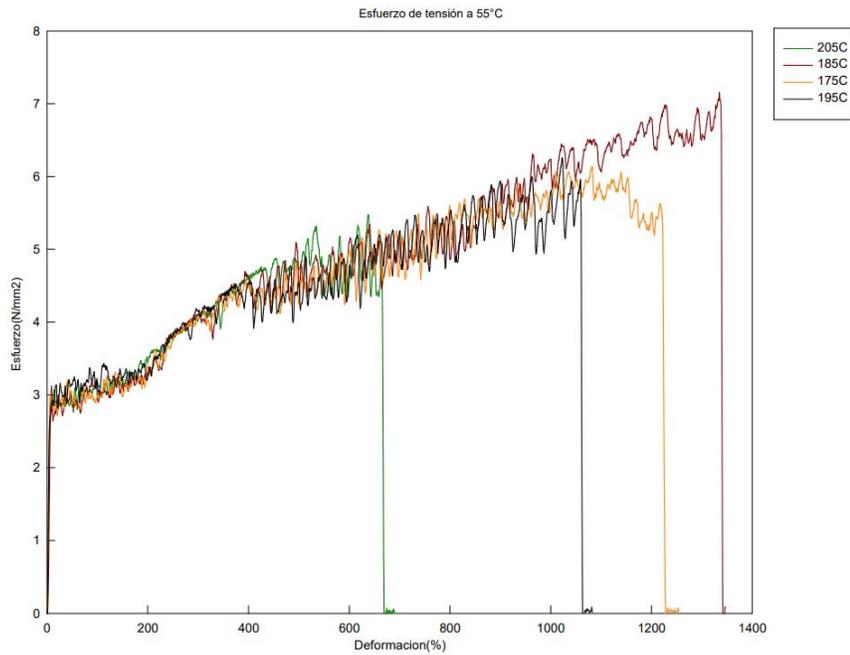
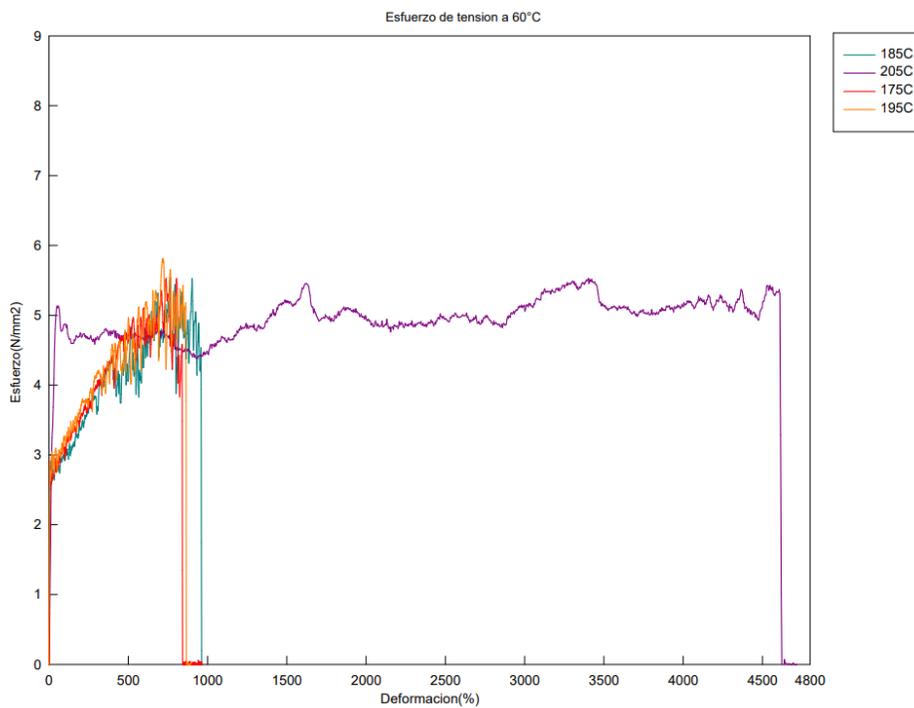
Figura 4-16. Pruebas mecánicas a lecho 55°C**Figura 4-17.** Pruebas mecánicas a lecho 60°C

Figura 4-18. Pruebas mecánicas a lecho 65°C

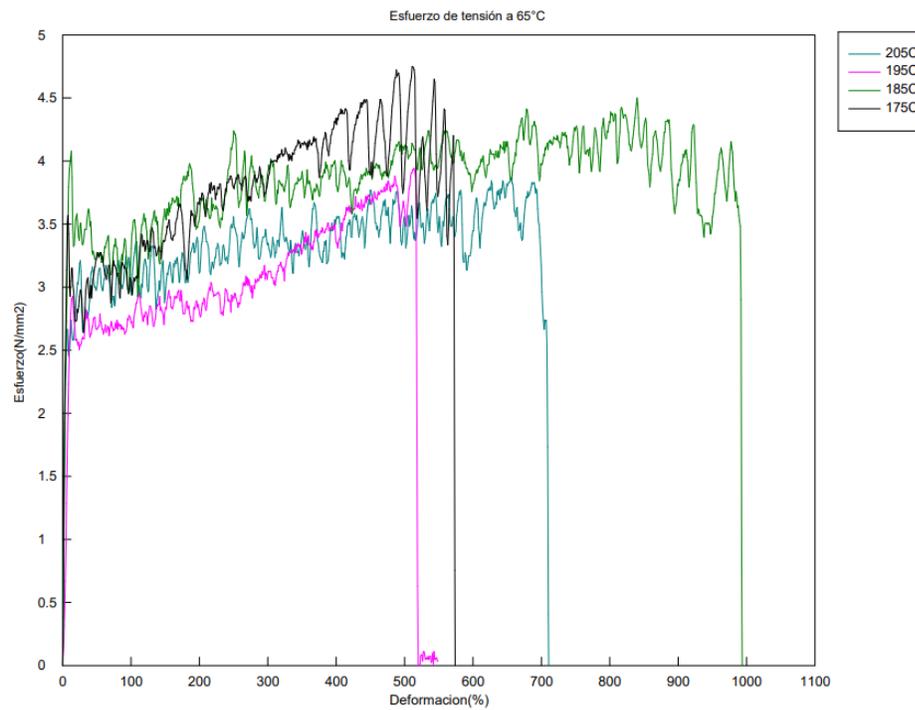


Figura 4-19. Pruebas mecánicas a lecho 70°C

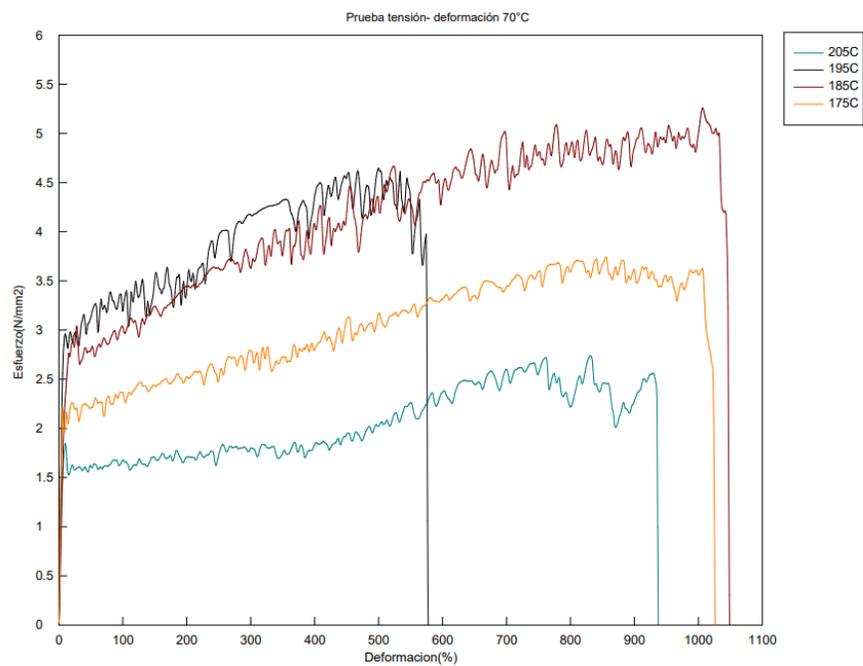


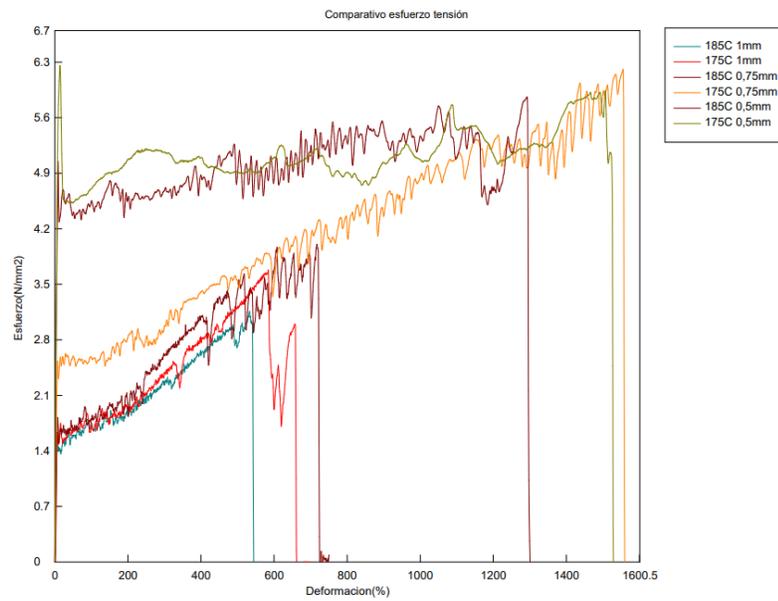
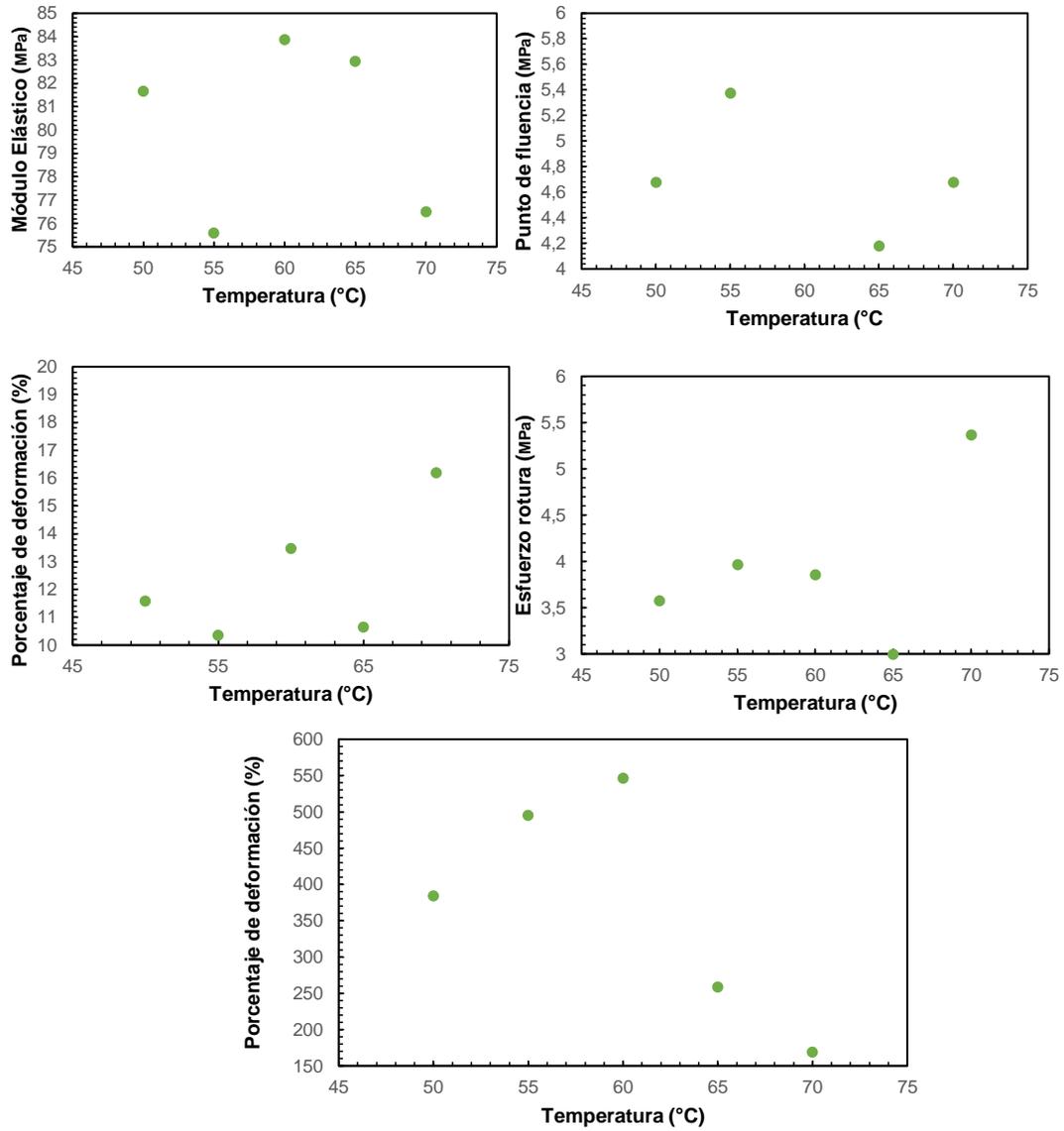
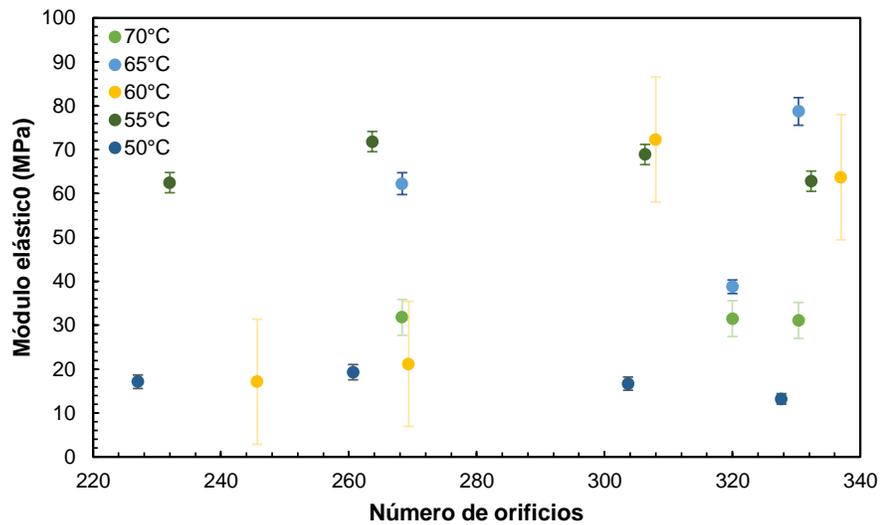
Figura 4-20. Comparativo pruebas tensión.

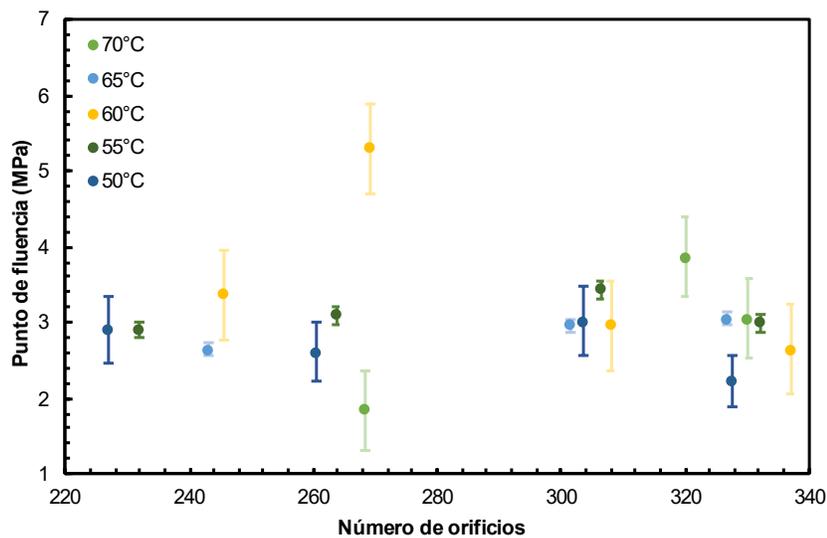
Figura 4-21. Medición de blanco en prueba de tensión



Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación. El eje de las abscisas corresponde a la temperatura de lecho de la impresora; los símbolos en las figuras representan las diferentes temperaturas del lecho, en este caso en el blanco: **(A)** modulo elástico longitudinal o de Young que se imprime en un lecho a temperatura del blanco, **(B)** Punto de deformación o fluencia, **(C)** porcentaje de deformación, **(D)** Esfuerzo de rotura y **(E)** Porcentaje de rotura de la muestra. Los símbolos representan el promedio de cinco medidas mientras las barras de error corresponden a una desviación estándar.

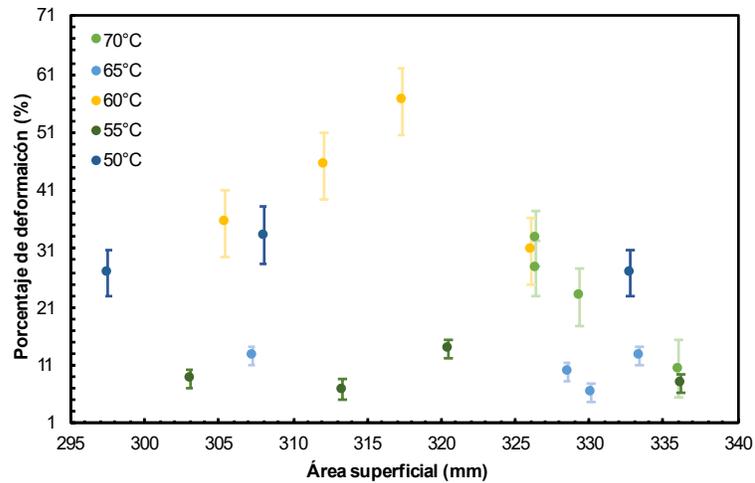
Figura 4-22. Módulo elástico en función del número de orificios.

ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el módulo elástico. El eje de las abscisas corresponde número de orificios del andamio.

Figura 4-23. Punto de fluencia en función del número de orificios.

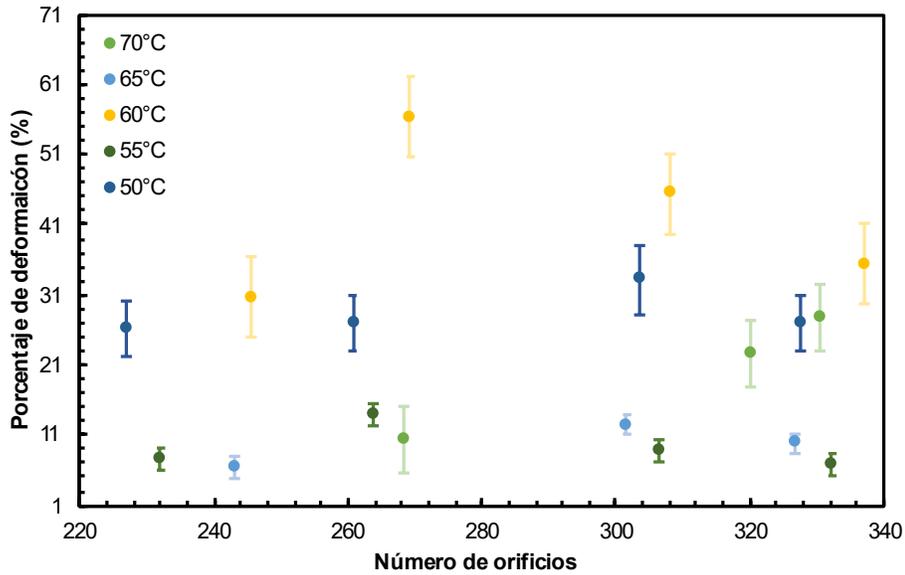
ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el punto de fluencia. El eje de las abscisas corresponde número de orificios del andamio.

Figura 4-24. Porcentaje de deformación en función del área superficial



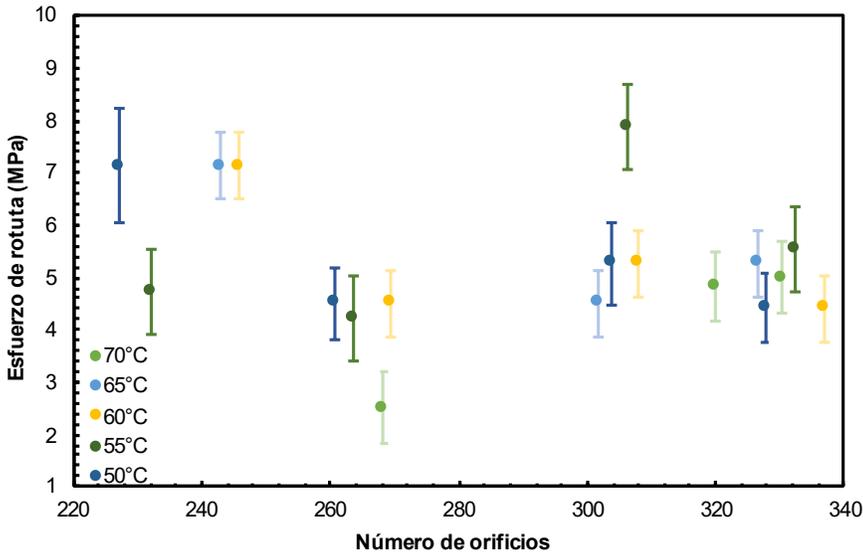
ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación en ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el porcentaje de deformación. El eje de las abscisas corresponde al número de orificios del andamio.

Figura 4-25. Porcentaje de deformación en función del número de orificios



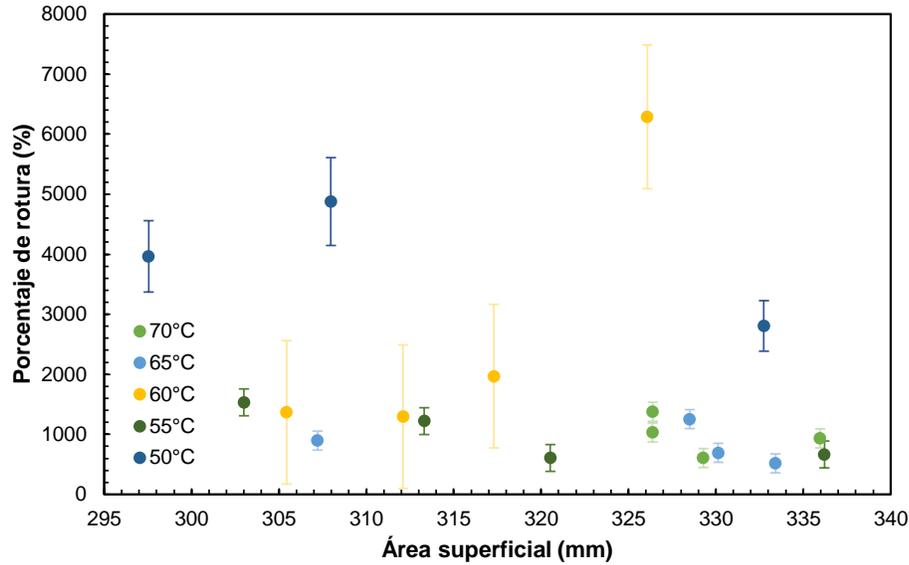
ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el porcentaje de deformación. El eje de las abscisas corresponde al área superficial proyectada.

Figura 4-26. Esfuerzo de rotura en función del número de orificios.



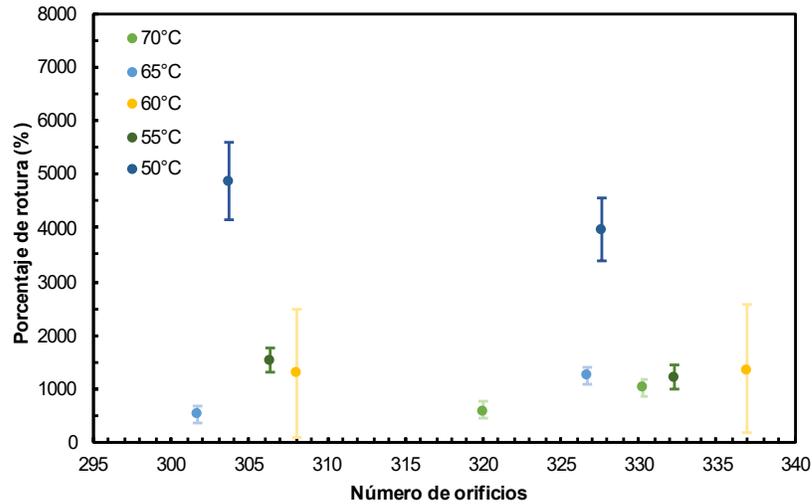
ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el esfuerzo de rotura. El eje de las abscisas corresponde número de orificios del andamio.

Figura 4-27. Porcentaje de rotura en función del área superficial



ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el esfuerzo de rotura. El eje de las abscisas corresponde al área superficial proyectada.

Figura 4-28. Porcentaje de rotura en función de número de orificios



ANEXO. Evaluación del efecto de las condiciones de impresión en las propiedades mecánicas de los andamios, en este caso se hizo una evaluación a ensayos de tensión deformación y se evaluó el comportamiento a diferentes temperaturas de lecho determinando su efecto en el esfuerzo de rotura. El eje de las abscisas corresponde al número de orificios.

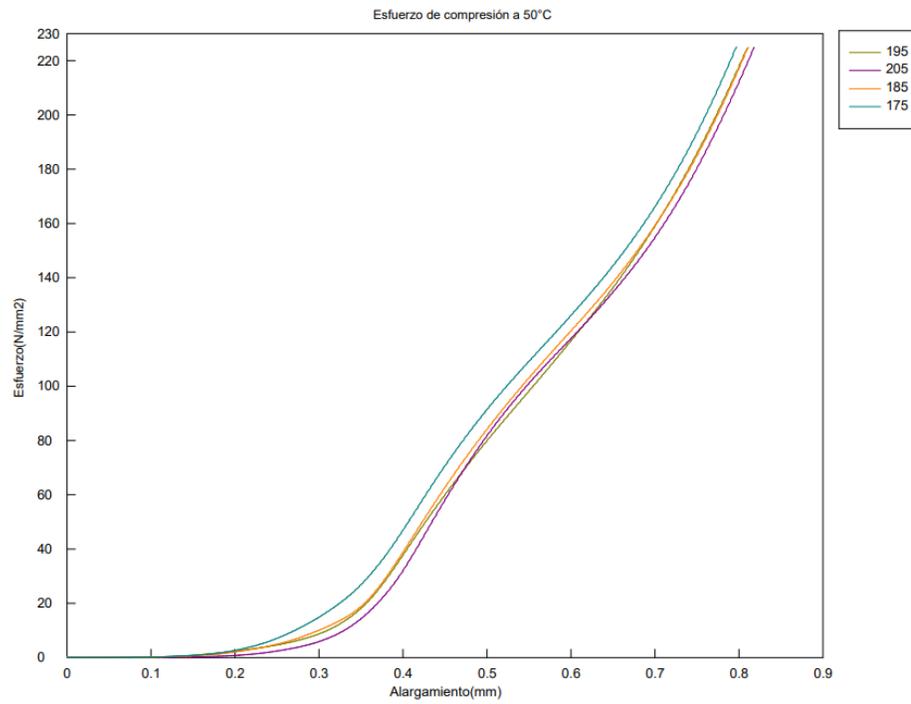
Figura 4-29. Prueba de compresión a 50°C

Figura 4-30. Prueba de compresión a 55°C

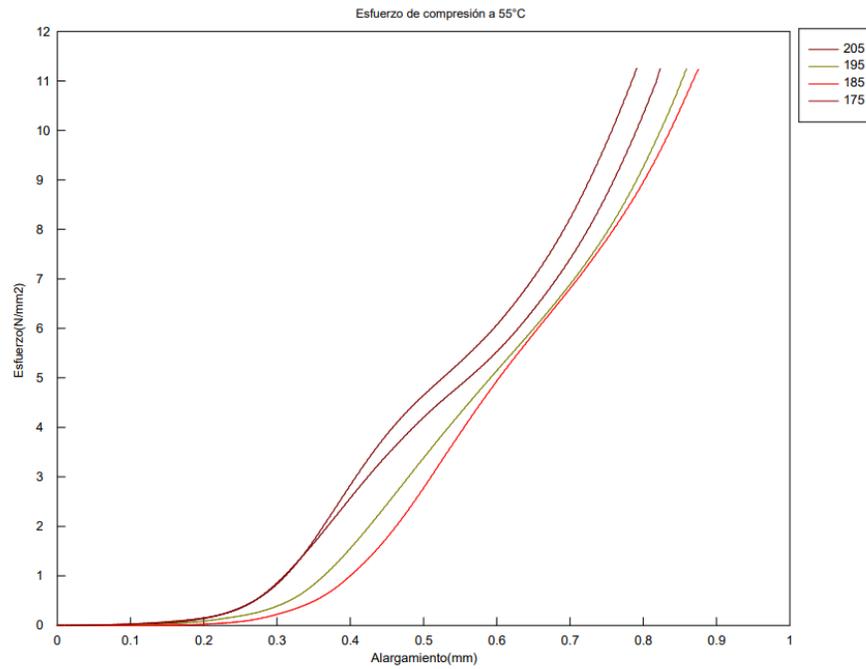


Figura 4-31. Prueba de compresión a 60°C

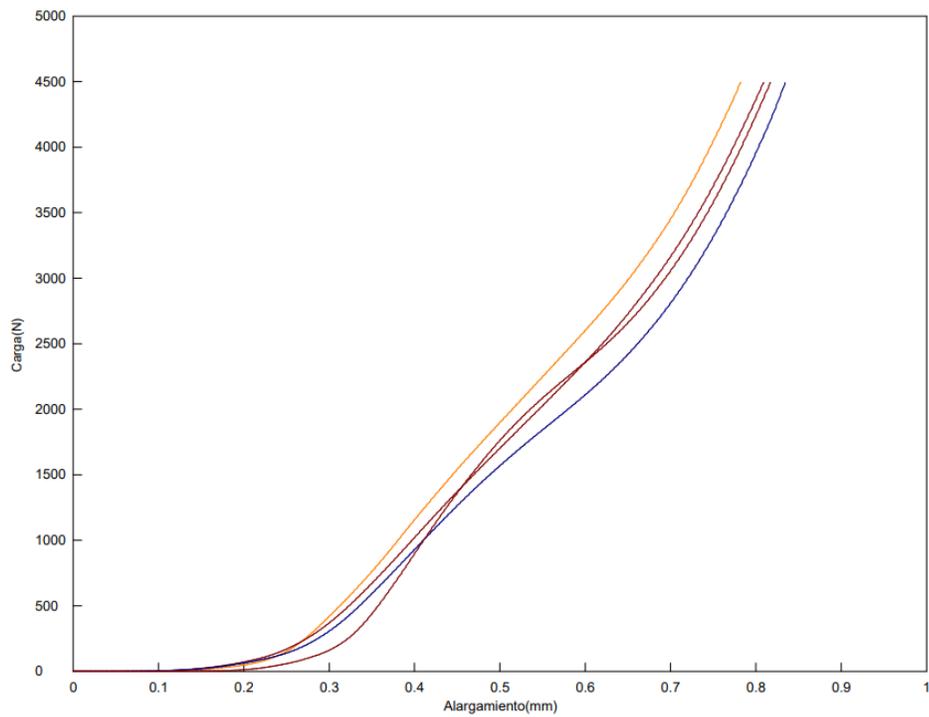


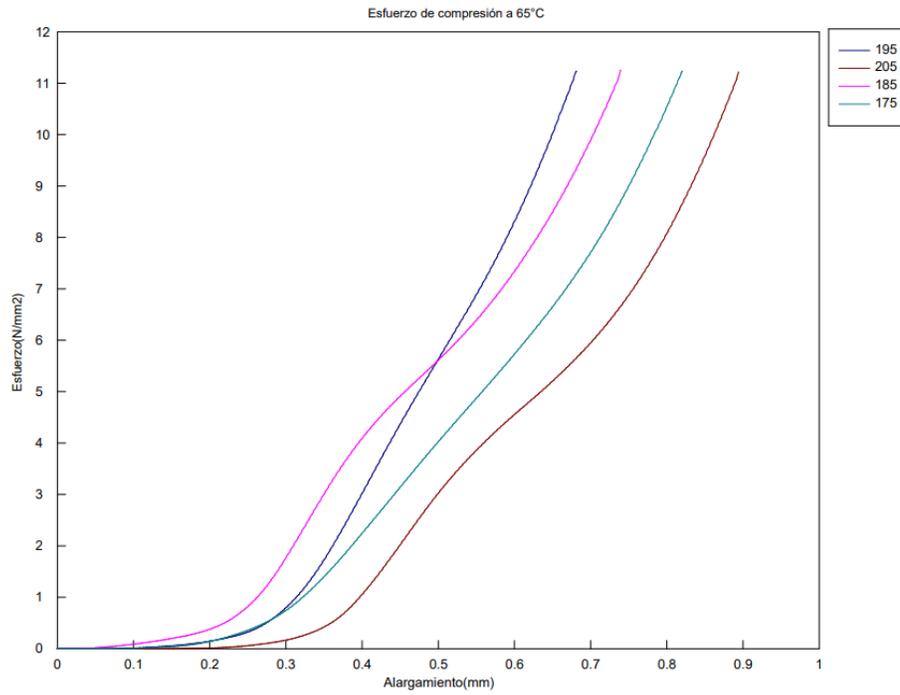
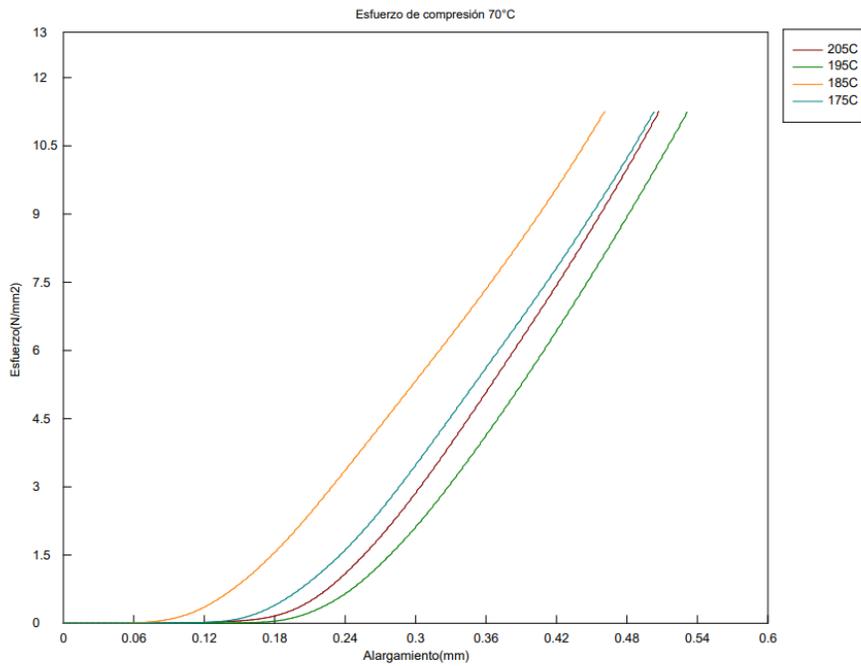
Figura 4-32. Prueba de compresión a 65°C**Figura 4-33.** Prueba de compresión a 70°C

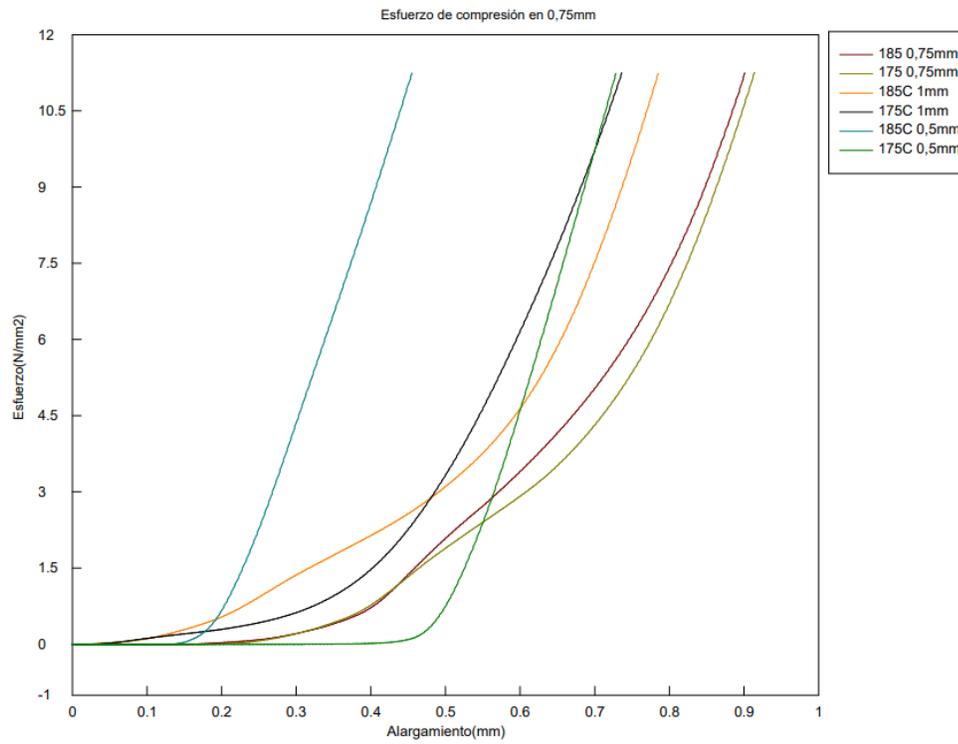
Figura 4-34. Comparación de tamaño de orificio compresión.

Figura 4-35. Prueba de flexión a 50°C

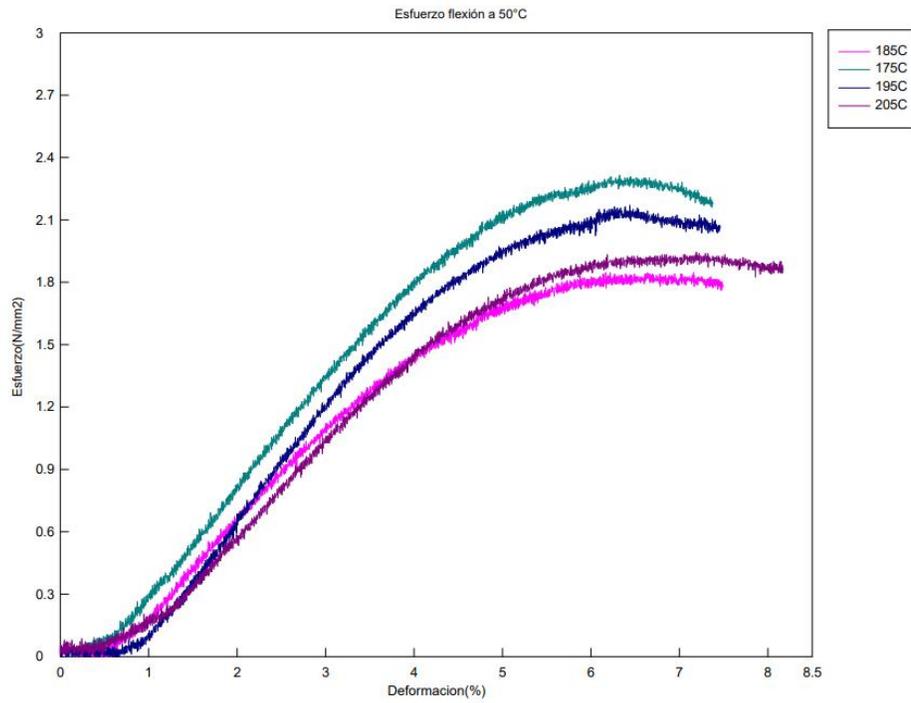


Figura 4-36. Prueba de flexión a 55°C

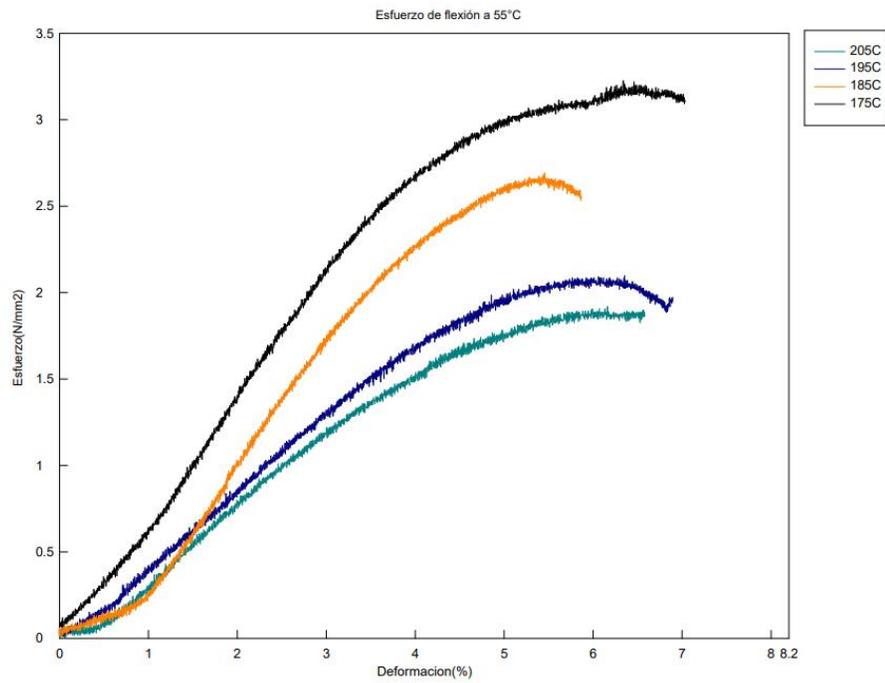


Figura 4-37. Prueba de flexión a 60°C

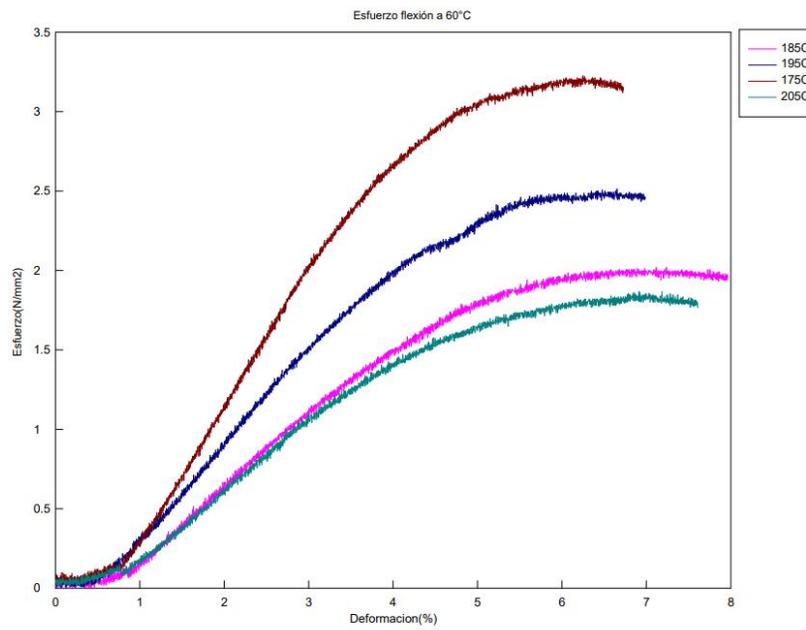


Figura 4-38. Prueba de flexión a 65°C

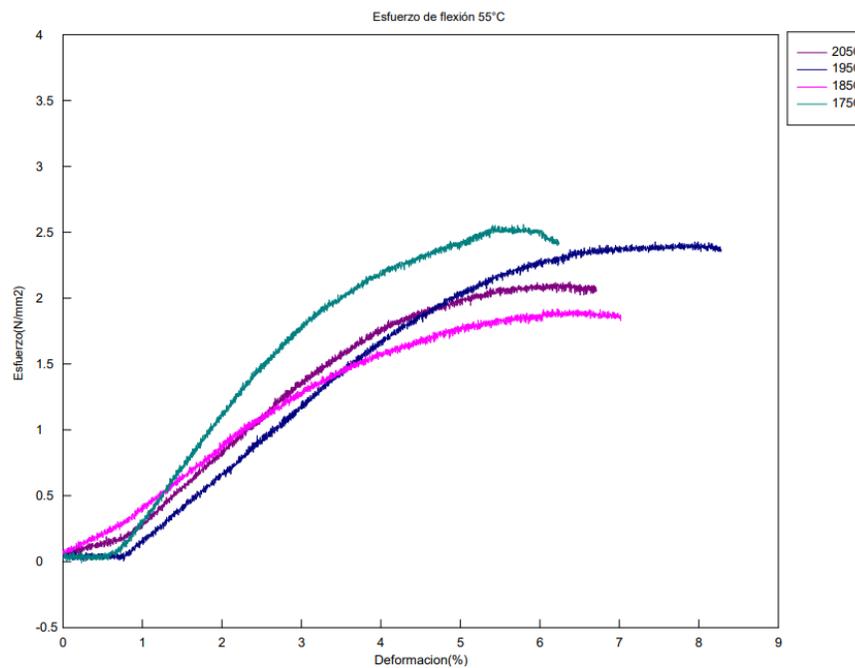


Figura 4-39. Prueba de flexión a 70°C

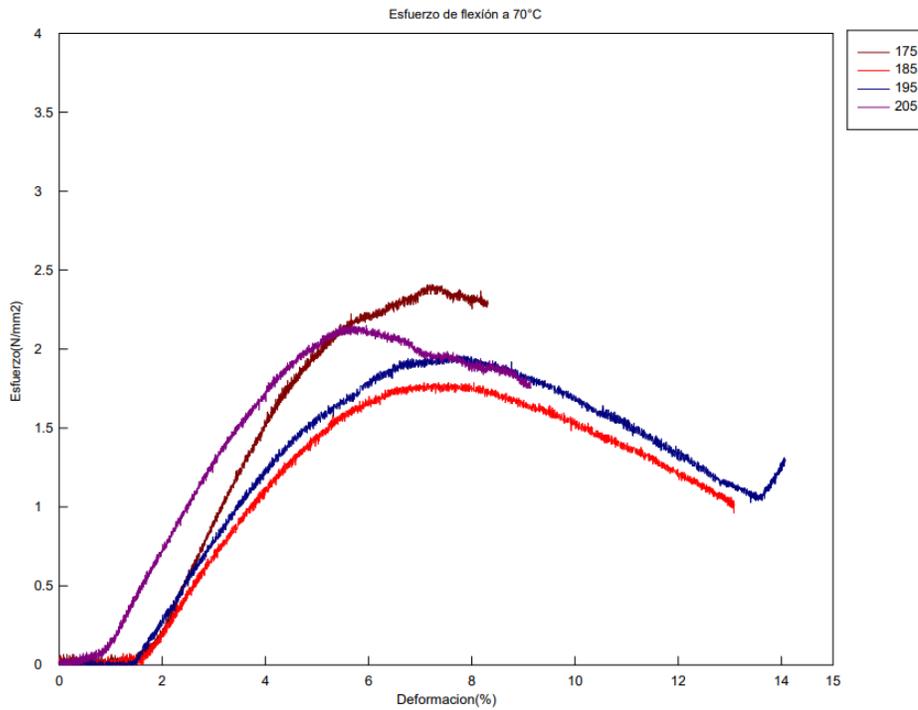


Figura 4-40. Comparativo cambio tamaño de orificio flexión.

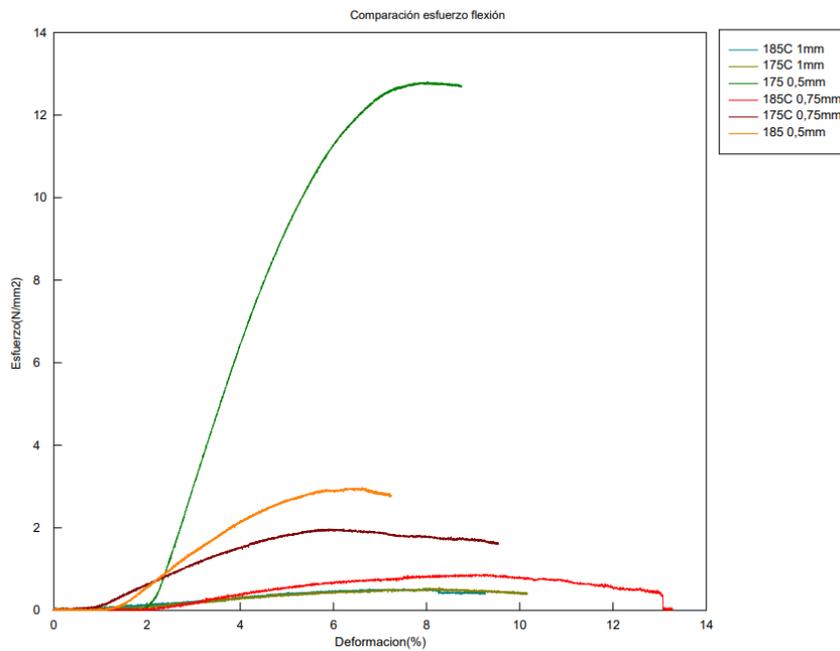


Figura 4-41. Diseño de modelo para ensayo de toxicidad en seis pozos.

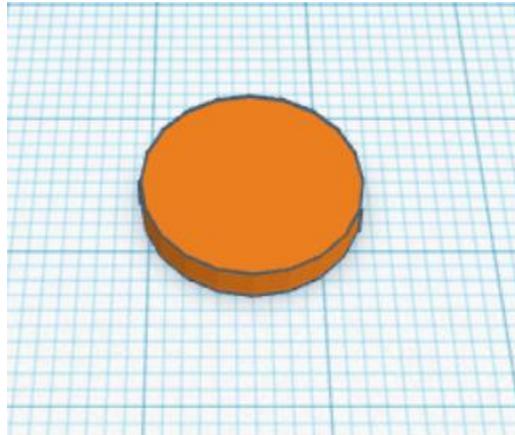
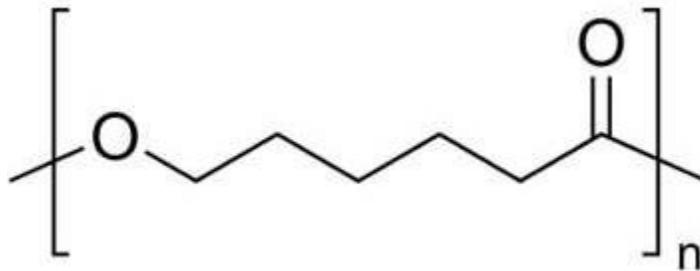
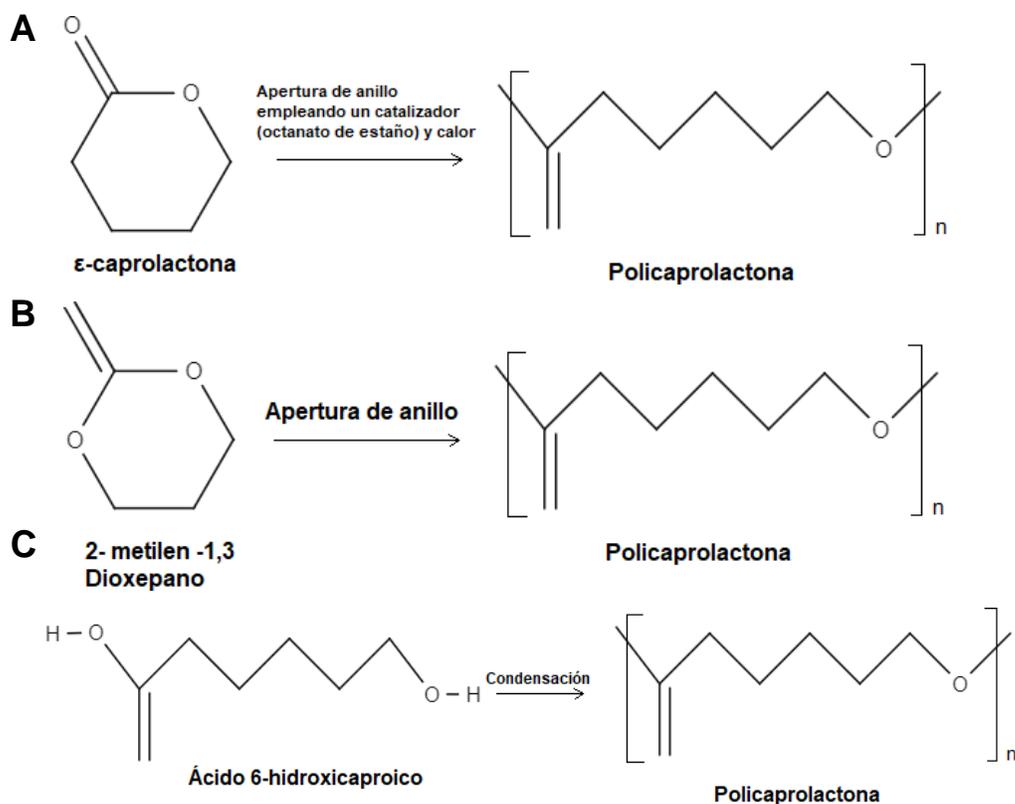


Figura 4-42. Prueba de células en agar, con las células quemadas por alta temperatura de agar.



Figura 4-43. Estructura química de la Policaprolactona**Figura 4-44.** Rutas de síntesis de Policaprolactona

Diferentes rutas de síntesis para obtener Poli (ϵ - caprolactona): Apertura de monómero cíclico (A), Apertura de anillo de 2- metilen -1,3 Dioxepano (B) y Condensación de ácido 6- hidroxicaaproico (C).

5. Bibliografía

- Abdelhamid, M. M., Eid, G., Othman, M. H. M., Ibrahim, H., Elasers, D., Elyounsy, M., Kwon, S. Y., Kim, M., Kim, D., Kim, J.-W., Ryu, J., El-Radi, M. A., & Fetih, T. N. (2023). The Evaluation of Cartilage Regeneration Efficacy of Three-Dimensionally Biofabricated Human-Derived Biomaterials on Knee Osteoarthritis: A Single-Arm, Open Label Study in Egypt. *Journal of Personalized Medicine*, 13(5), 748. <https://doi.org/10.3390/jpm13050748>
- Abdul Haq, R. H., Saidin, W., & Mat, U. W. (2013). Improvement of Mechanical Properties of Polycaprolactone (PCL) by Addition of Nano-Montmorillonite (MMT) and Hydroxyapatite (HA). *Applied Mechanics and Materials*, 315, 815–819. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.315.815>
- Amador-González, E., Sotomayor-del Moral, J. A., Pascual-Francisco, J. B., & Farfán-Cabrera, L. I. (2021). Medición y obtención de modelo de fluencia lenta en elastómeros. *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías Del ICBI*, 9(17), 108–113. <https://doi.org/10.29057/icbi.v9i17.7136>
- ASTM International. (2012). *Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies*,.
- ASTM International. (2016). *ASTM D-695-15: Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*.
- ASTM International. (2017). *ASTM D790-17: Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials*.
- ASTM International. (2018). *ASTM D882-18 Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting*.
- ASTM International. (2021). *ASTM D3418-99: Standard Test Method for Transition Temperatures of Polymers By Differential Scanning Calorimetry*.
- ASTM International. (2022). *ASTM D-638: Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*.
- Autodesk. (1982). *AutoCAD*.

- Azimi, B., Nourpanah, P., Rabiee, M., & Arbab, S. (2018). Poly (ϵ -caprolactone) Fiber: An Overview. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, 9(3), 155892501400900. <https://doi.org/10.1177/155892501400900309>
- Baez, J. (2006). Poli (e-caprolactona), un polímero degradable síntesis por triisopropóxido de aluminio Al(OiPr)₃ como iniciador. *Educación Química (UNAM)*, 17(4), 458–463.
- Bao, T. Q., Franco, R. A., & Lee, B. T. (2012). Preparation and characterization of a novel 3D scaffold from poly(ϵ -caprolactone)/biphasic calcium phosphate hybrid composite microspheres adhesion. *Biochemical Engineering Journal*, 64, 76–83. <https://doi.org/10.1016/j.bej.2012.02.005>
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163. <https://doi.org/10.1111/jopr.12510>
- Cardoso, G. B., Machado-Silva, A. B., Sabino, M., Santos Jr, A. R., & Zavaglia, C. A. (2014). Novel hybrid membrane of chitosan/poly (ϵ -caprolactone) for tissue engineering. *Biomatter*, 4(1), e29508. <https://doi.org/10.4161/biom.29508>
- Carvalho, J. R. G., Conde, G., Antonioli, M. L., Dias, P. P., Vasconcelos, R. O., Taboga, S. R., Canola, P. A., Chinelatto, M. A., Pereira, G. T., & Ferraz, G. C. (2020). Biocompatibility and biodegradation of poly(lactic acid) (PLA) and an immiscible PLA/poly(ϵ -caprolactone) (PCL) blend compatibilized by poly(ϵ -caprolactone-b-tetrahydrofuran) implanted in horses. *Polymer Journal*, 52(6), 629–643. <https://doi.org/10.1038/s41428-020-0308-y>
- Center for Devices and Radiological Health. (2016). Use of International Standard ISO 10993-1, “Biological evaluation of medical devices - Part 1: Evaluation and testing within a risk management process.” *Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff*, 26.
- Dash, T. K., & Konkimalla, V. B. (2012). Poly-e-caprolactone based formulations for drug delivery and tissue engineering: A review. *Journal of Controlled Release*, 158(1), 15–33. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2011.09.064>
- Dhandayuthapani, B., Yoshida, Y., Maekawa, T., & Kumar, D. S. (2011). Polymeric scaffolds in tissue engineering application: A review. *International Journal of Polymer Science*, 2011(ii). <https://doi.org/10.1155/2011/290602>
- Dong, L., Wang, S. J., Zhao, X. R., Zhu, Y. F., & Yu, J. K. (2017). 3D-printed poly (ϵ -caprolactone) scaffold integrated with cell-laden chitosan hydrogels for bone tissue engineering. *Scientific Reports*, 7(1), 4–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13838-7>

- Earnest, C. M. (1984). Modern thermogravimetry. *Analytical Chemistry*, 56(13), 1471A-1486A. <https://doi.org/10.1021/ac00277a002>
- Elsevier. (2023, August 25). *Scopus*. <https://www.Scopus.Com/Home.Uri>.
- Engelberg, I., & Kohn, J. (1991). Physico-mechanical properties of degradable polymers used in medical applications: A comparative study. *Biomaterials*, 12(3), 292–304. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(91\)90037-B](https://doi.org/10.1016/0142-9612(91)90037-B)
- Eshraghi, S., & Das, S. (2010). Mechanical and microstructural properties of polycaprolactone scaffolds with one-dimensional, two-dimensional, and three-dimensional orthogonally oriented porous architectures produced by selective laser sintering. *Acta Biomaterialia*, 6(7), 2467–2476. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2010.02.002>
- Fahira, A. I., Amalia, R., Barliana, M. I., Gatera, V. A., & Abdulah, R. (2022). Polyethyleneimine (PEI) as a Polymer-Based Co-Delivery System for Breast Cancer Therapy. *Breast Cancer: Targets and Therapy*, Volume 14, 71–83. <https://doi.org/10.2147/BCTT.S350403>
- Fernandez, A., Sosa, P., Debora, S., Desantadina, V., Fabeiro, M., Martinez, M. I., Piazza, N., Casavalle, P., Tonietti, M., Vacarezza, V., de Grandis, S., Granados, N., & Hernandez, J. (2011). *Calcio y nutrición*.
- Finkenstadt, V. L., Mohamed, A. A., Biresaw, G., & Willett, J. L. (2008). Mechanical properties of green composites with polycaprolactone and wheat gluten. *Journal of Applied Polymer Science*, 110(4), 2218–2226. <https://doi.org/10.1002/app.28446>
- Gilmer, E. L., Miller, D., Chatham, C. A., Zawaski, C., Fallon, J. J., Pekkanen, A., Long, T. E., Williams, C. B., & Bortner, M. J. (2018). Model analysis of feedstock behavior in fused filament fabrication: Enabling rapid materials screening. *Polymer*, 152, 51–61. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2017.11.068>
- Gregor, A., Filová, E., Novák, M., Kronek, J., Chlup, H., Buzgo, M., Blahnová, V., Lukášová, V., Bartoš, M., Nečas, A., & Hošek, J. (2017). Designing of PLA scaffolds for bone tissue replacement fabricated by ordinary commercial 3D printer. *Journal of Biological Engineering*, 11(1), 1–21. <https://doi.org/10.1186/s13036-017-0074-3>
- Guarino, V., Gentile, G., Sorrentino, L., & Ambrosio, L. (2017). Polycaprolactone: Synthesis, Properties, and Applications. In *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*. <https://doi.org/10.1002/0471440264.pst658>
- Guerra, A., Cano, P., Rabionet, M., Puig, T., & Ciurana, J. (2018). 3D-Printed PCL/PLA Composite Stents: Towards a New Solution to Cardiovascular Problems. *Materials*, 11(9), 1679. <https://doi.org/10.3390/ma11091679>

- Guerra, A. J., & Ciurana, J. (2018). 3D-printed bioabsorbable polycaprolactone stent: The effect of process parameters on its physical features. *Materials & Design*, 137, 430–437. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.10.045>
- Guerrero F, M., Maya C, C. X., & Vallejo L, M. (2016). Evaluación del efecto citotóxico de una resina dental a base de siloranos sobre fibroblastos L929. *Revista de La Universidad Industrial de Santander. Salud*, 48(1), 71–80. <https://doi.org/10.18273/revsal.v48n1-2016008>
- Hajiali, F., Tajbakhsh, S., & Shojaei, A. (2018). Fabrication and Properties of Polycaprolactone Composites Containing Calcium Phosphate-Based Ceramics and Bioactive Glasses in Bone Tissue Engineering: A Review. *Polymer Reviews*, 58(1), 164–207. <https://doi.org/10.1080/15583724.2017.1332640>
- Han, F., Wang, J., Ding, L., Hu, Y., Li, W., Yuan, Z., Guo, Q., Zhu, C., Yu, L., Wang, H., Zhao, Z., Jia, L., Li, J., Yu, Y., Zhang, W., Chu, G., Chen, S., & Li, B. (2020). Tissue Engineering and Regenerative Medicine: Achievements, Future, and Sustainability in Asia. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00083>
- Iqbal Mohammed, M. (2017). Design and fabrication considerations for three dimensional scaffold structures. *KnE Engineering*, 2(2), 120. <https://doi.org/10.18502/keg.v2i2.604>
- Jiao, Z., Luo, B., Xiang, S., Ma, H., Yu, Y., & Yang, W. (2019). 3D printing of HA / PCL composite tissue engineering scaffolds. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, 2(4), 196–202. <https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2019.09.003>
- Jin, G., Prabhakaran, M. P., Kai, D., Annamalai, S. K., Arunachalam, K. D., & Ramakrishna, S. (2013). Tissue engineered plant extracts as nanofibrous wound dressing. *Biomaterials*, 34(3), 724–734. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2012.10.026>
- Karageorgiou, V., & Kaplan, D. (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, 26(27), 5474–5491. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>
- Kerman, I., Toppare, L., Yilmaz, F., & Yagci, Y. (2005). Caprolactone Conducting Copolymers and their Electrochromic Properties. *Journal of Macromolecular Science, Part A*, 42(4), 509–520. <https://doi.org/10.1081/MA-200054363>
- Koons, G. L., Diba, M., & Mikos, A. G. (2020). Materials design for bone-tissue engineering. *Nature Reviews Materials*, 5(8), 584–603. <https://doi.org/10.1038/s41578-020-0204-2>
- Kováčová, M., Vykydalová, A., & Špitálský, Z. (2023). Polycaprolactone with Glass Beads for 3D Printing Filaments. *Processes*, 11(2), 395. <https://doi.org/10.3390/pr11020395>

- Licciardello, M., Ciardelli, G., & Tonda-Turo, C. (2021). Biocompatible Electrospun Polycaprolactone-Polyaniline Scaffold Treated with Atmospheric Plasma to Improve Hydrophilicity. *Bioengineering*, 8(2), 24. <https://doi.org/10.3390/bioengineering8020024>
- Lizarbe Iracheta, M. A. (2007). Sustitutivos de tejidos de los biomateriales a la ingeniería tisular. *Revista de La Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales*, 101(1), 227–252.
- Lozano-Sánchez, L., Bagudanch, I., Sustaita, A., Iturbe-Ek, J., Elizalde, L., Garcia-Romeu, M., & Elías-Zúñiga, A. (2018a). Single-Point Incremental Forming of Two Biocompatible Polymers: An Insight into Their Thermal and Structural Properties. *Polymers*, 10(4), 391. <https://doi.org/10.3390/polym10040391>
- Lozano-Sánchez, L., Bagudanch, I., Sustaita, A., Iturbe-Ek, J., Elizalde, L., Garcia-Romeu, M., & Elías-Zúñiga, A. (2018b). Single-Point Incremental Forming of Two Biocompatible Polymers: An Insight into Their Thermal and Structural Properties. *Polymers*, 10(4), 391. <https://doi.org/10.3390/polym10040391>
- Lyu, J. S., Lee, J.-S., & Han, J. (2019). Development of a biodegradable polycaprolactone film incorporated with an antimicrobial agent via an extrusion process. *Scientific Reports*, 9(1), 20236. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56757-5>
- Maddah, H. A. (2016). Polypropylene as a Promising Plastic: A Review. *American Journal of Polymer Science*, 6(1), 1–11. <https://doi.org/10.5923/j.ajps.20160601.01>
- Mark, J. (2009). Poly(lactic acid). In *Polymer Data Handbook* (pp. 627–630).
- Mettler Toledo. (2011). *Thermal Analysis Excellence Differential Scanning Calorimetry for all Requirements Unmatched DSC Performance*.
- Mettler Toledo. (2015). *Thermal Analysis Excellence Thermogravimetry Fast and Accurate TGA Results*.
- Mirhosseini, M. M., Haddadi-Asl, V., & Zargarian, S. Sh. (2016). Fabrication and characterization of hydrophilic poly(ϵ -caprolactone)/pluronic P123 electrospun fibers. *Journal of Applied Polymer Science*, 133(17), n/a-n/a. <https://doi.org/10.1002/app.43345>
- Mochane, M. J., Motsoeneng, T. S., Sadiku, E. R., Mokhena, T. C., & Sefadi, J. S. (2019). Morphology and Properties of Electrospun PCL and Its Composites for Medical Applications: A Mini Review. *Applied Sciences*, 9(11), 2205. <https://doi.org/10.3390/app9112205>
- Moeini, S., Mohammadi, M. R., & Simchi, A. (2017). In-situ solvothermal processing of polycaprolactone/hydroxyapatite nanocomposites with enhanced mechanical and

- biological performance for bone tissue engineering. *Bioactive Materials*, 2(3), 146–155. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2017.04.004>
- Najafabadi, F. M., Karbasi, S., Benisi, S. Z., & Shojaei, S. (2023). Physical, mechanical, and biological performance of chitosan-based nanocomposite coating deposited on the polycaprolactone-based 3D printed scaffold: Potential application in bone tissue engineering. *International Journal of Biological Macromolecules*, 243, 125218. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.125218>
- Nerlich, A. G., Zink, A., Szeimies, U., & Hagedorn, H. G. (2000). Ancient Egyptian prosthesis of the big toe. *The Lancet*, 356(9248), 2176–2179. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)03507-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)03507-8)
- O'Brien, F. J. (2011). Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today*, 14(3), 88–95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)
- Organización mundial de la salud. (2011). *Informe mundial sobre discapacidad*. Discapacidad y Rehabilitación. http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/
- Ortega, E. S., Sanz-Garcia, A., Pernia-Espinoza, A., & Escobedo-Lucea, C. (2019). Efficient fabrication of polycaprolactone scaffolds for printing hybrid tissue-engineered constructs. *Materials*, 12(4), 1–18. <https://doi.org/10.3390/ma12040613>
- Park, H. J., Lee, O. J., Lee, M. C., Moon, B. M., Ju, H. W., Lee, J. min, Kim, J.-H., Kim, D. W., & Park, C. H. (2015). Fabrication of 3D porous silk scaffolds by particulate (salt/sucrose) leaching for bone tissue reconstruction. *International Journal of Biological Macromolecules*, 78, 215–223. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2015.03.064>
- Park, S., Kim, G., Jeon, Y. C., Koh, Y., & Kim, W. (2009). 3D polycaprolactone scaffolds with controlled pore structure using a rapid prototyping system. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20(1), 229–234. <https://doi.org/10.1007/s10856-008-3573-4>
- Park, W. H., Kim, B. S., Park, K. E., You, H. K., Lee, J., & Kim, M. H. (2015). Effect of nanofiber content on bone regeneration of silk fibroin/poly(ε-caprolactone) nano/microfibrous composite scaffolds. *International Journal of Nanomedicine*, 485. <https://doi.org/10.2147/IJN.S72730>
- Prakasam, M., Popescu, M., Piticescu, R., & Largeteau, A. (2017). Fabrication Methodologies of Biomimetic and Bioactive Scaffolds for Tissue Engineering Applications. In *Scaffolds in Tissue Engineering - Materials, Technologies and Clinical Applications*. InTech. <https://doi.org/10.5772/intechopen.70707>
- Rezania, N., Asadi-Eydivand, M., Abolfathi, N., Bonakdar, S., Mehrjoo, M., & Solati-Hashjin, M. (2022). Three-dimensional printing of polycaprolactone/hydroxyapatite bone tissue engineering scaffolds mechanical properties and biological behavior.

- Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 33(3), 31.
<https://doi.org/10.1007/s10856-022-06653-8>
- Rezgui, F., Swistek, M., Hiver, J. M., G'Sell, C., & Sadoun, T. (2005). Deformation and damage upon stretching of degradable polymers (PLA and PCL). *Polymer*, 46(18), 7370–7385. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2005.03.116>
- Rohner, D., Hutmacher, D. W., Cheng, T. K., Oberholzer, M., & Hammer, B. (2003). In vivo efficacy of bone-marrow-coated polycaprolactone scaffolds for the reconstruction of orbital defects in the pig. *Journal of Biomedical Materials Research*, 66B(2), 574–580. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10037>
- Rosa, D. S., Guedes, C. G. F., & Pedroso, A. G. (2004). Gelatinized and nongelatinized corn starch/ poly(epsilon-caprolactone) blends: characterization by rheological, mechanical and morphological properties. *Polímeros*, 14(3), 181–186. <https://doi.org/10.1590/S0104-14282004000300014>
- Rudnik, E. (2013). Compostable Polymer Properties and Packaging Applications. In *Plastic Films in Food Packaging* (pp. 217–248).
- Salgado, C. L., Sanchez, E. M. S., Zavaglia, C. A. C., & Granja, P. L. (2012). Biocompatibility and biodegradation of polycaprolactone-sebacic acid blended gels. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 100A(1), 243–251. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.33272>
- Shabab, T., Bas, O., Dargaville, B. L., Ravichandran, A., Tran, P. A., & Hutmacher, D. W. (2023). Microporous/Macroporous Polycaprolactone Scaffolds for Dental Applications. *Pharmaceutics*, 15(5), 1340. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics15051340>
- Sharma, N., Pratap Yadav, V., & Sharma, A. (2021). Attitudes and empathy of youth towards physically disabled persons. *Heliyon*, 7(8), e07852. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e07852>
- Sodupe Ortega, E., Sanz-Garcia, A., Pernia-Espinoza, A., & Escobedo-Lucea, C. (2019). Efficient Fabrication of Polycaprolactone Scaffolds for Printing Hybrid Tissue-Engineered Constructs. *Materials*, 12(4), 613. <https://doi.org/10.3390/ma12040613>
- Universidad de Veracruz. (2012). *Sistema esquelético*. Estructura y Clasificación. <https://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Oseo.pdf>
- Universidad de Vigo. (2018). *Celulas oseas*. Atlas de Histología Vegetal y Animal. http://mmegias.webs.uvigo.es/a-imagenes-grandes/oseo_osteocitos.php#n
- Vallejo, F. J., Eguiaz♦bal, J. I., & Naz♦bal, J. (2001). Solid state features and mechanical properties of PEI/PBT blends. *Journal of Applied Polymer Science*,

80(6), 885–892. [https://doi.org/10.1002/1097-4628\(20010509\)80:6<885::AID-APP1166>3.0.CO;2-D](https://doi.org/10.1002/1097-4628(20010509)80:6<885::AID-APP1166>3.0.CO;2-D)

- Vyas, C., Zhang, J., Øvrebø, Ø., Huang, B., Roberts, I., Setty, M., Allardyce, B., Haugen, H., Rajkhowa, R., & Bartolo, P. (2021). 3D printing of silk microparticle reinforced polycaprolactone scaffolds for tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: C*, 118, 111433. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111433>
- Wang, L., Abedalwafa, M., Wang, F., & Li, C. (2013). Biodegradable Poly-E-Caprolactone (Pcl) for Tissue Engineering Applications: a Review. *Rev. Adv. Mater. Sci*, 34, 123–140. http://www.ipme.ru/e-journals/RAMS/no_23413/02_23413_abedalwafa.pdf
- Whitaker, M. (2014). The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*, 96(7), 228–229. <https://doi.org/10.1308/147363514X13990346756481>
- Woodruff, M. A., & Hutmacher, D. W. (2010). The return of a forgotten polymer - Polycaprolactone in the 21st century. *Progress in Polymer Science (Oxford)*, 35(10), 1217–1256. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2010.04.002>
- Zhang, Q., Zhou, X., Du, H., Ha, Y., Xu, Y., Ao, R., & He, C. (2023). Bifunctional Hydrogel-Integrated 3D Printed Scaffold for Repairing Infected Bone Defects. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 9(8), 4583–4596. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.3c00564>