



Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo

Tecnológico

TESIS DE MAESTRÍA

**Diseño de una máquina para la fabricación de nanofibras
poliméricas**

presentado por

Ing. Ignacio Ríos Utrera

como requisito para la obtención del grado de

Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis

Dra. Edna Vázquez Vélez

Cuernavaca, Morelos, México. Agosto de 2025.



Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Subdirección Académica

Cuernavaca Mor, 04/julio/2025

Oficio No. SAC/177/2025

Asunto: Autorización de impresión de tesis

IGNACIO RÍOS UTRERA
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Diseño de una máquina para la fabricación de nanofibras poliméricas"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"



CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO

c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4104,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

cenidet
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico





Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Departamento de Ingeniería Mecánica

Cuernavaca, Mor., 27/junio /2025

OFICIO No. DIM/124/2025

Asunto: Aceptación de documento de tesis

CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Ignacio Ríos Utrera con número de control M23CE149, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado "Diseño de una máquina para la fabricación de nanofibras poliméricas" y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

Dr. Andrés Blanco Ortega
Director de tesis

Dra. Edna Vázquez Vélez
Director de tesis

Dr. Rafael Campos Amezcua
Revisor 1

Dr. Eladio Martínez Rayón
Revisor 2

Dra. Claudia Cortés García
Revisor 3

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 2108,
e-mail: dir_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico



Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT) por brindarme el apoyo económico que me permitió realizar este trabajo de tesis, el cual ha sido clave para mi formación y desarrollo académico.

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por aceptarme y permitirme continuar con mi formación académica convirtiendo esta institución en mi segunda casa.

A mis padres: Fernando Ríos Cortes y María del Pilar Utrera López, por demostrarme siempre su amor, por apoyarme en cada una de mis decisiones, por alentarme a seguir adelante y nunca rendirme.

A mis hermanos: Fernando Ríos Utrera y Abril Yhoalibeth Ríos Utrera por ser parte esencial en mi vida, por darme su cariño, apoyo constante y por estar siempre presentes.

A mi revisor de tesis: Dr. Andrés Blanco Ortega, por brindarme su amistad, su confianza, su disposición para orientarme en cada etapa del proyecto de tesis, y por compartir sus conocimientos y experiencias.

A mi codirectora de tesis: Dra. Edna Vázquez Vélez, por sus aportaciones puntuales y sugerencias durante el desarrollo del proyecto, que contribuyeron al fortalecimiento del trabajo final.

A mis revisores: Dra. Claudia Cortés García, Dr. Eladio Martínez Rayón y Dr. Rafael Campos Amezcua, por sus comentarios, sugerencias y valiosas aportaciones que ayudaron a mejorar este trabajo.

A mi amigo: Oscar Ivan Cririlo Piñon, por brindarme su amistad, su apoyo, ánimo y compañía a lo largo de esta etapa, así como los buenos momentos que pasamos juntos.

A mis profesores de Ing. Mecánica e Ing. Mecatrónica por formar parte de mi formación académica y profesional, y por compartir sus conocimientos, experiencias y enseñanzas que contribuyeron significativamente a mi desarrollo durante esta etapa.

A todos ustedes, gracias.

Resumen

En los últimos años, las nanofibras han despertado un gran interés en la comunidad científica debido a sus características únicas como relación superficie-volumen, control de la morfología, alta porosidad, permeabilidad. las cuales las hacen ideales para diversas aplicaciones en ingeniería y medicina. En este contexto, el proceso de electrohilado se ha consolidado como una técnica versátil para la producción de nanofibras a partir de soluciones poliméricas. No obstante, su correcta implementación requiere un control de múltiples variables que influyen directamente en la calidad de las fibras. Esto ha motivado el desarrollo de equipos experimentales que permitan ajustar y monitorear dichos parámetros, facilitando tanto la investigación como la mejora del proceso.

Ante esta situación, en este trabajo se diseñó, construyó e instrumentó un prototipo funcional de máquina de electrohilado compuesto por cinco subsistemas que permiten controlar parámetros de proceso y ambientales. Se incorporó un sistema de visualización en tiempo real y un mecanismo de movimiento traslacional del colector, con el fin de evaluar su impacto en la morfología de las fibras.

Para validar el comportamiento mecánico del diseño debido al uso de componentes impresos con filamento de PLA, se realizó un análisis por elementos finitos (FEM). Los resultados mostraron tensiones de von Mises entre 2.96×10^6 y 8.99×10^6 N/m² (menos del 0.3 % del esfuerzo admisible), desplazamientos del orden de 10^{-10} a 10^{-9} mm y factores de seguridad superiores a ocho.

Las fibras resultantes, fueron caracterizadas mediante microscopia de barrido (SEM) y espectroscopía Raman. El análisis por SEM evidenció que el movimiento combinado permitió obtener fibras más delgadas (1.24 ± 0.39 μm) y uniformes, frente a las obtenidas con solo rotación (2.60 ± 1.10 μm , hasta 6.8 μm), reduciendo el rango de diámetros a 0.8–1.4 μm . Finalmente, la espectroscopía Raman confirmó la integridad química del PVA, observándose bandas características del polímero sin indicios de degradación o contaminación, destacando señales en 3300 cm⁻¹ (O–H), 2950–2850 cm⁻¹ (C–H), 1433 y 1332 cm⁻¹ (CH₂/CH), 1132 y 924 cm⁻¹ (C–O) y 853 cm⁻¹ (C–C), en concordancia con la bibliografía reportada para este material.

Abstract

In recent years, nanofibers have attracted great interest in the scientific community due to their unique characteristics such as surface-to-volume ratio, morphology control, high porosity, and permeability, which make them ideal for various applications in engineering and medicine. In this context, the electrospinning process has been established as a versatile technique to produce nanofibers from polymer solutions. However, its proper implementation requires the control of multiple variables that directly influence fiber quality. This has motivated the development of experimental equipment that allows adjusting and monitoring these parameters, facilitating both research and process improvement.

Given this situation, this work presents the design, construction, and instrumentation of a functional electrospinning machine prototype composed of five subsystems that enable control of process and environmental parameters. A real-time visualization system and a translational movement mechanism for the collector were incorporated to evaluate their impact on fiber morphology.

To validate the mechanical behavior of the design due to the use of components printed with PLA filament, a finite element analysis (FEA) was performed. The results showed von Mises stresses ranging from 2.96×10^6 to 8.99×10^6 N/m² (less than 0.3% of the material's allowable stress), displacements on the order of 10^{-10} to 10^{-9} mm, and safety factors greater than 8.

The resulting fibers were characterized by scanning electron microscopy (SEM) and Raman spectroscopy. SEM analysis showed that the combined motion allowed the production of thinner (1.24 ± 0.39 μ m) and more uniform fibers compared to those obtained with rotation only (2.60 ± 1.10 μ m, up to 6.8 μ m), reducing the diameter range to 0.8–1.4 μ m. Finally, Raman spectroscopy confirmed the chemical integrity of the PVA, with no signs of degradation or contamination. Characteristic bands of the polymer were observed at 3300 cm^{-1} (O–H), 2950–2850 cm^{-1} (C–H), 1433 and 1332 cm^{-1} (CH₂/CH), 1132 and 924 cm^{-1} (C–O), and 853 cm^{-1} (C–C), in agreement with the literature reported for this material.

Contenido

Lista de figuras.....	IX
Lista de tablas.....	XII
Nomenclatura y Abreviaturas.....	XIV
Capítulo 1: Introducción.....	1
1.1 Planteamiento del problema	2
1.2 Objetivos	3
1.3 Hipótesis.....	3
1.4 Justificación.....	3
1.5 Estructura de la tesis.....	4
Capítulo 2: Análisis de fundamentos.....	5
2.1 Marco conceptual	5
2.1.1 Electrohilado	5
2.1.2 Componentes principales del proceso de electrohilado.....	5
2.1.3 Principio de funcionamiento del electrohilado.....	6
2.1.4 Parámetros que afectan al proceso de electrohilado.....	8
2.1.5 Clasificación de las nanofibras electrohiladas.....	15
2.2 Estado del arte	16
2.2.1 Máquinas de electrohilado	16
2.2.2 Aplicaciones de las nanofibras en la medicina.....	28
Capítulo 3: Máquina de electrohilado	31
3.1 Diseño del prototipo de la máquina de electrohilado	31
3.1.1 Sistema colector móvil	32
3.1.2 Sistema bomba de infusión	33
3.1.3 Sistema de visualización	34
3.1.4 Sistema estructural	35
3.2 Instrumentación del prototipo de la máquina de electrohilado	37
3.2.1 Sistema de temperatura y humedad.....	37
3.2.2 Sistema de alto voltaje.....	39
3.2.3 Desarrollo de los sistemas de control de lazo abierto.....	40
Capítulo 4: Desarrollo teórico/experimental	47
4.1 Obtención de fibras de PVA mediante electrohilado uniaxial	47
4.1.1 Preparación de la solución.....	47

4.1.2 Parámetros de electrohilado	48
4.2 Técnicas de caracterización.....	49
4.2.1 Espectroscopía Raman	49
4.2.2 Microscopia electrónica de barrido	50
4.2.2.1 Preparación de las muestras	50
4.2.2.2 Caracterización SEM.....	51
Capítulo 5: Resultados y discusión	52
5.1 Análisis por elemento finito de los componentes del prototipo	52
5.1.1 Sistema colector móvil	53
5.1.2 Sistema bomba de infusión	58
5.1.3 Sistema estructura	61
5.2 Resultados de las fibras electrohiladas de PVA	64
5.2.1 Formación del Cono de Taylor.....	64
5.2.2 Análisis de la morfología de las fibras mediante SEM.	65
5.2.2.1 Movimiento rotacional	65
5.2.2.2 Movimiento rotacional-traslacional	66
5.2.3 Espectroscopía Raman	69
Capítulo 6: Conclusiones	70
6.1 Conclusiones	70
6.2 Aportaciones	70
6.3 Recomendaciones.....	71
Bibliografías	72
Anexos.....	84
Anexo 1: Códigos de Arduino.....	84
Anexo 1.1 Código colector móvil	84
Anexo 1.2 Código bomba de infusión.....	87
Anexo 2: Diseños CAD.....	89

Lista de figuras

Capítulo 2

Figura 2.1 Diagrama esquemático de los componentes principales para el proceso de electrohilado (Sánchez, 2013).	5
Figura 2.2 Diagrama esquemático de los sistemas de carga en electrohilado (Uhljar & Ambrus, 2023).	6
Figura 2.3 Diagrama esquemática de la formación del cono de Taylor a medida que aumenta el alto voltaje.....	7
Figura 2.4 Diagrama esquemático de los parámetros que afectan la producción de nanofibras por electrohilado (Uhljar & Ambrus, 2023).	8
Figura 2.5 Influencia del voltaje aplicado en el proceso de electrohilado (Teo, 2015).	9
Figura 2.6 Diagramas esquemáticos de las configuraciones de electrohilado de colectores rotativos: (A) Mandril, (B) Recolector del tambor de alambre, (C) Tambor con alambre alrededor y (D) Disco giratorio (Long, et al., 2019).	10
Figura 2.7 Diagramas esquemáticos de configuraciones de electrohilado con colectores estáticos: (A) Electrodo paralelos, (B) Conjunto de electrodos, (C) Electrodo en línea, (D) Colector de puntas metálicas, (E) Cuadrícula y (F) Campo magnético (Long, et al., 2019).....	10
Figura 2.8 Diagrama esquemáticos de las orientaciones de los equipos de electrohilado: (A) Orientación vertical, (B) Orientación horizontal (Sánchez, 2013).	11
Figura 2.9 Clasificación de las nanofibras de acuerdo con su morfología: A) nanofibras columnares, B) nanofibras con cuentas, C) nanofibras porosas, D) nanofibras ranuradas, E) nanofibras nanobelt, F) nanofibras de nanogranos (Guo et al., 2022).	15
Figura 2.10 Clasificación de las nanofibras de acuerdo con su orientación: A) nanofibras distribuidas aleatoriamente, B) nanofibras alineadas, C) nanofibras rizadas (Guo et al., 2022).	16
Figura 2.11 Máquina de electrohilado fabricado por Anún, J. y Bagatello, F., 2018.....	17
Figura 2.12 Morfología de las nanofibras obtenidas por Anún, J. & Bagatello, F., 2018.....	17
Figura 2.13 Máquina de electrohilado fabricado por McCarty, R. & Giapis, K., 2019.....	18
Figura 2.14 Morfología de las nanofibras obtenidas por McCarty, R. & Giapis, K., 2019.....	18
Figura 2.15 Máquina de electrohilado fabricada por Revia, et al., 2019.	19
Figura 2.16 Morfología de las nanofibras obtenidas por Revia, et al., 2019.....	20
Figura 2.17 Máquina de electrohilado fabricada por Hodgyai, et al., 2020.	20
Figura 2.18 Morfología de las nanofibras obtenidas por Norbert et al., 2020.	21
Figura 2.19 Máquina de electrohilado fabricada por Ruiz, 2020.	22
Figura 2.20 Morfología de las nanofibras obtenidas por utilizados por Ruiz, 2020.	23
Figura 2.21 Máquina de electrohilado fabricada por Sonntag, et al., 2020.....	23
Figura 2.22 Morfología de las nanofibras obtenidas por Sonntag, et al., 2020.....	24
Figura 2.23 Máquina de electrohilado fabricada por Baltazar, 2021.	24
Figura 2.24 Lazo de control de las RPM del motor por Baltazar, 2021.	25
Figura 2.25 Primer lazo de control de la posición en Y de la aguja eyectora por Baltazar, 2021.	25
Figura 2.26 Segundo lazo de control de la posición en X de la aguja eyectora por Baltazar, 2021.	25
Figura 2.27 Máquina de electrohilado fabricada por Owida, et al., 2021.	26
Figura 2.28 Morfología de las nanofibras obtenidas por Owida, et al., 2021.....	27

Figura 2.29 Máquina de electrohilado fabricada por Wijayanti, I. et al., 2022.....	27
Figura 2.30 Morfología de las nanofibras obtenidas por Wijayanti, et al., 2022.	28

Capítulo 3

Figura 3.1 Vista isométrica del prototipo virtual de la máquina de electrohilado.	31
Figura 3.2 Vista isométrica del sistema colector móvil.	32
Figura 3.3 Vista trasera del sistema colector móvil.....	32
Figura 3.4 Vista isométrica del sistema bomba de infusión.....	33
Figura 3.5 Vista superior del sistema bomba de infusión.....	33
Figura 3.6 Vista isométrica del sistema de visualización.	34
Figura 3.7 Vista isométrica del sistema de visualización con la carcasa de protección.	34
Figura 3.8 Vista isométrica del sistema estructural.	35
Figura 3.9 Controlador de temperatura y humedad SHT2000.	38
Figura 3.10 Bombilla de 72 w.	38
Figura 3.11 Diagrama de conexión del sistema de control de temperatura y humedad.	39
Figura 3.12 Fuente de alto voltaje.....	39
Figura 3.13 Clavija de media vuelta.....	40
Figura 3.14 Diagrama de conexión del sistema de alto voltaje.....	40
Figura 3.15 Motor NEMA 17.....	41
Figura 3.16 Tarjeta Arduino Uno.	41
Figura 3.17 Controlador TB6600.....	42
Figura 3.18 Diagrama de conexión del sistema bomba de infusión.....	43
Figura 3.19 Diagrama de conexión del sistema colector móvil.	45

Capítulo 4

Figura 4.1 Proceso de obtención de la solución de PVA.....	47
Figura 4.2 Montaje del sistema de electrohilado utilizado en las pruebas experimentales.	48
Figura 4.3 Espectrofotómetro Raman Senterra II.	49
Figura 4.4 Recubridor por pulverización SPI module.	50
Figura 4.5 Recubrimiento de grafito sobre las fibras.	50
Figura 4.6 Microscopio Electrónico de Barrido Tescan Vega3.....	51

Capítulo 5

Figura 5.1 Ensamble del sistema colector móvil, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.	53
Figura 5.2 Ensamble del sistema bomba de infusión, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.	58
Figura 5.3 Ensamble del sistema estructura, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.	61
Figura 5.4 Cono de Taylor bajo condiciones de movimiento rotacional del colector.	64
Figura 5.5 Cono de Taylor bajo condiciones de movimiento rotacional y traslacional del colector.	64
Figura 5.6 Micrografía SEM de las fibras de PVA con movimiento rotacional del colector	66
Figura 5.7 Micrografía SEM de las fibras de PVA con movimiento rotacional-traslacional del colector	67

Figura 5.8 Espectro Raman del PVA.	69
---	----

Lista de tablas

Capítulo 2

Tabla 2.1 Parámetros utilizados por Anún, J. y Bagatello, F.	17
Tabla 2.2 Parámetros utilizado por Revia, R. et al.	19
Tabla 2.3 Parámetros utilizados por Hodgyai, N. et al. (electrohilado con aguja)	21
Tabla 2.4 Parámetros utilizados por Hodgyai, N. et al. (electrohilado sin aguja)	21
Tabla 2.5 Resultados obtenidos por Norbert et al.	21
Tabla 2.6 Parámetros utilizados por utilizados por Ruiz S.	22
Tabla 2.7 Parámetros utilizados por Owida, H. et al.	26
Tabla 2.8 Parámetros utilizados por Wijayanti, I. et al.	28
Tabla 2.9 Andamios para reparación de tejido óseo	29
Tabla 2.10 Andamios para reparación cutánea	30

Capítulo 3

Tabla 3.1 Características y especificaciones de los componentes mecánicos.....	35
Tabla 3.2 Especificaciones del controlador de temperatura y humedad SHT2000.	38
Tabla 3.3 Especificaciones de la bombilla de 72 w.	38
Tabla 3.4 Especificaciones de la fuente de alto voltaje.....	39
Tabla 3.5 Especificaciones de la clavija de media vuelta.....	40
Tabla 3.6 Especificaciones del motor Nema 17.....	41
Tabla 3.7 Especificaciones de la tarjeta Arduino Uno.	41
Tabla 3.8 Especificaciones del controlador TB6600.	42
Tabla 3.9 Ajuste del micro paso.	42
Tabla 3.10 Ajuste de la corriente de salida.	43
Tabla 3.11 Conexión de los pines del sistema bomba de infusión.....	43
Tabla 3.12 Conexión de los pines del sistema colector móvil.	45

Capítulo 4

Tabla 4.1 Composición de la solución de PVA al 12% p/v	48
Tabla 4.2 Parámetros establecidos para el movimiento rotacional del colector.	48
Tabla 4.3 Parámetros establecidos para el movimiento rotacional y traslacional del colector.	49

Capítulo 5

Tabla 5.1 Características técnicas del material PLA utilizados en la simulación.	52
Tabla 5.2 Análisis FEM del soporte inferior.	54
Tabla 5.3 Simulación FEM del soporte motor 1.	55
Tabla 5.4 Simulación FEM del soporte motor 2.	56
Tabla 5.5 Simulación FEM del soporte colector.....	57
Tabla 5.6 Simulación FEM de la estructura general.....	59
Tabla 5.7 Simulación FEM del desplazador de émbolo.....	60
Tabla 5.8 Simulación FEM del soporte de unión.....	62

Tabla 5.9 Resumen de resultados FEM de los componentes evaluados.	63
Tabla 5.10 Comparación de las fibras obtenidas.	68

Nomenclatura y Abreviaturas

kV	Kilovoltio
V	Voltio
rpm	Revoluciones por minuto
SEM	Microscopia de barrido
FEM	Análisis de elemento finito
ml	Mililitro
mm	Milímetro
h	Hora
μm	Micrómetro
mg	Miligramo
g	Gramo
u.a.	Unidades arbitrarias
C	Carbón
H	Hidrogeno
O	Oxigeno
PVA	Alcohol polivinílico
PHB	Polihidroxibutirato
N	Newtons
mW	Miliwatt
nm	Nanómetro

Capítulo

1

Introducción

Hoy en día la nanotecnología se define como el estudio y control de las propiedades de la materia a escala nanométrica. Un nanómetro por su parte significa la milmillonésima parte de un metro o visto de otra manera, una millonésima parte de un milímetro. La importancia de la nanotecnología radica en que, a escalas nanométricas los materiales pueden adquirir nuevas, diferentes o realzar sus propiedades físicas, químicas y biológicas. Actualmente, la nanotecnología es un campo de la ciencia con un área de investigación en la que convergen diferentes disciplinas como: Química, Física, Biología, Medicina, Ingeniería, entre otras, debido a sus múltiples aplicaciones, las cuales han aumentado considerablemente con el paso de los días (Mendoza & Rodríguez, 2007).

Los nanomateriales también conocidos como materiales nanoestructurados son uno de los productos más comunes de la nanotecnología. Están disponibles en diferentes formas incluyendo partículas, fibras, láminas y películas. Generalmente se utilizan tres aproximaciones principales para la síntesis de nanomateriales: 1) métodos biológicos, 2) métodos químicos (*Bottom-up*) y 3) métodos físicos (*Top-down*) (Zanella, 2012).

El método de *electrospinning* también conocido como electrohilado es uno de los métodos de *bottom-up* más utilizados para el desarrollo de nanomateriales, debido a su simplicidad y escalabilidad industrial. Se utiliza para producir fibras de tamaño micro y nanométrico a partir de una amplia variedad de materiales, generalmente polímeros naturales y sintéticos (Gómez-Muñoz *et al.*, 2023). La técnica consiste en someter una solución polimérica mediante un campo eléctrico, al sobrepasar la tensión superficial de la solución, se forma una estructura conocida como el cono de Taylor en la punta del capilar, a partir del cual, se generan fibras continuas que son expulsadas hacia el colector, mientras se vapora el disolvente (López Peña, 2019).

Sin embargo, la calidad de las nanofibras producidas por la mayoría de los equipos de electrohilado no es uniforme. En los equipos de electrohilado que utilizan colectores rotativos, las causas principales de este fenómeno apuntan a la falta de regulación de fuerza del dispositivo durante el proceso de bobinado y la carencia de un sistema de control en los parámetros temperatura y humedad relativa (Geng & Xu, 2020).

Por ello, ante esta situación, la presente propuesta de tesis plantea diseñar y construir una máquina de electrohilado, implementando dos sistemas de control: 1) para el movimiento

rotacional y traslacional de un colector rotativo de tipo tambor; 2) para el ajuste de la temperatura dentro de la cámara de electrohilado, con la finalidad de mantener parámetros estrictos durante el proceso.

1.1 Planteamiento del problema

En la actualidad la demanda para la creación de nanofibras poliméricas mediante la técnica de electrohilado ha estado aumentando continuamente debido a su diversidad de aplicaciones. Sin embargo, la calidad de las nanofibras producidas por la mayoría de los equipos de electrohilado que utilizan colectores rotativos no es uniforme. La causa principal de este fenómeno es la falta de regulación en la fuerza del dispositivo de recolección, específicamente, durante el proceso de bobinado de las nanofibras poliméricas, donde el diámetro cambia constantemente, provocando a su vez la posibilidad de tensión; una tensión demasiado pequeña en el hilado puede implicar una deformación excesiva de la membrana de las nanofibras, formando pliegues. Por el contrario, si la tensión es demasiado grande la membrana de las nanofibras se estirará y se deformará o inclusive puede llegar a romperse. Todo esto conduce a la diferente calidad de las nanofibras recolectadas antes y después.

Un segundo problema que enfrentan los equipos de electrohilado relacionado con la calidad de las nanofibras es la carencia de controles ambientales críticos, específicamente la falta de un control preciso sobre la temperatura y la humedad relativa dentro de la cámara de deposición. La falta de control de estos dos parámetros recae en la tasa de evaporación del disolvente durante el procesamiento del electrohilado y un incremento en la aparición de imperfecciones en la microestructura de las nanofibras poliméricas creadas. Estos inconvenientes afectan directamente en el uso de las nanofibras poliméricas designadas para el área médica, debido a que perjudican la funcionalidad y eficacia de éstas para sus posibles aplicaciones.

Por ello, ante esta situación, la presente tesis plantea diseñar y construir una máquina de electrohilado en configuración horizontal, implementando a su vez la creación de un diseño de un sistema de control en el movimiento rotacional y traslacional de un colector rotativo de tipo tambor, con la finalidad de regular su fuerza de éste. De igual manera se implementará un sistema de control para los parámetros de temperatura y humedad relativa, con la finalidad de obtener una deposición de fibras alineadas más consistentes y libres de defectos en el colector al mantener parámetros estrictos durante el proceso de producción, con el fin de cumplir los estándares de calidad de las nanofibras poliméricas para sus posibles aplicaciones médicas.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Diseñar y construir una máquina para la fabricación de nanofibras poliméricas, en configuración horizontal, para aplicaciones médicas.

1.2.2 Objetivo específico

- Seleccionar los componentes de una máquina de electrohilado, en configuración horizontal, para la fabricación de nanofibras poliméricas.
- Implementar un sistema de control en el movimiento rotacional y traslacional del colector.
- Implementar un sistema de control de parámetros ambientales de temperatura y humedad relativa para mejorar el proceso de producción y calidad de las nanofibras poliméricas.
- Determinar el tipo de polímero y disolvente a utilizar, considerando la biocompatibilidad y biodegradabilidad de éstos para su uso en el área médica.
- Caracterizar las nanofibras poliméricas obtenidas.

1.3 Hipótesis

El diseño e implementación de un sistema de control para el movimiento rotacional y traslacional del colector dará como resultado nanofibras de diámetros constantes y de configuración alineada en el colector.

El diseño e implementación de un sistema de control para los parámetros ambientales (temperatura y humedad relativa), permitirá manipular la tasa de evaporación del disolvente al mantener parámetros estrictos durante el proceso de producción y por ende prevenir la aparición de defectos en la nanofibra.

1.4 Justificación

En cuanto a sistemas de control implementados en equipos de electrohilado, han sido muy pocos, por lo cual hay un área de oportunidad para mejorar la calidad de las fibras poliméricas obtenidas. Por ello, el beneficio esperado al diseñar e implementar un sistema de control en el movimiento rotacional y traslacional del colector rotativo de tipo tambor es poder regular la velocidad durante el proceso de bobinado. El propósito es estabilizar la tensión producida, esperando obtener como resultados una deposición de fibras en el colector con un diámetro constante durante toda la muestra. La finalidad, es que las propiedades y composición obtenidas no varíen en un segmento de la nanofibra producida. Asimismo, la implementación de un sistema para el ajuste de temperatura dentro de la cámara de electrohilado, permitirá manipular la tasa de evaporación del disolvente y contribuir a la formación de un cono de Taylor y un chorro más estable.

La consideración de estos parámetros garantizara los estándares de calidad de las nanofibras poliméricas producidas para sus posibles aplicaciones médicas, dado que la obtención de nanofibras alineadas, diámetros constates y libres de defectos son de crucial importancia, debido a la capacidad de éstas para mimetizar la estructura biológica, promover la adhesión celular y la regeneración tisular, controlar la liberación de fármacos y mejorar las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en dispositivos y terapias médicas.

1.5 Estructura de la tesis

La estructura de este trabajo se divide en seis capítulos subsecuentes que siguen el formato mostrado a continuación:

En el Capítulo 2 se abordan los fundamentos del proceso de electrohilado, incluyendo su principio de funcionamiento, componentes, parámetros relevantes y tipos de nanofibras. Además, se presenta el estado del arte sobre las máquinas utilizadas y sus aplicaciones médicas.

En el Capítulo 3 se detalla el diseño e instrumentación del prototipo de electrohilado, incluyendo sus sistemas mecánicos, eléctricos y de control.

En el Capítulo 4 se describe el desarrollo experimental, desde la preparación de la solución de PVA y los parámetros de electrohilado, hasta las técnicas empleadas para la caracterización de las fibras, como espectroscopía Raman y microscopía electrónica de barrido.

En el Capítulo 5 se presentan y analizan los resultados obtenidos. Se incluyen los estudios por elementos finitos de los componentes del prototipo y la caracterización morfológica y estructural de las fibras producidas.

En el Capítulo 6 se exponen las conclusiones generales del trabajo, las principales aportaciones del proyecto y algunas recomendaciones para trabajos futuros.

Finalmente, en los anexos se incluyen los códigos de programación utilizados en Arduino para el control del prototipo, así como los diseños CAD de las piezas desarrolladas.

Capítulo

2

Análisis de fundamentos

2.1 Marco conceptual

2.1.1 Electrohilado

El proceso de *electrospinning*, también conocido como electrohilado es una técnica de hilado que utiliza un enfoque de fuerza electrostática utilizado para la fabricación de fibras, generalmente, a partir de una solución de polímero. Las fibras producidas con este método tienen un rango de diámetro que va desde nanómetros a micrómetros, rangos en los que es posible encontrar características únicas, entre las que se encuentran: un área superficial grande en relación con el volumen, flexibilidad en la superficie, alta porosidad, poros interconectados y un rendimiento mecánico superior comparado con otras formas ya conocidas del material. Estas características hacen que las fibras obtenidas por este método, sean óptimos candidatos para una variedad de aplicaciones (Li W. *et al.*, 2002; Jiang *et al.*, 2005; Li C. *et al.*, 2006; Tong *et al.*, 2012). Sin embargo, este proceso está fuertemente influenciado por varios factores los cuales se describirán más adelante.

2.1.2 Componentes principales del proceso de electrohilado

La configuración para el proceso de electrohilado convencional es simple y se compone principalmente de los siguientes elementos (Figura 2.1) (Roa Rodríguez, 2017)

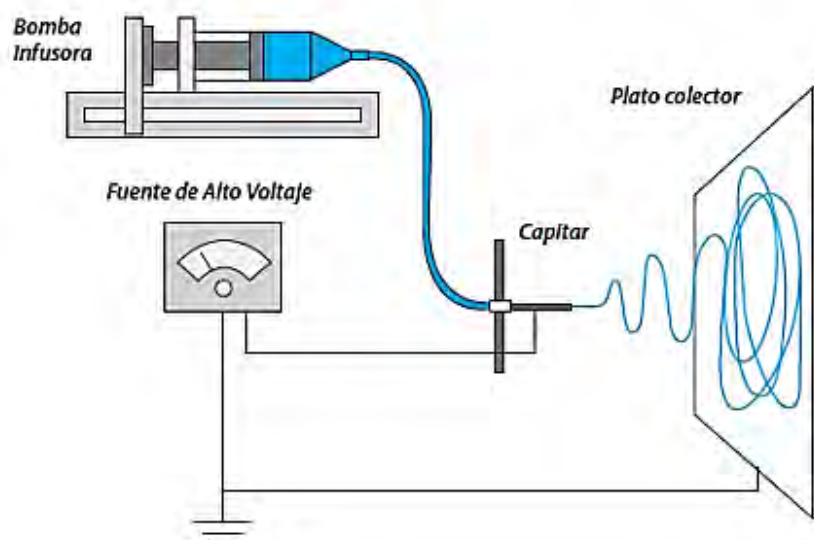


Figura 2.1 Diagrama esquemático de los componentes principales para el proceso de electrohilado (Sánchez, 2013).

1. **Fuente de alto voltaje:** fuente principal de alimentación, la cual puede ser de corriente continua o corriente alterna. Esta fuente incluye dos electrodos, uno conectado al lugar de salida de la solución (capilar) y el segundo directamente al colector.
2. **Bomba de infusión o elemento actuador lineal:** conformado por una jeringa, éste a su vez se encarga de producir un caudal constante que transfiere la solución polimérica.
3. **Capilar o hilera:** encargado de expulsar la solución polimérica, generalmente se utiliza una aguja hipodérmica con punta roma.
4. **Plato colector:** tiene la función de sustrato conductor, sobre el cual las fibras son depositadas posteriormente a la evaporación del disolvente, pudiendo ser estos rotativos o estáticos.
5. **Cámara protectora con ventilación integrada:** necesaria debido al uso de algunos disolventes utilizados, el polímero puede liberar olores nocivos.

2.1.3 Principio de funcionamiento del electrohilado

El electrohilado es un fenómeno electrohidrodinámico en el que las fibras se forman extrayendo un chorro de polímero bajo un campo eléctrico elevado. Para lograr esto, se requiere un polímero líquido en el punto de partida (jeringa o cono), que puede ser una solución/emulsión de polímero o un polímero fundido. En consecuencia, se pueden distinguir los métodos de electrohilado en solución, emulsión y fusión (Collins *et al.*, 2012). Una vez se tiene el polímero líquido en el lugar de punto de partida, se aplica un voltaje alto (algunas decenas de kV) y una corriente muy baja, con la finalidad de crear un potencial electrostático. La forma más común de generar un potencial electrostático es aplicar un voltaje positivo a la solución de polímero (generalmente en el capilar), mientras que el colector de está conectado a tierra o cargado negativamente (Figura 2.2A)). No obstante, las nanofibras también se pueden electrohilar con el método inverso cuando el colector está cargado positivamente y el capilar conectado a tierra o cargado negativamente (Figura 2.2 B)), sin embargo, se descubrió que era un método inferior en términos tanto de propiedades de la fibra como de productividad (Wu *et al.*, 2012).

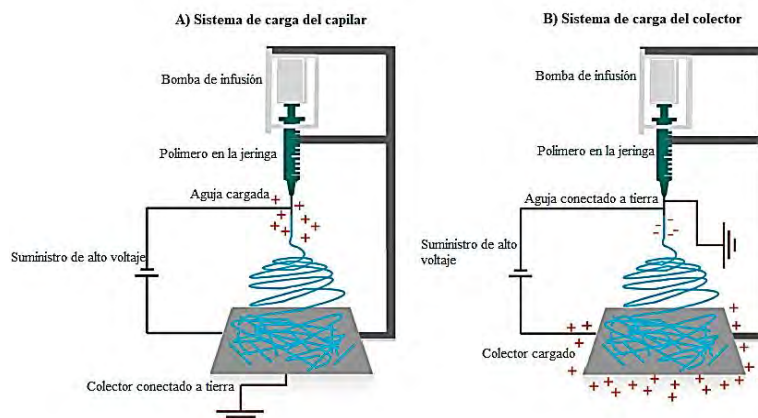


Figura 2.2 Diagrama esquemático de los sistemas de carga en electrohilado (Uhljar & Ambrus, 2023).

La gota de un polímero tiende a ser esférica en ausencia de voltaje (Figura 2.3a). Sin embargo, cuando se aplica un voltaje, el campo eléctrico actúa sobre el polímero y lo deforma (Figura 2.3b). Durante el proceso de electrohilado cuando se aplica el potencial eléctrico, las cargas se acumulan promoviendo la formación de una gota en la punta del capilar. A medida que la intensidad del campo electrostático se incrementa, la forma se alarga para crear una forma conocida como cono de Taylor (Ramakrishna *et al.*, 2005). Éste es generado únicamente cuando la tensión superficial se equilibra con las cargas localizadas generadas por la fuerza electrostática (Figura 2.3c). Cuando la fuerza electrostática puede superar la tensión superficial, un fino chorro de polímero cargado es expulsado desde la punta del cono de Taylor (Figura 2.3d).

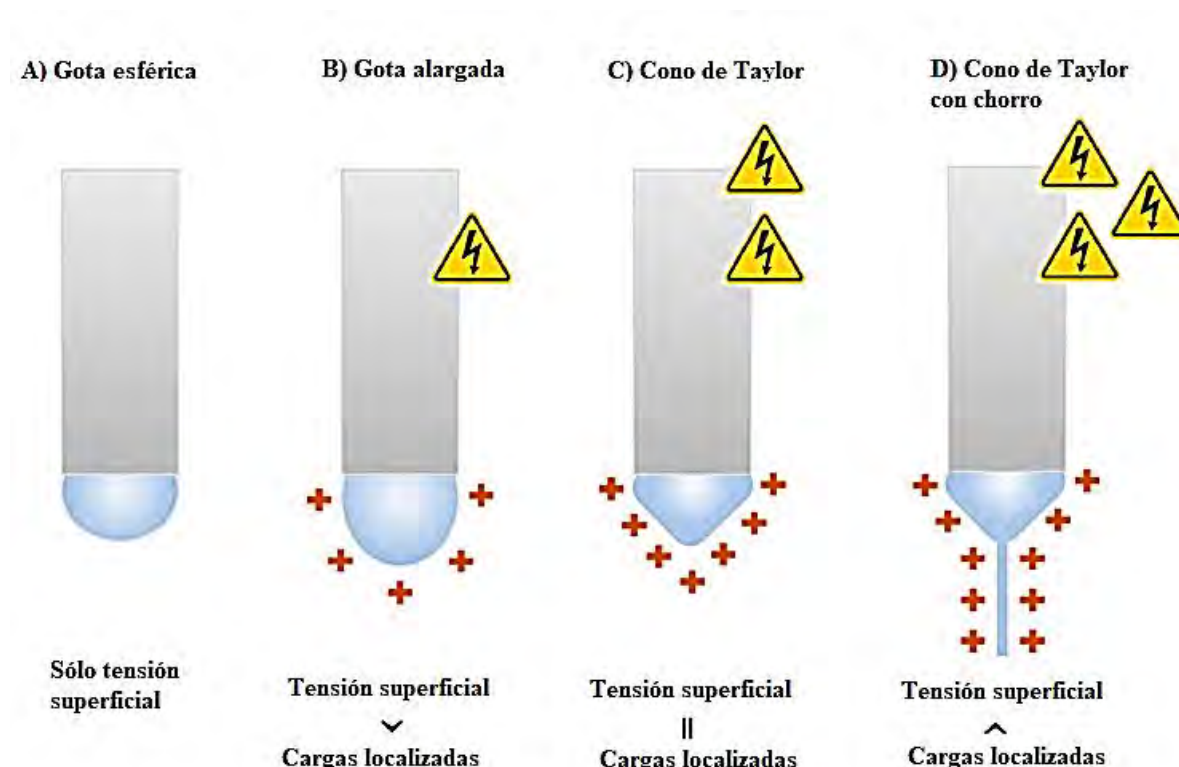


Figura 2.3 Diagrama esquemático de la formación del cono de Taylor a medida que aumenta el alto voltaje (A) Sin el campo eléctrico, la gota colgante tiene forma esférica. (B) Las cargas localizadas son inducidas por la fuerza eléctrica y alargan la gota. (C) La formación del cono de Taylor se produce cuando la tensión superficial se equilibra con las cargas localizadas. (D) Expulsión del chorro de polímero cargado del cono de Taylor debido al aumento adicional del alto voltaje (Uhljar & Ambrus, 2023).

Posteriormente, el chorro tiende a descargarse, por lo que viaja en el aire hacia el colector conectado a tierra o con carga opuesta, donde se produce la deposición de fibras. La fuerza cohesiva suficiente que existe en el polímero estabiliza el chorro y le permite alargarse, estirarse, azotarse y adelgazarse mientras viaja, a su vez que el disolvente se evapora (Lannutti *et al.*, 2007). Luego de ser extraídas del colector, algunos autores sugieren mantener las fibras en vacío para eliminar el disolvente remanente (Jiang *et al.*, 2005; Zhao *et al.*, 2007; Ravichandran *et al.*, 2012).

2.1.4 Parámetros que afectan al proceso de electrohilado

Existen tres parámetros que afectan al proceso de electrohilado: parámetros de proceso, parámetros de solución y parámetros ambientales. El control de estos parámetros permite obtener fibras electrohiladas con diferentes morfologías y con una minimización de defectos, además de controlar la morfología, orientación y el tamaño de poros, entre otros (Figura 2.4).

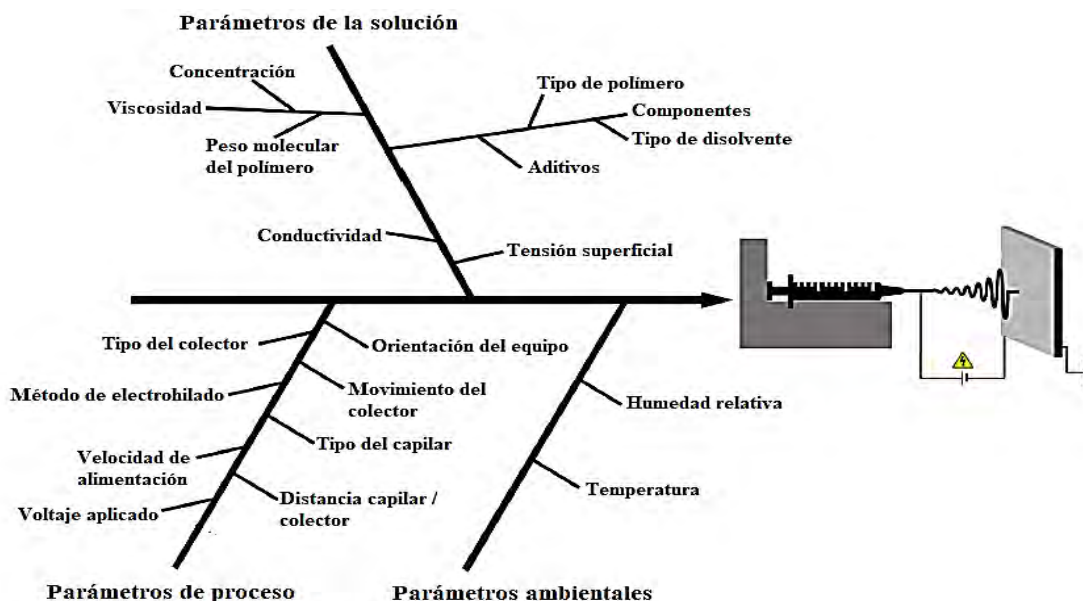


Figura 2.4 Diagrama esquemático de los parámetros que afectan la producción de nanofibras por electrohilado (Uhljar & Ambrus, 2023).

2.1.4.1 Parámetros de proceso

Los parámetros de proceso se encargan de ajustar y mejorar las condiciones operativas del electrohilado. Estos incluyen: voltaje aplicado, velocidad de alimentación, distancia entre el capilar y el colector, tipo de colector y orientación del equipo.

2.1.4.1.1 Voltaje aplicado

El efecto del voltaje en el diámetro de las fibras electrohiladas sigue siendo un tema de debate. Usualmente, se emplean voltajes de 10 a 30 kV. Algunos estudios sugieren que voltajes altos aumentan el diámetro de las fibras y la probabilidad de formación de gotas, además de generar múltiples chorros secundarios que provocan fibras no uniformes (Figura 2.5) (Tong & Wang, 2012; Wu *et al.*, 2012). Sin embargo, otros estudios indican que voltajes más altos producen fibras más delgadas debido a la repulsión de carga y el mayor estiramiento del polímero (Lee *et al.*, 2004). Es notable que voltajes excesivos también pueden acelerar el chorro hacia el colector debido a la mayor diferencia de potencial, reduciendo el tiempo de vuelo necesario para el estiramiento del líquido polimérico, lo que a su vez puede resultar en fibras con un diámetro mayor (Zhang *et al.*, 2005).

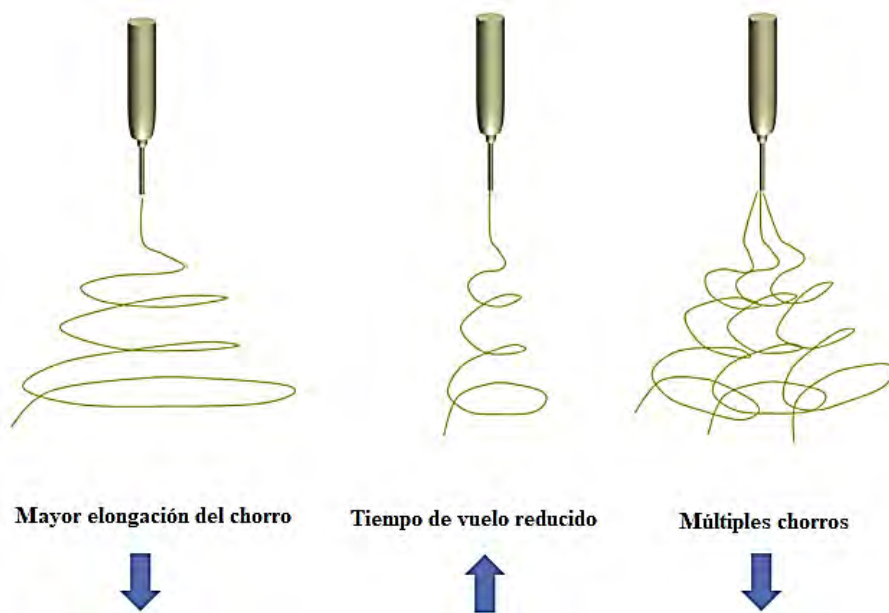


Figura 2.5 Influencia del voltaje aplicado en el proceso de electrohilado (Teo, 2015).

2.1.4.1.2 Velocidad de alimentación

La velocidad de entrega de la solución de polímero y la intensidad del chorro están influenciadas por el caudal de polímero dentro de una jeringa. A un caudal óptimo, la distribución del diámetro de las fibras es más uniforme, mientras que cualquier desviación puede aumentar la variabilidad del diámetro (Zargham *et al.*, 2012). Generalmente, caudales bajos favorecen un cono de Taylor más estable, permitiendo una evaporación gradual de la solución y evitando la formación de defectos (Yuan *et al.*, 2004). Sin embargo, si la velocidad de alimentación es insuficiente, el caudal no alcanza la velocidad de estiramiento necesaria, lo que interrumpe el hilado y genera inestabilidad en el cono de Taylor, resultando en una mayor desviación del diámetro de las fibras (Zargham *et al.*, 2012). Por el contrario, caudales elevados pueden aumentar la producción, pero suelen afectar negativamente la morfología de las fibras, incrementando su diámetro y causando la formación de gotas debido a una elongación y secado insuficientes en el campo eléctrico. Esto también puede generar goteos periódicos de la solución, lo que da lugar a fibras perladas (Zong *et al.*, 2002; Ribeiro *et al.*, 2010; Milleret *et al.*, 2011; Zargham *et al.*, 2012).

2.1.4.1.3 Tipo de colector

El colector muestra un efecto significativo sobre la productividad y la disposición de las nanofibras y la estructura de las fibras recolectadas (Chanunpanich *et al.*, 2008; Stanger *et al.*, 2009; Adomaviciute & Stanys, 2011). El colector seleccionado puede influir en la productividad de las fibras debido a su influencia en la capacidad de las cargas sobre las fibras depositadas para ser conducidas a tierra, lo que a su vez afecta la cantidad de fibras que se recogen en el sustrato. Los colectores se pueden clasificar en dos tipos de configuraciones:

- 1) Colectores rotativos (Figura 2.6), son utilizados para la recolección de fibras electrohiladas alineadas a una velocidad determinada (Ding *et al.*, 2018).

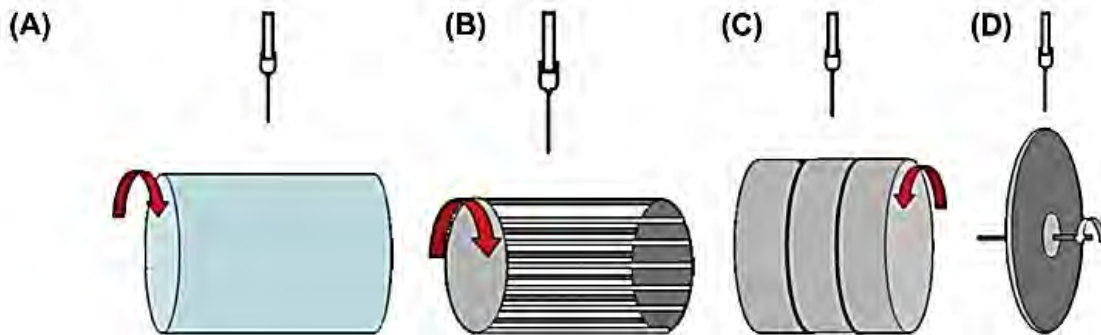


Figura 2.6 Diagramas esquemáticos de las configuraciones de electrohilado de colectores rotativos: (A) Mandril, (B) Recolector del tambor de alambre, (C) Tambor con alambre alrededor y (D) Disco giratorio (Long, *et al.*, 2019).

- 2) Colectores estáticos (Figura 2.7), son utilizados para controlar las estructuras de las fibras y recolectar nanofibras entrecruzadas en el centro (Li *et al.*, 2004).

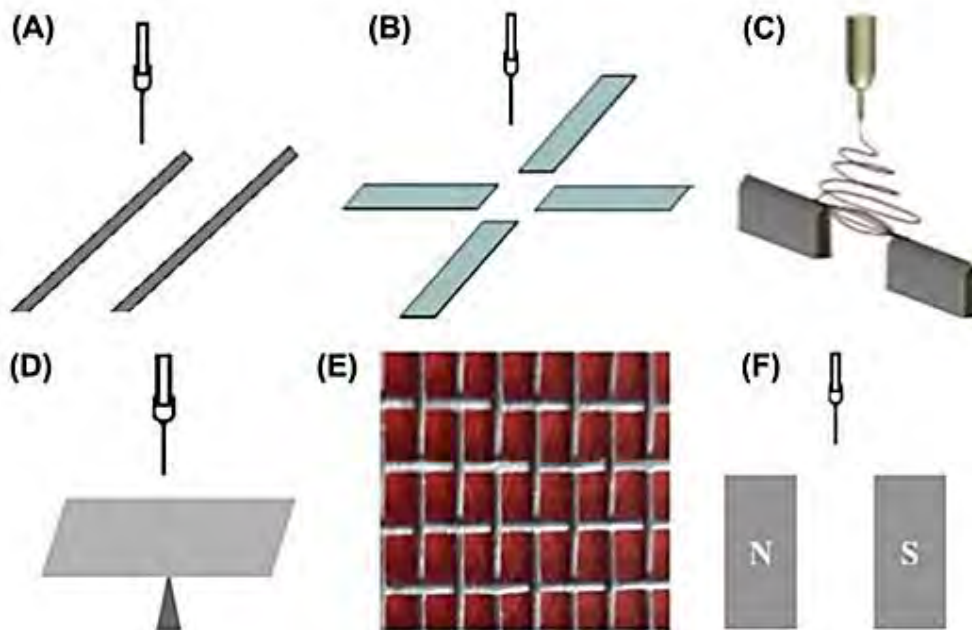


Figura 2.7 Diagramas esquemáticos de configuraciones de electrohilado con colectores estáticos: (A) Electrodes paralelos, (B) Conjunto de electrodos, (C) Electrodos en línea, (D) Colector de puntas metálicas, (E) Cuadrícula y (F) Campo magnético (Long, *et al.*, 2019).

De igual forma, el tipo de material con que esté hecho el colector o su recubrimiento en su superficie influyen en la deposición de las fibras. En el caso de un colector menos conductor, las fibras depositadas pueden retener algunas de sus cargas y esto repelerá la fibra entrante, reduciendo así la deposición de fibras y productividad (Chanunpanich *et al.*, 2008; Stanger *et al.*, 2009).

2.1.4.1.4 Movimiento del colector

En el caso de los colectores rotativos, el diámetro de la fibra también está influenciado por la velocidad de rotación del colector, y una mayor rotación da como resultado fibras de menor diámetro (Becker *et al.*, 2015). Esto se debe al estirado mecánico de la fibra a medida que se deposita en el colector. Sin embargo, se ha demostrado que un estiramiento excesivo produce estrechamiento y rotura de las fibras (Zussman *et al.*, 2003). Además, se descubrió que las velocidades de rotación tienen una influencia directa en las propiedades del material de la matriz diseñada.

2.1.4.1.5 Orientación del equipo

El equipo puede tener tres orientaciones diferentes dependiendo de las posiciones inicial y objetivo del chorro. La configuración del electrohilado puede ser horizontal (Figura 2.8A) o, en el caso de una disposición vertical (Figura 2.8B), de arriba hacia abajo o de abajo hacia arriba (Uhljar & Ambrus, 2023). No obstante, existe un inconveniente al trabajar en posición vertical de arriba hacia abajo, y es la posible salida de gotas de solución desde el capilar hacia el plato colector, las cuales pueden caer sobre las fibras depositadas, haciendo defectuosa su superficie e interrumpiendo el proceso (Sánchez *et al.*, 2013). El grado en que contribuyen la fuerza eléctrica y la fuerza gravitacional difiere entre las diferentes configuraciones. Aunque esto a menudo se pasa por alto, la fuerza gravitacional podría influir en la forma del cono de Taylor, la trayectoria del chorro, el diámetro de la fibra, la distribución y la eficiencia general del hilado (Uhljar & Ambrus, 2023).

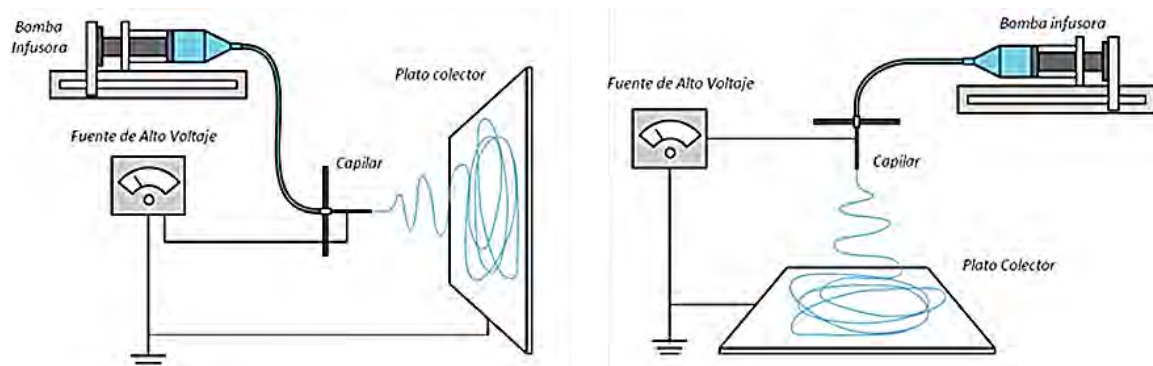


Figura 2.8 Diagrama esquemáticos de las orientaciones de los equipos de electrohilado: (A) Orientación vertical, (B) Orientación horizontal (Sánchez, 2013).

2.1.4.1.6 Distancia entre la boquilla del capilar y el colector

La distancia entre la boquilla del capilar y el colector influye directamente en el tiempo de vuelo del microchorro y en la intensidad del campo eléctrico aplicado, lo que impacta en la morfología y el diámetro de las nanofibras generadas. Este parámetro puede determinar si se produce una electropulverización o un electrohilado (Ki *et al.*, 2005; Montini *et al.*, 2015).

Una distancia corta genera un campo eléctrico más intenso, lo que acelera el microchorro y reduce el tiempo de vuelo. Como consecuencia, el disolvente puede no evaporarse completamente, resultando en la salida del polímero en forma de hilo o en la producción de

fibras con diámetros reducidos o planas (Li & Wang, 2013; Molfino *et al.*, 2020). En contraste, distancias mayores permiten que el chorro se elongue más, favoreciendo la formación de nanofibras más finas. Sin embargo, el debilitamiento del campo eléctrico en estas condiciones puede generar gotas, afectar la uniformidad de las fibras y, en algunos casos, provocar su ruptura debido a su propio peso (Molfino *et al.*, 2020; Sill & Von, 2008; Xue *et al.*, 2019). Además, el tipo de disolvente empleado influye en la distancia óptima. Para disolventes altamente volátiles, se recomiendan distancias más cortas, mientras que los de baja volatilidad requieren mayores distancias para permitir una evaporación adecuada. En general, se ha reportado que la distancia óptima en procesos de electrohilado oscila entre 10 cm y 25 cm (Uhljar & Ambrus, 2023).

2.1.4.2 Parámetros de solución

Los parámetros de solución se ocupan de los aspectos relacionados con la composición y las propiedades de la solución polimérica utilizada en el proceso de electrohilado. Estos incluyen concentración de la solución, disolvente, conductividad eléctrica y viscosidad.

2.1.4.2.1 Concentración de la solución

La concentración de la solución afecta significativamente la viscosidad de la solución y su tensión superficial. Con concentraciones altas, la viscosidad aumenta correspondientemente, lo que puede obstruir la punta del capilar y provocar un aumento en el diámetro de las fibras, e incluso la formación de microcintas en forma de hélice. Concentraciones bajas limitan el entrelazamiento de las cadenas poliméricas, resultando en la formación de fibras con formas de gotas en lugar de continuas (Li & Wang, 2013). Además, la baja concentración conlleva una disminución en la viscosidad y un aumento en las tensiones superficiales, lo que puede provocar electropulverización (Sill & Von, 2008; Molfino *et al.*, 2020). Por lo tanto, para obtener fibras continuas con un entrelazamiento óptimo de las cadenas poliméricas, la concentración de la solución debe mantenerse en un nivel adecuado (Colmenares *et al.*, 2017; Uhljar *et al.*, 2022)

2.1.4.2.2 Disolvente

La elección del disolvente es un parámetro esencial para obtener fibras uniformes. Debe garantizar la completa solubilidad del polímero y tener un punto de ebullición moderado para controlar la velocidad de evaporación y solidificación del chorro (Ohkawa *et al.*, 2004). Los disolventes altamente volátiles facilitan la solidificación rápida, produciendo fibras homogéneas y delgadas; no obstante, también pueden llegarse a solidificar en la punta del capilar, deteniendo el proceso. Disolventes con baja volatilidad pueden dejar las fibras húmedas, generando gotas en lugar de fibras. Entre los disolventes comúnmente utilizados se encuentran el alcohol, diclorometano, cloroformo, acetona, tetrahidrofurano, trifluoroetanol entre otros. Sin embargo, el agua, a pesar de ser un disolvente, no es ideal, debido a su alta constante dieléctrica, lo que aumenta el voltaje necesario para un electrohilado estable. La combinación de disolventes puede ser necesaria para optimizar el proceso, aunque esto puede afectar la porosidad de las fibras.

2.1.4.2.3 Conductividad eléctrica

La conductividad de la solución polimérica afecta tanto la formación del cono de Taylor como el diámetro de la fibra. Esta conductividad está determinada por el tipo de polímero, el disolvente y la adición de sales o tensioactivos. Las soluciones altamente conductoras tienden a producir fuerzas de tracción más intensas, generando fibras de diámetros más pequeños. Sin embargo, estas soluciones pueden volverse inestables bajo un campo eléctrico fuerte, lo que genera una variación significativa en los diámetros de las fibras. Una baja conductividad puede llevar a la formación de gotas en lugar de fibras uniformes. Para aumentar la conductividad, se pueden agregar tensioactivos o sales, lo que favorece la estabilidad del cono de Taylor y una reducción en el diámetro de la fibra. En la adición de sales se emplea una concentración máxima del 2%; superar este porcentaje provoca una inestabilidad en el chorro. Además, los polímeros naturales con propiedades polielectrolíticas pueden presentar desafíos en la formación de fibras durante el electrohilado (Montini *et al.*, 2015).

2.1.3.2.4 Viscosidad

El objetivo de la viscosidad es contrarrestar las fuerzas de estiramiento que se generan por la repulsión electrostática del microchorro cargado (Montini *et al.*, 2015). La viscosidad debe tenerse en cuenta tanto en el bombeo o impulso del polímero como en la formación del cono de Taylor. En viscosidades altas, las fibras tienden a tener un diámetro mayor y es menos probable la formación de gotas, lo que conduce a una apariencia más uniforme; sin embargo, viscosidades muy elevadas no permiten que se genere el cono de Taylor debido a la obstrucción en el capilar, impidiendo la expulsión del chorro. En viscosidades bajas, debido a la falta de entrelazamiento de las cadenas poliméricas, no se forman fibras continuas y el chorro se fragmenta en gotas, por lo que es necesario ajustar el valor de la viscosidad y de la concentración para conseguir el tamaño y las características morfológicas adecuadas de las fibras (Sukigara *et al.*, 2003). Por lo general el diámetro de las fibras tiende a aumentar con la viscosidad (Zhong *et al.*, 2002; Choi *et al.*, 2004). Como la viscosidad de la solución de polímero está relacionada con la concentración y el peso molecular del polímero utilizado, tanto el peso molecular más alto y una mayor concentración puede conducir a un aumento de la viscosidad del fluido (Mit-uppatham *et al.*, 2004). También, el agregar pequeñas cantidades de polielectrolitos, permite incrementar la viscosidad sin modificar la concentración (Montini *et al.*, 2015).

2.1.3.2.5 Concentración de la solución del polímero

La concentración de la solución afecta significativamente la viscosidad de la solución y su tensión superficial (Colmenares Roldán *et al.*, 2017; Uhljar *et al.*, 2022). La baja concentración conlleva una disminución en la viscosidad y un aumento en las tensiones superficiales, lo que puede provocar electropulverización, debido a que se limita el entrelazamiento de las cadenas poliméricas (Li & Wang, 2013). Con concentraciones altas, la viscosidad aumenta correspondientemente, lo que puede obstruir la punta del capilar y provocar un aumento en el diámetro de las fibras, e incluso la formación de microcintas en forma de hélice. Además, si la concentración está muy diluida con el disolvente, las fibras se

rompen antes de llegar al colector debido a la tensión superficial, (Sill & Von, 2008; Molfino *et al.*, 2020).

2.1.3.2.6 Tensión superficial

La tensión superficial en la solución polimérica es la fuerza principal que se debe vencer para conseguir el estiramiento del microchorro y producir las nanofibras. Ésta se ve afectada por muchos factores, incluido el peso molecular, la concentración de la solución, el tipo de disolvente y la temperatura; sin embargo, la adición de tensoactivos (surfactant) o el incremento de la concentración polimérica de la solución pueden reducir eficazmente la tensión superficial (Montini *et al.*, 2015; Nonato *et al.*, 2016). Cuando la tensión superficial es alta, va a existir mayor cantidad de cargas superficiales y tensión aplicada que se requerirá en el proceso. Cuando la tensión superficial es baja, hay menos probabilidad para la formación de perlas; no obstante, cuando esta es demasiado baja, el chorro será inestable y la distribución del diámetro será desigual (Cadafalch *et al.*, 2017; Ray *et al.*, 2017).

2.1.3.2.7 Tipo de disolvente

La elección del disolvente es un parámetro esencial para obtener fibras uniformes. Debe garantizar la completa solubilidad del polímero y tener un punto de ebullición moderado para controlar la velocidad de evaporación y solidificación del chorro (Son *et al.*, 2004; Ohkawa *et al.*, 2004; Bhardwaj & Kundu, 2010). Los disolventes altamente volátiles facilitan la solidificación rápida, produciendo fibras homogéneas y delgadas; no obstante, también pueden llegarse a solidificar en la punta del capilar, deteniendo el proceso. Disolventes con baja volatilidad pueden dejar las fibras húmedas, generando gotas en lugar de fibras. Entre los disolventes comúnmente utilizados se encuentran el alcohol, diclorometano, cloroformo, acetona, tetrahidrofurano y trifluoroetanol entre otros. Sin embargo, el agua, a pesar de ser un disolvente, no es ideal debido a su alta constante dieléctrica, lo que aumenta el voltaje necesario para un electrohilado estable. La combinación de disolventes puede ser necesaria para optimizar el proceso, aunque esto puede afectar la porosidad de las fibras.

2.1.3.2.8 Constante dieléctrica

Es la medida de capacidad para mantener las cargas eléctricas en la solución. Cuando la solución posea una mayor constante dieléctrica, las fibras uniformes se obtendrán con mayor facilidad con un diámetro medio menor. La constante dieléctrica de la solución polimérica va a variar al reemplazar el disolvente, o a su vez, una fracción del mismo disolvente que posea mayor o menor constante dieléctrica (Montini *et al.*, 2015).

2.1.4.3 Parámetros ambientales

Los parámetros ambientales comprenden las condiciones del entorno de trabajo durante el proceso de electrohilado. Esto incluye factores como la temperatura y la humedad.

2.1.4.3.1 Temperatura

El proceso de electrohilado normalmente se realiza a temperatura ambiente. No obstante, ésta afecta la tasa de evaporación del disolvente como la viscosidad de la solución; esto depende de cada solución polimérica. El aumento de temperatura incrementa la tasa de evaporación del disolvente lo que a su vez disminuye la viscosidad de la solución conduciendo a la disminución del diámetro de las fibras. En cambio, las bajas temperaturas tienden a aumentar la viscosidad de la solución, promoviendo la formación de fibras con mayores diámetros (Mit-uppatham *et al.*, 2004).

2.1.4.3.2 Humedad relativa

La humedad afecta directamente la morfología de las fibras, su diámetro, la porosidad y la tasa de evaporación del disolvente (Rogina, 2014). En una baja humedad, la tasa de evaporación del disolvente aumentará haciendo que el disolvente se seque más rápido, provocando un aumento en el diámetro, además de poder provocar una obstrucción en el capilar (Yuya *et al.*, 2010; Fashandi & Karimi, 2012; Golin, 2014). Una humedad elevada provoca un aumento en la porosidad de las fibras y un aumento adicional hará que los poros se conecten gradualmente entre sí. Sin embargo, un exceso de ésta puede provocar la descarga de la solución creando fibras con gotas, o llegar a producir una electropulverización (Cai *et al.*, 2013; Pelipenko *et al.*, 2015). El rango de humedad adecuado para la fabricación de nanofibras está entre 0% y 50% (Casper *et al.*, 2004).

2.1.5 Clasificación de las nanofibras electrohiladas

Las nanofibras electrohiladas se pueden clasificar en muchos tipos según diferentes métodos de clasificación: según su composición química, se pueden dividir en nanofibras inorgánicas, nanofibras orgánicas, nanofibras carbonosas y nanofibras híbridas inorgánicas-orgánicas. Según la morfología de las nanofibras (Figura 2.9), nanofibras columnares, nanofibras con cuentas, nanofibras porosas, nanofibras ranuradas, nanofibras *nanobelt*, nanofibras de nanogranos (Guo *et al.*, 2022).

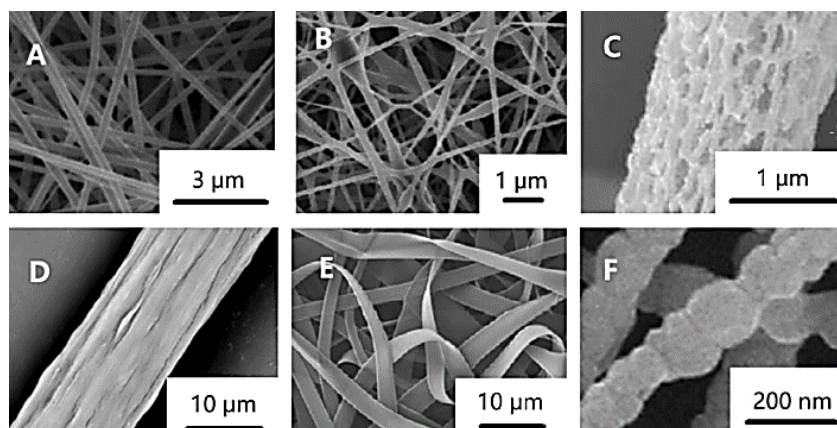


Figura 2.9 Clasificación de las nanofibras de acuerdo con su morfología: A) nanofibras columnares, B) nanofibras con cuentas, C) nanofibras porosas, D) nanofibras ranuradas, E) nanofibras *nanobelt*, F) nanofibras de nanogranos (Guo *et al.*, 2022).

Según la orientación de la fibra (Figura 2.10), nanofibras distribuidas aleatoriamente, nanofibras alineadas, nanofibras rizadas (Guo, Y. *et al.*, 2022).

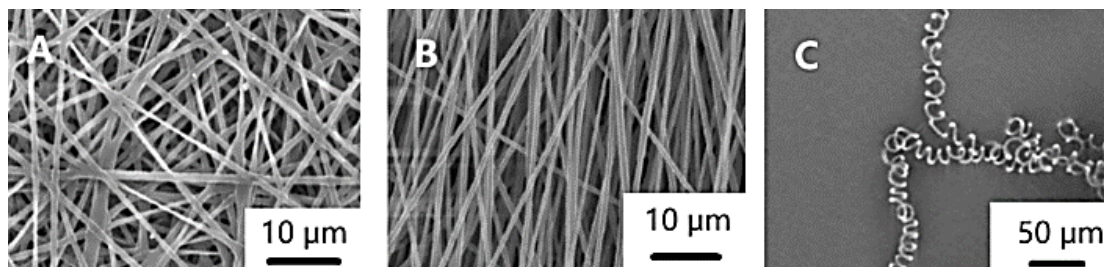


Figura 2.10 Clasificación de las nanofibras de acuerdo con su orientación: A) nanofibras distribuidas aleatoriamente, B) nanofibras alineadas, C) nanofibras rizadas (Guo *et al.*, 2022).

El electrohilado puede controlar la morfología, orientación y tamaño de los poros de las nanofibras ajustando los parámetros de proceso, solución y ambientales. Sin embargo, si los parámetros se ajustan adecuadamente, se pueden preparar nanofibras uniformes y sin perlas con un diámetro adecuado (Guo, Y. *et al.*, 2022).

2.2 Estado del arte

2.2.1 Máquinas de electrohilado

Hoy en día, el diseño e implementación de máquinas de electrohilado desempeñan un papel crucial para la fabricación de fibras poliméricas a una escala micrométrica o nanométrica, influyendo significativamente en diversos ámbitos científicos y tecnológicos. La importancia de estas máquinas radica en su capacidad para proporcionar un control preciso sobre el proceso de fabricación de nanofibras. Esto permite ajustar propiedades clave, como tamaño, forma y composición, lo que resulta fundamental para adaptar las nanofibras a aplicaciones específicas.

Anún, J. & Bagatello, F. en el 2018 plantearon el diseño e implementación de un equipo de electrohilado (Figura 2.11), con el objetivo de obtener fibras nanométricas de un polímero natural (gelatina) con hidroxiapatita, utilizando agua y etanol como disolvente. El equipo fabricado en este trabajo constó de cinco partes: 1) una bomba de infusión, el cual empleó un sistema de engranes y un motor paso a paso, 2) un circuito de alta tensión, construido mediante un *driver*, 3) una placa colectora, constituido de un disco metálico, acoplado a un riel de desplazamiento, con la finalidad de modificar la distancia del colector-capilar, 4) una fuente de alimentación, regulada de 0 a 50 V y 5) un sistema de control y censado, gestionado mediante dos placas Arduino conectadas a través de una comunicación serial. La primera placa se encargó de realizar los cálculos y ejecutar los parámetros del motor paso a paso destinado a la bomba de infusión, abarcando aspectos como la velocidad de flujo, el volumen total a infundir y la tensión deseada, mientras que la segunda placa se encargó de la interfaz del usuario a través de una pantalla LCD. De igual forma, se empleó la función de sensores para la medición de la temperatura y la humedad, utilizando específicamente un sensor DHT.



Figura 2.11 Máquina de electrohilado fabricado por Anún, J. y Bagatello, F., 2018.

Posteriormente, se realizaron pruebas del equipo para verificar su funcionalidad; la Tabla 2.1 muestra los parámetros óptimos utilizados para la fabricación de nanofibras y el diámetro obtenido. La Figura 2.12 muestra la morfología de las nanofibras obtenidas.

Tabla 2.1 Parámetros utilizados por Anún, J. y Bagatello, F.

Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/hr)	Voltaje (kV)	Diámetro (nm)
20	0.3	15	250-400

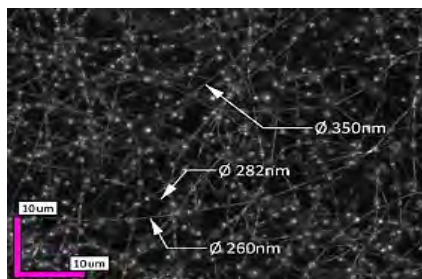


Figura 2.12 Morfología de las nanofibras obtenidas por Anún, J. & Bagatello, F., 2018.

De los trabajos realizados en el 2019, McCarty, R. & Giapis, K., construyeron una máquina de electrohilado (Figura 2.13) destinada a proporcionar entornos de prueba versátiles para explorar el proceso de electrohilado en diversas condiciones. El dispositivo no cumple con todas las características ideales. El diseño incluye un electrodo de tambor giratorio parcialmente sumergido en un baño líquido y un tambor colector giratorio directamente encima. Las limitaciones involucran un diferencial de alto voltaje (90 kV), tasas de producción competitivas (1 a 2 g por hora), alta velocidad del tambor colector, fabricación económica y consideraciones de seguridad. Se empleó una fuente de alimentación de bajo voltaje para controlar el motor de accionamiento de alta velocidad, mientras que el motor del electrodo inferior fue alimentado por un adaptador de corriente de CA a CC o por una fuente de alimentación variable de mesa de laboratorio.

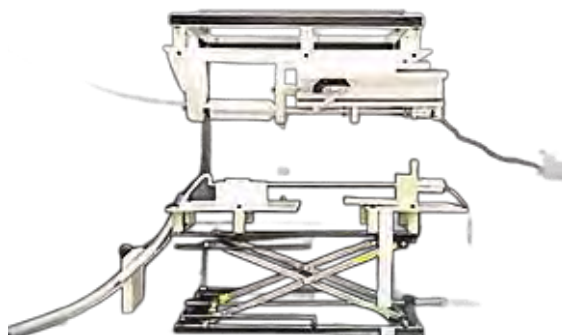


Figura 2.13 Máquina de electrohilado fabricado por McCarty, R. & Giapis, K., 2019.

Para las pruebas de rendimiento del electrohilado, se generaron las fibras empleando una solución compuesta por polivinilpirrolidona (PVP), CsH_2PO_4 , y como disolvente se utilizó una mezcla de agua y etanol. Los resultados revelaron variaciones en el diámetro a lo largo de la fibra, presentando un diámetro promedio de 120 nm y adoptando una morfología que se asemeja a una cinta (Figura 2.14). Cabe mencionar que, la distribución vertical de las fibras en la estera de fibra 3D dificultó un poco la recopilación de imágenes.

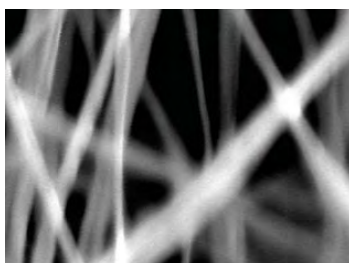


Figura 2.14 Morfología de las nanofibras obtenidas por McCarty, R. & Giapis, K., 2019.

No obstante, durante las pruebas de electrohilado, se observó la influencia significativa de la humedad relativa en el proceso. Soluciones viscosas mostraron sensibilidad a la humedad, con algunos problemas para iniciar conos de Taylor en condiciones de alta humedad, pero generando numerosas fibras en ambientes secos; por ello, se monitoreó el clima para planificar pruebas en condiciones óptimas y, durante períodos de alta humedad, se implementaron medidas como deshumidificadores y dispositivos para controlar la humedad elevando la temperatura del aire.

Ese mismo año, Revia, R. *et al.*, diseñaron y construyeron un equipo de electrohilado portátil (Figura 2.15) destinado a aplicaciones cosméticas para la alopecia. El equipo constó de dos convertidores de alto voltaje de corriente continua a corriente continua (CC-CC) para generar señales de alto voltaje positivas y negativas. Estos convertidores amplificaron una señal de bajo voltaje entre 1 y 10 V para producir señales de alto voltaje entre 1 y 10 kV. La generación de señales de bajo voltaje se logró mediante una unidad de control ATmega2560 en serie con un amplificador operacional no inversor y un opto acoplador. Una bomba de jeringa personalizada impulsó una solución de polímero hacia la fuente de alto voltaje, compuesta por una fuente de alimentación de 5 V CC, un motor paso a paso y un controlador de motor y componentes impresos en 3D. La estructura del dispositivo portátil de electrohilado

también se fabricó con una impresora 3D y filamento PLA. De igual forma, se diseñó una interfaz de usuario utilizando una placa de circuito impreso (PCB), una pantalla de cristal líquido de 24×2 caracteres y un codificador rotatorio. El dispositivo se alimentaba directamente de la red a 110 V CA a través de un adaptador dedicado de 24 V y 2,5 A, o con cuatro baterías de 9 V. Se empleó la energía del adaptador o de las baterías para activar dos reguladores de voltaje: uno de 12 V y otro de 5 V. Previo a la PCB, se incorporó un fusible de 2 mA para protección contra sobre corriente, según la fuente de alimentación utilizada.



Figura 2.15 Máquina de electrohilado fabricada por Revia, *et al.*, 2019.

Para demostrar la eficacia del aparato portátil de electrohilado, se hilaron seis soluciones de polímeros depositadas en papel aluminio. La Tabla 2.2 detalla las soluciones utilizadas, incluyendo tipo de polímero, disolvente, voltaje y diámetros de las nanofibras medidos por SEM. Las imágenes de SEM en la Figura 2.16 ilustran la morfología de las nanofibras obtenidas respectivamente por el equipo construido.

Tabla 2.2 Parámetros utilizado por Revia, R. *et al.*

Muestra	Polímero	Disolvente	Voltaje	Diámetro (nm)
A	Acetato de celulosa (CA)	Acetona/Agua	9	600 ± 180
B	Poli(alcohol vinílico) (PVA)	Tetrahidrofurano (THF)	10	85 ± 20
C	Poliacrilonitrilo (PAN)	Dimetilformamida (DMF)	7	570 ± 75
D	Poli(óxido de etileno) (PEO)	Agua	8	570 ± 100
E	Policaprolactona (PCL)	2,2,2-trifluoroetanol (TFE)	5	320 ± 55
F	Poli(fluoruro de vinilideno) (PVDF)	Dimetilformamida (DMF) /Acetona	10	170 ± 45

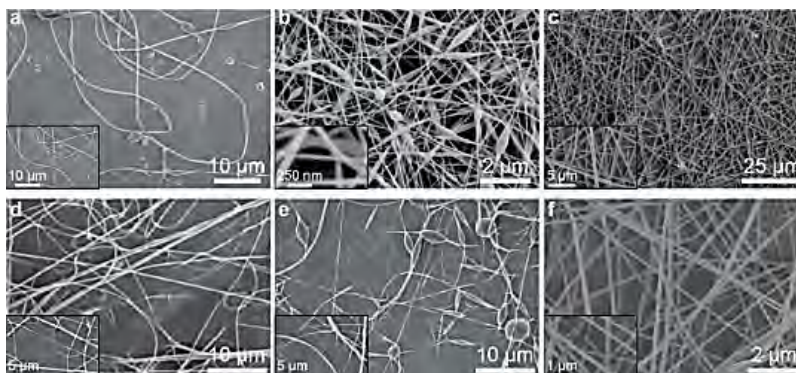


Figura 2.16 Morfología de las nanofibras obtenidas por Revia, *et al.*, 2019.

Posteriormente, Hodgyai, N. *et al.*, en el 2020, diseñaron y fabricaron un dispositivo de electrohilado de configuración de corona sin aguja (hilera de disco) (Figura 2.17), con la finalidad de reducir la tasa de evaporación de los disolventes empleados y mejorar la productividad de las nanofibras al formarse múltiples conos de Taylor en su superficie. El colector en este caso fue una cinta transportadora diseñada de tal manera que se pudiera ajustar el ángulo con respecto a la vertical, esperando dar muestras con un espesor más uniforme y en cantidades mayores. La velocidad de rotación de la hilera de disco y de la cinta transportadora se pudieron ajustar por separado mediante potenciómetros.

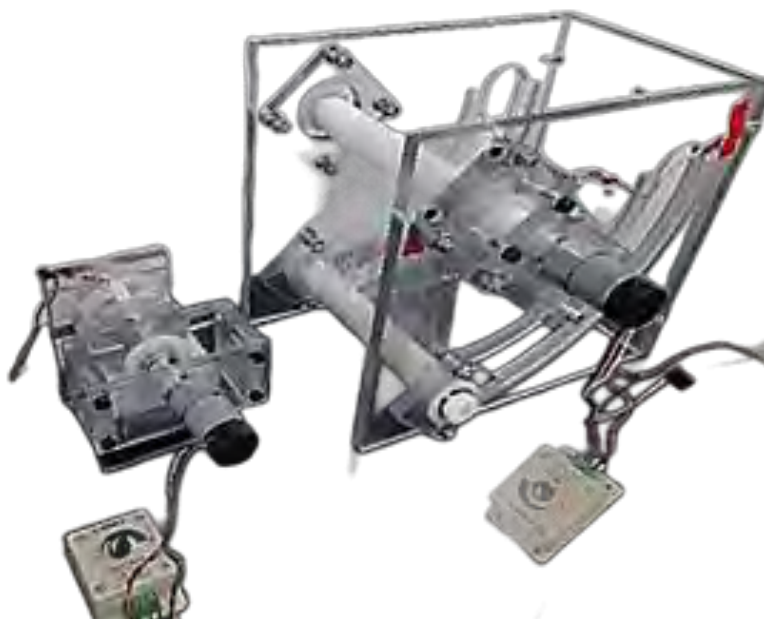


Figura 2.17 Máquina de electrohilado fabricada por Hodgyai, *et al.*, 2020.

Se llevaron a cabo ensayos de esta configuración mediante una solución compuesta de polivinilpirrolidona y se preparó en un sistema disolvente de etanol y agua. En primera instancia, se determinaron los parámetros de procesos óptimos para un método con aguja, con la finalidad de que sirviera de punto de referencia (

Tabla 2.3). En el caso del proceso de electrohilado sin aguja, los parámetros utilizados se muestran en la Tabla 2.4.

Tabla 2.3 Parámetros utilizados por Hodgyai, N. *et al.* (electrohilado con aguja)

Electrohilado con aguja				
Orientación del equipo	Colector	Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/hr)	Voltaje (kV)
Vertical	Placa plana	10	15	0.7

Tabla 2.4 Parámetros utilizados por Hodgyai, N. *et al.* (electrohilado sin aguja)

Electrohilado sin aguja					
Orientación del equipo	Colector	Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (rpm)	Voltaje (kV)	Velocidad colector (rpm)
Horizontal	Cinta transportadora	10	80	15	100

Los resultados obtenidos del electrohilado con aguja revelaron la apariencia de perlas que se encuentran principalmente a lo largo de las fibras (Figura 2.18a-izquierda). No obstante, éstas desaparecen con el aumento de la concentración y al 40% en peso (Figura 2.18b-izquierda). En el caso para el electrohilado sin aguja, la Figura 2.18a-derecha muestra perlas, que en su mayoría están a lo largo de las fibras, concluyendo que el resultado obtenido del electrohilado sin aguja es muy similar a los resultados del electrohilado con aguja. Los diámetros resultantes se muestran en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5 Resultados obtenidos por Norbert *et al.*

Método	Diámetro (nm)
Con aguja	349 ± 86
Sin aguja	446 ± 116

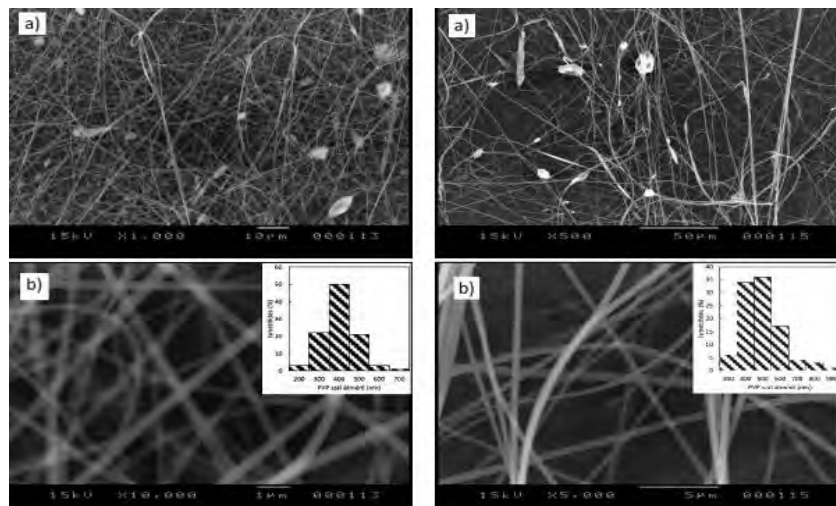


Figura 2.18 Morfología de las nanofibras obtenidas por Norbert *et al.*, 2020.

De igual forma, en el 2020, Ruiz S. diseñó y fabricó una máquina de electrohilado vertical (Figura 2.19). Utilizó una fuente de alto voltaje con un rango de 0 a 15 kV para generar nanofibras a partir del polímero polisiloxano. La máquina incorporó un sistema de ajuste de la distancia entre el capilar y el colector, accionado por aire y un pistón de simple efecto controlado electrónicamente mediante una electroválvula 5/3. En cuanto al sistema de inyección del polímero, se aplicó el mismo principio de movimiento para la mesa, utilizando aire para activar un pistón que presiona una jeringa y expulsa el polímero. La programación del panel de control de la máquina se llevó a cabo mediante una tarjeta de baquelita diseñada para conectarse a una tarjeta Arduino mediante un cable USB, con el fin de controlar tanto la electroválvula del sistema de inyección como el movimiento de la mesa. Además, el colector se construyó con madera y posteriormente se recubrió con tol galvanizado.

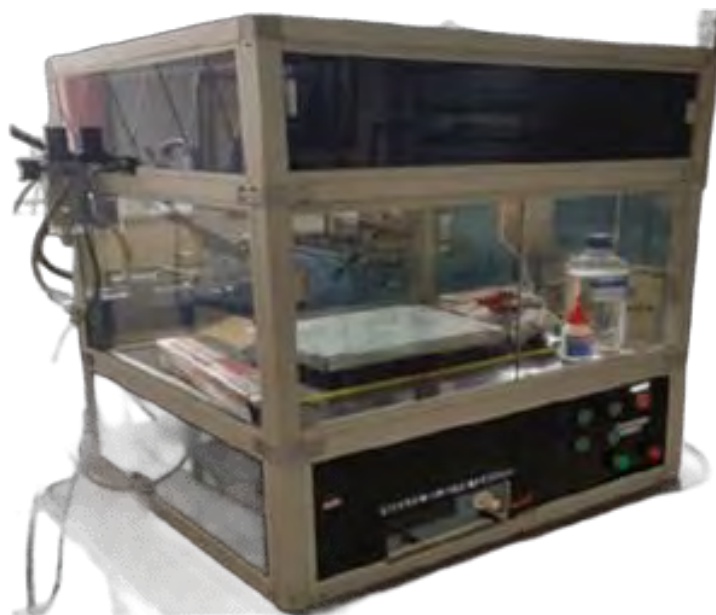


Figura 2.19 Máquina de electrohilado fabricada por Ruiz, 2020.

Para demostrar la eficacia del equipo se realizaron pruebas, utilizando polisiloxano mezclado con etanol como disolvente. La solución polimérica fue constituida de un 30% polímero y 70% disolvente. Después de varios análisis cualitativos y cuantitativos, se obtuvieron mejores fibras con un diámetro promedio de 0.73 μm . Los parámetros de proceso utilizados se muestran en la Tabla 2.6, así como la morfología obtenida en la Figura 2.20.

Tabla 2.6 Parámetros utilizados por utilizados por Ruiz S.

Orientación del equipo	Colector	Recubrimiento del colector	Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/hr)	Voltaje (kV)
Vertical	Placa plana	Papel aluminio	10	0.9	13

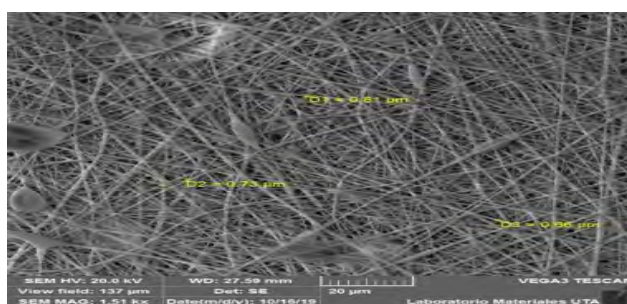


Figura 2.20 Morfología de las nanofibras obtenidas por utilizados por Ruiz, 2020.

De los últimos trabajos reportados del 2020, Sonntag, M. *et al.*, construyeron un equipo de electrohilado (Figura 2.21), con una configuración de impresión 3D FDM, implementando un control de tres ejes en tiempo real para mejorar la exactitud y la precisión en la deposición de nanofibras. El equipo constó de dos agujas alineadas verticalmente: una aguja extrusora de hilos y una aguja de conexión a tierra; ambas agujas fueron montadas en carros que se desplazaron de manera sincronizada a lo largo del eje x para mantenerlas alineadas. La aguja del electrohilado de acero inoxidable se conectó a una bomba de infusión mediante un tubo de PTFE y se conectó a una fuente de voltaje a través de un cable aislado. Además, se fabricó un estabilizador con forma de disco recubierto de plata fijado al extremo de la hilera con un desplazamiento de 2 mm desde la punta. Finalmente, un disco de tierra, cubierto con una lámina de aluminio en la superficie superior, se colocó a ras con la punta del suelo. Una placa cerámica porosa de alúmina silicato sirvió como colector entre el capilar y el dispositivo de conexión a tierra; la placa colectora, se suspendió sobre el suelo, y se movió a lo largo del eje y. El desplazamiento preciso entre la punta del capilar y la placa colectora se controló mediante el movimiento programado del carro del capilar a lo largo del eje z. Los movimientos en todos los ejes (x, y, z) fueron controlados por pares de motores paso a paso. El sistema fue controlado por control numérico por computadora (CNC) a través de una versión modificada de Marlin que interpretó el código G estándar.



Figura 2.21 Máquina de electrohilado fabricada por Sonntag, *et al.*, 2020

Se realizaron pruebas en el equipo utilizando una solución de poliéster policaprolactona (PCL) disuelta en una mezcla de cloroformo y N, N-Dimetilformamida. Todas las pruebas se realizaron con un voltaje aplicado de 10 kV a 15 kV y un caudal de 0,5 ml/h, obteniendo un diámetro promedio de 120.8 ± 3.33 nm. La Figura 2.22 ilustra la morfología de las nanofibras obtenidas por el equipo construido.

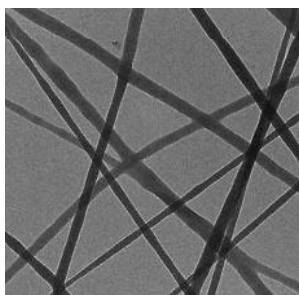


Figura 2.22 Morfología de las nanofibras obtenidas por Sonntag, *et al.*, 2020.

Los resultados obtenidos del equipo demostraron una reducción significativa en la desviación del punto central, mejorando la precisión en la deposición de fibras; la preservación de la ultraestructura característica de nanofibras y la capacidad de generar fácilmente esteras de nanofibras en capas, siguiendo patrones y formas 2D básicos.

En el 2021, Baltazar B. desarrolló un diseño de un sistema mecatrónico de bajo costo para la producción de micro y nano fibras (Figura 2.23), conformado por la unión física y el funcionamiento sistemático de un generador de alto voltaje, una bomba de infusión tipo jeringa, un subsistema de posicionamiento, un subsistema de recolección y un subsistema de interacción con el usuario. La máquina contó con dos niveles y un compartimiento lateral. El primer nivel estaba destinado para el cableado eléctrico y los sistemas integrados que no tenían necesidad de ser visualizados en todo momento, como la bomba de infusión tipo jeringa y el generador de alto voltaje. En el segundo nivel se ubicaron los subsistemas de

recolección y posicionamiento con base en una máquina CNC casera; este nivel estuvo protegido del exterior por una compuerta de cristal templado translúcido. Cabe mencionar que la conexión entre el generador de alto voltaje y el subsistema de posicionamiento y recolección se dio a través de un cable blindado de alto voltaje.



Figura 2.23 Máquina de electrohilado fabricada por Baltazar, 2021.

Referente al subsistema de recolección se compuso de un cilindro colector rotatorio, un eje escalonado, un motor, un encoder y de la estructura soporte. El subsistema de recolección utilizó un microcontrolador Arduino dedicado solo para el desarrollo del control de velocidad PI (proporcional-integrador) del cilindro colector y recibir señales de control desde otro microcontrolador, funcionando como un controlador esclavo. La función primordial del sistema de recolección fue supervisar y regular las revoluciones por minuto (RPM) del cilindro colector. Dada la prioridad de este parámetro de producción, se diseñó un sistema de control de velocidad de lazo cerrado proporcional integral que se presenta en la Figura 2.24.

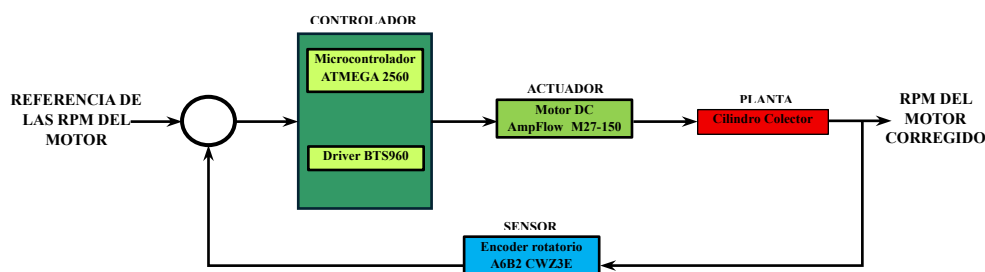


Figura 2.24 Lazo de control de las RPM del motor por Baltazar, 2021.

Por otro lado, el subsistema de posicionamiento se compuso por una estructura soporte elaborada con base en placas de polipropileno. Está constituida de dos niveles, el primero para el desplazamiento en la dirección X y el segundo para la dirección Y. la transmisión del movimiento fue mediante un motor paso a paso. De igual forma, se implementó un sistema de control para este subsistema, enfocado en establecer un método eficaz para verificar y corregir la posición de la aguja eyectora a medida que avanza en las direcciones X y Y. Dada la relevancia de este parámetro, se ha decidido implementar un sistema de control de posición de lazo cerrado (Figura 2.25 y Figura 2.26).

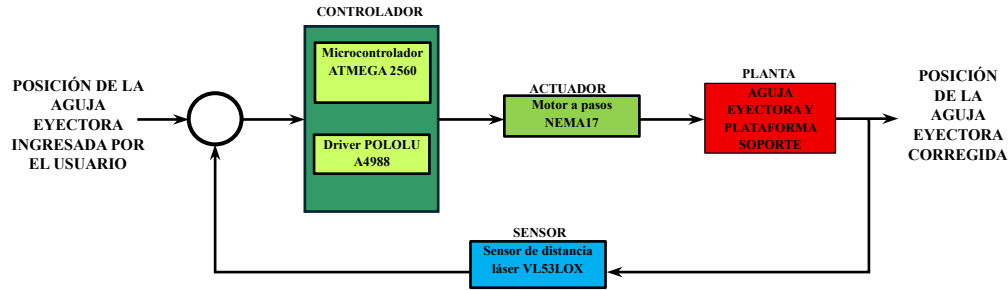


Figura 2.25 Primer lazo de control de la posición en Y de la aguja eyectora por Baltazar, 2021.

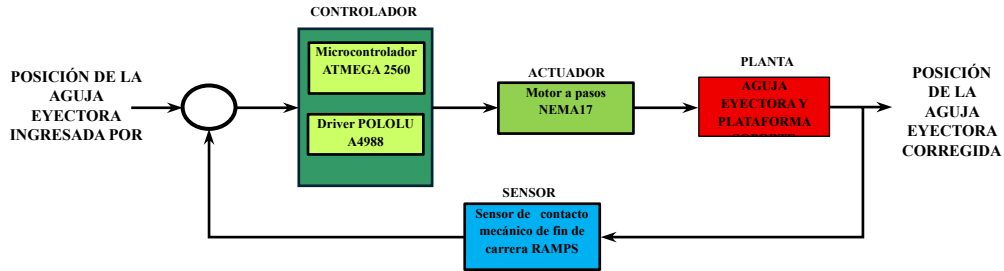


Figura 2.26 Segundo lazo de control de la posición en X de la aguja eyectora por Baltazar, 2021.

Finalmente, el subsistema de interacción con el usuario o panel de control se conforma por un conjunto de componentes electrónicos de entrada y salida de datos que permitieron controlar el flujo de energía eléctrica en la máquina de manera parcial o total, así como controlar la iluminación interna de la cabina, el funcionamiento del subsistema de recolección y del subsistema de posicionamiento.

De igual forma, en el 2021, Owida, H. *et al.*, diseñaron y construyeron un sistema de electrohilado de bajo costo y seguro con capacidades similares a las del dispositivo de electrohilado estándar (Figura 2.27). Dicho dispositivo en esencia constó de tres partes principales: 1) fuente de alimentación de alto voltaje (HVPS), 2) bomba de jeringa y 3) un colector. El HVPS propuesto proporcionó una señal de CC de hasta 9000 voltios con un sistema de medición integrado para el voltaje de salida. La bomba de jeringa se diseñó mediante impresión 3D, la cual fue impulsada por un motor paso a paso y fue compatible con una pantalla táctil programada con un controlador Arduino. El colector consistió en una placa rectangular de aluminio de 4×10 cm; además se diseñó una base para el colector con la finalidad de permitir cambiar la distancia entre el colector y la punta de la aguja de la jeringa. Posteriormente, se diseñaron dos circuitos electrónicos: 1) un sistema de medición de HVPS y 2) un controlador para la velocidad de alimentación de la bomba de jeringa, estos diseñados mediante PBC. Como sistema de seguridad se implementó un gabinete de acrílico para cubrir el dispositivo completo.



Figura 2.27 Máquina de electrohilado fabricada por Owida, *et al.*, 2021.

Para probar el dispositivo de electrohilado, se fabricaron mallas de nanofibras, mediante una solución de ácido poliláctico (PLA) al 2%, disolviendo gránulos de PLA en una mezcla de cloroformo y disolventes de N, N-Dimetilformamida. Los parámetros óptimos de proceso utilizados para la síntesis de las nanofibras se muestran resumidas en la Tabla 2.7

Tabla 2.7 Parámetros utilizados por Owida, H. *et al.*

Orientación del equipo	Colector	Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/hr)	Voltaje (kV)
Vertical	Placa plana	15	0.025	8

Los resultados dieron nanofibras sin imperfecciones, no obstante, el diámetro de las nanofibras obtenidas mediante SEM varió entre 328 nm y 718 nm. Posteriormente, se seleccionaron 15 nanofibras al azar para calcular el diámetro promedio, que fue de 523 nm, el cual consideran los autores como aceptable comparado con estudios anteriores. La Figura 2.28 muestra la morfología de las nanofibras mencionadas anteriormente.

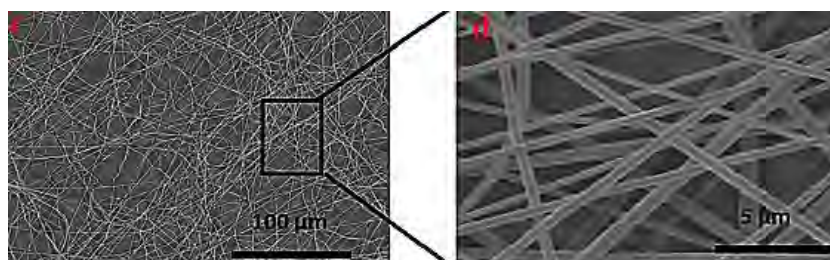


Figura 2.28 Morfología de las nanofibras obtenidas por Owida, *et al.*, 2021.

Otro trabajo relacionado con el objetivo de crear una máquina de electrohilado de bajo coste y seguro con capacidades similares a las del dispositivo de electrohilado estándar, fue realizado por Wijayanti, I. *et al.*, en el 2022 (Figura 2.29). La máquina constó de una fuente de alimentación variable de alto voltaje (HVVPS) que pudo producir una salida de voltaje DC desde 0 V hasta 30 kV con una corriente máxima de 1 mA. Así mismo, se implementaron dos motores de corriente continua (CC): uno para actuar como émbolo en la jeringa y otro

para enrollar las nanofibras en el colector. Además, se incorporó un motor paso a paso como componente para la infusión del polímero, destacando por su alto torque, precisión de velocidad y potencia. El colector fue de tipo tambor, el cual utilizó un motor CC compacto con una capacidad de rotación de 12,000 RPM. El soporte de la jeringa presentó tres ranuras y una barra transversal con un tornillo de avance como mecanismo de bloqueo, lo que brindó una versatilidad en la fabricación de nanofibras. De igual forma, se incorporó una tapa de material acrílico con mango articulado para abrir y cerrar, minimizando así el riesgo de electrocución y priorizando la seguridad del usuario. Además, la máquina operó con modos compatibles con Arduino. El procedimiento para el funcionamiento de la máquina incluye la configuración del tamaño de la aguja, la velocidad del flujo y el mecanismo de anulación para ajustar la posición del émbolo de la jeringa según sea necesario; finalmente, los botones de inicio y parada se utilizaron para controlar el proceso.

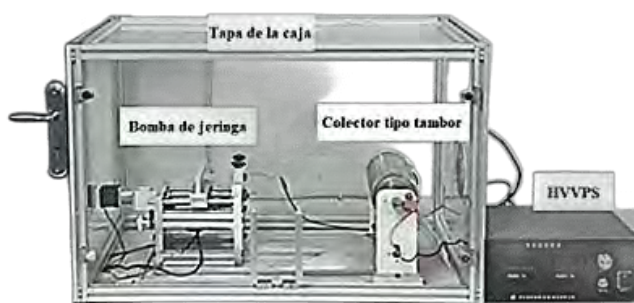


Figura 2.29 Máquina de electrohilado fabricada por Wijayanti, I. *et al.*, 2022.

Para la fabricación de las nanofibras, se preparó una solución utilizando alcohol polivinílico (PVA) completamente hidrolizado y agua destilada. Los parámetros de procesos se muestran en la Tabla 2.8. Los resultados dieron fibras con un diámetro de 10 nm y 500 nm; no obstante, el diámetro promedio de las nanofibras producidas fue de 170 nm. La Figura 2.30 muestra la morfología de las nanofibras obtenidas por el equipo.

Tabla 2.8 Parámetros utilizados por Wijayanti, I. *et al.*

Orientación del equipo	Colector	RPM	Distancia capilar/colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/hr)	Voltaje (kV)
Horizontal	Rodillo	200	15	2	15

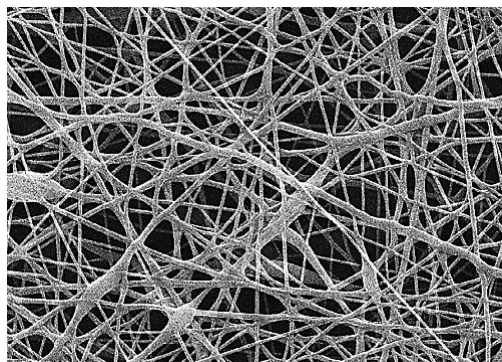


Figura 2.30 Morfología de las nanofibras obtenidas por Wijayanti, *et al.*, 2022.

2.2.2 Aplicaciones de las nanofibras en la medicina

Las nanofibras producidas mediante electrohilado se utilizan como andamios que actúan como sistemas de entrega de medicamento de manera controlada en la ingeniería de tejidos para la reparación y regeneración de órganos o tejidos. Debido a sus características, como alta porosidad y gran área superficial, estas propiedades las hacen similares a la estructura de la matriz extracelular (ECM); sin embargo, el diámetro, la porosidad y el mecanismo de unión del fármaco de las nanofibras afectan la tasa de liberación del fármaco. La aplicación del electrohilado en ingeniería de tejidos se centran en áreas como los huesos, piel, vasos sanguíneos y nervios, esto se debe a las ventajas que presentan las nanofibras producidas, tales como una alta capacidad de carga de fármacos, una resistencia mecánica notable, y facilidad de modificación entre otras. Cabe recalcar que los andamios en medicina deben tener como características la biodegradabilidad, biocompatibilidad, no toxicidad, que en conjunto conducen a la maduración y proliferación celular (Zhao, H. *et al.*, 2020). La Tabla 2.9 y Tabla 2.10 muestran de manera resumida los avances que se han realizado en la aplicación del electrohilado en ingeniería de tejidos referente a creación de andamios para reparación y regeneración de tejido óseo y cutánea respectivamente.

Tabla 2.9 Andamios para reparación de tejido óseo

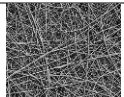
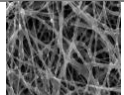
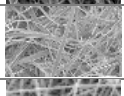
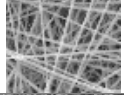
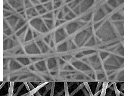
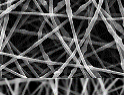
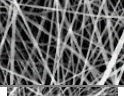
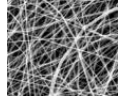
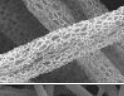
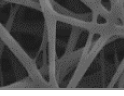
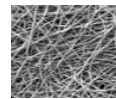
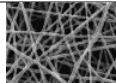
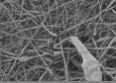
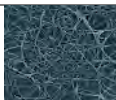
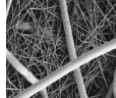
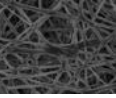
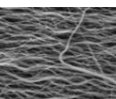
Material	Disolvente	Tipo de colector	Recubrimiento del colector	Distancia capilar / colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/h)	Voltaje (kV)	Diámetro	Morfología	Autor
Poli (ácido láctico-co-glicólico) (PLGA) / β -fosfato tricálcico (β -TCP)	Dimetilformamida (DMF) / Dicloroetano (DCE)	Placa plana de aluminio	Papel aluminio	25	1	18	727.1 ± 150.5 nm		(Castro, V. <i>et al.</i> , 2020)
Polímero de policaprolactona (PCL) / Fosfato de nanomagnesio (nMP) / Nanohidroxiapatita (nHA) / Poliglicerol hiperramificado (HPG)	Dimetilformamida (DMF) / Cloroformo (CHCl ₃)	Placa plana de aluminio	Papel aluminio	11	0.5	9 a 12	608 ± 120 nm		(Perumal, G. <i>et al.</i> , 2020)
Zeína / Éter de trimetilolpropano triglicídilo (TMPGE)	Etanol (EtOH) / Agua (H ₂ O)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	25	2.5	17 - 20	1.82 ± 0.42 μ m		(Cardenas, T. <i>et al.</i> , 2020)
Seda de fibroína (SF) / Poli(ácido láctico-co-caprolactona) (PLCL) / Hormona paratiroidea (PTH)-Fc	1,1,1,3,3,3-Hexafluoro-2-propanol (HFIP)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	12 a 15	1	12 a 15	556.45 ± 78.9 nm		(Yin, L. <i>et al.</i> , 2020)
Quitosano / Óxido de polietileno (PEO) / Nanotubos de Halloysita (HAL)	Agua (H ₂ O)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	15	1.2	19 - 26	72.07 ± 3.30 154.87 ± 6.77 nm		(Govindasamy, K. <i>et al.</i> , 2020)
Poli (3-hidroxibutirato) (PHB) / Queratina	Dimetilformamida (DMF) / Cloroformo (CHCl ₃)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	25	0.96	13	840 ± 30 nm		(Naderi, P. <i>et al.</i> , 2020)
Ácido poliláctico (PLA) / Nanotubos de carbono de paredes múltiples (MWCNT)	Dimetilformamida (DMF) / Dexametasona (DEX) / Polietilenglicol (PEG) hidrofílico	Mandril giratorio de aluminio	Papel aluminio	12	1	15	661 ± 243 nm		(Wang, S. <i>et al.</i> , 2021)
Poli(ϵ -caprolactona) (PCL) / Quitosano (CS) / Nanopartículas de hidroxiapatita (nHA)	Dimetilformamida (DMF) / Cloroformo (CHCl ₃)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	13	1.4	17	320 ± 145 nm		(Sani, I. <i>et al.</i> , 2021)
Acetato de celulosa (CA)	Tetracloruro de carbono (CCl ₄) / Acetona	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	10	3	7	115 ± 30 μ m		(Laboy, L. <i>et al.</i> , 2022)
Acetato de polivinilo (PVA) / Poli (3-hidroxibutirato-co-4-hidroxibutirato) (P34HB)	Diclorometano	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	10	1	14	2.16 ± 0.27 μ m		(Yang, L. <i>et al.</i> , 2022)

Tabla 2.10 Andamios para reparación cutánea

Material	Disolvente	Tipo de colector	Recubrimiento del colector	Distancia capilar / colector (cm)	Velocidad de alimentación (ml/h)	Voltaje (kV)	Diámetro	Morfología	Autor
Poli(ϵ -caprolactona)-Gelatina (PCL-Gel)/paritulas de Óxido de magnesio (MgO)	1,1,1,3,3,3-Hexafluoro-2-propanol (HFIP)	Disco giratorio metálico	Papel aluminio	22	2	24	$470 \pm 25 \mu\text{m}$		(Ababzadeh, S. <i>et al.</i> , 2020)
Poli(ϵ -caprolactona) / Extracto de Althea Officinalis (AO) / Gelatina	Ácido fórmico (AF) / Ácido acético (AA)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	10	0.3	15 - 17	$183 \pm 28 \text{ nm}$		(Ghaseminezhad, K. <i>et al.</i> , 2020)
Poli (ϵ -caprolactona) (PCL) / Vidrio bioactivo (BG) Bioglass (45S5)	Ácido acético (AA)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	11	0.6	15	$1.0 \pm 0.7 \mu\text{m}$		(Sergi, R. <i>et al.</i> , 2020)
Poli(sebacato de glicerol) (PGS) / Poli(ϵ -caprolactona) (PCL) / Vidrio bioactivo (BG) de silicato (13-93) y borosilicato (13-93BS)	Ácido acético (AA)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	11	0.4	15	$1.7 \pm 0.9 \mu\text{m}$		(Luginina, M. <i>et al.</i> , 2020)
Acetato de Polivinilo (PVA) / Alginato de sodio (SA)	Agua desionizada	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	30	1	30	$300 \pm 5 \text{ nm}$		(Jadbabaei, S. <i>et al.</i> , 2021)
Poli-3-hidroxibutirato (PHB) /Gelatina (Ge) de piel bovina tipo B	Cloroformo / Ácido acético (AA)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	15	0.5	25	$375 \pm 179 \text{ nm}$		(Sanhueza, C. <i>et al.</i> , 2021)
Poliuretano (PU) / Poli (L-lactida-co-caprolactona) (PLCL) / Carboximetilquitosano (CMCS)	Cloroformo (TCM) / N,N-dimetilformamida (DMF)	Tambor giratorio de acero inoxidable	Papel aluminio	15	1.2	15	$320 \pm 65 \text{ nm}$		(Gao, X. <i>et al.</i> , 2022)
Poli(ϵ -caprolactona) (PCL) / Alginato de sodio (SA)	Diclorometano (DCM) / Monooleato de sorbitán (SPAN 80) / Agua desionizada	colector de discos paralelo	Papel aluminio	10	0.8	20	$3.6 \pm 0.12 \mu\text{m}$		(Echeverria, M. <i>et al.</i> , 2022)

Capítulo

3

Máquina de electrohilado

En el presente capítulo se aborda el diseño e instrumentación del prototipo de la máquina de electrohilado. Se presenta una visión general del conjunto de sistemas que fueron implementados, describiendo su funcionamiento dentro del equipo. Asimismo, se detallan las especificaciones de los componentes mecánicos y electrónicos que conforman el prototipo, considerando aspectos como su compatibilidad, disponibilidad e integración.

3.1 Diseño del prototipo de la máquina de electrohilado

El diseño del prototipo de la máquina de electrohilado se llevó a cabo mediante SolidWorks, empleando modelado CAD 3D para la parametrización y validación geométrica (Figura 3.1). En este proceso, se integraron seis sistemas principales: (1) Sistema colector móvil, (2) Sistema bomba de infusión, (3) Sistema estructura, (4) Sistema de alto voltaje, (5) Sistema de visualización y (6) Sistema de temperatura y humedad. En los siguientes apartados, se detalla el desarrollo y las características técnicas de cada subsistema.

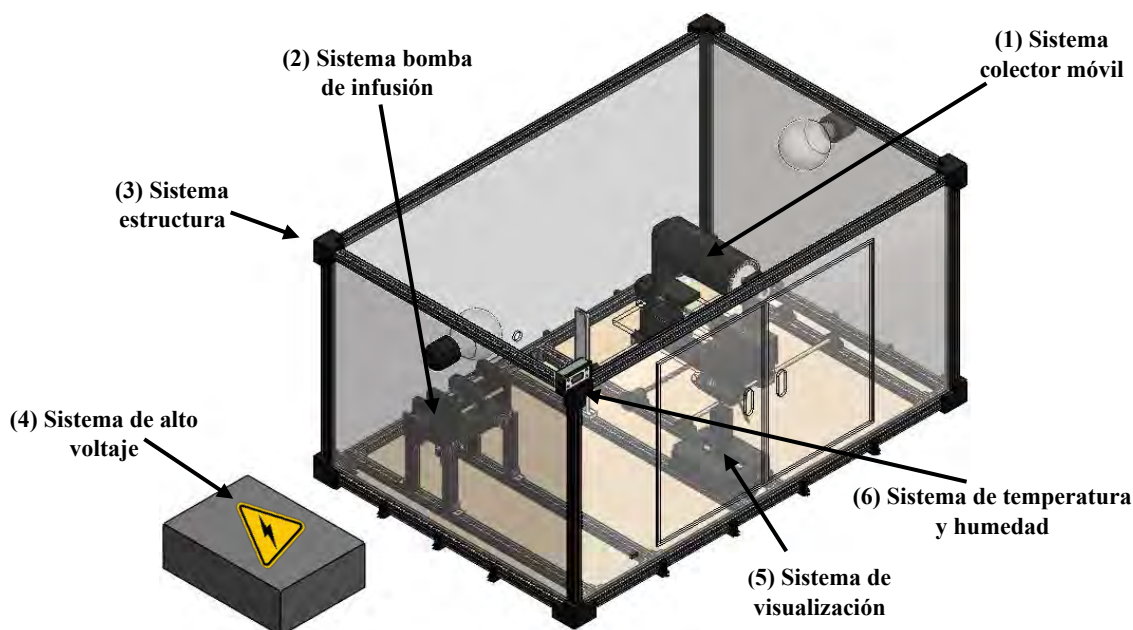


Figura 3.1 Vista isométrica del prototipo virtual de la máquina de electrohilado.

3.1.1 Sistema colector móvil

El sistema colector móvil se diseñó con la finalidad de garantizar una recolección controlada de las fibras generadas (Figura 3.2). Este sistema está conformado por 3 GDL:

1. Movimiento traslacional en el eje Y, que permite ajustar la distancia entre el capilar y el colector mediante un mecanismo compuesto, accionado manualmente por una manivela.
2. Movimiento traslacional en el eje X, accionado por un motor a pasos NEMA 17.
3. Un movimiento rotacional del cilindro (colector), impulsado por un segundo motor NEMA 17 a través de un sistema de poleas.

Como protección ante las cargas electrostáticas del sistema en general, se incorporaron cubiertas tanto en la región frontal del sistema como en el motor Nema 17, donde se localizan diferentes componentes metálicos que podrían afectar el comportamiento de recolección de fibras. Estas cubiertas están diseñadas e impresas en material PLA, el cual funciona como un aislante eléctrico.

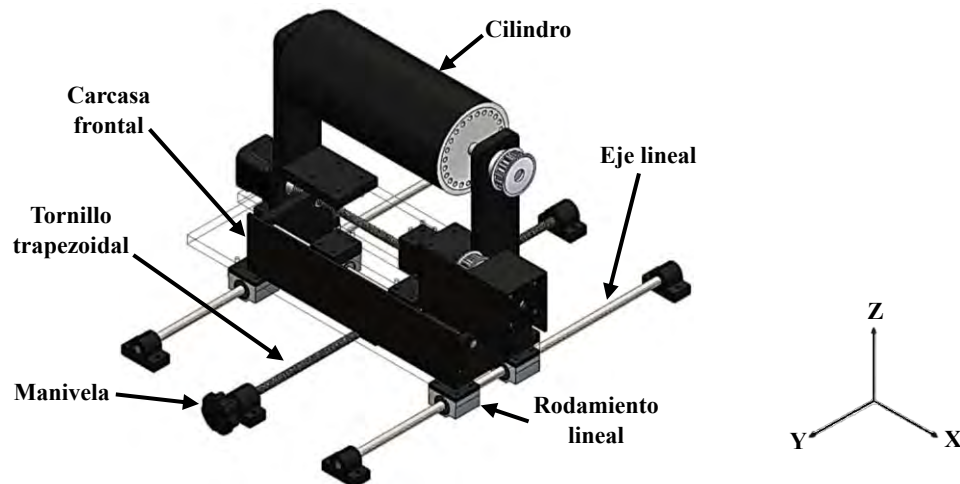


Figura 3.2 Vista isométrica del sistema colector móvil.

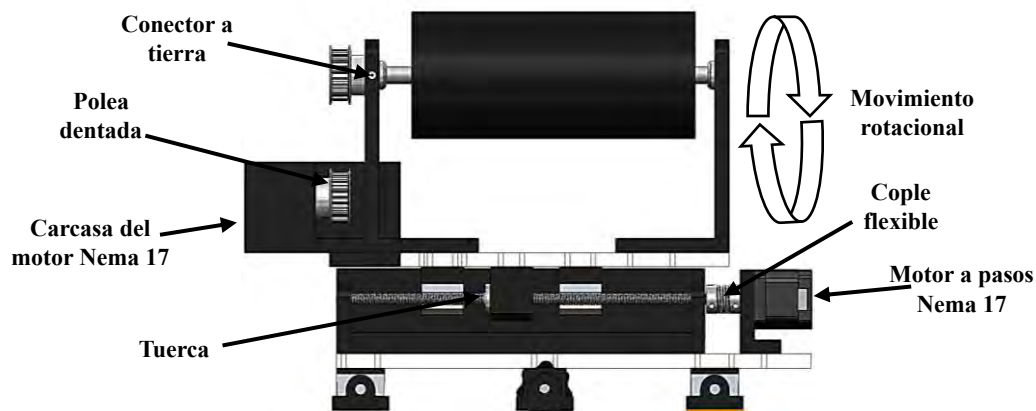


Figura 3.3 Vista trasera del sistema colector móvil.

3.1.2 Sistema bomba de infusión

El sistema de bomba de infusión fue diseñado para regular la velocidad de alimentación de la solución polimérica en el proceso de electrohilado (Figura 3.4). Este sistema cuenta con 1 GDL, manipulado por un motor a pasos NEMA 17, el cual está acoplado a un tornillo sin fin, permitiendo un movimiento lineal a lo largo del eje Y. Este sistema cuenta con ejes adicionales que permiten un movimiento uniforme y estable de los émbolos de las jeringas. El diseño permite utilizar de una a tres jeringas simultáneamente, posibilitando la ejecución de electrohilado uniaxial, coaxial o triaxial. Este sistema está montado sobre perfiles de aluminio, lo que permite ajustar la altura.

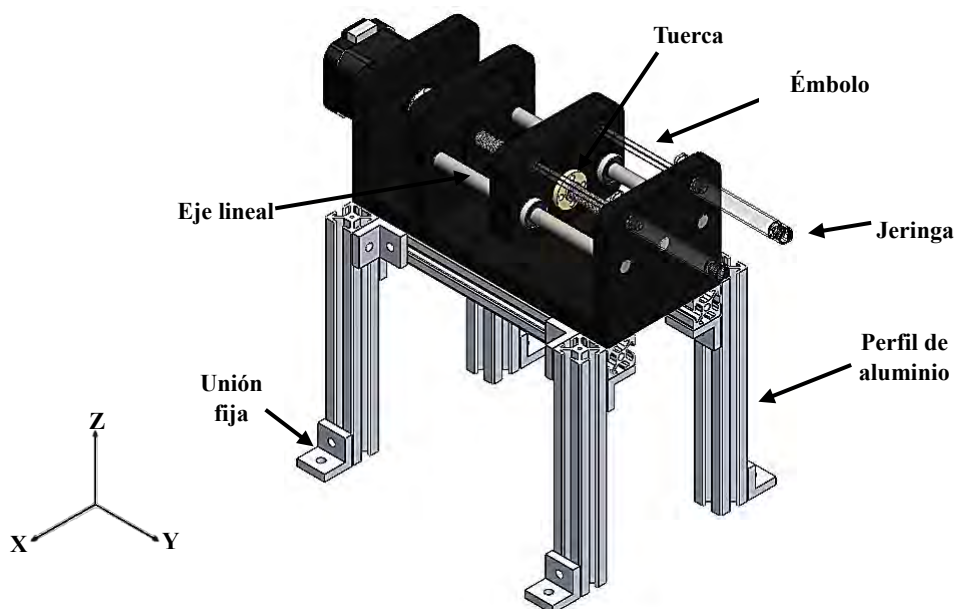


Figura 3.4 Vista isométrica del sistema bomba de infusión.

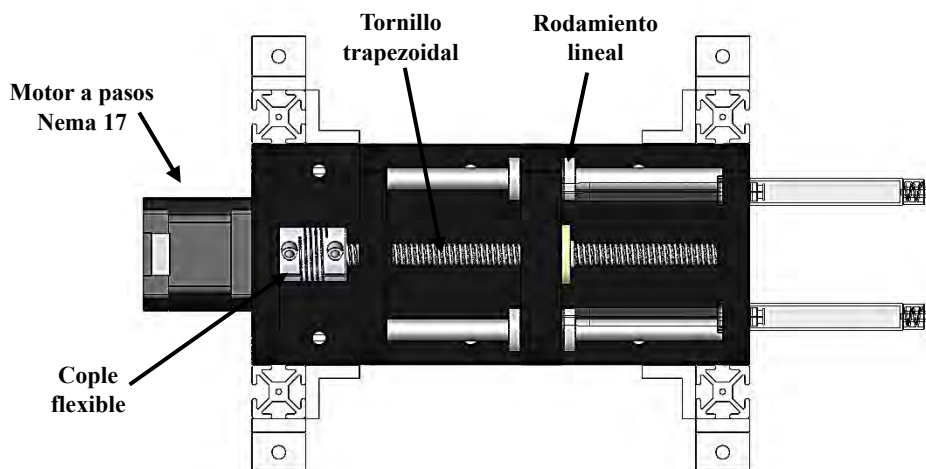


Figura 3.5 Vista superior del sistema bomba de infusión.

3.1.3 Sistema de visualización

El sistema de visualización tiene la función de monitorear en tiempo real la formación del cono de Taylor mediante un microscopio digital, permitiendo el ajuste de parámetros durante el proceso de electrohilado (Figura 3.6). Este sistema posee 1 GDL lineal en el eje X, permitiendo ajustar la distancia entre el microscopio digital y la punta del capilar mediante un mecanismo compuesto, accionado manualmente por una manivela.

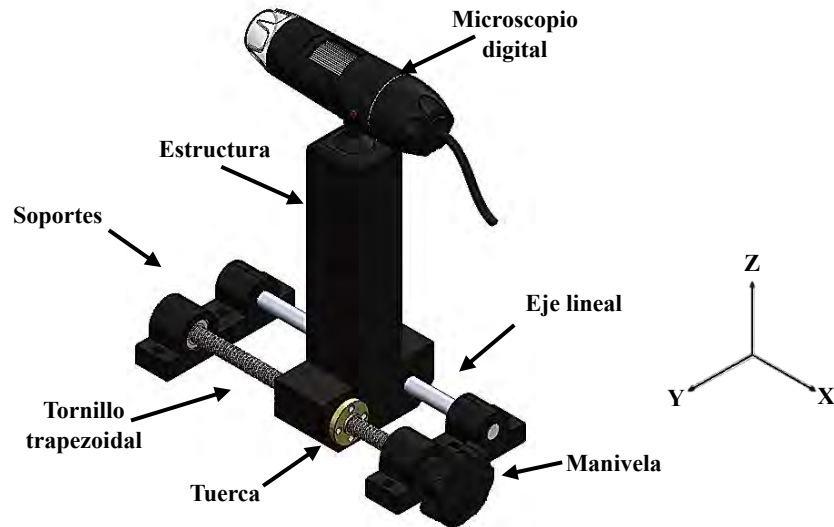


Figura 3.6 Vista isométrica del sistema de visualización.

Debido a los componentes metálicos expuestos que podrían afectar al proceso, también se implementó una cubierta diseñada e impresa en material PLA para evitar el contacto directo con el campo electrostático generado (Figura 3.7).



Figura 3.7 Vista isométrica del sistema de visualización con la carcasa de protección.

3.1.4 Sistema estructural

El sistema estructural (Figura 3.8) está diseñado para integrar y contener los sistemas de colector móvil, bomba de infusión, visualización, control de temperatura y humedad. Este sistema está constituido a partir de un marco de perfiles de aluminio y una base de madera; además, cuenta con paredes de acrílico, que permiten una visibilidad adecuada y garantizan un cierre hermético para mantener un entorno controlado de los parámetros de temperatura y humedad.

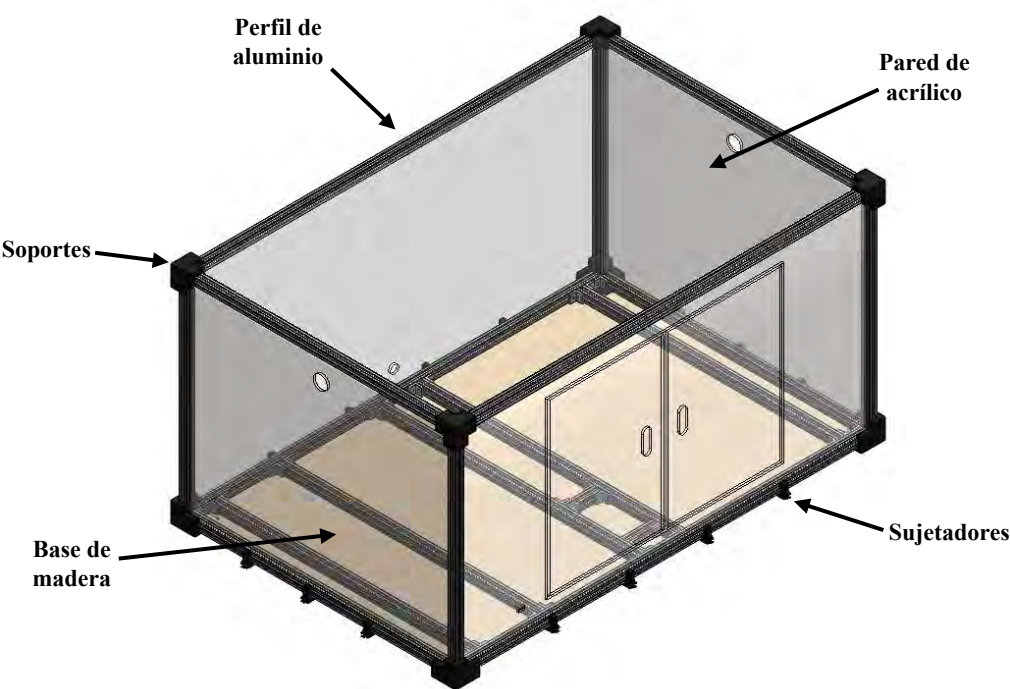


Figura 3.8 Vista isométrica del sistema estructural.

Finalmente, la Tabla 3.1 muestra las características y especificaciones de los componentes mecánicos utilizados para el diseño del prototipo de la máquina de electrohilado.

Tabla 3.1 Características y especificaciones de los componentes mecánicos.

Componente	Características
Rodamiento lineal 	SC8UU
	• Diámetro interior: 8 mm • Longitud 30 mm • Alto: 22 mm • Ancho: 34 mm • Carga dinámica: 260 N • Carga estática: 400 N • Material: Aluminio • Peso: 46 g

LM8UU	
Rodamiento lineal	 • Diámetro interno: 8 mm • Diámetro externo: 15 mm • Longitud: 24 mm • Carga dinámica: 100 - 150 N • Carga estática: 60 - 80 N • Material: Acero cromado • Peso: 14 g
D20L25	
Cople flexible	 • Diámetros interiores: ○ Extremo 1 (d1): 5mm ○ Extremo 2 (d2): 8mm • Diámetro Exterior (D): 20mm • Alto: 25 mm • Opresor: M4 • Torque máximo: ~1.5 - 2 Nm • Velocidad máxima: ~8000 – 18000 rpm • Carga dinámica: ~1800 – 2200 N • Carga estática: ~3000 – 3800 N • Material: Aluminio • Peso: 15 g
608ZZ	
Balero	 • Diámetro interno: 8 mm • Diámetro externo: 22 mm • Ancho: 7 mm • Carga dinámica: 3300 N • Carga estática: 1350 N • Material: Acero cromado • Peso: 6 g
Bore XL28	
Polea dentada	 • Paso de dientes: 5.08 mm • Número de dientes: 28 • Diámetro interno: 12 mm • Material: Aleación de aluminio • Peso: 130 g

THSL-300-8D		
Tornillo de avance		• Diámetro: 8 mm • Longitud: 300 mm • Carga dinámica: 1000 - 2000 N • Carga estática: 2000 - 3000 N • Material: Acero inoxidable • Paso: 1 mm/red • Peso: 100 g
M8		
Tuerca de bronce		• Diámetro interno: 8 mm • Diámetro externo: 22 mm • Longitud: 15 mm • Carga dinámica: 2200 N • Carga estática: 3800 N • Material: Latón • Peso: 25 g
Eje lineal		• Diámetro: 8mm • Material: Acero Inoxidable

3.2 Instrumentación del prototipo de la máquina de electrohilado

La instrumentación del prototipo se basa en el control a lazo abierto de los motores a paso Nema 17 del sistema colector y de la bomba de infusión, así como en la implementación del sistema de alto voltaje y el sistema de temperatura y humedad. En los siguientes apartados, se describen los principios de operación, la configuración electrónica, los diagramas de conexión, las características y especificaciones de cada sistema.

3.2.1 Sistema de temperatura y humedad

El sistema utilizó un controlador SHT2000 (Figura 3.9) para regular la temperatura y la humedad de forma automática. Consta de un sensor que mide las condiciones ambientales y actuadores térmicos (bombilla) encargados de ajustar los parámetros. El controlador compara las lecturas del sensor con los valores programados y activa o desactiva los actuadores térmicos para mantener los parámetros dentro del rango deseado. La Tabla 3.2 muestra las especificaciones del controlador.

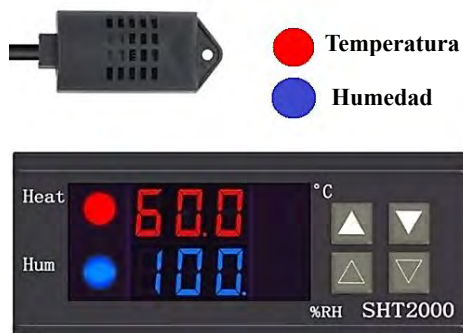


Figura 3.9 Controlador de temperatura y humedad SHT2000.

Tabla 3.2 Especificaciones del controlador de temperatura y humedad SHT2000.

Producto	Controlador de temperatura y humedad
Modelo del producto	SHT2000
Tensión de alimentación	110 ~ 230 V (CA)
Frecuencia de alimentación	50/60 Hz
Rango de temperatura	-20 ~ 60 °C
Rango de humedad	0% ~ 100% RH
Precisión de humedad	±0,3
Precisión de la humedad	±3%
Control de salida	Salida de relé
Potencia de salida	10 A

Como actuadores térmicos, se emplearon dos bombillas de 72 W (Figura 3.10), las cuales generan calor por radiación y convección, proporcionando una fuente de calentamiento dentro del prototipo de electrohilado. La Tabla 3.3 muestra las especificaciones correspondientes.



Figura 3.10 Bombilla de 72 w.

Tabla 3.3 Especificaciones de la bombilla de 72 w.

Producto	Bombilla de 72 w
Equivalencia incandescente	100 W
Voltaje de operación	130 V
Consumo de energía	72 W
Iluminación	1200 lm
Temperatura de color	2700 K
Base	E26

La Figura 3.11 presenta el diagrama de conexión del sistema de control de temperatura y humedad, en el cual se integra el controlador SHT2000 en conjunto con su sensor de medición y los actuadores empleados.

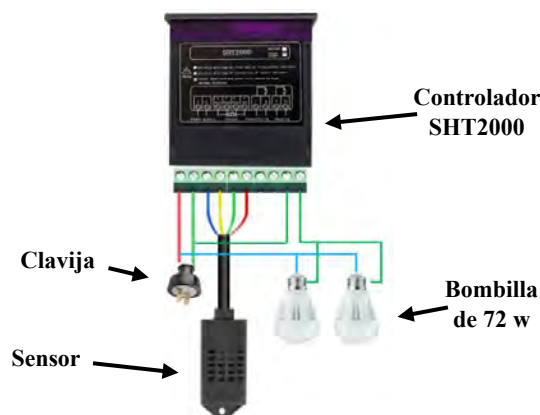


Figura 3.11 Diagrama de conexión del sistema de control de temperatura y humedad.

3.2.2 Sistema de alto voltaje

El sistema de alto voltaje tiene como función generar el campo electrostático necesario entre la bomba de infusión y el colector móvil. La fuente de alto voltaje (Figura 3.12) cuenta con sistemas de protección contra cortocircuitos y sobretensión, garantizando un funcionamiento seguro y estable durante el proceso de electrohilado. Para su implementación, se utilizó una clavija de media vuelta con 4 pines (Figura 3.13), en la cual se emplearon dos fases y una conexión a tierra para obtener un voltaje de 220 V. La Tabla 3.4 y la Tabla 3.5 muestran las especificaciones, respectivamente.



Figura 3.12 Fuente de alto voltaje.

Tabla 3.4 Especificaciones de la fuente de alto voltaje.

Modelo	CX-600A
Voltaje de entrada	AC 180 ~ 250 V
Voltaje de salida	DC 5 ~ 60 kV
Potencia de salida	101 – 200 vatios
Corriente de salida	DC 0 – 10 mA
Frecuencia de salida	0 / 100 Hz



Figura 3.13 Clavija de media vuelta.

Tabla 3.5 Especificaciones de la clavija de media vuelta.

Modelo	Nema L16-20P
Corriente nominal	20 A
Voltaje nominal	480 V
Conexión	Trifásica

La Figura 3.14 presenta el diagrama de conexión del sistema de alto voltaje.

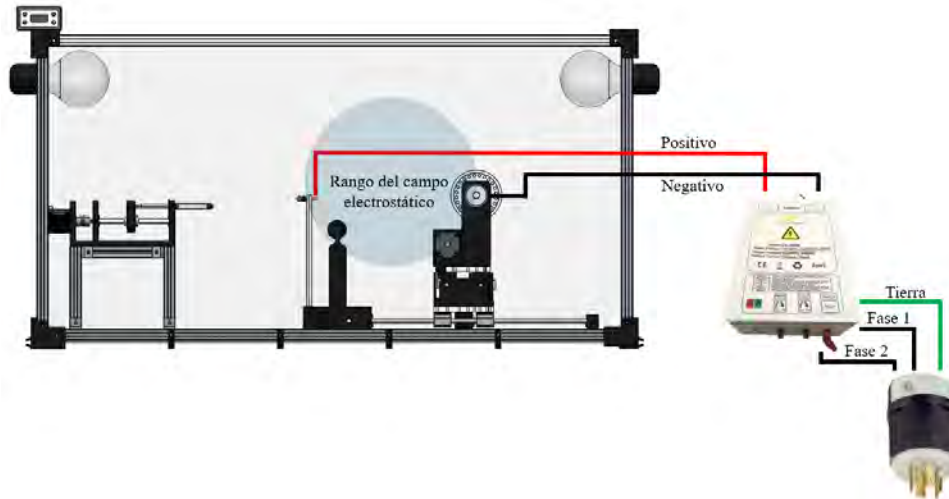


Figura 3.14 Diagrama de conexión del sistema de alto voltaje.

3.2.3 Desarrollo de los sistemas de control de lazo abierto

Para el control de los motores a paso NEMA 17 (Figura 3.15) utilizados en el sistema de colector móvil y en el sistema de bomba infusión, se implementó un control de lazo abierto compuesto por una tarjeta Arduino Uno (Figura 3.16) y un controlador TB6600 (Figura 3.17), el cual permite configurar tanto la resolución del microstepping (1, 2/A, 2/B, 4, 8, 16 y 32 pasos) como la corriente de salida (de 0.5 A a 3.5 A), mediante seis interruptores DIP integrados. En este sistema, la tarjeta Arduino Uno comanda los pasos, dirección, velocidad y torque programado al controlador TB6600. Las especificaciones técnicas del motor NEMA 17, la tarjeta Arduino Uno y el controlador TB6600 se detallan en la Tabla 3.6, Tabla 3.7 y Tabla 3.8, respectivamente.



Figura 3.15 Motor NEMA 17.

Tabla 3.6 Especificaciones del motor Nema 17.

Modelo	JK42HS48-1684-08AF
Diámetro del eje	5 mm
Longitud del eje	25 mm
Peso	350 g
Pasos por vuelta	200 (1.8 ° por paso)
Voltaje	2.8 V
Corriente	1.68 A por bobinado
Torque del motor	4.2 kg/cm
Revoluciones máximas	1500 rpm



Figura 3.16 Tarjeta Arduino Uno.

Tabla 3.7 Especificaciones de la tarjeta Arduino Uno.

Modelo	ATmega328P
Voltaje operativo	5 V (DC)
Voltaje de entrada	7 -12 V
Pines digitales I/O	14 (6 PWM)
Pines de entrada analógica	6
Memoria Flash	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz
Conectividad	USB tipo B, puerto de alimentación externa, ISP
Largo	68.6 mm
Ancho	53.4 mm
Peso	25 g



Figura 3.17 Controlador TB6600.

Tabla 3.8 Especificaciones del controlador TB6600.

Entrada de señales	
Pul +	Pulso +
Pul -	Pulso -
Dir +	Dirección +
DIR -	Dirección -
EN +	Habilitar Control Fuera de Línea +
EN -	Habilitar Control Fuera de Línea -
Bobinado de motores	
A +	Motor a paso A +
A -	Motor a paso A -
B +	Motor a paso B +
B -	Motor a paso B -
Fuente de alimentación	
VCC	VCC (DC9-42V)
GND	GND

Las tablas Tabla 3.9 y Tabla 3.10 muestran la configuración de los interruptores DIP del ajuste de micropaso y corriente de salida, respectivamente.

Tabla 3.9 Ajuste del micro paso.

Micro paso	Pulso/revolución	S1	S2	S3
NC	NC	ON	ON	ON
1	200	ON	ON	OFF
2/A	400	ON	OFF	ON
2/B	400	OFF	ON	ON
4	800	ON	OFF	OFF
8	1600	OFF	ON	OFF
16	3200	OFF	OFF	ON
32	6400	OFF	OFF	OFF

Tabla 3.10 Ajuste de la corriente de salida.

Corriente (A)	S4	S5	S6
0.5	ON	ON	ON
1.0	ON	OFF	ON
1.5	ON	ON	OFF
2.0	ON	OFF	OFF
2.5	OFF	ON	ON
2.8	OFF	OFF	ON
3.0	OFF	ON	OFF
3.5	OFF	OFF	OFF

3.2.1.1 Desarrollo del control de lazo abierto del Sistema de bomba de infusión

La conexión del controlador TB6600 con Arduino y el motor Nema 17 para el sistema de la bomba de infusión utilizó una configuración de cátodo común. En este esquema, las terminales PUL -, DIR - y EN - del controlador están conectadas a la terminal de tierra del sistema de control, asegurando una referencia común para las señales. La Tabla 3.11 muestra las conexiones correspondientes del diagrama de conexión de la Figura 3.18.

Tabla 3.11 Conexión de los pines del sistema bomba de infusión

PUL -, DIR -, ENA -	GND
PUL +	Pin 9
DIR +	Pin 8
ENA +	Pin 7

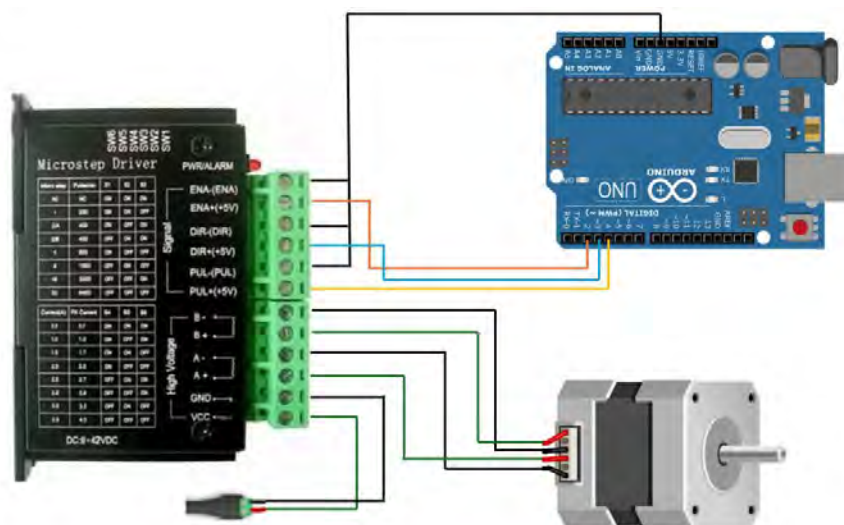


Figura 3.18 Diagrama de conexión del sistema bomba de infusión.

Para la programación del sistema es importante definir los pasos por revolución, los cuales ayudan a definir directamente los pulsos que necesita contabilizar el motor para completar una revolución o vuelta, afectando su precisión y velocidad de movimiento.

La ecuación para calcular este parámetro está dada por (3.1):

$$PPR = MP \cdot PN \quad (3.1)$$

Donde:

- PPR = Pulsos por revolución del motor
- MP = Micro paso
- PN = Paso del motor nema 17

A partir de los datos de la Tabla 3.6 y Tabla 3.9 y sustituyéndolo en (3.1), los rpm del motor tienen un valor aproximado de 3200 pasos/rev.

Posteriormente, se determinó la cantidad de pasos totales (3.2) que el motor NEMA 17 debe ejecutar a lo largo del eje Y para recorrer una distancia óptima de 48 mm, establecida en función de la capacidad máxima de las jeringas cuando están completamente llenas.

$$PT = \frac{PPR \cdot DO}{APT} \quad (3.2)$$

Donde:

- PT = Pasos totales
- DO = Distancia objetivo
- APT = Avance por revolución del tornillo

A partir de los datos de la Tabla 3.1 y el dato obtenido de los pasos por revolución y sustituyendo en la ecuación correspondiente, se obtiene que la cantidad total de pasos necesarios para alcanzar la distancia objetivo es de 153600 pasos.

Una vez determinada la cantidad de pulsos por revolución, se procedió a calcular la cantidad de pasos por hora que el motor debe ejecutar para mantener una velocidad constante de 5 mm/h, valor establecido con base en el estado del arte. Para calcular la cantidad de pasos por hora se utiliza (3.3).

$$PH = \frac{PPR \cdot V}{APT} \quad (3.3)$$

Donde:

- V = Velocidad

Sustituyendo los valores en la ecuación, se obtiene un resultado de 16000 pasos/hora. Para el control preciso de la velocidad del motor, este valor se convierte a microsegundos por paso, ya que la velocidad de un motor a pasos se regula mediante el tiempo entre pulsos enviados al controlador. Este tiempo define la frecuencia con la que el motor avanza un paso determinado y se determina con (3.4).

$$MSP = \frac{3600 \times 10^6}{PH} \quad (3.4)$$

Donde:

- MSP = Microsegundos/paso

Dando como resultado 225000 microsegundos/paso.

3.2.1.2 Desarrollo del control de lazo abierto del sistema colector móvil

Para la conexión del sistema colector móvil, tanto para el movimiento traslacional como para el rotacional, se volvieron a utilizar los drivers TB6600, asignando uno para cada movimiento. Permitiendo operar de manera síncrona bajo la configuración de conexión de cátodo común. La Tabla 3.12 muestra las conexiones correspondientes del diagrama de conexión de la Figura 3.19 para el sistema colector móvil.

Tabla 3.12 Conexión de los pines del sistema colector móvil.

Motor 1	
PUL -, DIR -, ENA -	GND
PUL +	Pin 4
DIR +	Pin 3
ENA +	Pin 2
Motor 2	
PUL -, DIR -, ENA -	GND
PUL +	Pin 7
DIR +	Pin 6
ENA +	Pin 5

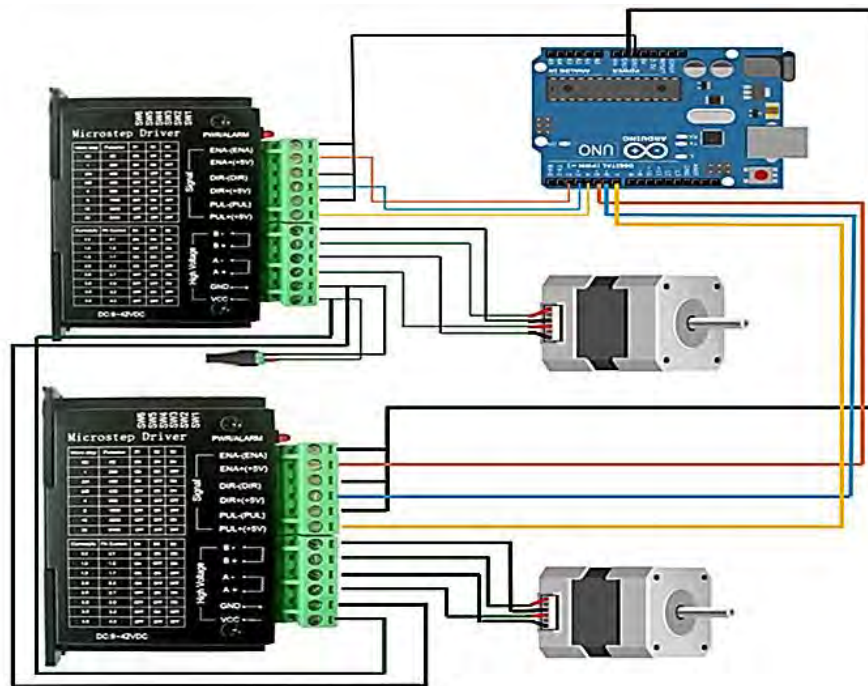


Figura 3.19 Diagrama de conexión del sistema colector móvil.

Para el movimiento rotacional necesario de 100 rpm establecidos en el estado del arte, fue necesario calcular la cantidad de pulsos por segundo, debido a que la velocidad del motor a pasos no se controla directamente en términos de revoluciones por minuto, sino mediante la frecuencia de los pulsos (3.5) que recibe el controlador. Cada pulso representa un micropaso del motor, por lo que la frecuencia de pulsos determina la velocidad angular alcanzada.

$$PPS = \frac{PPR \cdot RPM}{60 \text{ s}} \quad (3.5)$$

Donde:

- PPS = Pulsos por segundo

Sustituyendo los valores, se obtiene que la cantidad de pulsos necesarios para alcanzar una velocidad de 100 rpm es de 5333.33 pulsos/segundo. Para garantizar que el motor funcione a la velocidad deseada, fue necesario calcular el tiempo entre pulsos (3.6), que determina la frecuencia con la que se envían los pasos al controlador.

$$TP = \frac{1}{5333.33 \times 10^6} \quad (3.6)$$

Donde:

- TP = Tiempo entre pulsos

Lo que da como resultado 187.5 microsegundos/paso.

Para el movimiento traslacional se propuso una velocidad de un tiempo entre pulsos de 1000 microsegundos/paso y, realizando la conversión a rpm, se tiene que la velocidad del movimiento traslacional será de 18.75 rpm. Finalmente, para la distancia óptima a lo largo del eje X de 80 mm, se reutilizó (3.2), lo que da 25600 pasos.

Capítulo

4

Metodología

En esta sección se describe el proceso de obtención de fibras de PVA mediante la técnica de electrohilado uniaxial. Para ello, se expone la metodología empleada en la preparación de la solución polimérica, así como los parámetros utilizados durante la experimentación, considerando dos configuraciones distintas del sistema colector: (1) movimiento rotacional y (2) movimiento rotacional-traslacional. Posteriormente, se detallan las técnicas de caracterización aplicadas a las fibras obtenidas, incluyendo la espectroscopía Raman y la microscopía electrónica de barrido (SEM), junto con la preparación previa de las muestras requerida para cada análisis.

4.1 Obtención de fibras de PVA mediante electrohilado uniaxial

4.1.1 Preparación de la solución

Para verificar el funcionamiento del equipo de electrohilado, se preparó 10 ml de solución de PVA al 12%.

- (1) Utilizando una balanza analítica se depositaron 1.2 g de alcohol polivinílico (PVA), en un vaso de precipitado.
- (2) Utilizando una micropipeta, se añadieron 10 ml de agua destilada.
- (3) La mezcla se calentó a 60 °C en una parrilla de calefacción. Posteriormente, se mantuvo en agitación constante durante una hora sin calentamiento para asegurar una disolución homogénea del PVA.
- (4) La solución obtenida se extrajo mediante una jeringa.
- (5) La jeringa con la solución se incorporó al equipo de electrohilado para la experimentación.

La Figura 4.1 presenta de forma esquemática el proceso seguido para la preparación de la solución. La composición de la solución de PVA al 12% p/v se detalla en la .

Tabla 4.1.

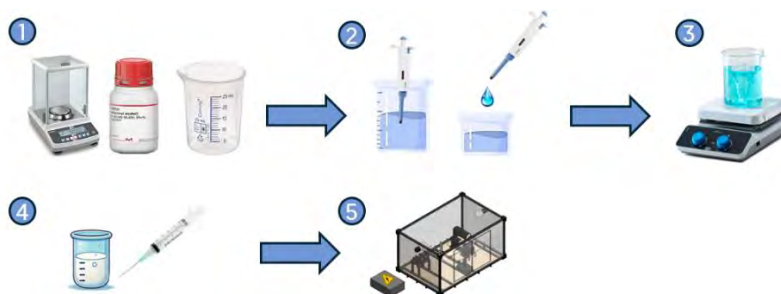


Figura 4.1 Proceso de obtención de la solución de PVA.

Tabla 4.1 Composición de la solución de PVA al 12% p/v

Reactivo	Cantidad	Porcentaje (% p/v)
Alcohol polivinílico (PVA)	1.2 g	12%
Agua destilada	10 ml	88%

4.1.2 Parámetros de electrohilado

Para la ejecución del proceso de electrohilado se utilizó una jeringa de 3 ml a la cual se le adaptó una aguja roma de número 21G (diámetro interior: 0.55 mm, diámetro exterior: 0.81 mm); esta fue posicionada de manera que su eje coincidiera con el centro longitudinal del rodillo del sistema colector, el cual fue recubierto con papel de aluminio para facilitar la recolección de las fibras. Durante las pruebas se modificaron diversos parámetros de operación para analizar su influencia en la formación de las fibras. Entre los parámetros de proceso ajustados se encuentran: el voltaje aplicado, la distancia entre la punta del capilar y el colector, la velocidad de rotación del colector y la velocidad de alimentación de la bomba de infusión. Asimismo, se consideraron las condiciones ambientales del sistema, controlando la temperatura y la humedad relativa. La Figura 4.2 presenta el montaje experimental del sistema de electrohilado.



Figura 4.2 Montaje del sistema de electrohilado utilizado en las pruebas experimentales.

La Tabla 4.2 presenta los valores correspondientes a los parámetros establecidos para las pruebas.

Tabla 4.2 Parámetros establecidos para el movimiento rotacional del colector.

Parámetros de proceso				Parámetros ambientales	
Voltaje (kV)	Velocidad de infusión (ml/h)	Distancia capilar / colector (cm)	Velocidad de rotación (rpm)	Temperatura (°C)	Humedad (%)
25	4.7	17	250	27	48

Con el objetivo de analizar el efecto del movimiento combinado sobre el comportamiento del depósito de fibras en el colector, se realizaron pruebas adicionales en las que, además del movimiento rotacional del rodillo, se incorporó un desplazamiento traslacional a lo largo de su eje longitudinal. Esta configuración busca evaluar posibles variaciones en la distribución de las fibras depositadas (morfología). El sistema fue programado para ejecutar un recorrido alternante a velocidad constante, coordinado con la rotación del colector. La Tabla 4.3 presenta los parámetros utilizados en estas pruebas con movimiento combinado.

Tabla 4.3 Parámetros establecidos para el movimiento rotacional y traslacional del colector.

Parámetros de proceso					Parámetros ambientales	
Voltaje (kV)	Velocidad de infusión (ml/h)	Distancia capilar / colector (cm)	Velocidad de rotación (rpm)	Velocidad traslacional (rpm)	Temperatura (°C)	Humedad (%)
25	4.7	17	250	20	27	48

4.2 Técnicas de caracterización

4.2.1 Espectroscopía Raman

Para el análisis de la composición química y la observación de la microestructura superficial de las fibras obtenidas mediante electrohilado, se utilizó la técnica de microespectroscopía Raman. Este análisis se llevó a cabo con un espectrofotómetro confocal Bruker modelo Senterra II (Figura 4.3).



Figura 4.3 Espectrofotómetro Raman Senterra II.

Para el análisis, se recortó previamente una muestra con dimensiones aproximadas de 1 cm × 1 cm. Esta fue colocada sobre la platina del microscopio y, utilizando un aumento de 20x, se procedió a enfocar la superficie de la muestra hasta obtener la mayor nitidez posible. Posteriormente, se incidió un láser con una longitud de onda de 785 nm y una potencia de 100 mW, empleando un tiempo de adquisición de 10,000 ms. Estos parámetros fueron configurados en el software OPUS, versión 7.8. Durante el análisis, los fotones emitidos por el láser fueron absorbidos por la muestra y posteriormente reemitidos a diferentes longitudes de onda, generando un espectro característico correspondiente a la composición química del material, lo que permitió identificar los grupos funcionales químicos presentes en su estructura.

Una vez obtenido el espectro Raman, se procedió a la corrección de la línea base y a su normalización (máximo-mínimo) con el fin de facilitar su análisis. Este procedimiento fue replicado para cada una de las muestras analizadas.

4.2.2 Microscopia electrónica de barrido

4.2.2.1 Preparación de las muestras

Previo a la realización del análisis mediante Microscopía Electrónica de Barrido (SEM), las muestras de las fibras fueron sometidas a un tratamiento de recubrimiento con la finalidad de agregar la propiedad conductora a la muestra, esto mediante un recubridor (*sputtering*) por pulverización en el modelo SPI module con módulo de carbón usando un recubrimiento de grafito (Figura 4.4).



Figura 4.4 Recubridor por pulverización SPI module.

Las muestras fueron colocadas sobre los pines con cinta de doble cara para evitar desplazamientos no deseados, se acomodaron en orden sobre la placa de recubrimiento y se colocaron a una distancia de 5 cm entre la muestra y el filamento. El proceso implica la deposición de grafito mediante bombardeo iónico de grafito como preparación de la muestra (Figura 4.5). Inicialmente, se crea un vacío en el equipo, el voltaje se mantiene en 0 V y luego se incrementa gradualmente hasta alcanzar los 3 V, se incide el plasma de recubrimiento durante 3 s y, al finalizar, se mantiene enfriado para evitar impactos en las muestras.



Figura 4.5 Recubrimiento de grafito sobre las fibras.

4.2.2.2 Caracterización SEM

Al obtener las fibras con recubrimiento conductor, fueron analizadas en microscopía electrónica de barrido para determinar su morfología y diámetro. Se colocaron en el porta muestras del modelo Tescan Vega3 (Figura 4.6), analizando las muestras a un voltaje de 5 kV. La técnica consiste en dirigir un haz de electrones sobre la superficie de la muestra, generando electrones secundarios cuya señal es captada para obtener la imagen. El análisis de la imagen fue con aumentos de 200, 100, 50 μm respectivamente.



Figura 4.6 Microscopio Electrónico de Barrido Tescan Vega3.

Capítulo

5

Resultados y Discusión

Este capítulo presenta los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto, comenzando con las simulaciones realizadas mediante el método del elemento finito, aplicadas a los componentes fabricados por impresión 3D destinados al prototipo de electrohilado con el fin de analizar su comportamiento.

Posteriormente, se exponen los resultados obtenidos a partir de la fabricación y caracterización de fibras electrohiladas a partir de la solución polimérica de PVA. Para ello, se implementaron dos configuraciones del sistema colector —rotacional y rotacional-traslacional— con el propósito de analizar su efecto sobre la formación de fibras. Se describe la formación del cono de Taylor y se analiza la morfología de las fibras mediante microscopía electrónica de barrido (SEM). Finalmente, se incluyen los resultados del análisis espectroscópico realizado mediante espectroscopía Raman.

5.1 Análisis por elemento finito de los componentes del prototipo

En este apartado se presentan los resultados de las simulaciones realizadas mediante el método del elemento finito (FEM, por sus siglas en inglés), aplicadas a componentes clave del prototipo de electrohilado pertenecientes a los sistemas del colector móvil, la bomba de infusión y la estructura. Dichos componentes fueron fabricados mediante impresión 3D utilizando Ácido Poliláctico (PLA) como material. Las simulaciones se llevaron a cabo utilizando el software SolidWorks, el cual emplea de forma predeterminada elementos tetraédricos. El objetivo fue analizar el comportamiento mecánico de las piezas impresas en PLA, considerando las propiedades del material y las condiciones de carga específicas para cada sistema. Las características técnicas del material de PLA utilizadas en las simulaciones se presentan en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1 Características técnicas del material PLA utilizados en la simulación.

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	3500000000	N/mm ²

Coeficiente de Poisson	0.36	N/D
Módulo cortante	1286.76	N/mm ²
Densidad de masa	1240	Kg/m ³
Límite de tracción	60000000	N/mm ²
Límite elástico	60	N/mm ²
Conductividad térmica	0.13	W/(m·K)
Calor específico	1800	J(kg·K)

5.1.1 Sistema colector móvil

Para el análisis FEM del sistema colector, se consideraron los siguientes componentes:

- Soporte inferior: Encargo de sostener todo el conjunto del sistema.
- Soporte motor 1: Sostiene el motor del eje traslacional.
- Soporte motor 2: Sostiene el motor del eje rotacional.
- Soporte colector: Sostiene el tambor colector.

La Figura 5.1 muestra el ensamble completo del sistema colector móvil con la identificación de los elementos considerados en el análisis FEM. De igual forma, la

Tabla 5.2, Tabla 5.3, Tabla 5.4, Tabla 5.5 muestran los resultados correspondientes de cada simulación.

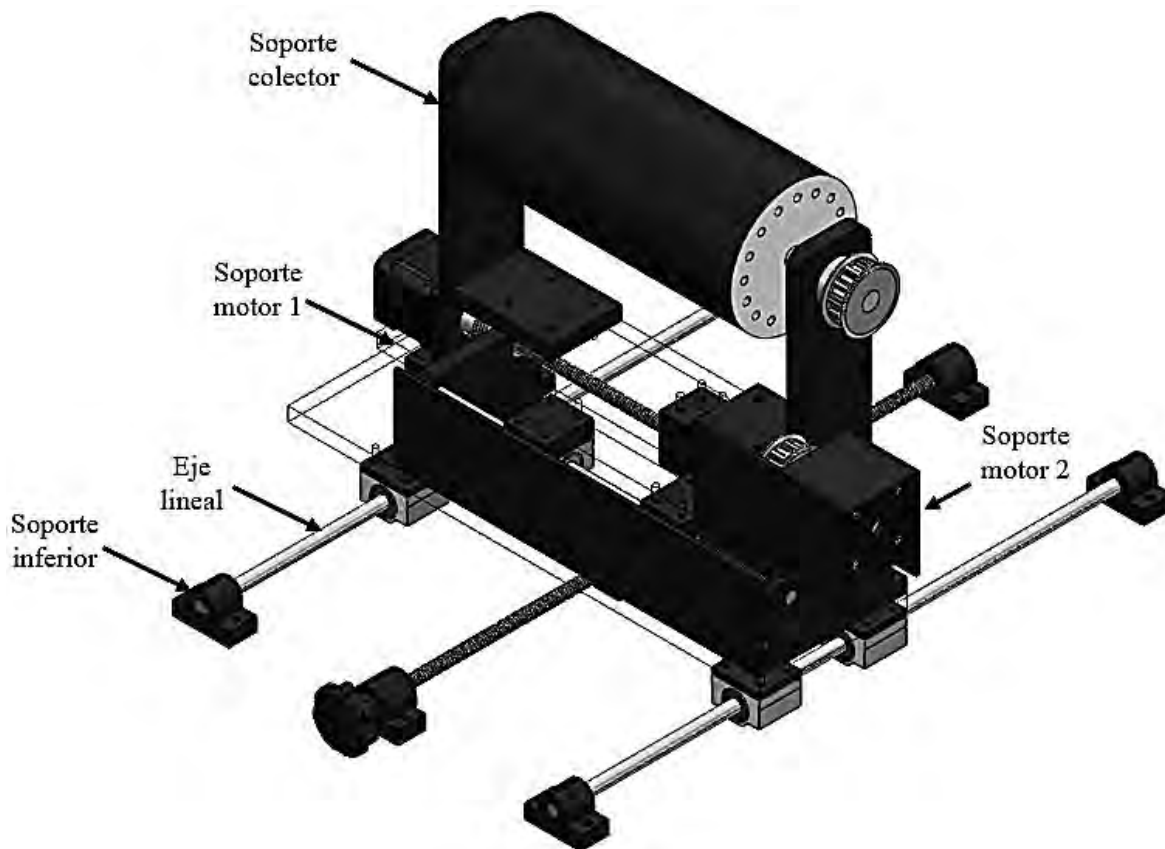
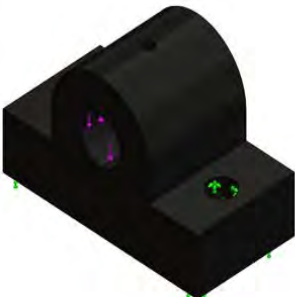


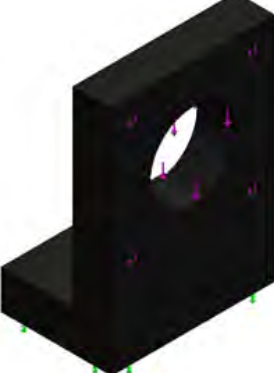
Figura 5.1 Ensamble del sistema colector móvil, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.

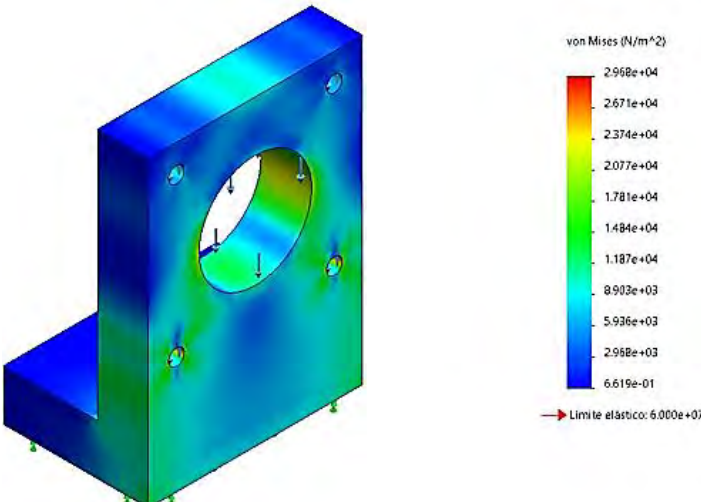
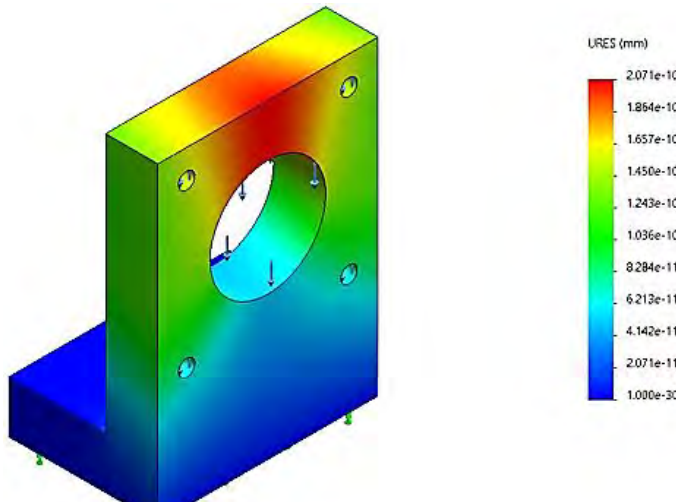
Tabla 5.2 Análisis FEM del soporte inferior.

Modelo de Referencia	Descripción	Resultados	
		Mín.	Máy.
	Material: PLA Masa: 0.01449 kg Malla: Malla sólida Análisis: Análisis estático Sujeciones: 3 caras (Geometría fija) Cargas: 1 cara (Fuerza) Fuerza: 8.96 N Número de nodos: 15578	Tensión de von Mises	
		10.93 N/m ²	5.310×10 ⁴ N/m ²
		Desplazamiento estático	
		0	1.587×10 ⁻¹⁰ mm
		Deformación unitaria	
		8.277×10 ⁻¹⁴	1.149×10 ⁻¹¹
		Factor de seguridad	
		1.130×10 ³	5.491×10 ⁶



Modelo de Referencia	Descripción	Resultados	
		Mín.	Máx.
	Material: PLA	Tensión de von Mises	
	Masa: 0.0351676 kg	66.19 N/m ²	2.968×10 ⁴ N/m ²
	Malla: Malla sólida	Desplazamiento estático	
	Análisis: Análisis estático	0	2.071×10 ⁻¹⁰ mm
	Sujeciones: 3 caras (Geometría fija)	Deformación unitaria	
	Cargas: 5 caras (Fuerza)	4.078×10 ⁻¹⁵	6.089×10 ⁻¹²
	Fuerza: 3.43 N		
	Número de nodos: 22836		

	Factor de seguridad	
	2.022×10^3	9.064×10^7

 von Mises (N/m²) 2.968e+04 2.671e+04 2.374e+04 2.077e+04 1.781e+04 1.484e+04 1.187e+04 8.903e+03 5.936e+03 2.958e+03 6.619e-01 → Limite elástico: 6.000e+07	 URES (mm) 2.071e-10 1.854e-10 1.657e-10 1.450e-10 1.243e-10 1.036e-10 8.284e-11 6.213e-11 4.142e-11 2.071e-11 1.000e-30	
Tensión de von Mises	Desplazamiento estático	

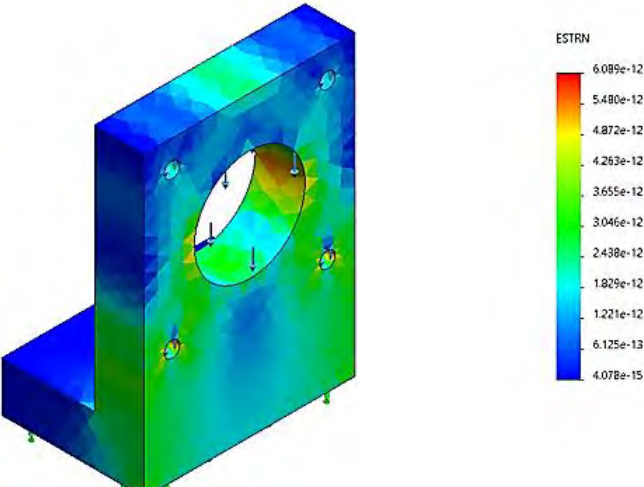
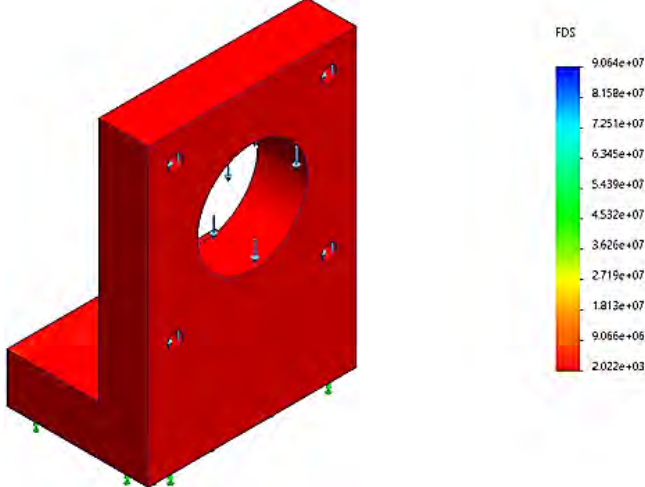
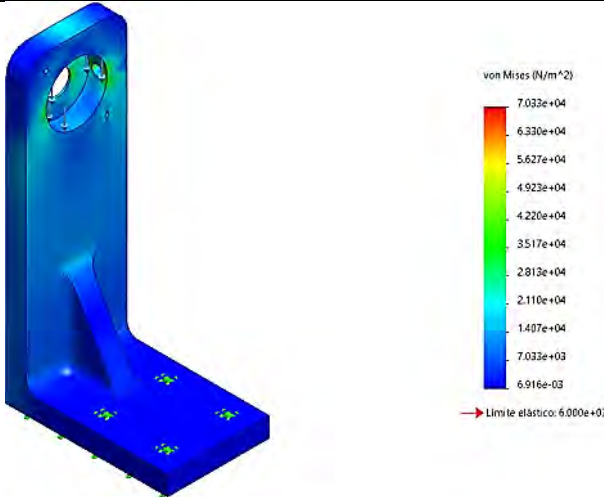
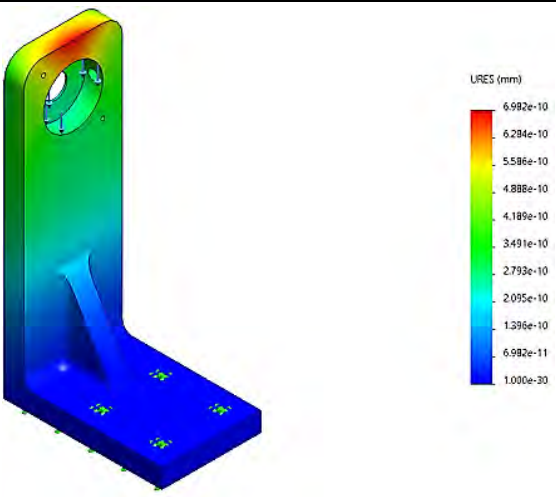
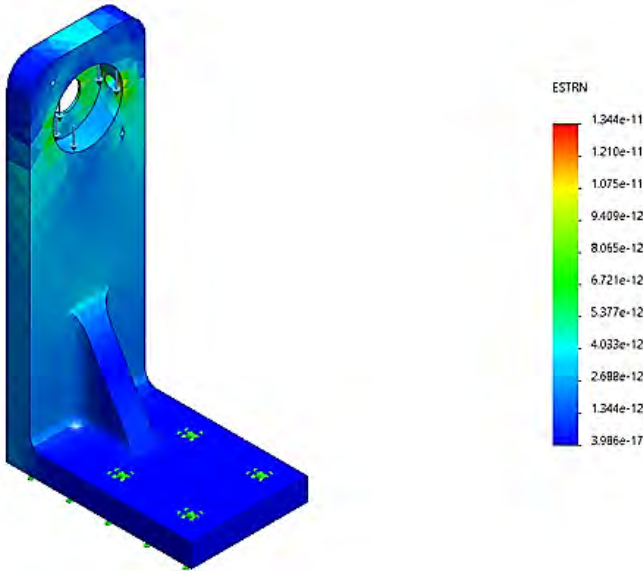
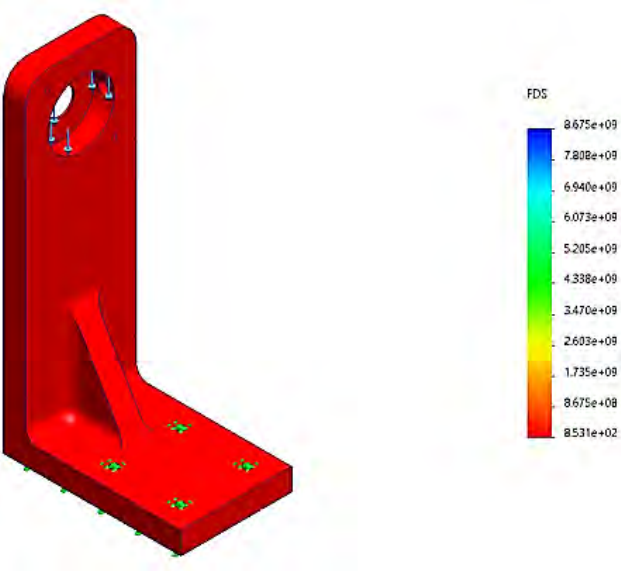
 ESTRN 6.089e-12 5.480e-12 4.872e-12 4.263e-12 3.655e-12 3.046e-12 2.438e-12 1.829e-12 1.221e-12 6.125e-13 4.078e-15	 FDS 9.064e+07 8.158e+07 7.251e+07 6.345e+07 5.439e+07 4.532e+07 3.626e+07 2.719e+07 1.813e+07 9.066e+06 2.022e+03	
Deformación unitaria	Factor de seguridad	

Tabla 5.4 Simulación FEM del soporte motor 2.

Modelo de Referencia	Descripción	Resultados
----------------------	-------------	------------

	Material: PLA Masa: 0.134979 kg Malla: Malla sólida Análisis: Análisis estático Sujeciones: 5 caras (Geometría fija) Cargas: 1 cara (Fuerza) Fuerza: 4.57 N Número de nodos: 17589	Mín.	Máx.
		Tensión de von Mises	
		$6.916 \times 10^{-3} \text{ N/m}^2$	$7.033 \times 10^4 \text{ N/m}^2$
		Desplazamiento estático	
		0	$6.982 \times 10^{-10} \text{ mm}$
		Deformación unitaria	
		3.986×10^{-17}	1.344×10^{-11}
		Factor de seguridad	
8.531×10^2	8.675×10^9		

	
Tensión de von Mises	Desplazamiento estático

	
Deformación unitaria	Factor de seguridad

5.1.2 Sistema bomba de infusión

Para el análisis FEM del sistema bomba de infusión se consideraron los siguientes componentes:

- Estructura general: Es el soporte principal del sistema de infusión; sostiene el motor, los ejes lineales, el tornillo trapezoidal y el desplazador de embolo.
- Desplazador de émbolo: Encargado de ejercer la fuerza lineal sobre el émbolo de las jeringas, donde es el principal punto de aplicación de carga durante la expulsión de la solución polimérica.

La Figura 5.2 muestra el ensamble completo del sistema bomba de infusión de los elementos considerados en el análisis FEM. De igual forma, la Tabla 5.6 y la Tabla 5.7 muestran los resultados correspondientes de cada simulación.

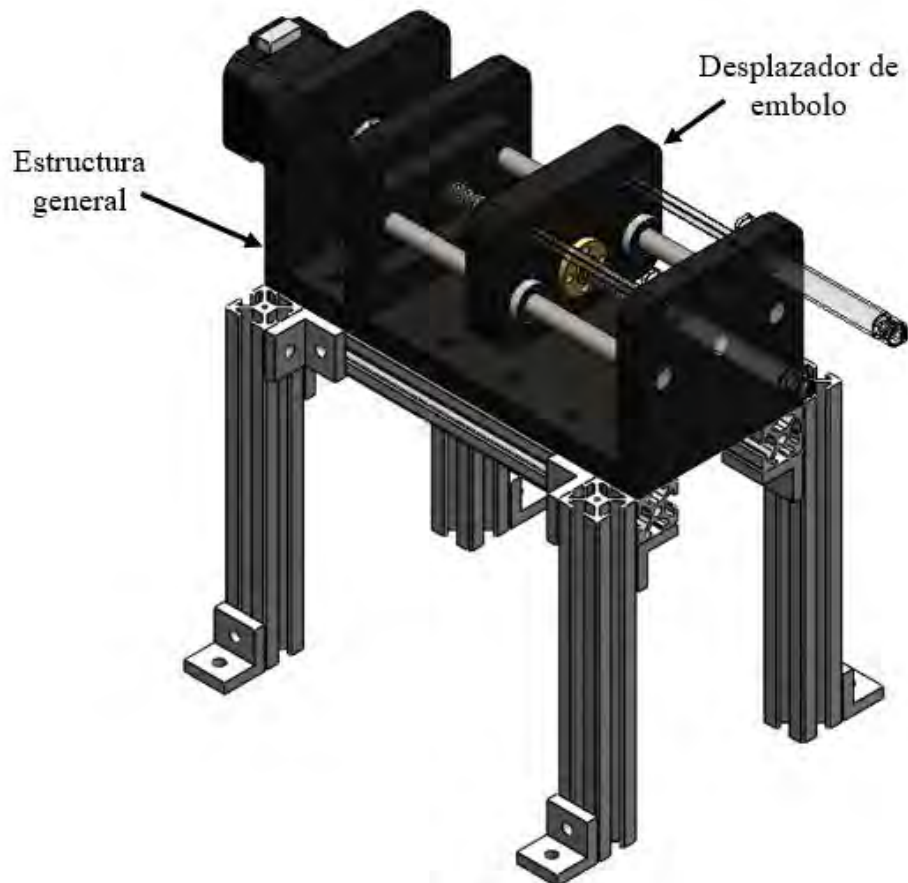
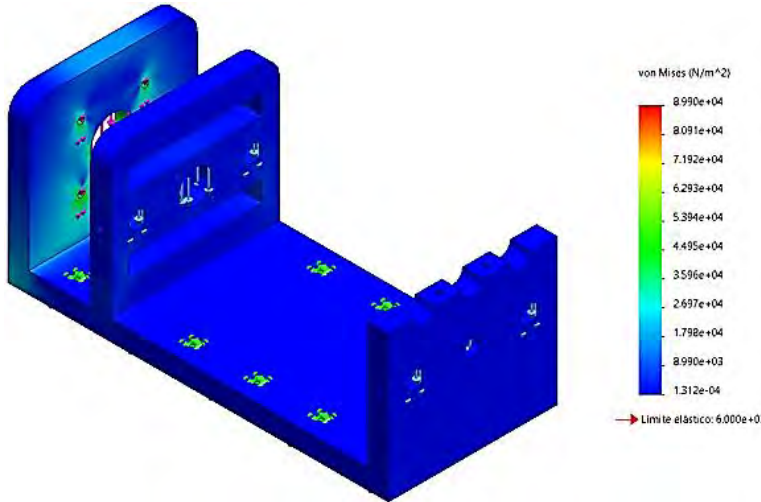
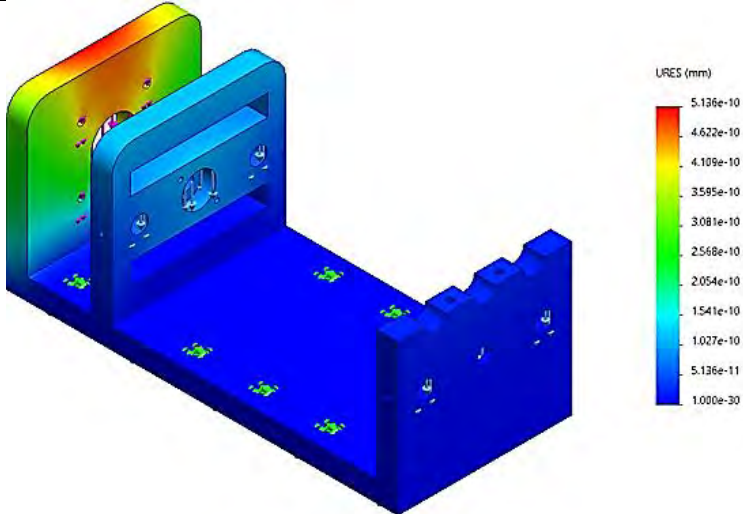


Figura 5.2 Ensamble del sistema bomba de infusión, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.

Tabla 5.6 Simulación FEM de la estructura general.

Modelo de Referencia	Descripción	Resultados	
		Mín.	Máx.
	Material: PLA		
	Masa: 0.361722 kg		
	Malla: Malla sólida		
	Análisis: Análisis estático		
	Sujeciones: 9 caras (Geometría fija)		
	Carga 1: 5 caras (Fuerza)		
	Carga 2: 6 caras (Fuerza)		
	Fuerza 1: 3.43 N (Peso del motor)		
Fuerza 2: 1.07 N (Peso del mecanismo de empuje del embolo)			
Número de nodos: 49138			
		Tensión de von Mises	
		$1.312 \times 10^{-4} \text{ N/m}^2$	$8.990 \times 10^4 \text{ N/m}^2$
		Desplazamiento estático	
		0	$5.136 \times 10^{-10} \text{ mm}$
		Deformación unitaria	
		2.403×10^{-18}	1.926×10^{-11}
		Factor de seguridad	
		6.674×10^2	4.572×10^{11}

	
Tensión de von Mises	Desplazamiento estático

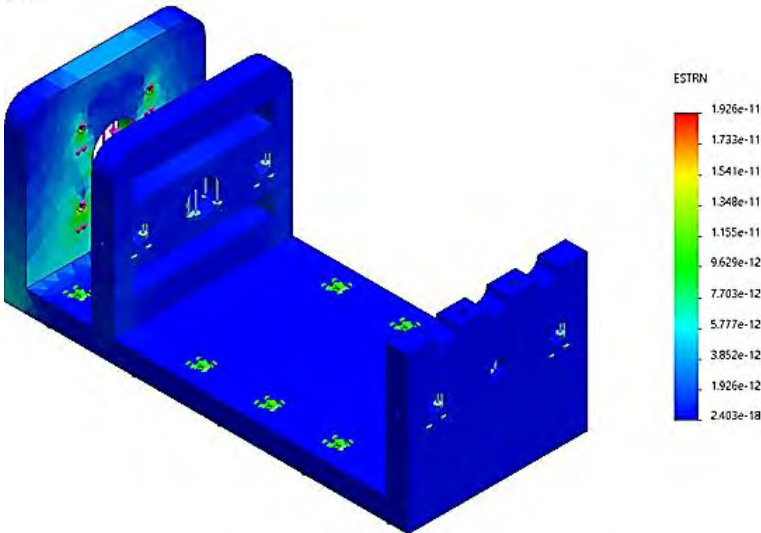
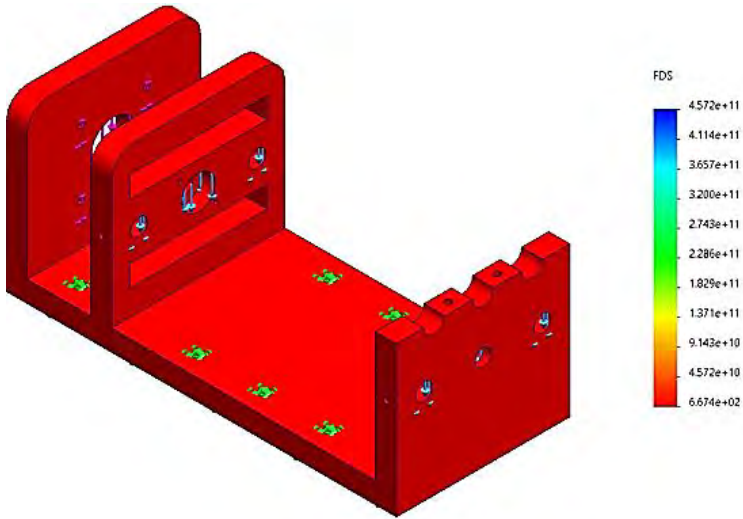
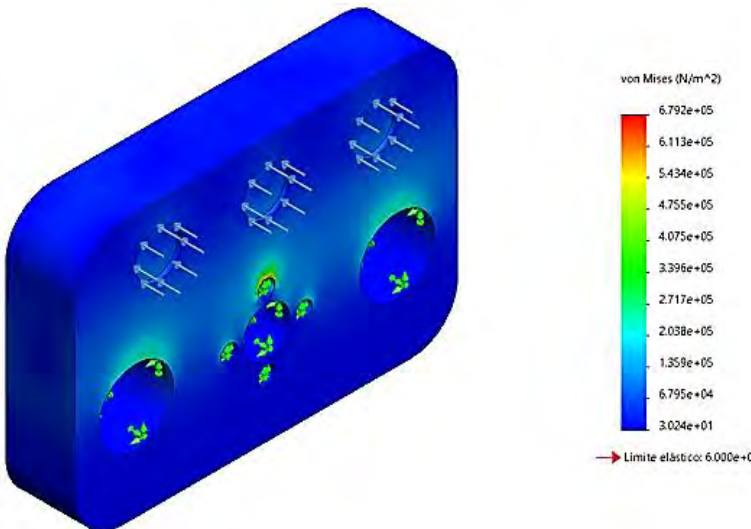
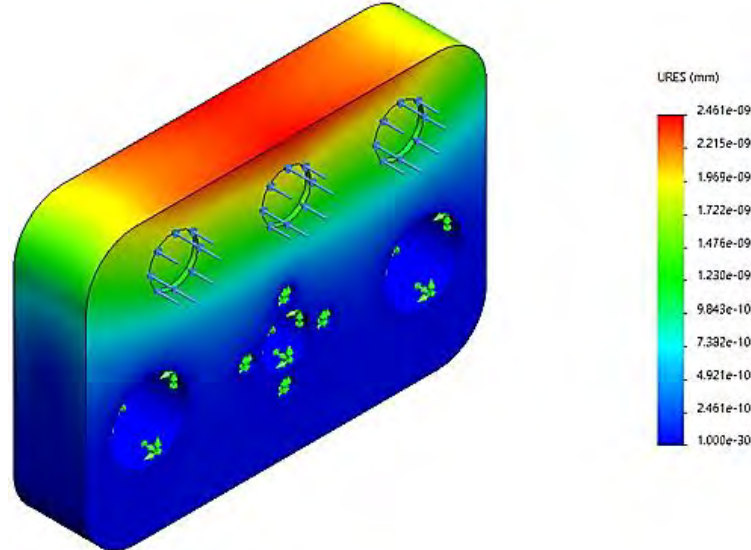
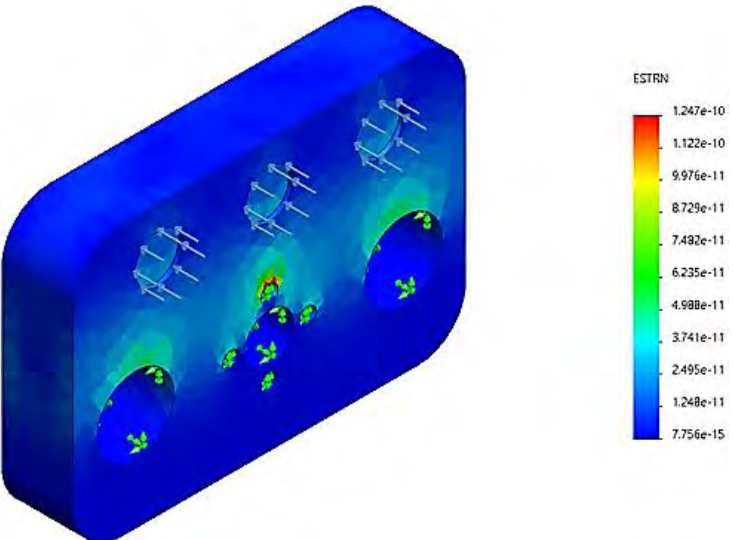
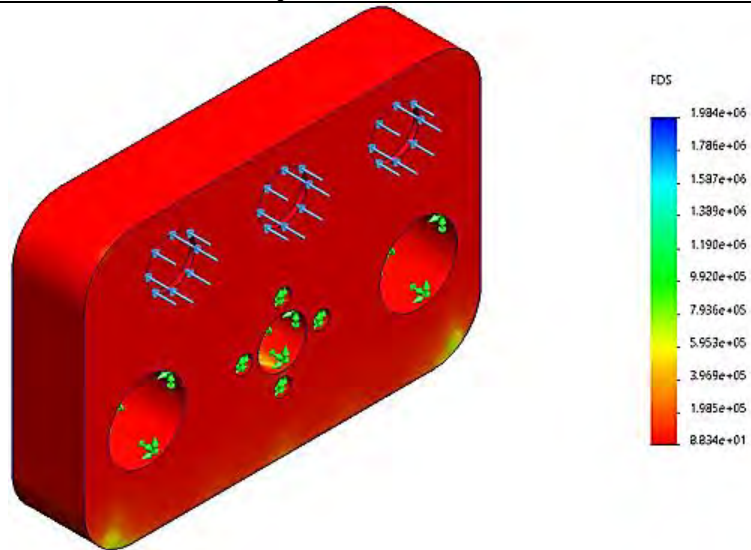
	
Deformación unitaria	Factor de seguridad

Tabla 5.7 Simulación FEM del desplazador de émbolo.

Modelo de Referencia	Descripción	Resultados	
		Mín.	Máx.
	Material: PLA Masa: 0.0743534 kg Malla: Malla sólida Análisis: Análisis estático Sujeciones: 7 caras (Geometría fija) Cargas: 3 caras (Fuerza) Fuerza: 9.81 N Número de nodos: 22684	Tensión de von Mises	
		30.24 N/m ²	6.792×10 ⁵ N/m ²
		Desplazamiento estático	
		0	2.461×10 ⁻⁹ mm
		Deformación unitaria	
		7.756×10 ⁻¹⁵	1.247×10 ⁻¹⁰
		Factor de seguridad	
		88.34	1.984×10 ⁶
			
Tensión de von Mises		Desplazamiento estático	
			
Deformación unitaria		Factor de seguridad	

5.1.3 Sistema estructura

Para el análisis FEM del sistema estructura, se consideraron los siguientes componentes:

- Soporte de unión: Encargado de cargar con el peso de la estructura en general como los sistemas de bomba de infusión, colector y visualización.

La Figura 5.3 muestra el ensamble completo del sistema de estructura de los elementos considerados en el análisis FEM. De igual forma, la Tabla 5.8 muestra los resultados correspondientes de la simulación.

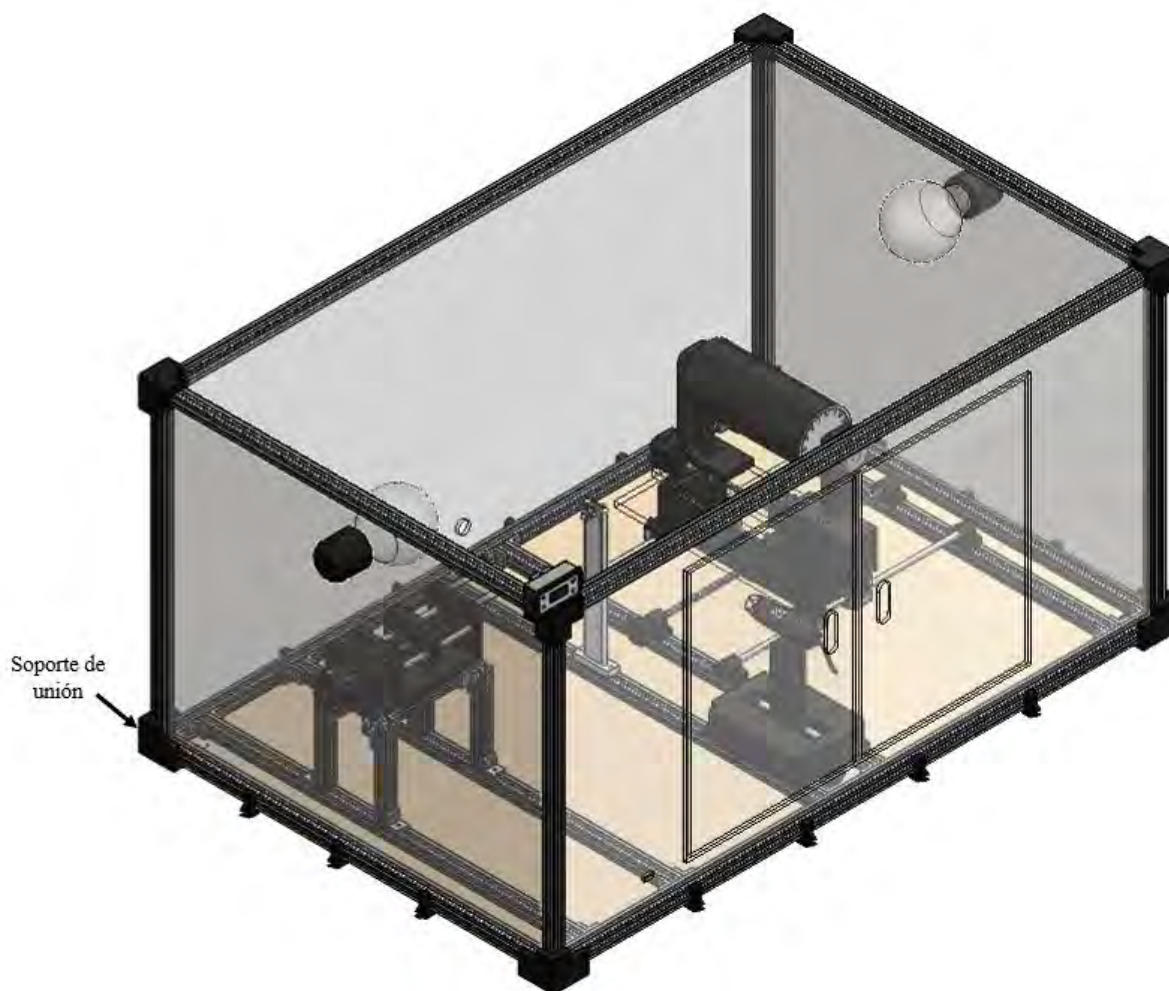
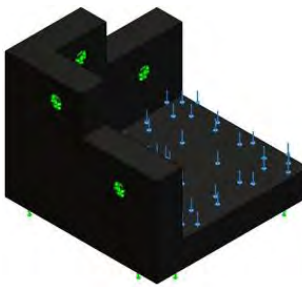
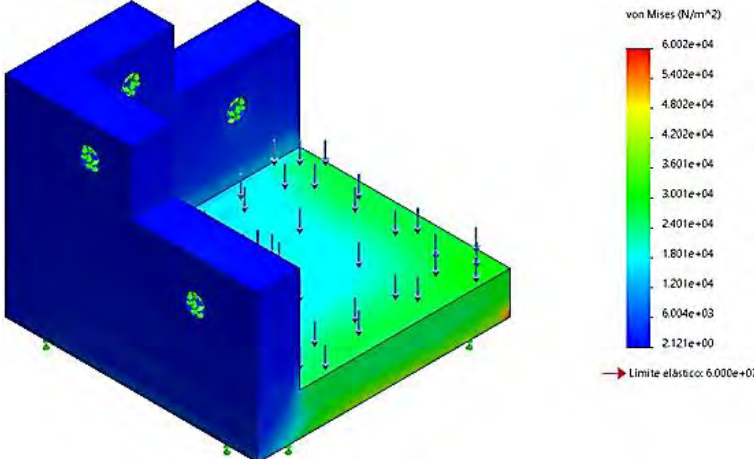
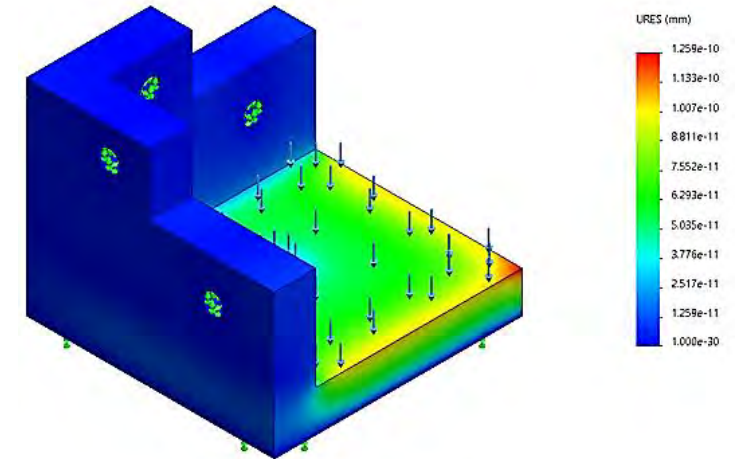
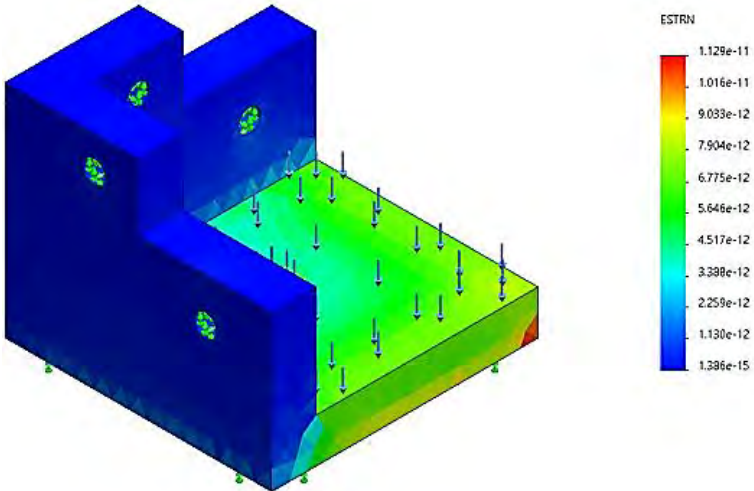
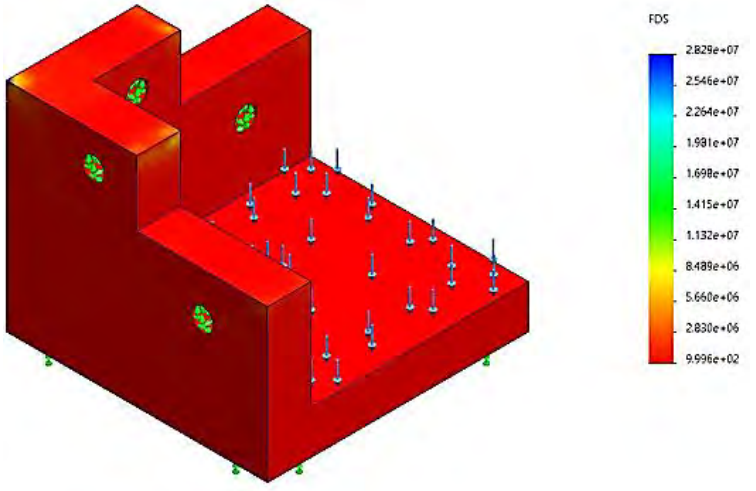


Figura 5.3 Ensamble del sistema estructura, señalando los componentes evaluados mediante análisis por elemento finito.

Tabla 5.8 Simulación FEM del soporte de unión.

Modelo de Referencia	Descripción	Resultados	
		Mín.	Máx.
	Material: PLA Masa: 0.0865496 kg Malla: Malla sólida Análisis: Análisis estático Sujeciones: 6 caras (Geometría fija) Carga: 1 cara (Fuerza) Fuerza: 72.52 N Número de nodos: 17560	Tensión de von Mises	
		2.121 N/m ²	6.002×10 ⁴ N/m ²
		Desplazamiento estático	
		0	1.259×10 ⁻¹⁰ mm
		Deformación unitaria	
		1.386×10 ⁻¹⁵	1.129×10 ⁻¹¹
		Factor de seguridad	
		9.996×10 ²	2.829×10 ⁷
			
Tensión de von Mises			
			
Desplazamiento estático			
			
Deformación unitaria			
			
Factor de seguridad			

El análisis por elementos finitos permitió evaluar el comportamiento estructural de los componentes impresos en PLA que conforman los sistemas del colector móvil, la bomba de infusión y la estructura del prototipo de electrohilado. En todos los casos, se analizaron variables como el esfuerzo equivalente de von Mises, el desplazamiento estático, la deformación unitaria y el factor de seguridad, considerando condiciones de carga representativas de su operación real. La Tabla 5.9 muestra el resumen de los resultados FEM de los componentes evaluados.

Tabla 5.9 Resumen de resultados FEM de los componentes evaluados.

Componente	Tensión de von Mises Máx. (N/m²)	Desplazamiento Máx. (mm)	Deformación unitaria Máx.	Factor de seguridad Mín.
Soporte inferior	5.31×10^4	1.58×10^{-10}	1.14×10^{-11}	1.13×10^3
Soporte motor 1	2.96×10^4	2.07×10^{-10}	6.08×10^{-12}	2.02×10^3
Soporte motor 2	4.43×10^4	2.79×10^{-10}	8.46×10^{-12}	1.35×10^3
Soporte colector	7.03×10^4	6.98×10^{-10}	1.34×10^{-11}	8.53×10^2
Estructura general	8.99×10^4	5.13×10^{-10}	1.92×10^{-11}	6.67×10^2
Desplazador de émbolo	6.79×10^4	2.46×10^{-9}	1.24×10^{-10}	8.83×10^1
Soporte de unión	6.00×10^4	1.25×10^{-10}	1.12×10^{-11}	9.99×10^2

En términos de tensión de von Mises, los valores máximos obtenidos oscilaron entre 2.96×10^4 N/m² (en el soporte motor 1) y 8.99×10^4 N/m² (en la estructura general), muy por debajo del límite de esfuerzo admisible del PLA (30–40 MPa). Al representar menos del 0.3% del esfuerzo admisible del PLA, los valores obtenidos indican que los componentes operan dentro de un rango seguro, sin riesgo de cedencia.

Respecto al desplazamiento estático, los valores máximos se mantuvieron en el orden de 10^{-10} mm a 10^{-9} mm, siendo el mayor de 2.79×10^{-10} mm en el soporte motor 2. Estas magnitudes son bajas en relación con las dimensiones de las piezas y, por tanto, indican que los componentes conservan una rigidez estructural adecuada bajo las condiciones de carga analizadas.

En cuanto a la deformación unitaria, los resultados también se mantuvieron en niveles muy bajos, con máximos entre 10^{-12} y 10^{-11} , lo cual indica que no hay riesgo de deformación permanente o fatiga estructural.

Finalmente, los factores de seguridad obtenidos fueron altos. El valor más bajo se registró en el desplazador de émbolo, con 8.83×10^1 , mientras que el más alto correspondió al soporte motor 1, con 2.02×10^3 . Todos los componentes superaron el valor mínimo recomendado para piezas impresas en PLA en aplicaciones de validación funcional ($FS \geq 2.0$).

En conclusión, los resultados obtenidos mediante el análisis por elementos finitos demuestran que los componentes impresos en PLA del prototipo de electrohilado presentan un comportamiento mecánico favorable bajo las condiciones de carga evaluadas. Los esfuerzos, desplazamientos y deformaciones se mantuvieron en niveles bajos, mientras que los factores de seguridad superaron ampliamente el valor mínimo recomendado.

5.2 Resultados de las fibras electrohiladas de PVA

5.2.1 Formación del Cono de Taylor

5.2.1.1 Movimiento rotacional

La Figura 5.4 muestra el cono de Taylor formado bajo condiciones de movimiento rotacional del colector. Se observa que el fluido inicialmente forma una gota en la punta de la aguja, con una altura (H) aproximada de 0.5 mm y una longitud (L) de 0.4 mm. A partir de la gota el campo eléctrico induce a la formación del Cono de Taylor. Desde el vértice del cono se extiende el chorro del fluido, el cual atraviesa dos regiones distintas.

- 1) Región del campo cercano, de longitud aproximada $J = 1.18$ mm, donde el chorro se mantiene en una trayectoria lineal.
- 2) Región del campo lejano, donde la inestabilidad del chorro y el adelgazamiento de las fibras ocurre, dando lugar a la reducción del diámetro de estas.

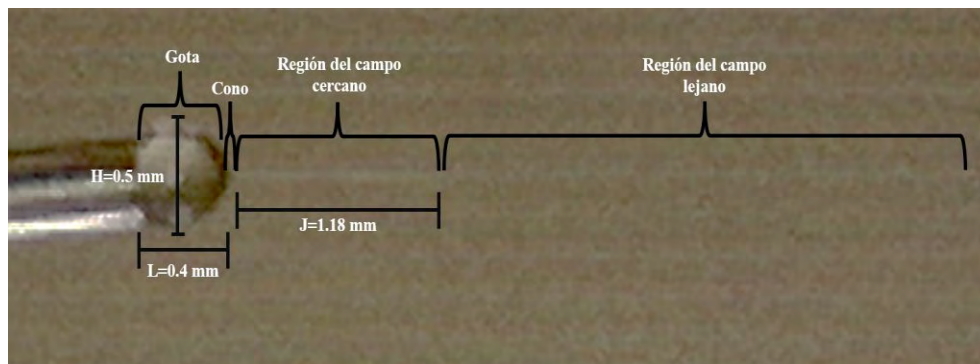


Figura 5.4 Cono de Taylor bajo condiciones de movimiento rotacional del colector.

5.2.1.2 Movimiento rotacional-traslacional

La Figura 5.5 muestra el cono de Taylor formado bajo condiciones de movimiento combinado rotacional y traslacional del colector. En esta configuración, se observa nuevamente la presencia de una gota en la punta de la aguja, con dimensiones similares a las del caso anterior: altura (H) de 0.5 mm y longitud (L) de 0.5 mm. En esta configuración, la región del campo cercano presenta una longitud de 0.86 mm, ligeramente menor en comparación con el caso rotacional, esta reducción puede asociarse al efecto del desplazamiento del colector.

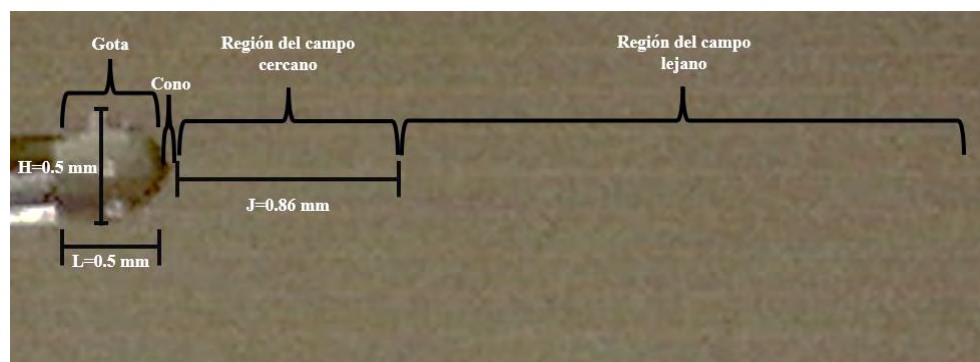


Figura 5.5 Cono de Taylor bajo condiciones de movimiento rotacional y traslacional del colector.

Al comparar la Figura 5.4 y Figura 5.5, se observan diferencias mínimas en la geometría del chorro formado durante el proceso de electrohilado bajo distintas condiciones de movimiento del colector. En ambos casos, se forma inicialmente una gota, con dimensiones similares ($H = 0.5$ mm, $L \approx 0.4\text{--}0.5$ mm), seguida del cono de Taylor que da origen al chorro de solución polimérica. La formación de una gota en la punta de la aguja antes de la aparición del cono de Taylor ocurre debido a que el campo eléctrico aplicado aún no ha superado el umbral necesario para vencer la tensión superficial del fluido. En estas condiciones, se mantiene un equilibrio entre la fuerza electrostática y la tensión superficial, dando lugar a una gota estacionaria. A medida que se acumula carga en la superficie de la gota y se incrementa el voltaje, la gota se deforma hasta alcanzar la geometría cónica característica, momento en el cual se inicia la eyección del chorro. Por tanto, la presencia de una gota previa es una etapa transitoria común en la dinámica del proceso (Montinaro, *et al.* 2015).

Referente a la longitud de la región del campo cercano (J), se puede observar que varía según el tipo de movimiento:

- En el caso de movimiento rotacional, la región del campo cercano alcanza una longitud de 1.18 mm.
- En contraste, bajo movimiento combinado rotacional y traslacional, esta región se reduce a 0.86 mm.

Esta disminución puede atribuirse al efecto del desplazamiento lineal del colector, el cual introduce una componente adicional de arrastre en la dirección del eje de desplazamiento. Dicha condición podría generar una variación en la estabilidad del chorro o un adelgazamiento más rápido del mismo, acortando su región de trayectoria estable.

5.2.2 Análisis de la morfología de las fibras mediante SEM

5.2.2.1 Movimiento rotacional

El análisis morfológico de las fibras de PVA obtenidas mediante electrohilado bajo condiciones de movimiento rotacional se llevó a cabo mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) a través del software Image J. Las micrografías seleccionadas fueron obtenidas con aumentos de 200, 100 y 50 μm . Se puede observar la presencia de una capa superficial con apariencia de película continua en distintas zonas del sustrato (Figura 5.6 A,B). Este fenómeno se atribuye al impacto de gotas de la solución polimérica durante el proceso de electrohilado, las cuales, al depositarse directamente sobre el sustrato generaron una película delgada que recubre parcial o completamente algunas de las fibras previamente formadas, lo que conlleva a la pérdida de fibras en las zonas afectadas. A pesar de ello, en áreas no comprometidas por el goteo, se logran distinguir fibras con trayectorias aleatorias características del electrohilado (Figura 5.6 C). Este tipo de defectos ha sido descrito en estudios previos como consecuencia de un desbalance entre el flujo de alimentación y la estabilidad del chorro (Ramakrishna *et al.*, 2005).

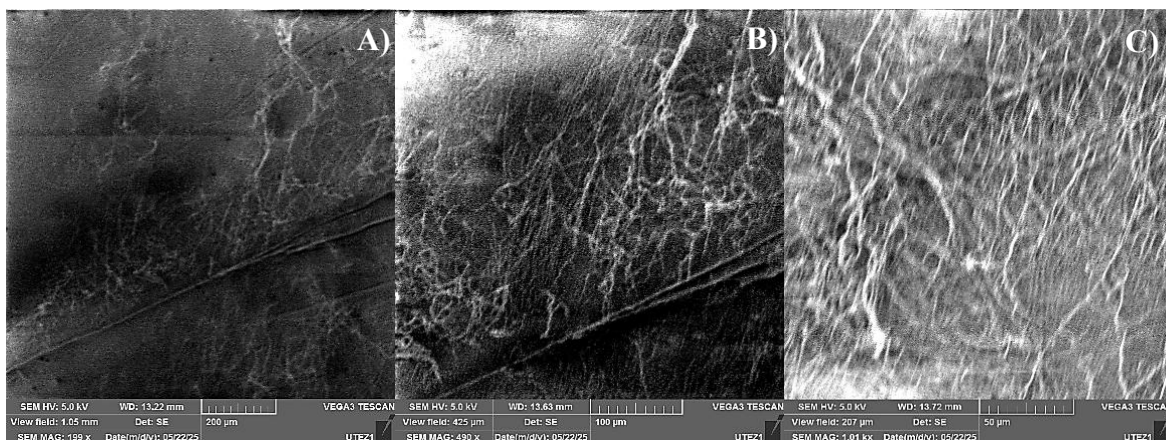
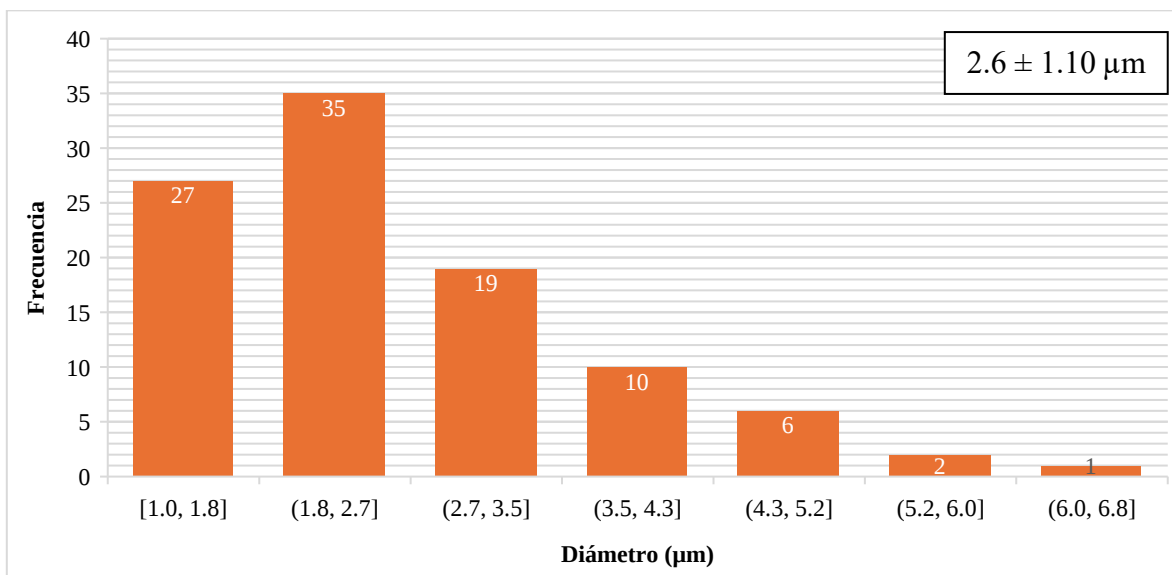


Figura 5.6 Micrografía SEM de las fibras de PVA con movimiento rotacional del colector

Se realizó un análisis de la micrografía (ampliación de 50 μm) para determinar la distribución del diámetro de las fibras obtenidas bajo condiciones de movimiento rotacional del colector. En la Gráfica 5.1 se presenta el histograma correspondiente, donde se observa que la mayoría de las fibras se encuentran en el rango de 1.8 a 2.7 μm , con una frecuencia máxima de 35. La media del diámetro fue de $2.6 \pm 1.10 \mu\text{m}$, lo que indica una distribución moderadamente dispersa, con presencia de fibras tanto finas (cercasas a 1 μm) como otras de mayor espesor (hasta 6.8 μm).



Gráfica 5.1 Histograma del diámetro de las fibras con movimiento rotacional del colector.

5.2.2.2 Movimiento rotacional-traslacional

En la Figura 5.7A se observa una red densa de fibras distribuidas de manera más uniforme que en el caso exclusivamente rotacional y no se observan zonas extensas con apariencia de película continua. La Figura 5.7B las trayectorias de las fibras se presentan continuas, con diámetros relativamente constantes a lo largo de distintos sectores, evidenciando un estiramiento prolongado del chorro antes de la deposición. La Figura 5.7C las fibras muestran

superficies lisas y sin formaciones de gotas o irregularidades puntuales, confirmando que el movimiento combinado minimiza las inestabilidades del chorro. En conjunto, las imágenes demuestran que la configuración rotacional-traslacional favorece la generación de fibras más homogéneas en diámetro y morfología, en comparación con la configuración rotacional sola.

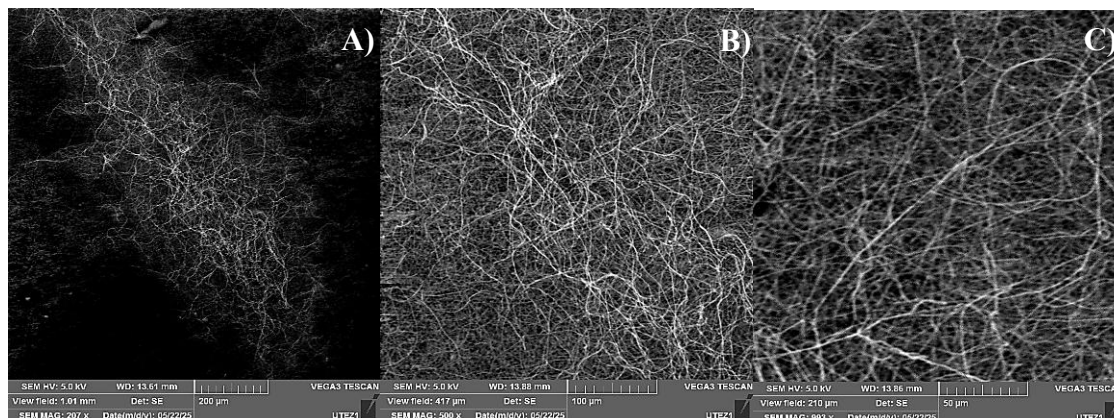
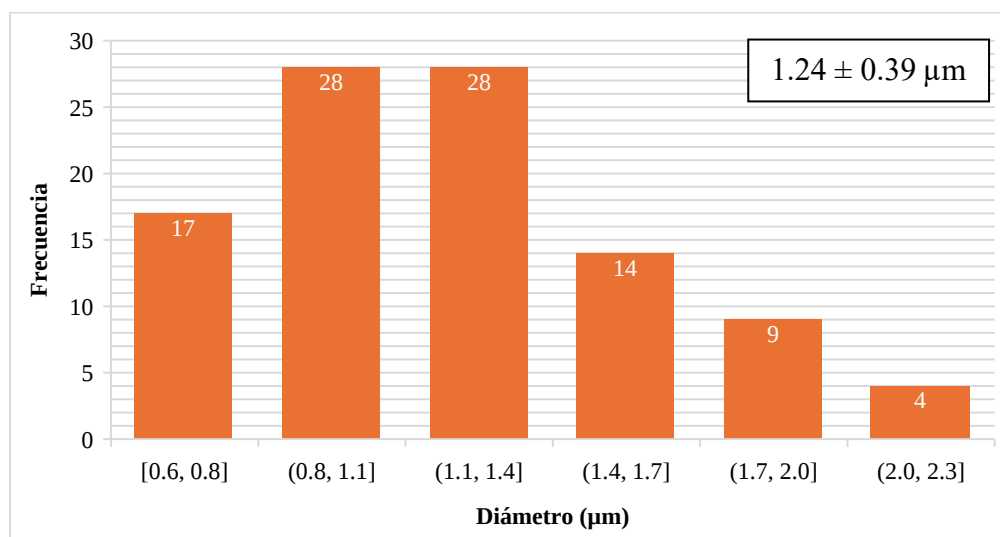


Figura 5.7 Micrografía SEM de las fibras de PVA con movimiento rotacional-traslacional del colector

Al igual que el caso anterior, se realizó un análisis de la micrografía (ampliación de 50 µm). La Gráfica 5.2 presenta la distribución de diámetros de las fibras obtenidas bajo condiciones de movimiento rotacional y traslacional del colector. Se observa una mayor concentración de fibras en los rangos de 0.8 a 1.4 µm, alcanzando frecuencias de hasta 28 mediciones por intervalo, lo cual evidencia una distribución más homogénea en comparación con el caso anterior. El valor promedio obtenido fue de $1.24 \pm 0.39 \mu\text{m}$, lo que indica una reducción significativa en el diámetro y la dispersión de las fibras. Este comportamiento sugiere que el desplazamiento adicional del colector contribuye a un estiramiento más efectivo del chorro electrohilado, favoreciendo la formación de fibras más delgadas y uniformes. Además, la menor presencia de fibras con diámetros superiores a 2 µm sugiere una mayor estabilidad y control en el proceso durante esta condición de operación.



Gráfica 5.2 Histograma del diámetro de las fibras con movimiento rotacional y traslacional del colector.

Al comparar los resultados obtenidos en ambas condiciones, se observa que el movimiento combinado rotacional y traslacional del colector permite obtener fibras más delgadas y uniformes en comparación con el movimiento rotacional. En este segundo caso, el diámetro promedio disminuyó de $2.6 \pm 1.10 \mu\text{m}$ a $1.24 \pm 0.39 \mu\text{m}$, y la distribución se concentró en un rango más estrecho, con menor presencia de fibras gruesas. Estos resultados indican que el desplazamiento adicional favorece un estiramiento más efectivo del chorro electrohilado, lo cual mejora el control sobre el proceso y contribuye a una deposición más homogénea del material. La Tabla 5.10 resume los principales parámetros obtenidos bajo ambas condiciones:

Tabla 5.10 Comparación de las fibras obtenidas.

Parámetro	Movimiento rotacional	Movimiento rotacional-traslacional
Diámetro promedio (μm)	2.60 ± 1.10	1.24 ± 0.39
Rango frecuente (μm)	1.8 – 2.7	0.8 – 1.4
Frecuencia máxima del histograma	35	28
Fibras gruesas ($> 4 \mu\text{m}$)	Sí (hasta $6.8 \mu\text{m}$)	No (máx. $\sim 2.3 \mu\text{m}$)

De acuerdo con la literatura reciente, las fibras electrohiladas de PVA puro presentan diámetros promedios típicos entre 0.6 y $2.0 \mu\text{m}$, dependiendo principalmente de variables como la concentración del polímero, el peso molecular, la viscosidad de la solución y las condiciones del proceso (voltaje, caudal, tipo de aguja, distancia, etc.). Por ejemplo, de acuerdo con los resultados presentados por Li *et al.* (2023), se obtuvieron fibras con un diámetro promedio de $2.04 \pm 0.40 \mu\text{m}$ utilizando una solución de PVA con aguja de 0.26 mm . Al reducir el diámetro de la aguja a 0.21 mm , el diámetro disminuyó a $0.62 \mu\text{m}$, demostrando el impacto de la geometría del inyector en el estiramiento del chorro. Por otro lado, Fernández *et al.* (2025) reportaron fibras con diámetros de hasta $7.0 \mu\text{m}$ en condiciones de alta concentración polimérica y viscosidad, lo que sugiere que una formulación densa puede generar fibras más gruesas, aunque menos homogéneas.

Comparando con este trabajo, las fibras obtenidas bajo movimiento rotacional presentaron un diámetro promedio de $2.60 \pm 1.10 \mu\text{m}$, superando los valores reportados como comunes para el PVA puro. En cambio, las fibras generadas bajo movimiento combinado rotacional y traslacional mostraron un diámetro de $1.24 \pm 0.39 \mu\text{m}$, el cual se encuentra dentro del rango esperado según los estudios previos. Esto sugiere que el desplazamiento traslacional adicional favorece un estiramiento más eficiente del chorro electrohilado, permitiendo obtener fibras más delgadas sin necesidad de modificar la composición de la solución ni utilizar aditivos.

5.2.3 Espectroscopía Raman

Para corroborar la integridad del polímero después del proceso de electrohilado, se llevó a cabo por espectroscopia Raman el análisis químico de la fibra. El espectro Raman de la muestra de PVA (Figura 5.8) muestra una banda cercana a 3300 cm^{-1} que corresponde al estiramiento vibracional simétrico del enlace O–H de los grupos hidroxilo, contenidos en la estructura polimérica del PVA. En la región de $2950\text{--}2850\text{ cm}^{-1}$, se observa un estiramiento simétrico y asimétrico del enlace C–H de los grupos metileno ($-\text{CH}_2-$), de la cadena polimérica del PVA, cuyas unidades monoméricas son $-\text{CH}_2\text{--CHOH}-$. Alrededor de 1433 cm^{-1} , aparece una banda vibracional de flexión del grupo metileno CH_2 , mientras que a 1332 cm^{-1} se distingue la vibración de deformación del enlace C–H (CH), reforzando la confirmación de los grupos metileno y metino en la cadena principal del PVA. En 1132 cm^{-1} se observa la banda de estiramiento vibracional del enlace C–O del alcohol y en 924 cm^{-1} , aparece la banda vibracional del enlace C–C–O, de la cadena polimérica PVA. Finalmente, en 853 cm^{-1} aparece la señal más intensa del esqueleto de la cadena polimérica correspondiente al estiramiento C–C. En conjunto, este patrón espectral —picos en 3300 cm^{-1} (O–H), $2950\text{--}2980\text{ cm}^{-1}$ (C–H/ CH_2), 1433 cm^{-1} (CH_2), 1332 cm^{-1} (CH), 1132 cm^{-1} (C–O), 924 cm^{-1} (C–C–O) y 853 cm^{-1} (C–C)— coincide con los valores reportados en la bibliografía para PVA y permite confirmar su composición química, así como para confirmar que no hubo posibles modificaciones o contaminantes durante el proceso de electrohilado.

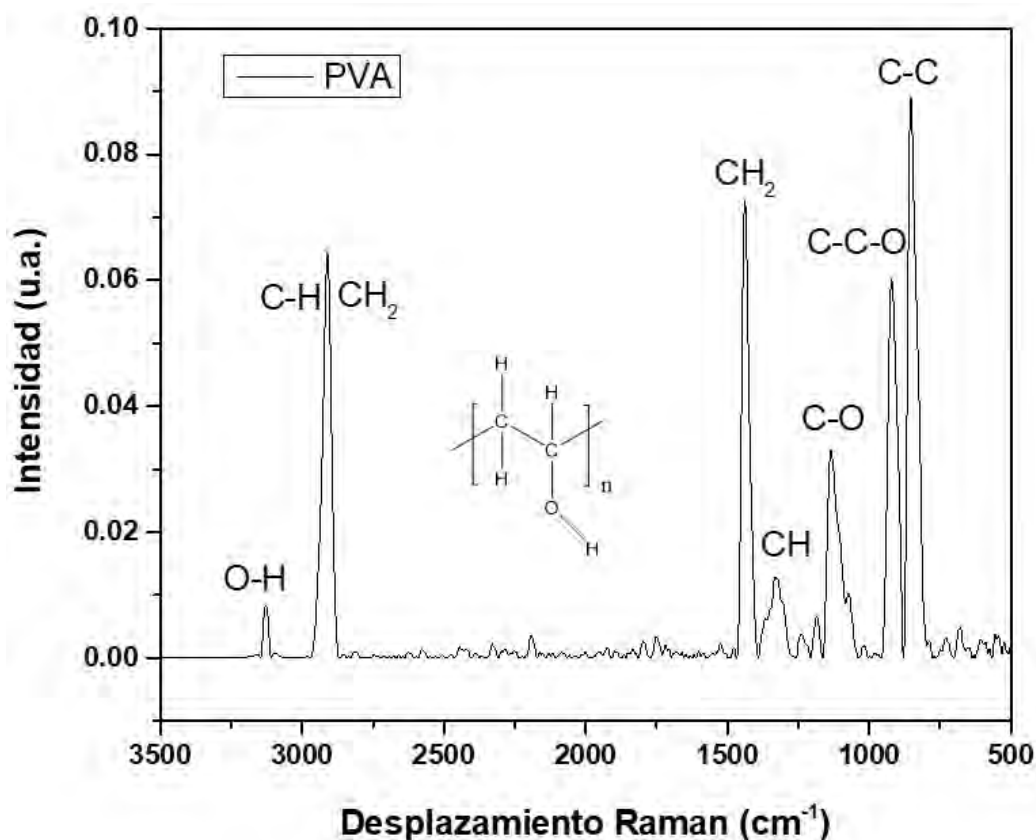


Figura 5.8 Espectro Raman del PVA.

Capítulo

6

Conclusiones

En este último apartado se recopilan las conclusiones generales derivadas del desarrollo y validación del prototipo de máquina de electrohilado. A partir de los objetivos planteados, se sintetizan los aportes más relevantes, su alcance, así como el trabajo futuro a realizar.

6.1 Conclusiones

Se ha demostrado que es posible la creación de nanofibras a partir de soluciones poliméricas como el PVA mediante el equipo de electrohilado desarrollado. El prototipo es capaz de ajustar los parámetros de proceso como la velocidad de infusión, la velocidad rotacional del rodillo, la distancia entre el capilar/colector, el voltaje aplicado, así como los parámetros ambientales como temperatura y humedad. Todo esto mediante los 5 sistemas implementados: 1) Sistema colector móvil, 2) Sistema bomba de infusión, 3) Sistema estructura, 4) Sistema de alimentación de alto voltaje y 5) Sistema de control de temperatura y humedad.

Así mismo se enlista el cumplimiento de los siguientes puntos y objetivos:

- 1) Se diseñó y se construyó una máquina para la fabricación de nanofibras poliméricas, en configuración horizontal, para aplicaciones médicas.
- 2) Se seleccionaron los componentes para la máquina de electrohilado.
- 3) Se implementó un sistema de control en el movimiento rotacional y traslacional del colector, así como en la bomba de infusión.
- 4) Se implementó un sistema de control para los parámetros ambientales de temperatura y humedad relativa.
- 5) Se determinó el tipo de polímero y disolvente a utilizar, considerando la biocompatibilidad y biodegradabilidad de estos para su uso en el área médica.
- 6) Se caracterizaron las nanofibras poliméricas obtenidas.

6.2 Aportaciones

- 1) Control de lazo abierto para los motores: Se implementó un control de lazo abierto que permite el funcionamiento de los motores del sistema de infusión y colector según los requerimientos durante el proceso de electrohilado.
 - 2) Versatilidad en configuraciones de electrohilado: El prototipo permite configuraciones de electrohilado uniaxial, coaxial y triaxial, así como movimiento traslacional del colector, lo que permite generar nanofibras con morfologías variadas según las necesidades de aplicación.
-

- 3) Monitoreo en tiempo real del cono de Taylor: El sistema de visualización facilita la observación continua del cono de Taylor y la corrección de los parámetros de proceso y ambientales ante alguna desviación, mejorando la reproducibilidad y calidad de las fibras.

6.3 Recomendaciones

- Aunque el control en lazo abierto funcionó adecuadamente, se recomienda implementar un sistema de realimentación (lazo cerrado) para la bomba de infusión; la medición en tiempo real del flujo o del par motor permitiría corregir desviaciones debidas a variaciones producidas por la viscosidad de las soluciones.
- Se sugiere optimizar el diseño de la bomba de infusión para facilitar el montaje y desmontaje de las jeringas; asimismo, mejorar el diseño del colector para facilitar la extracción de las fibras creadas en el sustrato.
- Incorporar un sistema de visión para medir diámetro de fibras durante la producción, así como una interfaz gráfica en LabVIEW para el control centralizado de todos los parámetros del proceso.
- Se sugiere ampliar la caracterización de las nanofibras, incluyendo pruebas mecánicas esfuerzo/deformación.
- Se recomienda realizar una mayor experimentación con diversas soluciones poliméricas y disolventes, así como los parámetros de proceso y ambientales, con el fin de validar la versatilidad del dispositivo para generar nanofibras con diferentes propiedades.

Bibliografías

1. Ababzadeh, S., Farzin, A., Goodarzi, A., Karimi, R., Sagharjoghi Farahani, M., Eslami Farsani, M., & Ai, J. 2020. *High porous electrospun poly (ϵ -caprolactone)/gelatin/mgo scaffolds preseeded with endometrial stem cells promote tissue regeneration in full-thickness skin wounds: An in vivo study. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 108(7), 2961-2970.
2. Adomaviciute, E., Stanys, S., 2011. *Formation of electrospun PVA mats on different types of support materials using various kinds of grounded electrodes. Fibres and Textiles in Eastern Europe* 19, 34.
3. Agarwal, S., Wendorff, J. H., & Greiner, A. 2008. *Use of electrospinning technique for biomedical applications. Polymer*, 49(26), 5603-5621.
4. Ahmadi Bonakdar, M., & Rodrigue, D. 2024. *Electrospinning: Processes, structures, and materials. Macromol*, 4(1), 58-103.
5. Anún, J., & Bagatello, F. J., 2017. Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de hidroxiapatita en gelatina (Bachelor's thesis, Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales).
6. Baltazar Baquerizo, C. E., 2021. Sistema mecatrónico de bajo costo para la producción de micro y nano fibras usando la técnica de electro-hilado.
7. Becker, A., Zernetsch, H., Mueller, M., Glasmacher, B., 2015. *A novel coaxial nozzle for in-process adjustment of electrospun scaffolds' fiber diameter. Current Directions in Biomedical Engineering* 1, 104.
8. Bhardwaj, N., & Kundu, S. C., 2010. *Electrospinning: A fascinating fiber fabrication technique. Biotechnology advances*, 28(3), 325-347.
9. Cadafalch Gazquez, G., Smulders, V., Veldhuis, S. A., Wieringa, P., Moroni, L., Boukamp, B. A., & Ten Elshof, J. E., 2017. *Influence of solution properties and process parameters on the formation and morphology of YSZ and nio ceramic nanofibers by electrospinning. Nanomaterials*, 7(1), 16.

10. Cai, Y., Gevelber, M., 2013. *The Effect of Relative Humidity and Evaporation Rate on Electrospinning: Fiber Diameter and Measurement for Control Implications*. *J. Mater. Sci.*, 48, 7812–7826.
11. Cardenas Turner, J., Collins, G., Blaber, E. A., Almeida, E. A., & Arinzeh, T. L. 2020. *Evaluating the cytocompatibility and differentiation of bone progenitors on electrospun zein scaffolds*. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, 14(1), 173-185.
12. Casper CL., Stephens JS., Tassi NG., Chase BD., Rabolt JF., 2004. *Controlling Surface Morphology of Electrospun Polystyrene Fibers Effect of Humidity and Molecular Weight in the Electrospinning Process*, *Macromolecules*, 37, 573.
13. Castro, V. O., Fredel, M. C., Aragones, Á., de Oliveira Barra, G. M., Cesca, K., & Merlini, C. (2020). *Electrospun fibrous membranes of poly (lactic-co-glycolic acid) with β -tricalcium phosphate for guided bone regeneration application*. *Polymer Testing*, 86, 106489.
14. Chanunpanich, N., Lee, B., Byun, H., 2008. *A study of electrospun PVDF on PET sheet*. *Macromolecular Research* 16, 212.
15. Choi, J.S., Lee, S.W., Jeong, L., Bae, S.H., Min, B.C., Youk, J.H., Park, W.H., 2004. *Effect of organosolublesalts on the nanofibrous structure of electrospun poly (3-hydroxybutyrate-co- 3-hydroxyvalerate)*. *International Journal of Biological Macromolecules* 34, 249.
16. Collins, G. Federici, J., Imura, Y., Catalani, L.H., 2012. *Charge Generation, Charge Transport, and Residual Charge in the Electrospinning of Polymers: A Review of Issues and Complications*. *J. Appl. Phys.* 111, 044701.
17. Colmenares Roldán, G.J., Quintero Martínez, Y., Agudelo Gómez, L.M., Rodríguez Vinasco, L.F., Hoyos Palacio, L.M., 2017. *Influence of the Molecular Weight of Polymer, Solvents and Operational Condition in the Electrospinning of Polycaprolactone*. *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioq.*, 84, 35–45
18. De Vrieze, S., Van Camp, T., Nelvig, A., Hagström, B., Westbroek, P., De Clerck, K., 2009 *The Effect of Temperature and Humidity on Electrospinning*. *J. Mater. Sci.*, 44, 1357–1362.

19. Ding, B., Wang, X., & Yu, J. (Eds.). 2018. *Electrospinning: nanofabrication and applications*. William Andrew.
20. Echeverria Molina, M. I., Chen, C. A., Martinez, J., Tran, P., & Komvopoulos, K. 2022. *Novel Electrospun Polycaprolactone/Calcium Alginate Scaffolds for Skin Tissue Engineering. Materials*, 16(1), 136.
21. El-Khordagui, L., El-Sayed, N., Galal, S., El-Gowelli, H., Omar, H., & Mohamed, M. 2017. *Photosensitizer-eluting nanofibers for enhanced photodynamic therapy of wounds: A preclinical study in immunocompromized rats. International journal of pharmaceutics*, 520(1-2), 139-148.
22. Fang, Y., Zou, Y., Xu, J., Chen, G., Zhou, Y., Deng, W., ... & Chen, J. 2021. *Ambulatory cardiovascular monitoring via a machine-learning-assisted textile triboelectric sensor. Advanced Materials*, 33(41), 2104178.
23. Fashandi, H., Karimi, M., 2012. *Pore formation in polystyrene fiber by superimposing temperature and relative humidity of electrospinning atmosphere. Polymer* 53, 5832.
24. Fernández, A., Gómez, L., & Ríos, D. 2025. *Development of polycrystalline-based PVA fibers using high-viscosity electrospinning. Materials Chemistry and Physics*, 320, 127893.
25. Fuloria, S., Mehta, J., Chandel, A., Sekar, M., Rani, N. N. I. M., Begum, M. Y., & Fuloria, N. K. 2022. *A comprehensive review on the therapeutic potential of Curcuma longa Linn. In relation to its major active constituent curcumin. Frontiers in Pharmacology*, 13, 820806.
26. Gao, X., Wen, M., Liu, Y., Hou, T., Niu, B. Y An, M. (2022). *Síntesis y caracterización de andamios electrohilados de PU/PLCL/CMCS para ingeniería de tejidos cutáneos. Polímeros*, 14 (22), 5029.
27. Geng, X. X., & Xu, T., 2020. *Constant Tension System of Electrospinning Equipment Based on Fuzzy PID Control. In 2020 7th International Forum on Electrical Engineering and Automation (IFEEA)* (pp. 343-347). IEEE.
28. Ghaseminezhad, K., Zare, M., Lashkarara, S., Yousefzadeh, M., & Aghazadeh Mohandesi, J. 2020. *Fabrication of althea officinalis loaded electrospun nanofibrous scaffold for potential application of skin tissue engineering. Journal of Applied Polymer Science*, 137(16), 48587.

29. Golin, A., 2014. *Humidity Effect on the Structure of Electrospun Core-shell PCL-PEG Fibers for Tissue Regeneration Applications* (Ph.D. Thesis). The University of Western Ontario.
30. Gomez-Muñoz, C. L., Zaca-Morán, P., & Zaca-Moran, O., 2023. LOS NANOMATERIALES Y SU IMPORTANCIA EN LA SÍNTESIS AMIGABLE CON EL AMBIENTE. *RD-ICUAP*, 9(25), 162-170.
31. Govindasamy, K., Dahlan, N. A., Janarthanan, P., Goh, K. L., Chai, S. P., & Pasbakhsh, P. 2020. *Electrospun chitosan/polyethylene-oxide (PEO)/halloysites (HAL) membranes for bone regeneration applications. Applied Clay Science*, 190, 105601.
32. Guo, Y., Wang, X., Shen, Y., Dong, K., Shen, L., & Alzalab, A. A. A., 2022. *Research progress, models and simulation of electrospinning technology: A review. Journal of Materials Science*, 1-47.
33. Hodgyai, N., Farnos, R. L., & Gergely, A. 2020. *The design and implementation of a disk electrospinning device. Műszaki Tudományok Közlemények*, 13(1), 72-76.
34. Ignatova, M. G., Manolova, N. E., Rashkov, I. B., Markova, N. D., Toshkova, R. A., Georgieva, A. K., & Nikolova, E. B. 2016. *Poly (3-hydroxybutyrate)/caffeic acid electrospun fibrous materials coated with polyelectrolyte complex and their antibacterial activity and in vitro antitumor effect against hela cells. Materials Science and Engineering: C*, 65, 379-392.
35. Jadbabaei, S., Kolahdoozan, M., Naeimi, F. Y Ebadi-Dehaghani, H. 2021. Preparación y caracterización de andamios poliméricos de alginato de sodio-PVA mediante el método de electrohilado para aplicaciones de ingeniería de tejidos cutáneos. *Avances RSC* , 11 (49), 30674-30688.
36. Jiang H., Hu Y., Li Y., Zhao P., Zhu K., Chen W., 2005. *A Facile Technique to Prepare Biodegradable Coaxial Electrospun Nanofibers for Controlled Release of Bioactive Agents*, *J. Controlled Release*, 108, 237.
37. Ki, C. S., Baek, D. H., Gang, K. D., Lee, K. H., Um, I. C., & Park, Y. H., 2005. *Characterization of gelatin nanofiber prepared from gelatin-formic acid solution. Polymer*, 46(14), 5094-5102.

38. Laboy-López, S., Méndez Fernández, P. O., Padilla-Zayas, J. G., & Nicolau, E. 2022. *Bioactive Cellulose Acetate Electrospun Mats as Scaffolds for Bone Tissue Regeneration. International Journal of Biomaterials*, 2022.
39. Lannutti J., Reneker D., Ma T., Tomasko D., Farson D., 2007. *Electrospinning for Tissue Engineering Scaffolds*, Mat. Sci. Eng C, 27, 504.
40. Lee, J.S., Choi, K.H., Ghim, H.D., Kim, S.S., Chun, D.H., Kim, H.Y., Lyoo, W.S., 2004. *Role of molecularweight of Atactic Poly (Vinyl Alcohol) (PVA) in the Structure and Properties of PVA Nanofabric Prepared by Electrospinning*. J. Appl. Polym. Sci., 93, 1638–1646.
41. Li C., Vepari C., Jin HJ., Kim HJ., Kaplan DL., 2006. *Electrospun Silk–Bmp–2 Scaffolds for Bone Tissue Engineering*, Biomaterials, 27, 3115.
42. Li W., Caterson E., Tuan R., Ko F., 2002. *Electrospun Nanofibrous Structure a Novel Scaffold for Tissue Engineering*, J. Biomed. Mater. Res, 60, 613.
43. Li, Z., Wang, C., 2013. *Effects of working parameters on electrospinning. One-dimensional nanostructures: Electrospinning technique and unique nanofibers*, 15-28.
44. Li, Z., Wang, M., & Chen, Y. 2023. *Influence of nozzle diameter on electrospun PVA fiber morphology*. Materials Today: Proceedings, 85, 1023–1029.
45. Libanori, A., Soto, J., Xu, J., Song, Y., Zarubova, J., Tat, T., ... & Chen, J. 2023. *Self-powered programming of fibroblasts into neurons via a scalable magnetoelastic generator array*. Advanced Materials, 35(7), 2206933.
46. Long, Y. Z., Yan, X., Wang, X. X., Zhang, J., & Yu, M. 2019. *Electrospinning: the setup and procedure*. In *Electrospinning: nanofabrication and applications* (pp. 21-52). William Andrew Publishing.
47. López Peña, I. Y., 2019. *Preparación por electrohilado y electroaspersión de materiales poliméricos, su caracterización y aplicación en el área de la salud*.
48. Lu, Y., Huang, J., Yu, G., Cardenas, R., Wei, S., Wujcik, E. K., & Guo, Z. 2016. *Coaxial electrospun fibers: applications in drug delivery and tissue engineering*. Wiley Interdisciplinary Reviews: Nanomedicine and Nanobiotechnology, 8(5), 654-677.
49. Luginina, M., Schuhladen, K., Orrú, R., Cao, G., Boccaccini, A. R., & Liverani, L. 2020. *Electrospun PCL/PGS composite fibers incorporating bioactive glass particles for soft tissue engineering applications*. Nanomaterials, 10(5), 978.

50. Ma, G., Yang, D., Wang, K., Han, J., Ding, S., Song, G., & Nie, J. 2010. *Organic-soluble chitosan/polyhydroxybutyrate ultrafine fibers as skin regeneration prepared by electrospinning. Journal of Applied Polymer Science*, 118(6), 3619-3624.
51. Maurya, A. K., & Mishra, N., 2022. *Smart Polymeric Biomaterials in Tissue Engineering. In Tissue Engineering* 59-88.
52. Mccarty, R. J., & Giapis, K. P. (2019). *An Adaptable Device for Scalable Electrospinning of Low-and High-Viscosity Solutions. Instruments*, 3(3), 37.
53. Mendoza Uribe, G., & Rodríguez-López, J. L., 2007. La Nanociencia y la Nanotecnología: una revolución en curso. *Perfiles latinoamericanos*, 14(29), 161-186.
54. Milleret, V., Simona, B., Neuenschwander, P., Hall, H., 2011. *Tuning electrospinning parameters for production of 3D-fiber fleeces with increased porosity for soft tissue engineering applications. European Cells and Materials* 21, 286.
55. Mit-uppatham, C., Nithitanakul, M., Supaphol, P., 2004. *Ultrafine Electrospun Polyamide-6 Fibers: Effect of Solution Conditions on Morphology and Average Fiber Diameter. Macromol. Chem. Phys.*, 205, 2327–2338
56. Molfino, H., Alcalde-Yañez, A., Valverde-Morón, V., & Villanueva-Salvatierra, D. 2020. Electrospinning: Avances y aplicaciones en el campo de la biomedicina. *Revista de la Facultad de Medicina Humana*, 20(4), 706-713.
57. Montinaro, M., Fasano, V., Moffa, M., Camposeo, A., Persano, L., Lauricella, M., & Pisignano, D. 2015. *Sub-ms dynamics of the instability onset of electrospinning. Soft matter*, 11(17), 3424-3431.
58. Montini, F., Cortez, P., & Gustavo, A., 2015. Nanofibras electrohiladas para usos terapéuticos. Módulo II: Tecnologías aplicadas al diseño y producción de sistemas terapéuticos, En: *Biomateriales Aplicados al Diseño de Sistemas Terapéuticos Avanzados* (H. Souza, M. Braga, A. Sosnik, Editores). Coimbra University, Portugal. Capítulo, 9, 385-417.
59. Naderi, P., Zarei, M., Karbasi, S., & Salehi, H. (2020). *Evaluation of the effects of keratin on physical, mechanical and biological properties of poly (3-hydroxybutyrate) electrospun scaffold: Potential application in bone tissue engineering. European Polymer Journal*, 124, 109502.

60. Nie, H., He, A., Zheng, J., Xu, S., Li, J., & Han, C. C. 2008. *Effects of chain conformation and entanglement on the electrospinning of pure alginate*. *Biomacromolecules*, 9(5), 1362-1365.
61. Nonato, R. C., Morales, A. R., Vieira, A. F., Nista, S. V., Mei, L. H., & Bonse, B. C., 2016. *Solution parameters in the manufacture of ceramic zno nanofibers made by electrospinning*. *Applied Physics A*, 122, 1-11.
62. Ohkawa, K., Kim, H., Lee, K., & Yamamoto, H., 2004. *Electrospun Non-Woven Fabrics of Poly (ϵ -caprolactone) and Their Biodegradation by Pure Cultures of Soil Filamentous Fungi*. In *Macromolecular Symposia* (Vol. 216, No. 1, pp. 301-306). Weinheim: WILEY-VCH Verlag.
63. Owida, H. A., Moh'd, B. A. H., & Al Takrouri, M. 2022. *Designing an integrated low-cost electrospinning device for nanofibrous scaffold fabrication*. *Hardwarex*, 11, e00250.
64. Pelipenko, J., Kocbek, P., Kristl, J., 2015. *Critical Attributes of Nanofibers: Preparation, Drug Loading, and Tissue Regeneration*. *Int. J. Pharm.*, 484, 57–74.
65. Pelipenko, J., Kocbek, P., Kristl, J., 2015. *Nanofiber Diameter as a Critical Parameter Affecting Skin Cell Response*. *Eur. J. Pharm. Sci.*, 66, 29–35.
66. Perumal, G., Sivakumar, P. M., Nandkumar, A. M., & Doble, M. 2020. *Synthesis of magnesium phosphate nanoflakes and its PCL composite electrospun nanofiber scaffolds for bone tissue regeneration*. *Materials Science and Engineering: C*, 109, 110527.
67. Ramakrishna S., Fujihara K., Teo WE., Lim TC., Ma Z., 2005. *An Introduction to Electrospinning and Nanofibers*, National University of Singapore.
68. Ramier, J., Boudierlique, T., Stoilova, O., Manolova, N., Rashkov, I., Langlois, V., & Grande, D. 2014. *Biocomposite scaffolds based on electrospun poly (3-hydroxybutyrate) nanofibers and electrosprayed hydroxyapatite nanoparticles for bone tissue engineering applications*. *Materials Science and Engineering: C*, 38, 161-169.
69. Ravichandran R., Ng CCH., Liao S., Pliszka D., Raghunath M., Ramakrishna S., Chan CK., 2012. *Biomimetic Surface Modification of Titanium Surfaces for Early Cell Capture by Advanced Electrospinning*, *Biomedical Materials*, 7, 015001.
70. Ray, S. S., Chen, S. S., Nguyen, N. C., Hsu, H. T., Nguyen, H. T., & Chang, C. T. 2017. *Poly (vinyl alcohol) incorporated with surfactant based electrospun nanofibrous layer*

- onto polypropylene mat for improved desalination by using membrane distillation. *Desalination*, 414, 18-27.
71. Raza, Z. A., Noor, S., & Khalil, S. 2019. *Recent developments in the synthesis of poly (hydroxybutyrate) based biocomposites. Biotechnology Progress*, 35(5), e2855.
 72. Revia, R. A., Wagner, B. A., & Zhang, M. 2019. *A portable electrospinner for nanofiber synthesis and its application for cosmetic treatment of alopecia. Nanomaterials*, 9(9), 1317.
 73. Ribeiro C., Sencadas V., Gómez Ribelles JL., Lanceros-Méndez S., 2010. *Influence of Processing Conditions on Polymorphism and Nanofiber Morphology of Electroactive Poly(Vinylidene Fluoride) Electrospun Membranes.*, *Soft Materials*, 8, 274
 74. Roa Rodríguez, M. F., 2017. “Diseño, desarrollo e implementación de un dispositivo de pruebas de electrohilado (electrospinning) para aplicaciones en nanoinstrumentación”.
 75. Rogina, A., 2014. *Electrospinning Process: Versatile Preparation Method for Biodegradable and Natural Polymers and Biocomposite Systems Applied in Tissue Engineering and Drug Delivery*. *Appl. Surf. Sci.*, 296, 221–230.
 76. Ruiz Silva, E. S. 2020. Diseño y construcción de una máquina de electrohilado vertical de 0 a 15 KV para generar nanofibras a base del polímero polisiloxano (Bachelor's thesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, Carrera de Ingeniería Mecánica).
 77. Sánchez, L. D., Rodríguez, L., López, M., 2013. “Electrospinning: la era de las nanofibras”.
 78. Sanhueza, C., Hermosilla, J., Bugallo-Casal, A., Da Silva-Candal, A., Taboada, C., Millán, R., ... & Acevedo, F. 2021. Andamio electrohilado de un solo paso de nano/microfibras de gelatina/poli-3-hidroxibutirato de doble tamaño para la regeneración de la piel en heridas diabéticas. *Ciencia e Ingeniería de Materiales: C*, 119 , 111602.
 79. Sanhueza, C., Hermosilla, J., Bugallo-Casal, A., Da Silva-Candal, A., Taboada, C., Millán, R., ... & Acevedo, F. 2021. *One-step electrospun scaffold of dual-sized gelatin/poly-3-hydroxybutyrate nano/microfibers for skin regeneration in diabetic wound. Materials Science and Engineering: C*, 119, 111602.
 80. Sani, I. S., Rezaei, M., Khoshfetrat, A. B., & Razzaghi, D. 2021. *Preparation and characterization of polycaprolactone/chitosan-g-polycaprolactone/hydroxyapatite*

- electrospun nanocomposite scaffolds for bone tissue engineering. International Journal of Biological Macromolecules*, 182, 1638-1649.
81. Sergi, R., Cannillo, V., Boccaccini, A. R., & Liverani, L. 2020. *Incorporation of bioactive glasses containing Mg, Sr, and Zn in electrospun PCL fibers by using benign solvents. Applied Sciences*, 10(16), 5530.
 82. Shi Yingkun, Wang Dong, Wu Peiyi y Sun Shengtong 2024. Preparación de fibras de gel líquido iónico elástico mediante pull spinning.
 83. Sill T.J, Von Recum H.A., 2008. *Electrospinning: Applications in Drug Delivery and Tissue Engineering, Biomaterials*, 29, 1989.
 84. Son, W. K., Youk, J. H., Lee, T. S., & Park, W. H. 2004. *The effects of solution properties and polyelectrolyte on electrospinning of ultrafine poly (ethylene oxide) fibers. Polymer*, 45(9), 2959-2966.
 85. Sonntag, M., Cimino, A., Rajapaksha, M. Y Thomas, J. 2020. Control mejorado sobre la deposición de nanofibras poliméricas con un aparato de electrohilado programable de 3 ejes. *Revista de Electrostatica* , 103 , 103406.
 86. Stanger, J., Tucker, N., Wallace, A., Larsen, N., Staiger, M., Reeves, R., 2009. *The effect of electrode configuration and substrate material on the mass deposition rate of electrospinning. Journal of Applied Polymer Science* 112, 1729.
 87. Su, Y., Li, W., Yuan, L., Chen, C., Pan, H., Xie, G., & Chen, J. 2021. *Piezoelectric fiber composites with polydopamine interfacial layer for self-powered wearable biomonitoring. Nano Energy*, 89, 106321.
 88. Sukigara, S., Gandhi, M., Ayutsede, J., Micklus, M. Y Ko, F., 2003. *Regeneration of Bombyx mori silk by electrospinning—part 1: processing parameters and geometric properties. Polymer*, 44(19), 5721- 5727.
 89. Teo, W. E. (2015). *Introduction to electrospinning parameters and fiber control. Electrospin Tech*, 7-9.
 90. Thanh, N. H., Olekhnovich, R., Sitnikova, V., Kremleva, A., Snetkov, P., & Uspenskaya, M. 2023. *PHB/PEG Nanofiber Mat Obtained by Electrospinning and Their Performances. Technologies*, 11(2), 48.
 91. Tong H.W., Zhang X., Wang M., 2012. *A New Nanofiber Fabrication Technique Based on Coaxial Electrospinning, Mater. Lett*, 66, 257.

92. Tong, H.W., Wang, M., 2012. *Negative Voltage Electrospinning and Positive Voltage Electrospinning of Tissue Engineering Scaffolds: A Comparative Study and Charge Retention on Scaffolds*. *Nano LIFE*, 2, 1250004.
93. Transito-Medina, J., Vázquez-Vélez, E., Castillo, M. C., Martínez, H., & Campillo, B. 2023. *Gentamicin Release Study in Uniaxial and Coaxial Polyhydroxybutyrate–Polyethylene Glycol–Gentamicin Microfibers Treated with Atmospheric Plasma*. *Polymers*, 15(19), 3889.
94. Uhljar, L. É., y Ambrus, R., 2023. *Electrospinning of Potential Medical Devices (Wound Dressings, Tissue Engineering Scaffolds, Face Masks) and Their Regulatory Approach*. *Pharmaceutics*, 15(2), 417.
95. Uhljar, L.É., Alshweiat, A., Katona, G., Chung, M., Radacsi, N., Kókai, D., Burián, K., Ambrus, R., 2022. *Comparison of Nozzle-Based and Nozzle-Free Electrospinning for Preparation of Fast-Dissolving Nanofibers Loaded with Ciprofloxacin*. *Pharmaceutics*, 14, 1559.
96. Vasita, R., & Gelain, F. 2013. *Core-Sheath Fibers for Regenerative Medicine. Nanomaterials in Drug Delivery, Imaging, and Tissue Engineering*, 493-533.
97. Wang, S. F., Wu, Y. C., Cheng, Y. C., & Hu, W. W. 2021. *The development of polylactic acid/multi-wall carbon nanotubes/polyethylene glycol scaffolds for bone tissue regeneration application*. *Polymers*, 13(11), 1740.
98. Wijayanti, I. D., Saputra, A. K., Ibrahim, F., Rasyida, A., Suwarta, P., & Sidharta, I. 2022. *An ultra-low-cost and adjustable in-house electrospinning machine to produce PVA nanofiber*. *Hardwarex*, 11, e00315.
99. Wu, C.-M., Chiou, H.-G., Lin, S.-L., Lin, J.-M., 2012. *Effects of Electrostatic Polarity and the Types of Electrical Charging on Electrospinning Behavior*. *J. Appl. Polym. Sci.*, 126, E89–E97.
100. Xue, J., Wu, T., Dai, Y., Xia, Y., 2019. *Electrospinning and Electrospun Nanofibers: Methods, Materials, and Applications*. *Chem. Rev.* 119, 5298–5415.
101. Yan, X., Xiao, X., Au, C., Mathur, S., Huang, L., Wang, Y., & Chen, J. 2021. *Electrospinning nanofibers and nanomembranes for oil/water separation*. *Journal of Materials Chemistry A*, 9(38), 21659-21684.

102. Yang, L., Zhao, Y., Cui, D., Liu, Y., Zou, Q., Xu, S., Ye, C. 2022. Bioelectrospinning coaxial de andamios biomiméticos de microfibras P34HB/PVA con simultaneidad cargadas de células para mejorar la regeneración ósea. *Materiales y diseño*, 213, 110349.
103. Yin, L., Zhu, Y., He, M., Chang, Y., Xu, F., & Lai, H. C. 2020. *Preparation and characteristics of electrospinning PTH-Fc/PLCL/SF membranes for bioengineering applications. Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 108(1), 157-165.
104. Yuan X., Zhang Y., Dong C., Sheng J., 2004. *Morphology of Ultrafine Polysulfone Fibers Prepared by Electrospinning*, *Polym. Int.*, 53, 1704.
105. Yuya, N., Kai, W., Kim, B.S., Kim, I.S., 2010. *Morphology controlled electrospun poly(vinyl pyrrolidone) fibers: effects of organic solvent and relative humidity. Journal of Materials Science and Engineering With Advanced Technology* 2, 97.
106. Zanella, R., 2012. Metodologías para la síntesis de nanopartículas: controlando forma y tamaño. *Mundo nano. Revista interdisciplinaria en nanociencias y nanotecnología*, 5(1), 69-81.
107. Zargham, S., Bazgir, S., Tavakoli, A., Rashidi, A.S., Damerchely, R., 2012. *The effect of flow rate on morphology and deposition area of electrospun nylon 6 nanofiber. Journal of Engineered Fibers and Fabrics* 7, 42.
108. Zhang, C., Yuan, X., Wu, L., Han, Y., Sheng, J., 2005. *Study on Morphology of Electrospun Poly (Vinyl Alcohol) Mats. Eur. Polym. J.* 2005,41, 423–432.
109. Zhang, X., Wang, Y., Gao, Z., Mao, X., Cheng, J., Huang, L., & Tang, J. 2024. *Advances in wound dressing based on electrospinning nanofibers. Journal of Applied Polymer Science*, 141(1), e54746.
110. Zhao P., Jiang H., Pan H., Zhu K., Chen W., 2007. *Biodegradable Fibrous Scaffolds Composed of Gelatin Coated Poly(E–Caprolactone) Prepared by Coaxial Electrospinning*, *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, 83A, 372.
111. Zhao, H., Liu, M., Zhang, Y., Yin, J., & Pei, R., 2020. *Nanocomposite hydrogels for tissue engineering applications. Nanoscale*, 12, 14976-14995.
112. Zhmayev, E., Cho, D., Lak Joo, Y., 2011. *Electrohydrodynamic Quenching in Polymer Melt Electrospinning. Phys. Fluids.*, 23, 73102.
113. Zong X., Kim K., Fang D., Ran S., Hsiao BS., Chu B., 2002. *Structure and Process Relationship of Electrospun Bioabsorbable Nanofiber Membranes, Polymer*, 43 4403.

114. Zussman, E., Rittel, D., Yarin, A.L., 2003. *Failure modes of electrospun nanofibers. Applied Physics Letters* 82, 3958.

Anexo 1: Códigos de Arduino

En esta sección se detallan los códigos utilizados para la programación mediante Arduino de los motores a paso NEMA 17 utilizados en los sistemas de colector móvil y bomba de infusión.

Anexo 1.1 Código colector móvil

Anexo 1.1.1 Movimiento rotacional

```
const int stepPin = 4;

const int dirPin = 3;

const int enPin = 2;

// Configuración de parámetros

const int velocidad = 37; // Tiempo entre pulsos en microsegundos

void setup() {

  pinMode(stepPin, OUTPUT);

  pinMode(dirPin, OUTPUT);

  pinMode(enPin, OUTPUT);

  digitalWrite(enPin, LOW); // Habilitar el driver

  digitalWrite(dirPin, HIGH); // Configurar dirección fija hacia adelante

  Serial.begin(9600);

  Serial.println("Motor funcionando con tiempo entre pulsos fijo de x microsegundos.");

}

void loop() {

  digitalWrite(stepPin, HIGH);

  delayMicroseconds(velocidad);

  digitalWrite(stepPin, LOW);

  delayMicroseconds(velocidad);

}
```

Anexo 1.1.2 Movimiento rotacional y traslacional

```
// ----- Motor rotacional -----  
  
const int stepPinRot = 4;  
const int dirPinRot = 3;  
const int enPinRot = 2;  
const int velocidadRot = 37; // Tiempo entre pulsos en microsegundos  
  
// ----- Motor traslacional -----  
  
const int stepPinTras = 7;  
const int dirPinTras = 6;  
const int enPinTras = 5;  
const int pasosPorVuelta = 200;  
const int microstepping = 16;  
const int pasoHusillo = 10; // mm/rev  
const float mmPorTramo = 40.0; // 4 cm ida o regreso  
const float rpm = 20.0;  
const float mmPorMin = pasoHusillo * rpm; // 10 mm × 20 rpm = 200 mm/min  
const float mmPorSeg = mmPorMin / 60.0; // ≈ 3.33 mm/s  
const float pasosPorMM = (pasosPorVuelta * microstepping) / pasoHusillo; // 320  
pasos/mm  
const int pasosTotales = mmPorTramo * pasosPorMM; // 12800 pasos por tramo  
const float pasosPorSegundo = mmPorSeg * pasosPorMM; // 1066.67 pasos/s  
const unsigned long tiempoEntrePasosTras = 1000000.0 / pasosPorSegundo; // ≈ 937 μs  
int pasoActualTras = 0;  
bool direccionAdelante = true;  
  
// ----- Temporización -----  
  
unsigned long prevTimeRot = 0;  
unsigned long prevTimeTras = 0;
```

```

void setup() {
    // Motor rotacional
    pinMode(stepPinRot, OUTPUT);
    pinMode(dirPinRot, OUTPUT);
    pinMode(enPinRot, OUTPUT);
    digitalWrite(enPinRot, LOW);
    digitalWrite(dirPinRot, HIGH);
    // Motor traslacional
    pinMode(stepPinTras, OUTPUT);
    pinMode(dirPinTras, OUTPUT);
    pinMode(enPinTras, OUTPUT);
    digitalWrite(enPinTras, LOW);
    digitalWrite(dirPinTras, HIGH); // Dirección inicial
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("Motores activos: rotacional a 37  $\mu$ s por paso y traslacional a 20 rpm ( $\approx$ 3.33 mm/s).");
}

void loop() {
    unsigned long currentTime = micros();
    // --- Motor rotacional ---
    if (currentTime - prevTimeRot >= velocidadRot * 2) {
        digitalWrite(stepPinRot, HIGH);
        delayMicroseconds(velocidadRot);
        digitalWrite(stepPinRot, LOW);
        delayMicroseconds(velocidadRot);
        prevTimeRot = currentTime;
    }
}

```

```

// --- Motor traslacional ---
if (currentTime - prevTimeTras >= tiempoEntrePasosTras) {
    digitalWrite(stepPinTras, HIGH);
    delayMicroseconds(10); // Pulso corto
    digitalWrite(stepPinTras, LOW);
    prevTimeTras = currentTime;
    pasoActualTras++;
    if (pasoActualTras >= pasosTotales) {
        direccionAdelante = !direccionAdelante;
        digitalWrite(dirPinTras, direccionAdelante ? HIGH : LOW);
        pasoActualTras = 0;
    }
}
}
}

```

Anexo 1.2 Código bomba de infusión

```

// Código de Arduino para el Sistema Bomba de infusión
// Movimiento lineal continuo a 4 mm/h con delay en milisegundos
// Configuración de pines
const int stepPin = 10;
const int dirPin = 9;
const int enPin = 8;

// Parámetros del sistema
const int PPR = 3200; // Pulsos por revolución (motor con microstepping)
const int APT = 1; // Avance por revolución (mm/rev)
const float VD = 4.7; // Velocidad deseada (mm/h)

// Cálculo del tiempo entre pasos
const float pasosPorHora = PPR * VD / APT; // 12800 pasos/hora
const float milisegundosPorPaso = (3600.0 * 1000.0) / pasosPorHora; // ≈ 281.25 ms

```

```

void setup() {
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
  pinMode(enPin, OUTPUT);
  digitalWrite(enPin, LOW); // Habilitar driver (catodo común)
  digitalWrite(dirPin, LOW); // Dirección hacia adelante
  Serial.begin(9600);
  Serial.print("Motor funcionando a velocidad constante de ");
  Serial.print(VD);
  Serial.println(" mm/h.");
  Serial.print("Tiempo entre pasos: ");
  Serial.print(milisegundosPorPaso);
  Serial.println(" ms");
}

void loop() {
  digitalWrite(stepPin, HIGH);
  delayMicroseconds(10); // Pulso corto
  digitalWrite(stepPin, LOW);
  delay(milisegundosPorPaso); // Esperar hasta el siguiente paso
}

```

Anexo 2: Diseños CAD

En esta sección se detallan los diseños, así como las medidas utilizadas de las piezas impresas para la construcción del prototipo de electrohilado.

