
Diseño e implementación de un extrusor de precisión para biomateriales en una impresora 3D

Josué Daniel Salazar Prado



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de un extrusor de precisión
para biomateriales en una impresora 3D**

Trabajo de graduación presentado por Josué Daniel
Salazar Prado para optar al grado académico de Licenciado
en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2024

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de un extrusor de precisión
para biomateriales en una impresora 3D**

Trabajo de graduación presentado por Josué Daniel Salazar
Prado para optar al grado académico de Licenciado en
Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2024

Vo.Bo.



Ing. Kurt Kellner

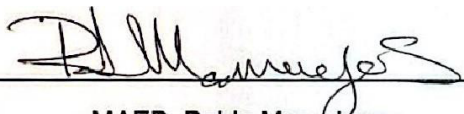
Tribunal Examinador:

(f)



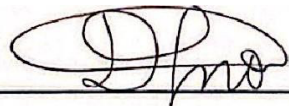
Ing. Kurt Kellner

(f)



MAEB. Pablo Mazariecos

(f)



Ing. Diego Morales Ibáñez

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de enero de 2024

Prefacio

En el transcurso de mi viaje académico en la Universidad del Valle de Guatemala, he tenido experiencias importantes, frustrantes, inspiradoras y desafiantes, nada se puede comparar con la creación de esta tesis titulada “Diseño e implementación de un extrusor de precisión para biomateriales en una impresora 3D” Como primer punto quiero agradecer a mi asesor de tesis, Ing. Kurt Kellner, por su apoyo, paciencia y orientación a lo largo de este proyecto. Su sabiduría en la creación de diseños mecánicos ha sido fundamental para concretar este proyecto.

Quiero agradecer puntualmente a mis padres y hermano, por brindarme la oportunidad de estudiar en esta institución de prestigio. Ellos fueron pilares fundamentales a lo largo de este viaje académico, siendo guías, consejeros y mentores para mi crecimiento como profesional. También quiero agradecer a mis abuelos por siempre creer en mi potencial académico, por apoyar y estar siempre en los momentos importantes de mi vida. Agradezco a mis amigos que siempre estuvieron apoyándome y aconsejándome a lo largo de la carrera, siendo mi segunda familia.

Esta tesis tiene como meta principal diseñar e implementar un extrusor para el uso de biomateriales en una impresora 3D *Prusa i3*. En la Universidad del Valle de Guatemala se tiene una variedad de impresoras de filamento PLA, ácido poli láctico, pero no se cuenta con una impresora de biomateriales. Esta impresora ayudara a futuras generaciones de las carreras Ing. Mecatrónica y Biomédica, para realizar hallazgos importantes. Se pueden realizar modificaciones futuras, trabajos de graduación de fabricación en biopolímeros, diseño y fabricación de prótesis.

Índice

Listado de Cuadros	viii
Listado de Figuras.....	x
Resumen.....	xiii
I. Introducción.....	1
II. Antecedentes.....	2
III. Justificación	5
IV. Objetivos.....	6
V. Alcance	7
VI. Marco teórico.....	8
A. Fabricación Digital.....	8
B. Biopolímeros	10
C. Firmware	12
VII. Diseño de extrusor mecánico.....	13
A. Diseño de extrusor.....	13
VIII. Diseño de acople para control de temperatura.....	25
A. Acople de temperatura en extrusor primera iteración.....	25
B. Acople de temperatura en extrusor final.....	26
IX. Arreglos en el Firmware para el extrusor diseñado	29
X. Restauración de impresora 3D.....	32

XI.	Resultados de rendimiento con extrusor implementado.....	36
A.	Pruebas de impresión con viscosidad media.....	36
B.	Pruebas de impresión con distintas viscosidades.....	39
C.	Medición de temperatura con termistores.....	41
XII.	Manual de uso.....	42
XIII.	Conclusiones.....	44
XIV.	Recomendaciones.....	45
XV.	Bibliografía.....	46
XVI.	Anexos.....	48

Listado de Cuadros

	Página
Cuadro 1. Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de líneas con gel de viscosidad alta.....	36
Cuadro 2. Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de líneas con gel de viscosidad media.....	36
Cuadro 3. Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de cuadrados con gel de viscosidad media.....	37
Cuadro 4. Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de cuadrados con gel de viscosidad media.....	37
Cuadro 5. Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de círculos con gel de viscosidad media.	38
Cuadro 6. Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de círculos con gel de viscosidad media.....	38
Cuadro 7. Promedio de error de resultados de diferentes tipos de impresión.	39
Cuadro 8. Viscosidades utilizadas para realización de pruebas y determinación de alcance.	40
Cuadro 9. Resumen de pruebas de termistores.....	41
Cuadro 10. Parte 1 de resultados de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.	48
Cuadro 11. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.	49

Cuadro 12. Parte 1 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.	50
Cuadro 13. Parte 2 de resultados de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.	51
Cuadro 14. Parte 1 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.....	52
Cuadro 15. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.	53
Cuadro 16. Parte 1 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.	54
Cuadro 17. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.	55
Cuadro 18. Parte 1 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.....	57
Cuadro 19. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.....	58
Cuadro 20. Parte de resultados experimentales de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.....	59
Cuadro 21. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.....	60
Cuadro 22. Pruebas de altura con viscosidades alternas al gel de pruebas anterior.	61
Cuadro 23. Pruebas de grosor con viscosidades alterna al gel de pruebas anterior.	62
Cuadro 24. Mediciones de termómetro de ambiente comparado con termistores.	63

Listado de Figuras

	Página
Figura 1. Proceso de diseño de Shigley.	9
Figura 2. Tipos de hidrogeles.	11
Figura 3. Primera iteración de extrusor.	13
Figura 4. Prota-émbolo.	14
Figura 5. Primera iteración de acople de jeringa de eje X de la impresora 3D.	14
Figura 6. Segunda parte de acople de jeringa.	15
Figura 7. Segunda iteración de extrusor.	16
Figura 8. Porta émbolo 2.	16
Figura 9. Segunda iteración de acople de jeringa a eje X de impresora.	17
Figura 10. Porta jeringa 2.	17
Figura 11. Primera vista de extrusor 3.	18
Figura 12. Segunda vista de extrusor 3.	19
Figura 13. Acople de motor.	19
Figura 14. Porta jeringa diseño final.	20
Figura 15. Porta émbolo con cojinetes.	21
Figura 16. Porta émbolo final variante 1.	21
Figura 17. Porta émbolo final variante 2.	22

Figura 18. CAD de extrusor final.	23
Figura 19. Extrusor completo impreso en PLA.	23
Figura 20. Implementación de extrusor en impresora 3D prusa i3.....	24
Figura 21. Implementación y calibración de impresora.	24
Figura 22. Extrusor con acople de termistores completo.	25
Figura 23. Acople para regulación de temperatura primera iteración.	26
Figura 24. Acople para regulación de temperatura final.	26
Figura 25. Anclaje a extrusor.....	27
Figura 26. Acople para pasta térmica de termistores.....	28
Figura 27. Acople impreso en PLA listo para implementar.	28
Figura 28. Modificación de pasos por mm de la impresora 3D.....	29
Figura 29. Activación de termistores de acople.....	29
Figura 30. Temperatura mínima de extrusor.	30
Figura 31. Activación de Endstops físicos.	30
Figura 32. Valores de aceleración.	30
Figura 33. Implementación de una superficie para impresión.....	32
Figura 34. Soportes de cojinetes de la cama de impresión.	33
Figura 35. Implementación de nueva pieza de eje Z.	33
Figura 36. Tuercas para la calibración de superficie de impresión.	34
Figura 37. Implementación de finales carrera.	34

Figura 38. Colocación de Arduino MEGA en base de impresora.	35
Figura 39. Gestión de cables de impresora completa.	35
Figura 40. Software PrusaSlicer con pruebas de líneas.	37
Figura 41. Software PrusaSlicer con pruebas de cuadrados.	38
Figura 42. Software PrusaSlicer con pruebas de círculos.	39
Figura 43. Prueba de impresión de logo UVG con viscosidad alta.	40
Figura 44. Prueba de impresión de logo UVG con viscosidad baja.	40
Figura 45. Toma de temperatura con software Pronterface.	41
Figura 46. Toma de temperatura con sensor en jeringa.	42
Figura 47. Manual para uso de Bioimpresora.	43
Figura 48. Gestión de cables de termistores.	64
Figura 49. Máximos y mínimos de rango de temperatura para hidrogel estándar.	65

Resumen

El objetivo principal de este trabajo de graduación es implementar un extrusor de precisión y de bajo costo para biomateriales, en una impresora 3D. Este extrusor es capaz de fabricar líneas de precisión con el que se fabricaran posibles diseños de tejidos. Se acopló a una impresora 3D, en la cual se modificó el firmware por lo que el extrusor tiene la modificación de pasos del motor para una impresión precisa.

El extrusor tiene un control de temperatura con el arreglo en el software de la impresora para que el biopolímero se encuentre en una temperatura óptima. Este sistema de control de temperatura se mide con termistores, para que la temperatura sea constante. Por medio de un acople impreso en PLA se pudieron colocar estos termistores junto al extrusor y medir la temperatura a la cual se estaba extruyendo el hidrogel.

Estas líneas de impresión fueron validadas por medio de mediciones, calculando un error en la impresión. Cuanto midió la línea de impresión comparada con cuanto debía de medir según el diseño en 3D. Estas líneas de impresión fueron primero probadas con gelatina, asemejando la densidad de un alginato de sodio.

En proyectos anteriores fuera del país se han realizado algunos prototipos funcionales, capaces de extruir biomateriales. En estos se encuentran diferentes maneras de fabricar dichos extrusores, se tomaron como ejemplo para fabricar el primero de bajo costo en la Universidad del Valle de Guatemala. Se obtuvo como resultado que este extrusor efectivamente es de bajo costo, porque todo se realizó con PLA, en una impresora 3D ordinaria. Los añadidos fueron jeringas ordinarias, tuercas métricas, tornillos métricos, motores *stepper* y su respectivo controlador.

Abstract

The main objective of this graduation project is to implement a precise and low-cost extruder for biomaterials in a 3D printer. This extruder can produce precision lines for the fabrication of potential tissue designs. It was integrated into a 3D printer, where the firmware was modified to adjust the motor steps for precise printing.

The extruder includes a temperature control system integrated into the printer's software to maintain the biopolymer at an optimal temperature. This temperature control system is monitored using thermistors to ensure constant temperature. Through a PLA-printed attachment, these thermistors were positioned next to the extruder to measure the temperature at which the hydrogel was being extruded.

The accuracy of the printed lines was validated through measurements, calculating the error in the printing compared to the intended dimensions according to the 3D design. These print lines were initially tested using gelatin to simulate the density of sodium alginate.

Functional prototypes capable of extruding biomaterials have been developed in previous projects abroad. Various methods of manufacturing such extruders were used as examples to create the first low-cost extruder at Universidad del Valle de Guatemala. The result indicated that this extruder is indeed cost-effective since it was entirely constructed using PLA on an ordinary 3D printer. Ordinary syringes, metric nuts, metric screws, stepper motors, and their respective controllers were used as additional components.

I. INTRODUCCIÓN

Esta tesis se centra en implementar un extrusor de precisión en una impresora 3D. Así mismo tener una adaptación funcional y de bajo costo para una impresora de biomateriales. Siendo así, este trabajo de graduación se dividió en el diseño mecánico que se realizó para el extrusor de precisión y el arreglo de software para controlar de manera óptima la impresora, además de contar con un control de temperatura para validar que el hidrogel que se está utilizando esté en condiciones óptimas de impresión.

Se pretende realizar la primera iteración de una impresora de biomateriales funcional, teniendo en cuenta que bioimpresora ya se fabricó en otros países. En la Universidad del Valle de Guatemala no se cuenta actualmente con una impresora de biomateriales, esta bioimpresora sería la primera impresora funcional con alginatos.

Además de presentar la implementación de un extrusor de precisión, se añade un sistema de control de temperatura, la modificación del software para uso exclusivo de la impresora de biomateriales y una validación con pruebas de impresión. El sistema de control de temperatura se realizó por medio de termistores colocados cerca de la jeringa donde se encuentra el hidrogel. Para validar que el material que se está utilizando en la impresión se encuentre dentro del rango establecido.

La modificación se realizó en el software de una impresora comercial llamado *Marlin* de la impresora *Prusa i3*. En este se arreglaron los pasos de los motores para lograr una impresión de precisión. También se modificó la temperatura a la cual empieza a funcionar la impresora, como no se tiene que calentar el material ni la base donde está la impresión, estos se desactivaron.

Para las líneas de validación con ayuda de unas boquillas especiales de 0.8 mm, se logró imprimir pruebas con gel de diferentes viscosidades para la obtención de un rango apto para el extrusor. Estas se validaron midiendo el grosor y el largo estableció del diseño 3D, haciendo una estadística descriptiva.

II. ANTECEDENTES

Impresión 3d De Prótesis De Menisco a Base De Hidrogel Sintetizado Con Nanopartículas De Plata (Ag NPS), Acido Hialurónico y Colágeno

Los autores en el trabajo de graduación analizaron imprimir partes de meniscos con hidrogeles sintetizados, utilizando una impresora *Prusa i3*. Se le adaptó a la impresora un mecanismo elaborado con un motor *stepper*, el cual es sugerido por los autores para la extrusión del material. Con el fin de colocar distintas pruebas de hidrogel, se colocó una jeringa con el material a extruir. Para las pruebas adaptaron la manguera cerca del extrusor original de la impresora para que esta siga los movimientos de la impresora y se obtenga un resultado sin modificar el código de dicha impresora. El resultado que obtuvieron los autores es un extrusor fabricado de PLA, siendo un material de bajo costo y adaptado a la impresora antes mencionada.

La impresión de los meniscos se produjo con hidrogel constituido por colágeno, ácido hialurónico y quitosano. Las impresiones que se obtuvieron después de ser polimerizadas presentan crecimiento y soportan una temperatura de 37 °C. La adición de colágeno y ácido hialurónico tuvo una gran influencia en la mejor de las propiedades reológicas y mecánicas del hidrogel, entonces se concluye que se puede utilizar como biotinta para las impresiones en 3D. (Urbina Vázquez et al., 2022).

Prótesis De Menisco Mediante Impresión 3-D Haciendo Uso de Hidrogel Con Nanotubos De Carbono Y Gentamicina

En este informe también se espera una impresión de prótesis de meniscos con ciertos compuestos parecidos al hidrogel. Para este modelo el método de extrusión se asemeja mucho a la tesis anterior analizada, pero colocando la jeringa con el hidrogel de una manera aislada para que con una manguera llegue a la boquilla y se pueda colocar en la plataforma de impresión. De esta manera las condiciones se regulan por medio de la placa donde el material es regulado en temperatura y humedad. Como en la tesis anterior el extrusor se adapta a una impresora *Prusa i3*, esta impresora se modificó solo en el extrusor original. Los autores calcularon que la velocidad adecuada de impresión para este tipo de

biomaterial es de 800 mm/min, esto ayudara para poder realizar pruebas en nuestro prototipo. Una conclusión del trabajo escrito es que, el hidrogel se debe de fabricar el mismo día que será utilizado.

También como resultado se obtuvo que la impresión es muy precisa y después de su tratamiento de polimerización se ve afectada aún más, por lo que para este prototipo se requiere ajustar aún más ese estándar de calidad en la impresión. Se concluye que el hidrogel que se utilizó en este caso no es óptimo, según los autores, para poder hacer propuesta in-vivo. El proceso de extrusión de materiales fue bastante bueno, pero con algunas complicaciones en precisión (Contreras, 2022).

Impresión 3d de materiales cerámicos base zircona con diferentes contenidos de itria

Un informe muy diferente a los demás, siendo no hidrogel si no que materiales y compuestos cerámicos. Los autores utilizaron como referencia extruir pastas cerámicas, realizando mezclas entre pastas cerámicas y encontrando la temperatura de sinterización. Se consideraron tipos de impresión 3D, por ejemplo, la estereolitografía, que se basa en un láser que barre la superficie de una pasta cerámica fotosensible a los rayos ultravioleta. Otra técnica considerada son las jeringas de extrusión que se puede fabricar fácilmente. Teniendo en cuenta que los filamentos extruidos están condicionados por la boquilla que se está utilizando. Los resultados obtenidos con el segundo método de extrusión, una buena adhesión del material, siempre intentando con diferentes compuestos. Los autores recomiendan realizar más pruebas con diferentes biomateriales para realizar prótesis cerámicas impresas en 3D (Gimeno Ruiz, 2018).

Bioimpresión 3D De Ultra Bajo Costo: Modificación Y Aplicación De Una Impresora 3D De Escritorio Lista Para Usar Para Biofabricación

En el estudio realizado, se utilizó una bioimpresora 3D de bajo costo para imprimir hidrogeles cargados de células. La impresión se llevó a cabo a temperatura ambiente y a una velocidad de 550 a 600 pasos/mm, con una tasa de extrusión de 100 o 300 mm/s. Los hidrogeles cargados de células se imprimieron en condiciones estériles dentro de una campana de flujo laminar. Después de la impresión, los hidrogeles fueron transferidos a una

placa de cultivo y se sometieron a un proceso de entrecruzamiento utilizando una solución de CaCl_2 0,1 M. La solución de CaCl_2 se retiró después de 20 minutos y se realizó un lavado con medio de cultivo. Los bioestructos impresos en 3D se cultivaron en una incubadora humidificada a 37 °C y 5 % de CO_2 . En la Figura 3C del estudio se muestra una imagen de la bioimpresora 3D en funcionamiento dentro de la campana de flujo laminar. Este proceso permitió la fabricación de hidrogeles cargados de células de manera precisa y controlada, proporcionando un entorno propicio para el crecimiento y desarrollo de las células impresas en 3D (Kahl et al., 2019).

Tecnología De Bioimpresión 3D e Hidrogeles Utilizados En El Proceso

Los autores coinciden que la bioimpresión basada en extrusión es una técnica ampliamente utilizada que permite imprimir biotintas viscosas. Se emplean dos métodos: neumático y mecánico. El método neumático utiliza la presión del aire para extruir la biotinta, aunque puede presentar limitaciones en biotintas de baja viscosidad. Por otro lado, el método mecánico utiliza fuerzas verticales y rotacionales, ya sea a través de un pistón o un tornillo, para controlar la extrusión. Cada método tiene ventajas y desventajas según la viscosidad de la biotinta. Sin embargo, la bioimpresión por extrusión puede tener desventajas como el esfuerzo cortante que puede afectar la viabilidad celular y la limitación en la cantidad de material. Se recomienda el uso de hidrogeles más resistentes y mejoras en la boquilla y la jeringa para mejorar la viabilidad celular. En un estudio reciente, se sintetizó una biotinta a base de quitosano y goma guar para su uso en bioimpresoras basadas en extrusión (Lima et al., 2022).

III. JUSTIFICACIÓN

La tecnología avanza exponencialmente, siendo la medicina un campo donde esta resalta entre otras. La realización de prótesis en el campo médico tomó un lugar muy importante en la vida de muchas personas, personas accidentadas o con enfermedades que afectan extremidades, músculos, ligamentos, etc. Son los más beneficiados de este avance tecnológico. Para mejorar la calidad de vida de una persona se pueden realizar modificaciones puntuales. La creación de prótesis a base de biomateriales que sean compatibles y con el cuerpo humano, siendo estos impresos en 3D, revolucionarla el campo de la medicina. Hay muy pocas pruebas en este contexto, algunos proyectos se han realizado para poder hacer pruebas de extrusión con hidrogel.

En la Universidad del Valle de Guatemala sería la primera impresora de biomateriales, el fin de esta tesis fue poder crear esta impresora capaz de realizar una impresión de calidad para diferentes tipos de materiales. Una impresora versátil, de bajo costo. Ya que sería la primera bioimpresora, se podrá realizar futuras tesis modificando capacidades de esta, realizando trabajo de biomédica o biotecnología con esta impresora, haciendo pruebas de distintos biomateriales. El proceso de la creación de esta bioimpresora, fue de vital importancia para realizar hallazgos que no se encuentran fácilmente en el campo de estas impresora, la modificación del firmware, generación de Gcode, acoplamiento de necesidades para ciertos materiales, etc.

IV. OBJETIVOS

General

1. Diseñar e implementar un sistema de extrusión de precisión para biomateriales para una impresora 3D, de bajo costo y versátil.

Específicos

1. Diseñar e implementar un mecanismo de extrusión para hidrogeles.
2. Implementar un sistema de control de temperatura en el extrusor.
3. Modificar el firmware Marlin de impresora 3D, para el uso específico de la extrusora.
4. Validar hidrogel estándar mediante líneas de impresión.

V. ALCANCE

El alcance de esta tesis se limita al diseño, implementación y validación de un extrusor para biomateriales en una impresora 3D en la Universidad del Valle de Guatemala. En esto se toma en cuenta específicamente diseñar e implementar un extrusor para biomateriales. En este caso se utilizó el alginato de sodio como parámetro identificando la viscosidad y replicada en gel para la validación de este.

También se modificó el firmware Marlin de la impresora prusa i3, en el cual ira el complemento del control de temperatura. De igual manera, el control de temperatura se implementó de forma mecánica para medir la temperatura del ambiente uniformemente en la jeringa que contiene el alginato, esto se implementó en un acople al porta jeringa donde se colocan los termistores de manera uniforme para que el rango de temperatura es en los límites de la jeringa que contiene el biomaterial.

La validación de hidrogel se realizó mediante un diseño 3D de cuadrados, líneas, círculos y logos, de 0.8mm de grosor y 0.8 mm de altura, se imprimió un gel con rangos de viscosidades similares a los hidrogeles bases para delimitar el alcance de posibilidad del extrusor en cuestión. Estos después de su impresión se midieron para validar que el extrusor fuera de precisión. Se realizó una estadística descriptiva que contiene el error de medición de la impresión, el promedio en el que se encuentra las características medidas y la media de mediciones.

VI. MARCO TEÓRICO

A. Fabricación Digital

Las tecnologías de fabricación digital, como la impresión 3D, ofrecen la posibilidad de desencadenar una tercera revolución industrial que tendrá un impacto significativo en la fabricación, el comercio y el consumo (Fressoli & Smith, 2015). Al igual que otras revoluciones tecnológicas recientes, como la de las tecnologías de la información y la comunicación, la fabricación digital ha despertado grandes expectativas, y cada vez más empresas, usuarios e instituciones educativas están empezando a adoptarlas.

I.A.B.1 Impresión 3D

La adopción de tecnologías de fabricación digital como la impresión 3D ya está transformando la forma en que se desarrollan y fabrican los productos. La capacidad de crear diseños y prototipos precisos y personalizados con rapidez está generando nuevas oportunidades económicas y de innovación. Además, los costos de producción están disminuyendo y el acceso a las herramientas y tecnologías se está volviendo cada vez más accesible para las pequeñas y medianas empresas, lo que les permite competir con los grandes jugadores del mercado.

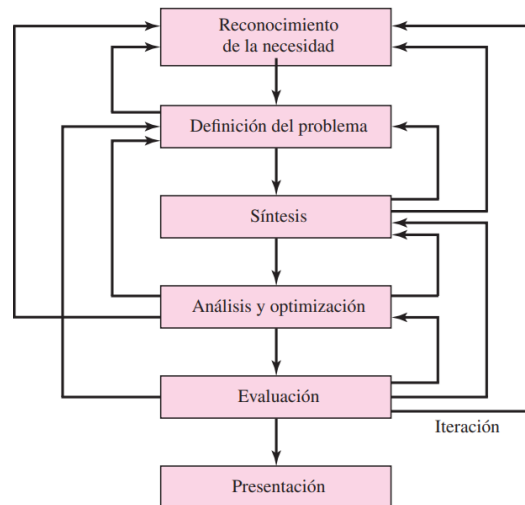
Además, la fabricación digital está permitiendo una mayor personalización y adaptación a las necesidades de los consumidores, sin tener que hacer grandes inversiones en equipos y herramientas especializadas. Los usuarios pueden, por ejemplo, crear sus propias prótesis a medida utilizando diseños de código abierto y tecnologías de impresión 3D (Fressoli & Smith, 2015).

La fabricación digital es una tecnología revolucionaria que está transformando la forma en que se crean y producen los productos. La adopción de estas herramientas por parte de empresas, usuarios e instituciones educativas está generando nuevas oportunidades económicas y de innovación, y permitiendo la personalización y adaptación a las necesidades de los consumidores (Jorquera Ortega, 2016).

I.A.B.2 Proceso de Diseño

Por lo general para empezar un proceso de diseño comienza con la identificación de la necesidad, para este proceso creativo en ocasiones se define una vaga inconformidad, un sentimiento de inquietud o la detección de algo que no está bien. Siguiendo con la definición de problema, si hay diferencia notable a comparación de la identificación del problema, que debe de tener todas las especificaciones del objeto a diseñar. Todo lo que entra y sale, dimensiones y características que el objeto posee, todas estas especificaciones definen el costo, la cantidad de manufacturar, la vida útil, temperatura y la confiabilidad (Budynas et al., 2019). Para tener una idea clara de lo que es la síntesis, se describe como la invención o diseño del concepto. Aquí se investiga, se proponen esquemas, hasta cuantificar medidas establecidas, mientras el esquema progresa más análisis se debe de realizar, para desechar o aprobar cualquier solución o diseño propuesto. Este proceso es iterativo, siendo la relación entre las etapas de comunicación directa e íntima como se observa en la Figura 1 a continuación.

Figura 1. *Proceso de diseño de Shigley.*



Nota: (Budynas et al., 2019)

La evaluación es un proceso significativo ya que es la prueba final para el diseño, se debe de revelar si cumple con las necesidades planteadas, si cumple se pasa a la presentación y

concluye el proceso de diseño. Esto se pondrá a prueba en este prototipo en cuanto al diseño del extrusor, se utiliza una herramienta de diseño. Primero se plantearán las necesidades, las cuales empiezan por ser un extrusor de precisión, creando todo el mecanismo para que con un motor se movilice y pues se cuantifique cuanto se extruye del hidrogel. Después de todo el proceso de síntesis se analizará cómo se comporta el extrusor después de colocar el motor y la respectiva caja de engranajes para realizar la conversión de pasos. La evaluación de este diseño será imprimir líneas de hidrogel con el grosor, altura y tamaño deseado.

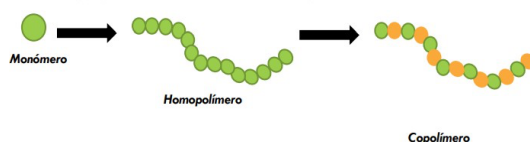
Considerar las características específicas de la impresión de biomateriales, como la compatibilidad con células vivas, la precisión requerida, los materiales que se utilizarán, las dimensiones de impresión, la velocidad de impresión, etc. Analizar los factores que pueden influir en el diseño, como las propiedades de los materiales, los métodos de deposición de biomateriales, la capacidad de control de temperatura y humedad, la esterilización, etc. Evalúa cada concepto en función de su viabilidad, eficiencia y capacidad para cumplir con los requisitos del diseño. Selecciona el concepto de diseño más adecuado para seguir desarrollándolo. Considera aspectos como la geometría de las partes, los sistemas de accionamiento y control, los materiales específicos que se utilizarán, la estructura de soporte, la interfaz de usuario, entre otros. Utiliza herramientas de diseño, como software de modelado 3D, para desarrollar el diseño en detalle. Realiza prototipos o pruebas en pequeña escala para validar el diseño y corregir cualquier problema identificado. Una vez que la impresora de biomateriales está en funcionamiento, es importante establecer un plan de mantenimiento regular y realizar mejoras continuas en función de la retroalimentación de los usuarios y los avances en la tecnología de impresión de biomateriales. Esto garantizará un rendimiento.

B. Biopolímeros

Los hidrogeles consisten en polímeros hidrofílicos reticulados, que al entrar en contacto con el agua pueden hincharse, pero no disolverse. Estas propiedades los colocan en una posición ideal para aplicaciones biomédicas por ejemplo para ingeniería de tejidos. Debido a su capacidad de absorción de agua, pueden compararse con los tejidos blandos naturales. La mayoría de los hidrogeles, son inyectables y pueden formarse por medio de

fotopolimerización. Para las pruebas de este extrusor se utilizara un polimeros polisacárido como lo es el alginato de sodio, esto se obtiene de algas marrones, como base tenemos pruebas realizadas anteriormente por un grupo científico de la Brown University, que desarrollaron un método de impresión 3D (Urbina Vazquez et al., 2022). Se tiene cierta clasificaciones de biopolimeros para le ingeniería de tejidos, ampliamente como polimeros sintéticos, polimeros naturales y polimeros inorgánicos. También existe la clasificación por funcionalidad, como los inyectables, para fármacos, modificación superficial, entre otros.

Figura 2. Tipos de hidrogeles.



Nota:(Urbina Vazquez et al., 2022)

Los tres tipos de hidrogeles, según su clasificación, los homopolímeros, contienen solo un tipo de monómero en su estructura, estos definen la técnica utilizada para la polimerización. Los copoliméricos, se componen de dos tipos de monómeros.

La bioimpresión basada en extrusión es una tecnología que utiliza presión para extruir tinta biológica a través de una boquilla y depositarla en una estructura prediseñada. Esta técnica ofrece la ventaja de poder imprimir con densidades celulares muy altas. Sin embargo, también tiene algunas limitaciones en comparación con otras técnicas de bioimpresión.

La principal desventaja de la bioimpresión por extrusión es su limitada resolución, ya que el mínimo de las características impresas suele superar los 100 μm . Esto puede ser problemático para aplicaciones que requieren poros pequeños en tejidos blandos para obtener una mejor respuesta del tejido. Sin embargo, sigue siendo aplicable a tejidos duros con un tamaño superior a 10 μm (Kacarevic et al., 2018)

C. Firmware

Se conoce como el software que maneja todas las configuraciones de las impresoras 3D. La mayoría son de código abierto para poder modificar acorde a las necesidades que tenga el fabricante de una nueva impresora. Este código también se puede modificar para una impresora ya construida. Años atrás el mundo de la impresión 3D era demasiado costosa, empezando los años 2000's se realizó lo antes mencionado de código abierto.

Para una impresora 3D de biomateriales, como la que se quiere realizar, el costo es demasiado alto. Gracias al código abierto que tienen estas impresoras, se pueden modificar mecánicamente para colocarle un extrusor adicional, como se plantea en este trabajo, tomando en cuenta que este extrusor debe de estar acorde a las medidas de la impresora (Bobo García, 2013).

Una vez acondicionado el extrusor, se debe de modificar el firmware de esa impresora para que el material que se está trabajando se pueda imprimir de forma óptima. En 2012 se empezaron a modificar las impresoras de termoplástico, en bioimpresoras de miles de dólares. Estas impresoras serian de las primeras de esa clase, capaces de reproducir impresiones de alta calidad, algunos ejemplos de los que distribuyeron, MakerBot Replicator, LulzBot Mini 2, PrintrBot Simple Metal, FlashForge Creator Pro, MakerGear M2 (Tashman et al., 2022).

VII. DISEÑO DE EXTRUSOR MECÁNICO

Esta primera etapa, jugó una parte fundamental en el desarrollo del proyecto. Esta consiste en concretar un diseño funcional del extrusor que se implementó en la impresora 3D. Siguiendo el proceso de diseño de Shigley [1], se estarán abordando las distintas iteraciones. Esto con la finalidad de detallar la evolución del diseño, donde se relatan y explican las modificaciones pertinentes que se realizaron.

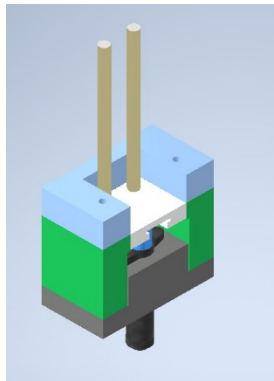
A . Diseño de extrusor

Para este diseño se buscó que fuera un extrusor de fácil instalación, modular y de precisión. Para las iteraciones se tomaron en cuenta esas especificaciones, por lo que a continuación se amplía la información de las iteraciones y cuáles fueron sus variantes.

I.C.B.1 Propuesta Extrusor de bloques

Como se puede observar en la figura [3], la primera iteración del extrusor se observaba un poco tosca y funcional. La robustez del mismo, podría ocasionar problemas de peso al colocarlo en el eje x de la impresora 3D. En este modelo no se contemplaba el peso y donde se colocaba el motor para el funcionamiento de la extrusora.

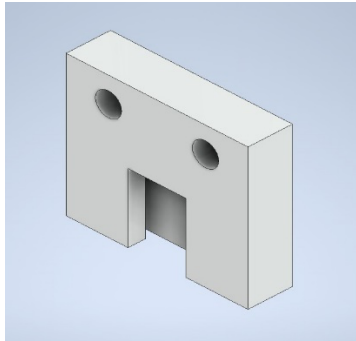
Figura 3. *Primera iteración de extrusor.*



Nota: Elaboración propia

Comenzando con la parte más pequeña de este extrusor, figura [4], se tomó en cuenta que debe llevar agujeros para las varillas de aluminio y un agujero para acoplar el émbolo de la jeringa. Revisando con una jeringa de 10ml, se observa, como primer punto la pieza es poco estética, ya que se necesita un extrusor de bajo costo el diseño desperdiciaba mucho filamento en la impresión 3D. Como segunda observación no se diseñó para la extrusión como tal, en la pieza debería ir un acopla para tuerca y barra roscada.

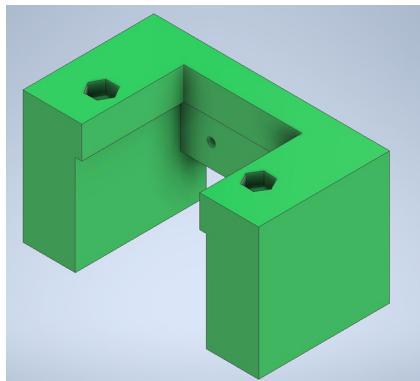
Figura 4. *Prota-émbolo.*



Nota: Elaboración propia

Para este diseño se espera una versión modular, al iniciar se identificó que el contenedor de la jeringa podría estar separada por partes. Por lo anterior mencionado, se puede observar en la Figura 5 que se tomaron en cuenta las tuercas que fijarían las adhesiones previstas.

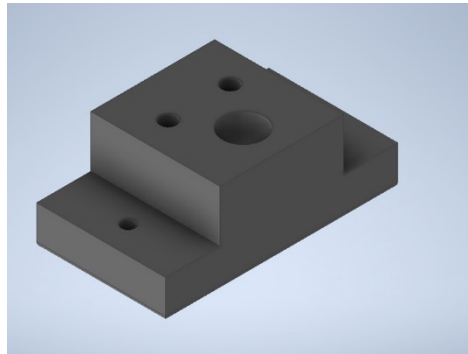
Figura 5. *Primera iteración de acople de jeringa de eje X de la impresora 3D.*



Nota: Elaboración propia

La siguiente parte del acople de la jeringa se visualiza en la figura 6, se tenía planeado colocar la jeringa y asegurarla haciendo presión al colocarle los tornillos a esta pieza. Como se puede observar en las piezas no se cuenta con una buena estética, se tiene una funcionalidad muy baja ya que no se tomó en cuenta que la jeringa tiene un ligero juego.

Figura 6. *Segunda parte de acople de jeringa.*



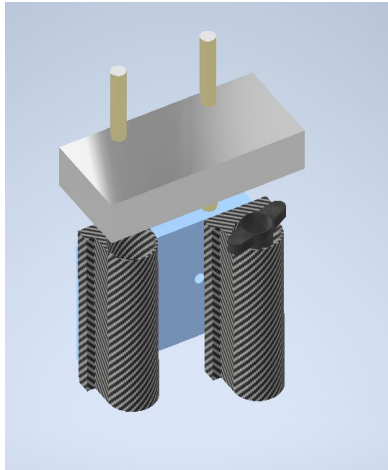
Nota: Elaboración propia

Todo lo antes descrito conforma la propuesta de extrusor número 1, en este se encontraron muchas fallas de diseño, por lo tanto, se descartó y se realizaron cambios significativos.

I.C.B.2 Propuesta Extrusor Doble

Como se puede observar en la Figura 7 el diseño de este prototipo se planeó para un doble extrusor con el propósito de mezclar el alginato de sodio con el cloruro de calcio antes de su extrusión. Lo antes mencionado es para que el alginato se añada con la solución de polimerización, una vez extruido ya no se debe colocar en el medio para la solidificación.

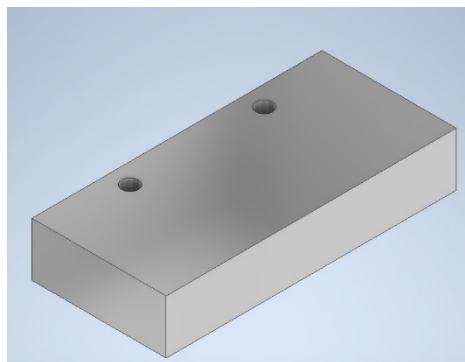
Figura 7. Segunda iteración de extrusor.



Nota: Elaboración propia

El diseño de este porta émbolo, Figura 8 se diseñó para un doble extrusor y que este controlado por solo un motor. El diseño como tal no está iterado para un prototipo final, ya que no se colocaron agujeros destinados para colocar el émbolo. Tampoco se colocó el agujero para insertar la tuerca de transmisión de potencia angular a lineal.

Figura 8. Porta émbolo 2.

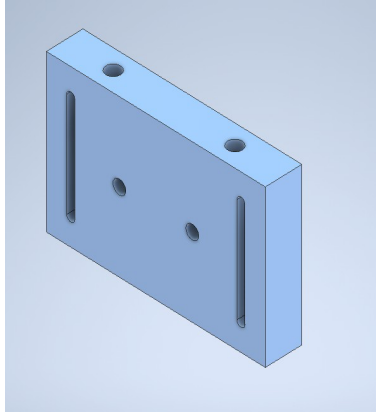


Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la figura 9, el acople a la impresora 3D se realizó pensando en poder colocar el porta jeringa a diferentes altura, ya que la proporción de alginato que se utiliza es menor a la proporción de solución de cloruro de calcio. Por lo tanto, este diseño se

puede modificar con un tornillo la altura del porta jeringa para garantizar la precisión y calidad de la extrusión.

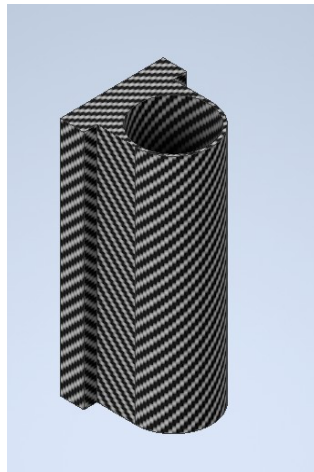
Figura 9. Segunda iteración de acople de jeringa a eje X de impresora.



Nota: Elaboración propia

Para el porta jeringa se diseñó para solo se metiera a presión la jeringa. Para colocarlo en el acople se dejaron dos agujeros en la parte posterior para que los tornillos se pudieran colocar desde atrás. Por lo que se puede observar en la Figura 10, no se contempló que la jeringa se pudiera mover y al retirar material se descolocara de su acople. Por lo tanto, se descartó este prototipo.

Figura 10. Porta jeringa 2.



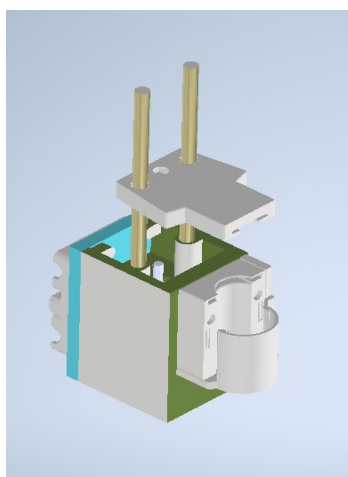
Nota: Elaboración propia

Al descartar este prototipo se investigó de algunos extrusores funcionales y su diseño modular, ya que debía ser de bajo costo y fácil de armar.

I.C.B.3 Extrusor Propuesta final

El extrusor final, el prototipo 3, se puede observar en la figura 11. Este extrusor tiene un diseño modular, fácil de armar y con la implementación de donde se encontrará el motor.

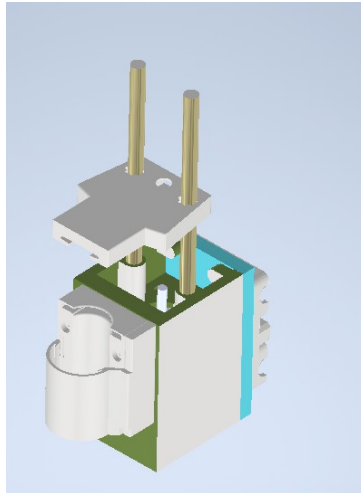
Figura 11. *Primera vista de extrusor 3.*



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la figura 12, la otra vista a este extrusor, se colocó el eje x de la impresora 3D para tener un ensamble lo más cercano a la realidad.

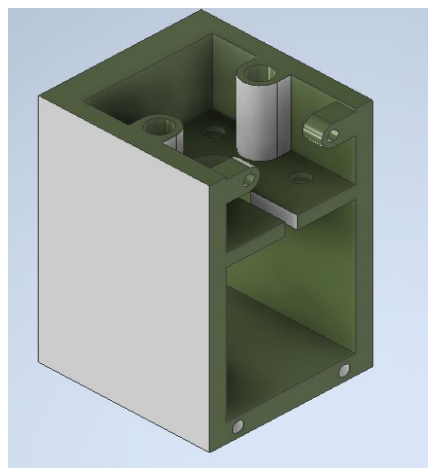
Figura 12. *Segunda vista de extrusor 3.*



Nota: Elaboración propia

En la siguiente figura 13 se puede observar el acople donde se encuentra el motor. En este acople también se ubican las varillas de acero para el soporte y el movimiento adecuado del acople del émbolo. En este acople se colocaron las tuercas ocultas para poder fijar la puerta que luego se colocó en el eje "X" de la impresora.

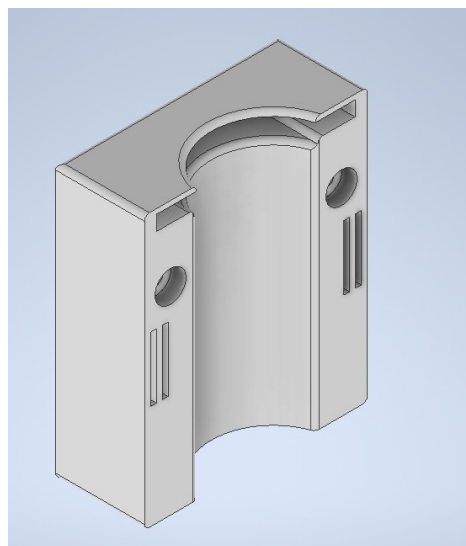
Figura 13. *Acople de motor.*



Nota: Elaboración propia

A continuación, se encuentra el porta jeringa, se puede visualizar en la figura 14. El porta jeringa se realizó de una manera sofisticada en el cual fuera apto para un fácil manejo del extrusor. Se realizaron pruebas de diseño para este porta jeringa, para la medida exacta del sujetador de la jeringa. En este diseño se contempló como se sujetará de una manera más segura la jeringa. Por lo tanto, se colocaron ranuras para la utilización de una cinta adhesiva fabricada con velcro para la sujeción.

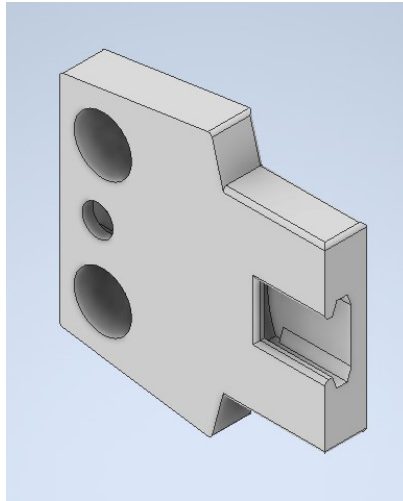
Figura 14. *Porta jeringa diseño final.*



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la siguiente figura 15 el acople del émbolo se realizaron los cambios drásticos para una mejora significativa. Se realizó un diseño aerodinámico, retirando material que no se utilizaba de manera eficiente. Como se puede observar, en esta versión del porta émbolo se diseñaron agujeros capaces de soportar cojinetes 1m8uu, para que se deslizara de manera efectiva por las varillas. En esta versión se tenía en cuenta la medida del émbolo de una jeringa de 10 ml.

Figura 15. *Porta émbolo con cojinetes.*

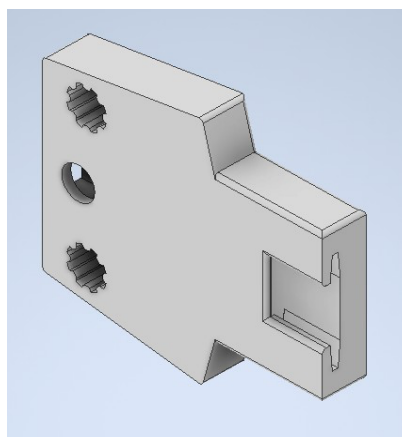


Nota: Elaboración propia

I.C.B.4 Adaptaciones de propuesta final

Para estas adaptaciones finales, se realizó un diseño nuevo para el porta émbolo. En estas modificaciones se encuentra la decisión de reducir los agujeros para las varillas y diseñar dentro de esos agujeros deslizadores para que el contacto entre PLA y metal no sea demasiado. Como se muestra en la figura 16 se consideró el tamaño de un émbolo de una jeringa de 20 mL.

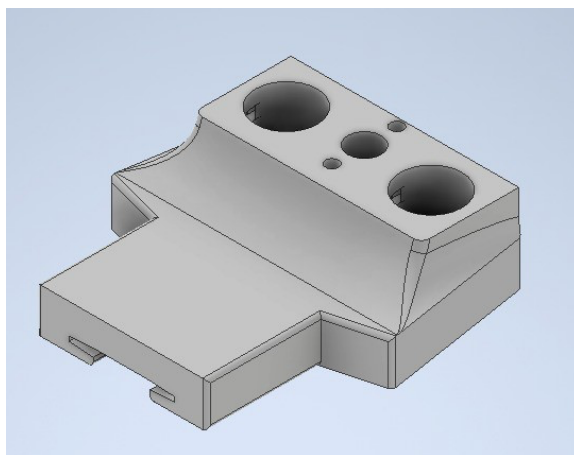
Figura 16. *Porta émbolo final variante 1.*



Nota: Elaboración propia

Una adaptación final que se logró definir durante las pruebas de impresión se muestra en la figura 17, siendo una modificación del porta émbolo anteriormente descrito. En estas modificaciones se encuentran agujeros más grandes para colocar cojinetes LM8uu para el fácil deslizamiento en las varillas al momento de la impresión. También se agregó una rampa de soporte para que cuando se esté imprimiendo el acople no tenga cierto momento por el punto de contacto producido por el tornillo.

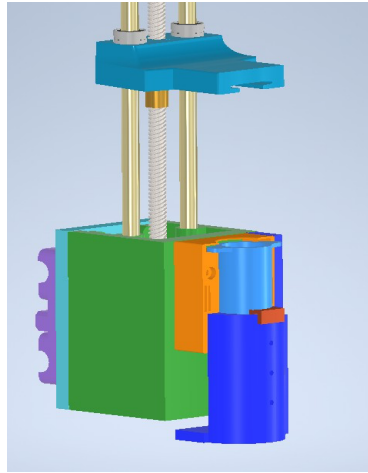
Figura 17. *Porta émbolo final variante 2.*



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la siguiente figura 18, se complementó el diseño del extrusor con todas sus variantes. Se tomó en cuenta las modificaciones del porta jeringa, porta émbolo, acople de termistores, la utilización de la tuerca T8 para el tornillo de precisión T8 screw y los conocidos cojinetes LM8uu.

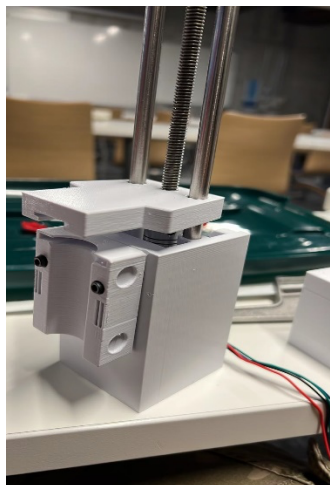
Figura 18. *CAD de extrusor final.*



Nota: Elaboración propia

Para comprobar la resistencia del material de impresión, el extrusor se puso a prueba al colocar todos los elementos en él. Se colocaron las varillas, la varilla roscada con su respectiva tuerca en el embolo final, el motor con sus tornillos M3 y el porta jeringa con sus respectivos tornillos. Como se puede observar en la figura 19 todo se acopló de manera que la resistencia al peso de las varillas no fuera una limitante. En el porta jeringa se puede observar espacios para la colocación de imanes de neodimio para la sujeción del acople de temperatura.

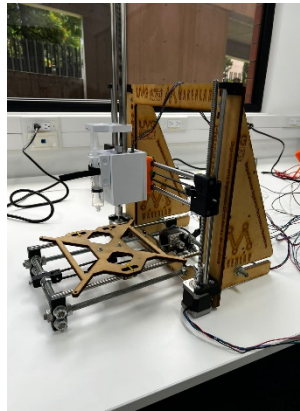
Figura 19. *Extrusor completo impreso en PLA.*



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la figura 20 se implementó de manera exitosa el extrusor en la estructura de la impresora 3D. Esta impresora fue ajustada ya que no se encontraba en óptimas condiciones, se ajustaron los tensores del eje x y ajustaron los motores del eje z para que estuvieran sincronizados al momento de moverse.

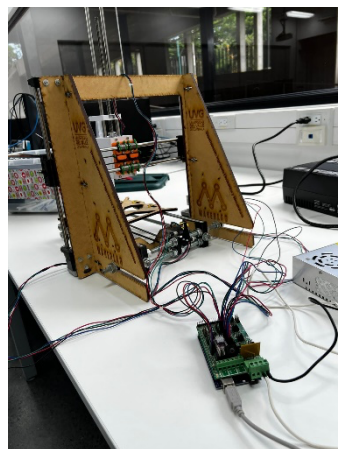
Figura 20. *Implementación de extrusor en impresora 3D prusa i3.*



Nota: Elaboración propia

Para la parte final de la implementación de un extrusor de precisión en la impresora 3D, se realizó la modificación de la electrónica de la impresora 3D. Para su funcionamiento se realizaron pruebas de movimiento en los ejes, calibrando sus límites ya que el tamaño del extrusor sobre sale del eje x de la impresora.

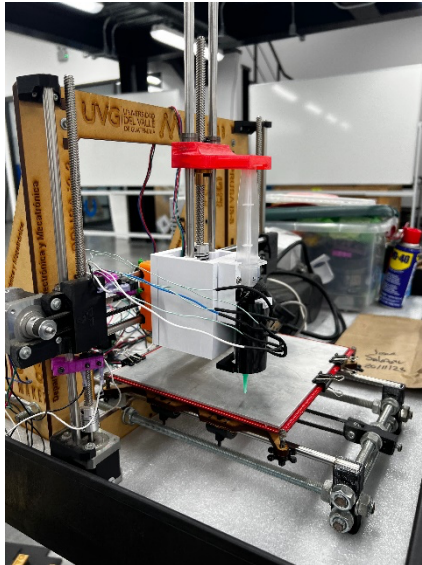
Figura 21. *Implementación y calibración de impresora.*



Nota: Elaboración propia

La última versión del extrusor se muestra en la siguiente figura 22, todo implementado en PLA y en la impresora 3D. Como se puede observar se colocó el acople de termistores, con todo esto implementado se realizaron las pruebas de impresión.

Figura 22. *Extrusor con acople de termistores completo.*



Nota: Elaboración propia

VIII. DISEÑO DE ACOPLER PARA CONTROL DE TEMPERATURA

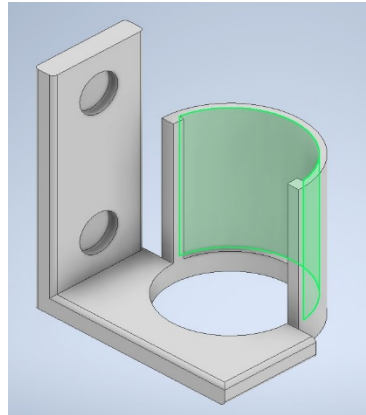
El diseño de este acople es relevante para mantener el biomaterial regulado en 20 °C. Esto se acopló en el porta jeringa para hacer las mediciones correspondientes. En este acople se colocaron termistores para medir la temperatura de cualquier biomaterial que se esté imprimiendo.

A. Acople de temperatura en extrusor primera iteración

Se diseñó el acople de regulación de temperatura con un modelo modular que se pueda armar de manera sencilla por los usuarios que utilicen esta impresora. Como se puede observar en la figura 23 se diseñaron espacios para los imanes de neodimio, que son los encargados de fijar el acople de temperatura en el porta jeringa sin obstruir el funcionamiento del extrusor.

En esta iteración se tenían errores de diseño, como la ranura para colocar los termistores no era la adecuada. Aparte, el tamaño era muy pequeño para lograr medir la temperatura en toda la superficie de la jeringa.

Figura 23. *Acople para regulación de temperatura primera iteración.*

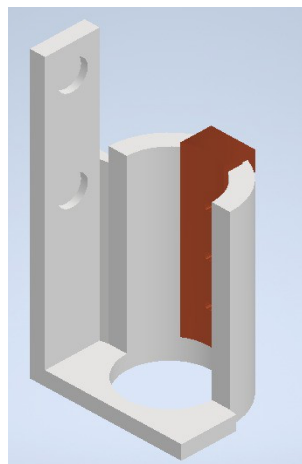


Nota: Elaboración propia

B. Acople de temperatura en extrusor final

En la siguiente figura 24 se muestra el diseño final del acople de temperatura para el extrusor, siendo este modificado tanto en tamaño como el diseño de colocación de los termistores.

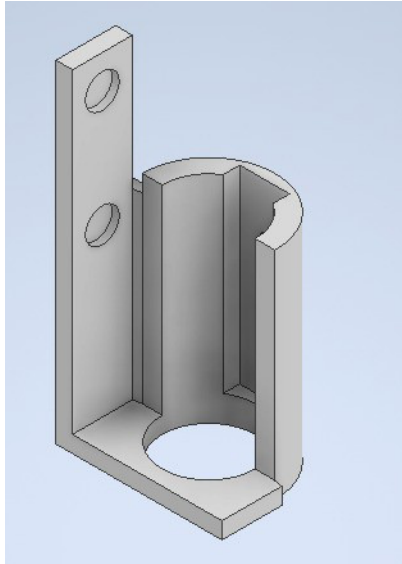
Figura 24. *Acople para regulación de temperatura final.*



Nota: Elaboración propia

El diseño anterior se compuso de dos partes, la parte que se ancló al extrusor y la parte donde se coloca la pasta térmica de los termistores. La parte que se muestra en la siguiente figura 25, es el anclaje de para colocarlo en el extrusor con imanes de neodimio. Se realizó más grande para que pueda tener más puntos de contacto con la jeringa y así medir, la temperatura del gel.

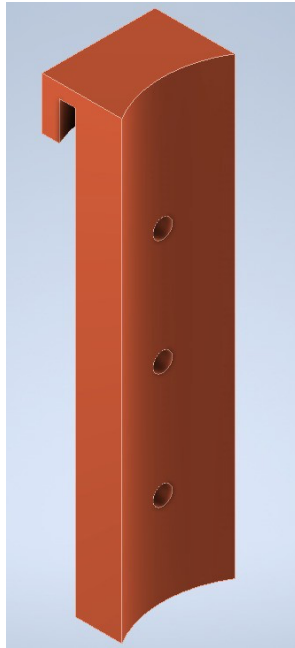
Figura 25. *Anclaje a extrusor.*



Nota: Elaboración propia

La siguiente figura 26, muestra la pieza que se diseñó para colocar la pasta térmica. Se diseñó de tal manera que la pasta térmica se pueda cambiar cada cierto tiempo sin necesidad de quitar el anclaje del extrusor. El diseño se exhibe como "presionar para ajustar", quiere decir que no se necesitó ningún tipo de anclaje como, tornillos, pegamento o algún tipo de fijador.

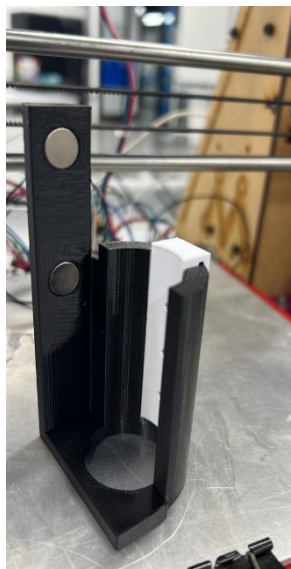
Figura 26. *Acople para pasta térmica de termistores.*



Nota: Elaboración propia

En la siguiente figura 27, se puede observar el acople completo impreso en PLA, con imanes de neodimio. Como se puede observar las dos piezas ya estaban unidas, en la pieza blanca se ubicó la pasta térmica y los termistores.

Figura 27. *Acople impreso en PLA listo para implementar.*



Nota: Elaboración propia

IX. ARREGLOS EN EL FIRMWARE PARA EL EXTRUSOR DISEÑADO

Se realizaron arreglos en el firmware de *Marlin*, específicamente en las librerías de configuración y configuración avanzada. Esto se realizó para permitir que el extrusor se desplazara de manera suave y las mediciones necesarias. En el firmware se modificaron los pasos a los que se deben de mover los motores *stepper* para que el movimiento fuera suave y sin tropiezos para obtener una impresión de calidad 28.

Figura 28. *Modificación de pasos por mm de la impresora 3D.*

```
/**
 * Default Axis Steps Per Unit (linear=steps/mm, rotational=steps/°)
 * Override with M92
 *
 * X, Y, Z [, T [, S [, K...]]], E0 [, E1[, E2...]]
 */
// se colocó 400 en los pasos por mm del extrusor ya que se utilizó un lead screw de 4 entradas
#define DEFAULT_AXIS_STEPS_PER_UNIT { 80, 80, 400, 400 } // 2267.72, 400, 200
```

Nota: Elaboración propia

También se realizaron modificaciones en los rangos de temperatura para la cama de extrusión y del extrusor mismo. Estos rangos se establecieron por debajo de los límites en los que normalmente se encuentra una impresora ordinaria y se activaron los termistores para el acople de temperatura como se muestra en la siguiente figura 29.

Figura 29. *Activación de termistores de acople.*

```
//1 : 100k EPCOS - Best choice for EPCOS thermistors
#define TEMP_SENSOR_0 1
#define TEMP_SENSOR_1 1
#define TEMP_SENSOR_2 1
#define TEMP_SENSOR_3 0
#define TEMP_SENSOR_4 0
#define TEMP_SENSOR_5 0
#define TEMP_SENSOR_6 0
#define TEMP_SENSOR_7 0
#define TEMP_SENSOR_BED 0
#define TEMP_SENSOR_PROBE 0
#define TEMP_SENSOR_CHAMBER 0
#define TEMP_SENSOR_COOLER 0
#define TEMP_SENSOR_BOARD 0
#define TEMP_SENSOR_SOC 0 // systema on chip
#define TEMP_SENSOR_REDUNDANT 0
```

Nota: Elaboración propia

Al realizar las pruebas de movimiento se apagó el calentador de la cama de extrusión ya que no se necesita que el material este en temperaturas altas al momento de impresión. Por lo cual también se modificó el mínimo de temperatura a la cual debe de estar el termistor del acople en la jeringa como se observa en la figura 30. Lo antes mencionado es para dejar el rango de temperatura adecuado para un hidrogel estándar el cual se delimita entre 15 °C y 37

°C. Si la temperatura medida por los termistores en el acople del extrusor no está dentro del rango la bioimpresora no realizara impresiones.

Figura 30. *Temperatura mínima de extrusor.*

```
#define PREVENT_COLD_EXTRUSION
#define EXTRUDE_MINTEMP 15
```

Nota: Elaboración propia

Siguiendo con la modificación del firmware para que la impresora pudiera moverse sin tropiezos y sin topar en los extremos de los ejes. Se modificó y habilitó el uso de los *endstops* físico de la impresora, estos son switches que se activan cuando las barras de guía topan en el switch, se activan en la línea de código como se puede observar en la figura 17. En el software recibe que la impresora llego a su límite y se coloca en una posición previamente indicada en el firmware.

Figura 31. *Activación de Endstops físicos.*

```
// @section endstops
// Enable pullup for all endstops to prevent a floating state
#define ENDSTOPPULLUPS
#if DISABLED(ENDSTOPPULLUPS)
// Disable ENDSTOPPULLUPS to set pullups individually
// #define ENDSTOPPULLUP_XMIN
// #define ENDSTOPPULLUP_YMIN
// #define ENDSTOPPULLUP_ZMIN
```

Nota: Elaboración propia

Para ajustar las aceleraciones de la impresora, que es como arrancar a moverse los ejes de la impresora, En la siguiente figura 32 se puede observar que los datos son en mm, los valores colocados se deben a que el eje x y el eje y se arranque con más aceleración del resto, que son los ejes z y el extrusor.

Figura 32. *Valores de aceleración.*

```
/**
 * Default Max Acceleration (speed change with time) (linear=mm/(s^2), rotational=°/(s^2))
 * (Maximum start speed for accelerated moves)
 * Override with M201
 *
 *                               X, Y, Z [, I [, J [, K...]]], E0 [, E1[, E2...]]
 */
#define DEFAULT_MAX_ACCELERATION { 500, 500, 100, 100 }
```

Nota: Elaboración propia

Para la obtención de mejores resultados, se realizó la calibración de todos los ejes, teniendo en cuenta donde topan los ejes con el nuevo extrusor ya implementado. El firmware fue complementado con la activación del modo de uso manual para la realización

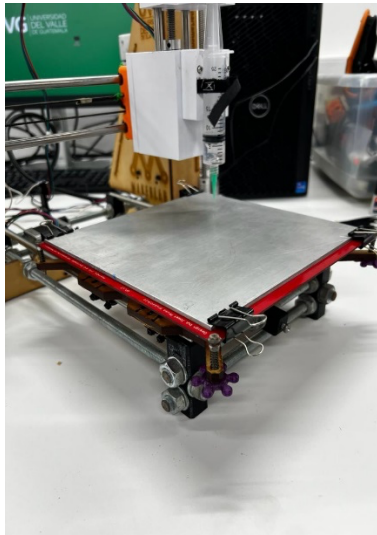
de pruebas manuales y como se comportaba la impresora. Estas pruebas se realizaron en el software *Pronterface*, ya que la impresora como tal no cuenta con una pantalla ni ranura para colocar usb o SD.

Todas estas modificaciones se realizaron en el software Arduino, ya que es el adecuado para poder cargar el firmware *Marlin* de manera sencilla y rápida. Todo esto se logró a la realización y adaptación de la electrónica nueva en la estructura de la impresora 3D. Se utilizó una tarjeta REB 14 acoplada a un *Arduino Mega 2650*, que es a donde se transfieren los datos del firmware. En esta placa se colocaron 4 drivers A4988 para controlar los motores.

X. RESTAURACIÓN DE IMPRESORA 3D

Para la implementación del extrusor de precisión, se requería tener una impresora 3D donde se pudiera colocar el extrusor. Para esto se hicieron modificaciones a una impresora de la Universidad del Valle de Guatemala. Como primera modificación que se realizó, fue colocar una superficie para la impresión de hidrogeles como se muestra en la figura 33. La impresora no contaba con una superficie de impresión, al colocar esta plancha de aluminio también se colocaron los resortes para un mejor posicionamiento.

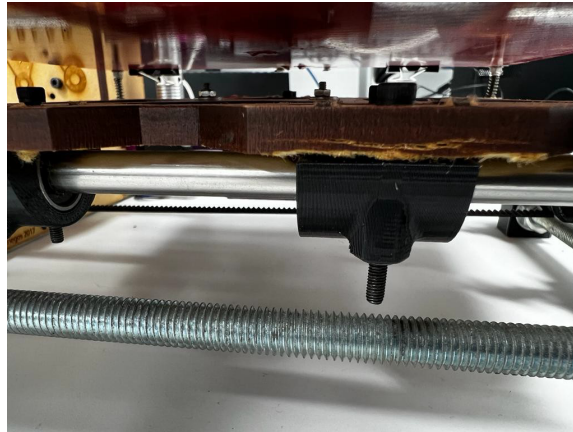
Figura 33. *Implementación de una superficie para impresión.*



Nota: Elaboración propia

Para el mejor soporte y movimiento del eje "y", se colocaron soportes de PLA en los cojinetes. Se fabricaron para poder anclar la base a los cojinetes, esto ayudó a la movilidad para que no se tuviera algún movimiento no deseado. Como se muestra en la figura 34 estos reemplazaron a los tan usados cinchos de sujeción, también para que la estética de la impresora fuera de alto grado.

Figura 34. *Soportes de cojinetes de la cama de impresión.*



Nota: Elaboración propia

Como parte de la restauración se debían de cambiar piezas desgastadas o punto de romperse. Por lo cual en la figura siguiente 35 se muestra la pieza pegada al motor completamente nueva.

Figura 35. *Implementación de nueva pieza de eje Z.*



Nota: Elaboración propia

En la figura siguiente 36 se muestra una de las tuercas que se implementaron en los tornillos de sujeción de la superficie de impresión. Junto con unos resortes esta tuerca de sujeción permite la fácil calibración del eje z, esto quiere decir que el límite donde se coloca la punta

del extrusor debe de estar a una distancia mínima de la superficie para tener una mejor impresión.

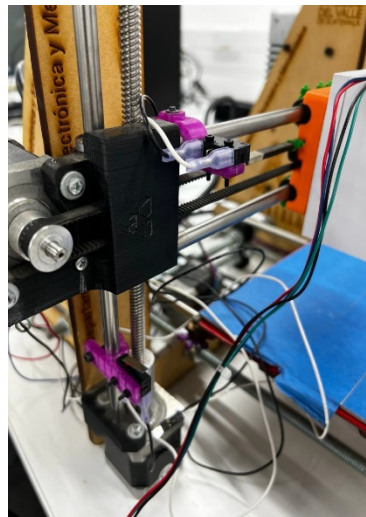
Figura 36. *Tuercas para la calibración de superficie de impresión.*



Nota: Elaboración propia

Se colocaron los famosos "End Stops " o finales de carrera, esto ayuda a la impresora a poder colocarse en sus posiciones iniciales. Esto sirve para la orientación de la impresora y hacer la impresión dentro de los límites de la superficie de impresión.

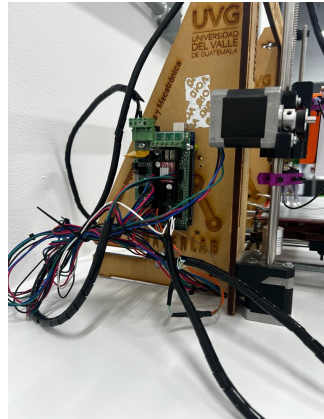
Figura 37. *Implementación de finales carrera.*



Nota: Elaboración propia

Para los últimos detalles de la restauración de la impresora 3D, se colocó la placa central con un *Arduino Mega* en la base de la impresora, esto para su fácil acceso y manipulación. Como se observa en la figura siguiente 38 se sujeta por medio de tornillos con espaciadores. Los cables sueltos fueron sujetos por cinchos plásticos, para la estética de la Bioimpresora.

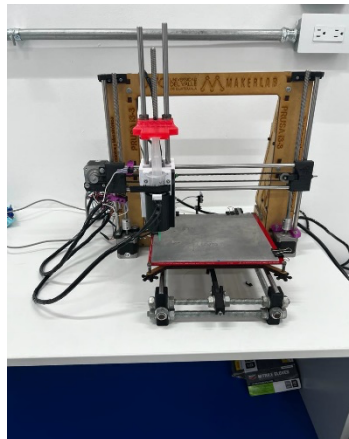
Figura 38. *Colocación de Arduino MEGA en base de impresora.*



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en la figura 39, se utilizó cable en espiral para organizar los cables sueltos de los termistores. También se utilizó el cable antes mencionado para organizar los cables de la fuente de poder y de algunos motores que se deben de mover, esto se puede visualizar en el anexo 48.

Figura 39. *Gestión de cables de impresora completa.*



Nota: Elaboración propia

XI. RESULTADOS DE RENDIMIENTO CON EXTRUSOR IMPLEMENTADO

A. Pruebas de impresión con viscosidad media

A partir de la implementación y calibración del extrusor en la impresora 3D *Prusa i3*, se realizaron impresiones para validar la precisión. Se utilizó una boquilla de 0.8 mm de diámetro para realizar todas las pruebas. Las impresiones de prueba fueron líneas de 10 mm de largo y 0.8 mm de espesor para validar que el extrusor cumpla con la precisión requerida. Esas líneas se validaron en una tabla para calcular la estadística descriptiva como se muestra en el cuadro 1 y 2.

Cuadro 1. *Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de líneas con gel de viscosidad alta*

Medición Real(mm)	
Media	0.79136
Error promedio	1.08 %
Mediana	0.79
Moda	0.79
Desviación estándar	0.009720082

Nota: Elaboración propia

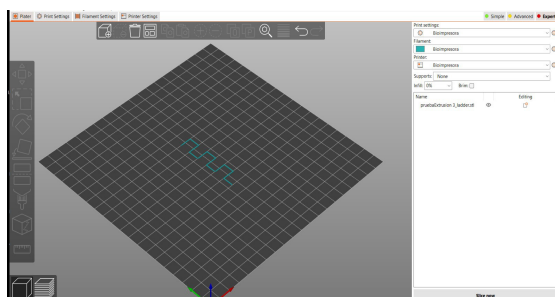
Cuadro 2. *Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de líneas con gel de viscosidad media.*

Medición Real (mm)	
Media	0.3944
Error promedio	1.40 %
Mediana	0.4
Moda	0.4
Desviación estándar	0.00674915

Nota: Elaboración propia

El diseño de la prueba se realizó en el software inventor y se transformó a *gcode* en el software *Prusa Slicer*. Este software se modificó específicamente para la creación de los *gcode* para esta impresora 40.

Figura 40. Software PrusaSlicer con pruebas de líneas.



Nota: Elaboración propia

En los siguientes cuadros 3 y 4, se tiene la estadística descriptiva de las pruebas de impresión. En este caso se imprimieron recuadros unidos por líneas. Se midió el grosor de la línea y la altura requerida, dando un 1.01 % y 1.38 % de error, respectivamente.

Cuadro 3. Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de cuadrados con gel de viscosidad media

Medición obtenida (mm)	
Media	0.79196
Error promedio	1.01 %
Mediana	0.79
Moda	0.79
Desviación estándar	0.0083665

Nota: Elaboración propia

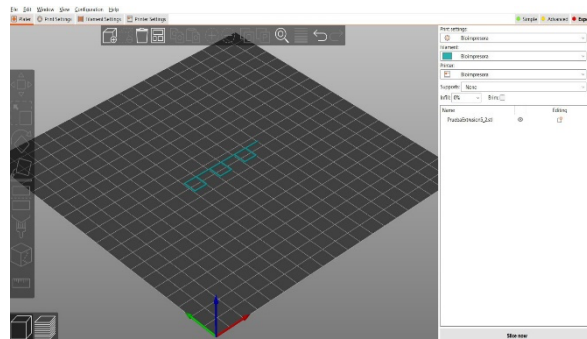
Cuadro 4. Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de cuadrados con ge de viscosidad media.

Medición obtenida (mm)	
Media	0.789
Error promedio	1.38 %
Mediana	0.80
Moda	0.80
Desviación estándar	0.01313198

Nota: Elaboración propia

El diseño de los recuadros se realizó en el software inventor y se transformó a *gcode* en el software *Prusa Slicer* estos con solo una capa de impresión, figura 41. También se especificó en el Slicer que el diámetro del material para extruir seria el diámetro interno de la jeringa que contiene el material.

Figura 41. Software PrusaSlicer con pruebas de cuadrados.



Nota: Elaboración propia

En los siguientes cuadros 5 y 6, se tiene la estadística descriptiva de las pruebas de impresión. En este caso se imprimieron círculos concéntricos. Se midió el grosor de la línea y la altura requerida, dando un 0.85 % y 0.95 % de error , respectivamente.

Cuadro 5. Estadística descriptiva de grosor en resultados experimentales para impresiones de círculos con ge de viscosidad media.

Medición obtenida (mm)	
Media	0.7932
Error promedio	0.85 %
Mediana	0.79
Moda	0.8
Desviación estándar	0.00767716

Nota: Elaboración propia

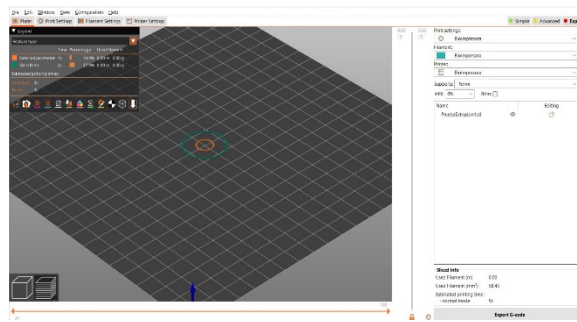
Cuadro 6. Estadística descriptiva de altura en resultados experimentales para impresiones de círculos con ge de viscosidad media.

Medición obtenida (mm)	
Media	0.7924
Error promedio	0.95 %
Mediana	0.8
Moda	0.8
Desviación estándar	0.0091607

Nota: Elaboración propia

El diseño de estos círculos se realizó en *Inventor* siendo el grosor del círculo del tamaño de la boquilla del extrusor y el código g fue realizado en el software *Prusa Slicer*, figura 42.

Figura 42. Software PrusaSlicer con pruebas de círculos.



Nota: Elaboración propia

Como se puede observar en el siguiente cuadro 7, se realizó un promedio de todas las pruebas de impresión realizadas. El cuadro determinó que el error promedio de las pruebas de es 1.11 %, siendo un error relativamente bajo. A partir de esto, se comprobó la precisión del extrusor implementado. Los pasos por mm que se modificaron en el software concuerdan con las medidas de las pruebas para la extrusión. También la generación del código G de las impresiones denominando que el diámetro del filamento es el diámetro interno de la jeringa.

Cuadro 7. Promedio de error de resultados de diferentes tipos de impresión.

Promedio Total de grosor de impresiones (mm)	Promedio Total de altura de impresiones (mm)	Promedio total de error (%)
0.79217333	0.79006667	1.11 %

Nota: Elaboración propia

B. Pruebas de impresión con distintas viscosidades

Se realizaron pruebas con diferentes viscosidades para comparar y delimitar el alcance del extrusor. Tomando en cuenta que se realizaron pruebas con gel, se modificó este gel para obtener un rango de viscosidades aptas para el biomaterial a extruir. Se obtuvo un rango de viscosidades dinámicas con el cual se comprobó que el extrusor sigue siendo de precisión. Teniendo un 2.00 % para la altura y un 1.19 % para el grosor con el rango más alto de viscosidad. Se obtuvo un 2.44 % para la altura y 3.19 % para el grosor con el rango de viscosidad más bajo como se puede observar en los cuadros 22 y 23 (ver Anexo 13 y 14). Se comprobaron las viscosidades de los geles utilizados con la siguiente ecuación $\frac{\text{Kg}}{\text{m} \cdot \text{s}}$ que

se puede resumir en Pa·s, lo cual indica una viscosidad dinámica del fluido a extruir. Las 3 viscosidades utilizadas en esta tesis se describen en el siguiente cuadro 8.

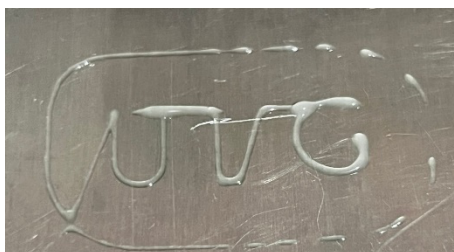
Cuadro 8. *Viscosidades utilizadas para realización de pruebas y determinación de alcance.*

Viscosidad Alta (Pa · s)	Viscosidad Media (Pa · s)	Viscosidad Baja (Pa · s)
0.0233	0.0156	0.0117

Nota: Elaboración propia

La mayoría de las pruebas realizadas fueron con la viscosidad media que anteriormente se menciona que el porcentaje de error es mínimo, siendo este un 1.11 %. En la siguiente figura 43 se muestra unas de las pruebas de impresión realizadas con gel de alta viscosidad. Al tener una mayor viscosidad se puede apreciar las líneas redondeadas con una definición significativa.

Figura 43. *Prueba de impresión de logo UVG con viscosidad alta.*



Nota: Elaboración propia

En la siguiente figura 44 se puede apreciar la prueba de impresión con una viscosidad baja. Esta se caracteriza por no ser tan consistente al realizar la impresión. Esto quiere decir, que si no se solidifica en el instante no se podrá extruir más de una capa en el modelo.

Figura 44. *Prueba de impresión de logo UVG con viscosidad baja.*



Nota: Elaboración propia

C. Medición de temperatura con termistores

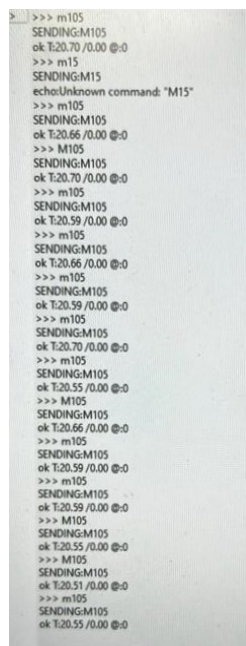
Para verificar que la temperatura del material a utilizar este dentro del rango delimitado se realizaron pruebas de comparación, entre la temperatura medida por los termistores y por un sensor externo con una desviación aplicada de $-1.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ en las mediciones. Como se puede observar en el cuadro siguiente 9, el error en la toma de mediciones de temperatura de los termistores es de 1.03 %, las tomas de medición de temperatura de los termistores se realizaron mediante el código M105 en el software *Pronterface*, el cual comunica la bioimpresora con una computadora como se muestra en la figura 45. El cuadro extendido con todas las mediciones tanto del sensor como de los termistores en el acople se muestran en el Cuadro 24 (ver Anexo 15).

Cuadro 9. *Resumen de pruebas de termistores.*

Medición promedio de termómetro ambiental ($^{\circ}\text{C}$)	Medición promedio de termistores ($^{\circ}\text{C}$)	Error promedio (%)
20.85	20.64	1.03 %

Nota: Elaboración propia

Figura 45. *Toma de temperatura con software Pronterface.*

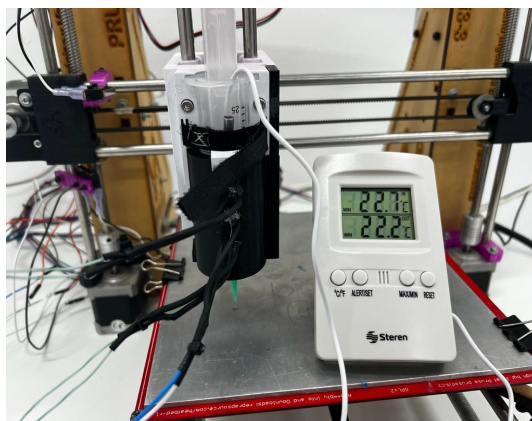


```
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.70 /0.00 @:0
>>> m15
SENDING:M15
echo:Unknown command: 'M15'
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.66 /0.00 @:0
>>> M105
SENDING:M105
ok T:20.70 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.59 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.66 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.59 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.70 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.55 /0.00 @:0
>>> M105
SENDING:M105
ok T:20.66 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.59 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.59 /0.00 @:0
>>> M105
SENDING:M105
ok T:20.55 /0.00 @:0
>>> M105
SENDING:M105
ok T:20.51 /0.00 @:0
>>> m105
SENDING:M105
ok T:20.55 /0.00 @:0
```

Nota: Elaboración propia

Como se muestra en la figura siguiente el sensor de temperatura externo utilizado se colocó lo más cercano al hidrogel, es decir dentro de la jeringa para mejor toma de temperatura. Al igual que en el firmware este sensor también se programó con la temperatura mínima y máxima del rango para un hidrogel estándar, si no se encuentra el sensor externo en ese rango emitirá una alerta sonora de advertencia.

Figura 46. *Toma de temperatura con sensor en jeringa.*

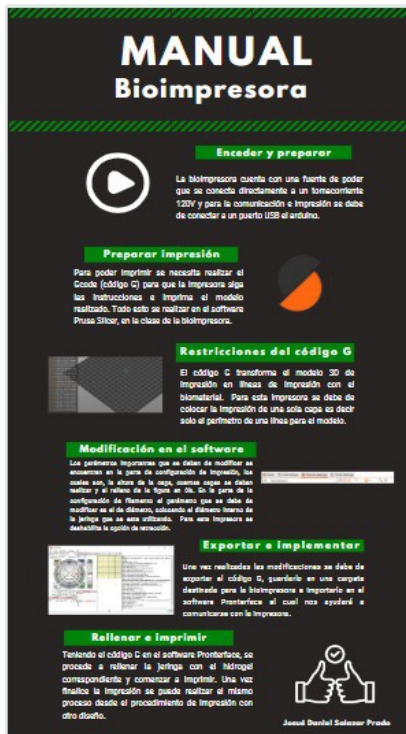


Nota: Elaboración propia

XII. MANUAL DE USO

Para utilizar esta impresora de biomateriales se realizó un manual, el cual define todo lo que se tiene que realizar antes de hacer alguna prueba de impresión. Este manual es amigable con el usuario, detallando cada acción que se debe tomar para utilizar de manera óptima la bioimpresora. Así mismo se detalla y explican ciertos detalles para generar e importar el código G en el software *Pronterface* para controlar la bioimpresora.

Figura 47. Manual para uso de Bioimpresora.



Nota: Elaboración propia

XIII. CONCLUSIONES

- Se diseñó e implementó un extrusor de precisión para biomateriales, específicamente gel de viscosidad similar al alginato de sodio.
- Se modificaron los parámetros de temperatura, configuración de extrusor y la configuración de pasos de motor en el firmware *Marlin* para utilizar en la impresora 3D de biomateriales.
- Las pruebas realizadas determinan que el extrusor diseñado es de precisión, siendo su error general del 1.11 %.
- Se diseñó e implementó un acople de termistores para la medición de temperatura de la jeringa que contiene el biomaterial.
- El diseño modular del extrusor es satisfactorio de manera de poder manufacturar repuestos de este sin desarmar todo el extrusor.

XIV. RECOMENDACIONES

Implementación de un extrusor para biomateriales para una impresora 3D, un tema nuevo en la Universidad del Valle de Guatemala. Como se observó en esta investigación, se logró implementar con éxito el extrusor en la impresora 3D, se modificó el firmware *Marlin* para la utilización en específico de este extrusor.

En la estructura de una impresora *Prusa i3*, se ensambló la electrónica adecuada y el extrusor de manera exitosa. Los movimientos de la impresora son suaves y no contiene vibraciones que dañen la impresión. El método de extrusión, como se implementó el motor del extrusor de manera modular, reduce el costo de los aditamentos en esta impresora.

Como recomendación, revisar la documentación del firmware *Marlin* para realizar cambios en los pasos de los motores, de manera sencilla. También se puede implementar un sistema de extrusión con una distancia pequeña entre el punto de transmisión de movimiento y donde se ejerce la fuerza, esto para evitar diferencias de deslizamiento del émbolo al momento de la impresión.

Para esta investigación se tomó en cuenta una extrusión y solidificación en una solución. Para futuras investigaciones se puede realizar un extrusor doble que mezcle las cantidades necesarias de alginato y solución para que se solidifique directamente en la mesa de trabajo de la impresora. Otra recomendación más puntual sería la adaptación de jeringas más grandes para optar a impresiones sin que el biomaterial se acabe.

XV. BIBLIOGRAFÍA

Bobo Garcia, R. (2013). Design of a 3D printing capable of creating multiple objects simultaneously [Diseño de una impresión 3D capaz de crear múltiples objetos simultáneamente].

Budynas, R. G., Nisbett, J. K., Y Emiliano, M. O. J. (2019). Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, décima edición. McGraw-Hill Interamericana.

Contreras, H. R. N. (2022). Prótesis de menisco mediante impresión 3-D haciendo uso de hidrogel con nanotubos de carbono y gentamicina Tesis doctoral, UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ.

Fressoli, J. M., Y Smith, A. (2015). Impresiones 3D: Fabricación digital Una nueva revolución tecnológica.

Gimeno Ruiz, V. (2018). Impresión 3D de materiales cerámicos base circonita con diferentes contenidos de itria B.S. thesis. Universitat Politècnica de Catalunya.

Jorquera Ortega, A. (2016). Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.

Kacarevic, Z. P., Rider, P. M., Alkildani, S., Retnasingh, S., Smeets, R., Jung, O., Ivanisevic, Z., y Barbeck, M. (2018). An introduction to 3D bioprinting: possibilities, challenges and future aspects. *Materials* [Una introducción a la bioimpresión 3D: posibilidades, desafíos y aspectos de futuro. *Materiales*], 11 (11), 2199.

Kahl, M., Gertig, M., Hoyer, P., Friedrich, O., y Gilbert, D. F. (2019). Ultra-low-cost 3D bioprinting: modification and application of an off-the-shelf desktop 3D-printer for biofabrication. *Frontiers in bioengineering and biotechnology* [Bioimpresión 3D de costo ultrabajo: modificación y aplicación de una impresora 3D de escritorio disponible para biofabricación. *Fronteras en bioingeniería y biotecnología*], 7, 184.

Lima, T. d. P., Canelas, C. A. d. A., Concha, V. O., Costa, F. A. d., y Passos, M. F. (2022). 3D Bio- printing Technology and Hydrogels Used in the Process. *Journal of Functional Biomaterials* [Tecnología de bioimpresión 3D e hidrogeles utilizados en el proceso. *Revista de biomateriales funcionales*], 13 (4), 214.

Tashman, J. W., Shiwarski, D. J., y Feinberg, A. W. (2022). Development of a high-performance open-source 3D bioprinter. *Scientific Reports* [Desarrollo de una bioimpresora 3D de código abierto de alto rendimiento. *Informes Científicos*], 12 (1), 22652.

Urbina Vazquez, V. J., et al. (2022). Impresión 3D de prótesis de menisco a base de hidrogel sintetizado con nanopartículas de plata (Ag NPs), ácido hialurónico y colágeno. REPOSITORIO NACIONAL CONACYT.

XVI. ANEXOS

Los anexos 1 y 2 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de líneas en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar el grosor y validar el funcionamiento del extrusor.

Anexo 1. Cuadro 10. Parte 1 de resultados de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.

Grosor			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.8	0.78	2.50 %
2	0.8	0.79	1.25 %
3	0.8	0.81	1.25 %
4	0.8	0.77	3.75 %
5	0.8	0.8	0.00 %
6	0.8	0.79	1.25 %
7	0.8	0.79	1.25 %
8	0.8	0.78	2.50 %
9	0.8	0.78	2.50 %
10	0.8	0.8	0.00 %
11	0.8	0.77	3.75 %
12	0.8	0.78	2.50 %
13	0.8	0.79	1.25 %
14	0.8	0.78	2.50 %
15	0.8	0.8	0.00 %
16	0.8	0.8	0.00 %
17	0.8	0.79	1.25 %
18	0.8	0.79	1.25 %
19	0.8	0.8	0.00 %
20	0.8	0.8	0.00 %
21	0.8	0.79	1.25 %
22	0.8	0.78	2.50 %
23	0.8	0.81	1.25 %
24	0.8	0.8	0.00 %
25	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 2. Cuadro 11. *Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.*

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.8	0.79	1.25 %
27	0.8	0.8	0.00 %
28	0.8	0.8	0.00 %
29	0.8	0.79	1.25 %
30	0.8	0.8	0.00 %
31	0.8	0.8	0.00 %
32	0.8	0.79	1.25 %
33	0.8	0.79	1.25 %
34	0.8	0.78	2.50 %
35	0.8	0.79	1.25 %
36	0.8	0.8	0.00 %
37	0.8	0.79	1.25 %
38	0.8	0.8	0.00 %
39	0.8	0.78	2.50 %
40	0.8	0.77	3.75 %
41	0.8	0.8	0.00 %
42	0.8	0.79	1.25 %
43	0.8	0.795	0.63 %
44	0.8	0.789	1.38 %
45	0.8	0.804	0.50 %
46	0.8	0.8	0.00 %
47	0.8	0.79	1.25 %
48	0.8	0.78	2.50 %
49	0.8	0.8	0.00 %
50	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Los anexos 3 y 4 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de líneas en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor con la calibración del eje z de la impresora.

Anexo 3. Cuadro 12. *Parte 1 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.*

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.4	0.4	0.00 %
2	0.4	0.39	2.50 %
3	0.4	0.4	0.00 %
4	0.4	0.4	0.00 %
5	0.4	0.39	2.50 %
6	0.4	0.4	0.00 %
7	0.4	0.4	0.00 %
8	0.4	0.4	0.00 %
9	0.4	0.39	2.50 %
10	0.4	0.4	0.00 %
11	0.4	0.4	0.00 %
12	0.4	0.39	2.50 %
13	0.4	0.4	0.00 %
14	0.4	0.4	0.00 %
15	0.4	0.4	0.00 %
16	0.4	0.39	2.50 %
17	0.4	0.4	0.00 %
18	0.4	0.4	0.00 %
19	0.4	0.39	2.50 %
20	0.4	0.4	0.00 %
21	0.4	0.4	0.00 %
22	0.4	0.39	2.50 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
23	0.4	0.4	0.00 %
24	0.4	0.38	5.00 %
25	0.4	0.39	2.50 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 4. Cuadro 13. Parte 2 de resultados de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo líneas.

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.4	0.38	5.00 %
27	0.4	0.4	0.00 %
28	0.4	0.4	0.00 %
29	0.4	0.4	0.00 %
30	0.4	0.39	2.50 %
31	0.4	0.39	2.50 %
32	0.4	0.39	2.50 %
33	0.4	0.38	5.00 %
34	0.4	0.4	0.00 %
35	0.4	0.39	2.50 %
36	0.4	0.4	0.00 %
37	0.4	0.4	0.00 %
38	0.4	0.39	2.50 %
39	0.4	0.39	2.50 %
40	0.4	0.4	0.00 %
41	0.4	0.4	0.00 %
42	0.4	0.4	0.00 %
43	0.4	0.38	5.00 %
44	0.4	0.39	2.50 %
45	0.4	0.39	2.50 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
46	0.4	0.39	2.50 %
47	0.4	0.4	0.00 %
48	0.4	0.39	2.50 %
49	0.4	0.4	0.00 %
50	0.4	0.38	5.00 %

Nota: Elaboración propia

Los anexos 5 y 6 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de cuadrados en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar el grosor y validar el funcionamiento del extrusor.

Anexo 5. Cuadro 14. Parte 1 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.

Grosor			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.8	0.78	2.50 %
2	0.8	0.79	1.25 %
3	0.8	0.81	1.25 %
4	0.8	0.77	3.75 %
5	0.8	0.8	0.00 %
6	0.8	0.79	1.25 %
7	0.8	0.79	1.25 %
8	0.8	0.78	2.50 %
9	0.8	0.78	2.50 %
10	0.8	0.8	0.00 %
11	0.8	0.79	1.25 %
12	0.8	0.78	2.50 %
13	0.8	0.79	1.25 %
14	0.8	0.78	2.50 %
15	0.8	0.8	0.00 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
16	0.8	0.8	0.00 %
17	0.8	0.79	1.25 %
18	0.8	0.79	1.25 %
19	0.8	0.8	0.00 %
20	0.8	0.8	0.00 %
21	0.8	0.79	1.25 %
22	0.8	0.78	2.50 %
23	0.8	0.8	0.00 %
24	0.8	0.8	0.00 %
25	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 6. Cuadro 15. *Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.*

Grosor			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.8	0.79	1.25 %
27	0.8	0.8	0.00 %
28	0.8	0.8	0.00 %
29	0.8	0.79	1.25 %
30	0.8	0.8	0.00 %
31	0.8	0.8	0.00 %
32	0.8	0.79	1.25 %
33	0.8	0.79	1.25 %
34	0.8	0.78	2.50 %
35	0.8	0.79	1.25 %
36	0.8	0.8	0.00 %
37	0.8	0.79	1.25 %
38	0.8	0.8	0.00 %
39	0.8	0.78	2.50 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
40	0.8	0.79	1.25 %
41	0.8	0.8	0.00 %
42	0.8	0.79	1.25 %
43	0.8	0.795	0.63 %
44	0.8	0.789	1.38 %
45	0.8	0.804	0.50 %
46	0.8	0.8	0.00 %
47	0.8	0.79	1.25 %
48	0.8	0.78	2.50 %
49	0.8	0.8	0.00 %
50	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Los anexos 7 y 8 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de cuadrados en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor con la calibración del eje z de la impresora.

Anexo 7. Cuadro 16. *Parte 1 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo cuadrados.*

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.8	0.8	0.00 %
2	0.8	0.78	2.50 %
3	0.8	0.8	0.00 %
4	0.8	0.8	0.00 %
5	0.8	0.78	2.50 %
6	0.8	0.8	0.00 %
7	0.8	0.8	0.00 %
8	0.8	0.8	0.00 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
9	0.8	0.78	2.50 %
10	0.8	0.8	0.00 %
11	0.8	0.8	0.00 %
12	0.8	0.78	2.50 %
13	0.8	0.8	0.00 %
14	0.8	0.8	0.00 %
15	0.8	0.8	0.00 %
16	0.8	0.78	2.50 %
17	0.8	0.8	0.00 %
18	0.8	0.8	0.00 %
19	0.8	0.78	2.50 %
20	0.8	0.8	0.00 %
21	0.8	0.8	0.00 %
22	0.8	0.78	2.50 %
23	0.8	0.8	0.00 %
24	0.8	0.76	5.00 %
25	0.8	0.78	2.50 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 8. Cuadro 17. *Parte 2 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.*

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.8	0.76	5.00 %
27	0.8	0.8	0.00 %
28	0.8	0.8	0.00 %
29	0.8	0.8	0.00 %
30	0.8	0.78	2.50 %
31	0.8	0.78	2.50 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
32	0.8	0.78	2.50 %
33	0.8	0.76	5.00 %
34	0.8	0.8	0.00 %
35	0.8	0.78	2.50 %
36	0.8	0.8	0.00 %
37	0.8	0.8	0.00 %
38	0.8	0.78	2.50 %
39	0.8	0.78	2.50 %
40	0.8	0.8	0.00 %
41	0.8	0.8	0.00 %
42	0.8	0.8	0.00 %
43	0.8	0.76	5.00 %
44	0.8	0.78	2.50 %
45	0.8	0.78	2.50 %
46	0.8	0.78	2.50 %
47	0.8	0.8	0.00 %
48	0.8	0.78	2.50 %
49	0.8	0.8	0.00 %
50	0.8	0.77	3.75 %

Nota: Elaboración propia

Los anexos 9 y 10 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de círculos en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor.

Anexo 9. Cuadro 18. *Parte 1 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.*

Grosor			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.8	0.8	0.00 %
2	0.8	0.79	1.25 %
3	0.8	0.8	0.00 %
4	0.8	0.78	2.50 %
5	0.8	0.8	0.00 %
6	0.8	0.8	0.00 %
7	0.8	0.79	1.25 %
8	0.8	0.78	2.50 %
9	0.8	0.8	0.00 %
10	0.8	0.8	0.00 %
11	0.8	0.79	1.25 %
12	0.8	0.79	1.25 %
13	0.8	0.79	1.25 %
14	0.8	0.8	0.00 %
15	0.8	0.8	0.00 %
16	0.8	0.8	0.00 %
17	0.8	0.79	1.25 %
18	0.8	0.79	1.25 %
19	0.8	0.8	0.00 %
20	0.8	0.8	0.00 %
21	0.8	0.79	1.25 %
22	0.8	0.78	2.50 %
23	0.8	0.8	0.00 %
24	0.8	0.8	0.00 %
25	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 10. Cuadro 19. Parte 2 de resultados experimentales de medidas de grosor con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.

Grosor			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.8	0.79	1.25 %
27	0.8	0.8	0.00 %
28	0.8	0.8	0.00 %
29	0.8	0.79	1.25 %
30	0.8	0.8	0.00 %
31	0.8	0.8	0.00 %
32	0.8	0.79	1.25 %
33	0.8	0.79	1.25 %
34	0.8	0.78	2.50 %
35	0.8	0.79	1.25 %
36	0.8	0.8	0.00 %
37	0.8	0.79	1.25 %
38	0.8	0.8	0.00 %
39	0.8	0.78	2.50 %
40	0.8	0.77	3.75 %
41	0.8	0.8	0.00 %
42	0.8	0.79	1.25 %
43	0.8	0.8	0.00 %
44	0.8	0.79	1.25 %
45	0.8	0.8	0.00 %
46	0.8	0.8	0.00 %
47	0.8	0.79	1.25 %
48	0.8	0.78	2.50 %
49	0.8	0.8	0.00 %
50	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

Los anexos 11 y 12 representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de círculos en la impresora 3D para biomateriales, con una viscosidad de hidrogel media. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor con la calibración del eje z de la impresora.

Anexo 11. Cuadro 20. *Parte de resultados experimentales de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.*

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
1	0.8	0.8	0.00 %
2	0.8	0.79	1.25 %
3	0.8	0.8	0.00 %
4	0.8	0.8	0.00 %
5	0.8	0.78	2.50 %
6	0.8	0.8	0.00 %
7	0.8	0.8	0.00 %
8	0.8	0.8	0.00 %
9	0.8	0.78	2.50 %
10	0.8	0.8	0.00 %
11	0.8	0.8	0.00 %
12	0.8	0.78	2.50 %
13	0.8	0.8	0.00 %
14	0.8	0.8	0.00 %
15	0.8	0.8	0.00 %
16	0.8	0.78	2.50 %
17	0.8	0.8	0.00 %
18	0.8	0.8	0.00 %
19	0.8	0.78	2.50 %
20	0.8	0.8	0.00 %
21	0.8	0.8	0.00 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
22	0.8	0.78	2.50 %
23	0.8	0.8	0.00 %
24	0.8	0.79	1.25 %
25	0.8	0.78	2.50 %

Nota: Elaboración propia

Anexo 12. Cuadro 21. *Parte 2 de resultados experimentales de medidas de altura con boquilla de 0.8mm imprimiendo círculos.*

Altura			
Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
26	0.8	0.79	1.25 %
27	0.8	0.8	0.00 %
28	0.8	0.8	0.00 %
29	0.8	0.8	0.00 %
30	0.8	0.78	2.50 %
31	0.8	0.78	2.50 %
32	0.8	0.78	2.50 %
33	0.8	0.8	0.00 %
34	0.8	0.8	0.00 %
35	0.8	0.78	2.50 %
36	0.8	0.8	0.00 %
37	0.8	0.8	0.00 %
38	0.8	0.78	2.50 %
39	0.8	0.79	1.25 %
40	0.8	0.8	0.00 %
41	0.8	0.8	0.00 %
42	0.8	0.8	0.00 %
43	0.8	0.79	1.25 %
44	0.8	0.78	2.50 %
45	0.8	0.78	2.50 %

Prueba	Medición esperada (mm)	Medición obtenida (mm)	Error (%)
46	0.8	0.78	2.50 %
47	0.8	0.8	0.00 %
48	0.8	0.78	2.50 %
49	0.8	0.8	0.00 %
50	0.8	0.79	1.25 %

Nota: Elaboración propia

En el anexo 13 se representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de figuras en la impresora 3D para biomateriales, con distintas viscosidades de hidrogel. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor con la calibración del eje z de la impresora.

Anexo 13. Cuadro 22. Pruebas de altura con viscosidades alternas al gel de pruebas anterior.

Altura (mm)					
Prueba	Con viscosidad Alta	Con viscosidad Baja	Altura Teórica (mm)	Error Altura VA (%)	Error Altura VB (%)
1	0.79	0.76	0.8	1.25 %	5 %
2	0.8	0.77	0.8	0.00 %	4 %
3	0.78	0.76	0.8	2.50 %	5 %
4	0.76	0.77	0.8	5.00 %	4 %
5	0.77	0.76	0.8	3.75 %	5 %
6	0.78	0.76	0.8	2.50 %	5 %
7	0.79	0.76	0.8	1.25 %	5 %
8	0.78	0.77	0.8	2.50 %	4 %
9	0.77	0.78	0.8	3.75 %	3 %
10	0.78	0.79	0.8	2.50 %	1 %
11	0.76	0.79	0.8	5.00 %	1 %
12	0.79	0.78	0.8	1.25 %	3 %
13	0.77	0.79	0.8	3.75 %	1 %
14	0.79	0.79	0.8	1.25 %	1 %
15	0.8	0.8	0.8	0.00 %	0 %

Prueba	Con viscosidad	Con viscosidad	Altura Teórica (mm)	Error Altura VA (%)	Error Altura VB (%)
	Alta	Baja			
16	0.8	0.8	0.8	0.00 %	0 %
17	0.79	0.79	0.8	1.25 %	1 %
18	0.8	0.8	0.8	0.00 %	0 %
19	0.78	0.8	0.8	2.50 %	0 %
20	0.8	0.79	0.8	0.00 %	1 %
Promedio	0.784	0.781		2.00 %	2.44 %

Nota: Elaboración propia

En el anexo 14 se representan los datos experimentales obtenidos mediante la prueba de figuras en la impresora 3D para biomateriales, con distintas viscosidades de hidrogel. Estas pruebas se realizaron con una boquilla de 0.8 mm para garantizar la altura y validar el funcionamiento del extrusor.

Anexo 14. Cuadro 23. Pruebas de grosor con viscosidades alterna al gel de pruebas anterior.

Grosor (mm)					
Prueba	Con viscosidad	Con viscosidad	Grosor Teórica (mm)	Error Grosor VA (%)	Error Grosor VB (%)
	Alta	Baja			
1	0.8	0.75	0.8	0.00 %	6 %
2	0.79	0.75	0.8	1.25 %	6 %
3	0.79	0.74	0.8	1.25 %	8 %
4	0.77	0.74	0.8	3.75 %	8 %
5	0.78	0.77	0.8	2.50 %	4 %
6	0.77	0.78	0.8	3.75 %	3 %
7	0.79	0.76	0.8	1.25 %	5 %
8	0.78	0.78	0.8	2.50 %	3 %
9	0.79	0.78	0.8	1.25 %	3 %
10	0.8	0.78	0.8	0.00 %	3 %
11	0.8	0.77	0.8	0.00 %	4 %
12	0.8	0.77	0.8	0.00 %	4 %
13	0.79	0.78	0.8	1.25 %	3 %

Prueba	Con viscosidad	Con viscosidad	Grosor Teórica (mm)	Error Grosor	Error Grosor
	Alta	Baja		VA (%)	VB (%)
14	0.8	0.78	0.8	0.00 %	3 %
15	0.79	0.79	0.8	1.25 %	1 %
16	0.78	0.8	0.8	2.50 %	0 %
17	0.79	0.8	0.8	1.25 %	0 %
18	0.8	0.79	0.8	0.00 %	1 %
19	0.8	0.79	0.8	0.00 %	1 %
20	0.8	0.79	0.8	0.00 %	1 %
Promedio	0.79	0.77		1.19 %	3.19 %

Nota: Elaboración propia

En el anexo 15 se muestra el muestreo experimental de las pruebas realizadas a los termistores que se encuentran dentro del extrusor de biomaterial. Estas pruebas se compararon con un termómetro de ambiente, el cual se colocaba dentro del porta jeringa cerca de los mismos termistores para obtener el dato que los termistores recibían.

Anexo 15. Cuadro 24. *Mediciones de termómetro de ambiente comparado con termistores.*

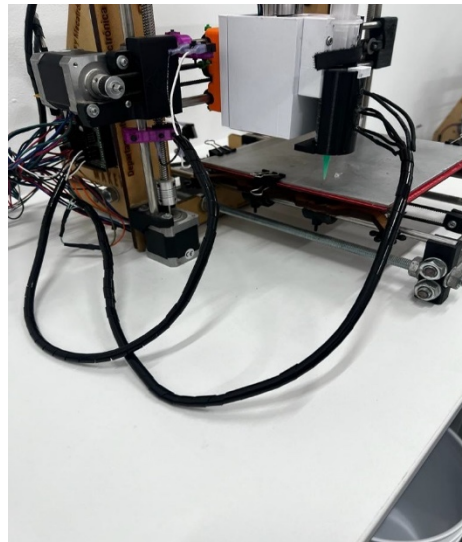
Medición de temperatura			
No	Medición con termómetro ambiental (°C)	Medición con termistores (°C)	Error de medición (%)
1	20.9	20.89	0.05 %
2	20.7	20.7	0.00 %
3	20.7	20.78	0.39 %
4	20.8	20.82	0.10 %
5	20.9	20.55	1.67 %
6	20.9	20.55	1.67 %
7	20.8	20.7	0.48 %
8	20.9	20.66	1.15 %
9	20.9	20.7	0.96 %
10	20.9	20.59	1.48 %
11	20.8	20.66	0.67 %

No	Medición con termómetro ambiental (°C)	Medición con termistores (°C)	Error de medición (%)
12	20.8	20.59	1.01 %
13	20.9	20.7	0.96 %
14	20.8	20.55	1.20 %
15	20.8	20.66	0.67 %
16	20.9	20.59	1.48 %
17	20.9	20.59	1.48 %
18	20.9	20.55	1.67 %
19	20.9	20.51	1.87 %
20	20.9	20.55	1.67 %

Nota: Elaboración propia

La presentación de una impresora es muy importante, no solo para la estética si no para el funcionamiento. Es por ello por lo que se realizó la gestión del cableado en la impresora colocando plásticos anillados para el soporte y manejo de los cables que van de los componentes hacia la tarjeta madre que controla toda la impresora, como se puede observar en el Anexo 16.

Anexo 16. Figura 48. *Gestión de cables de termistores.*



Nota: Elaboración propia

Para definir el rango de temperatura se realizaron modificaciones en el código, esto para no provocar un error a la hora que la impresora estuviera en funcionamiento. Como se observa en el Anexo 17, se establecieron los máximos y mínimos de temperatura permitidos para extruir el hidrogel. Cuando la impresora detecta una temperatura fuera del rango, simplemente no permite la extrusión de hidrogel.

Anexo 17. Figura 49. *Máximos y mínimos de rango de temperatura para hidrogel estándar.*

```
// because it probably indicates a broken thermistor wire.
#define HEATER_0_MINTEMP 15
#define HEATER_1_MINTEMP 15
#define HEATER_2_MINTEMP 15
#define HEATER_3_MINTEMP 15
#define HEATER_4_MINTEMP 15
#define HEATER_5_MINTEMP 15
#define HEATER_6_MINTEMP 15
#define HEATER_7_MINTEMP 15
#define BED_MINTEMP 15
#define CHAMBER_MINTEMP 15

// Above this temperature the heater will be switched off.
// This can protect components from overheating, but NOT from shorts and failure
// (use MINTEMP for thermistor short/failure protection.)
#define HEATER_0_MAXTEMP 37
#define HEATER_1_MAXTEMP 37
#define HEATER_2_MAXTEMP 37
#define HEATER_3_MAXTEMP 37
#define HEATER_4_MAXTEMP 37
#define HEATER_5_MAXTEMP 37
#define HEATER_6_MAXTEMP 37
#define HEATER_7_MAXTEMP 37
#define BED_MAXTEMP 37
#define CHAMBER_MAXTEMP 37
```

Nota: Elaboración propia