

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE CIENCIAS QUÍMICAS E INGENIERÍA
MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



“OPTIMIZACIÓN Y AUTOMATIZACIÓN DE UN EQUIPO DE
ELECTROHILADO PARA LA FABRICACIÓN DE NANOFIBRAS POLIMÉRICAS
PARA APLICACIONES MÉDICAS”

Tesis doctoral

M.C. Iván Montoya Patiño

Director de la Tesis

Dr. Eduardo Alberto López Maldonado

Co- Director de Tesis

Dr. Luis Jesús Villarreal Gómez

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE CIENCIAS QUÍMICAS E INGENIERÍA

Folio No.367
Tijuana, B.C., a 29 de octubre, 2024

MC. Iván Montoya Patiño
Pasante de: Doctorado en Ciencias
Presente

El tema de trabajo y/o tesis para su examen profesional, en la


Opción TESIS


Es propuesto, por los C. Dr. Eduardo Alberto López Maldonado y
Dr. Luis Jesús Villarreal Gómez


Quienes serán los responsables de la calidad del trabajo que usted presente, referido al tema "OPTIMIZACIÓN Y AUTOMATIZACIÓN DE UN EQUIPO DE ELECTROHILADO PARA LA FABRICACIÓN DE NANOFIBRAS POLIMÉRICAS PARA APLICACIONES MÉDICAS"


El cual deberá usted desarrollar, de acuerdo con el siguiente orden:

- I. INTRODUCCIÓN
- II. OBJETIVOS
- III. HIPÓTESIS
- IV. MARCO TEÓRICO
- V. MATERIALES Y MÉTODOS
- VI. RESULTADOS Y DISCUSIONES
- VII. CONCLUSIONES
- VIII. REFERENCIAS


M.C. Roberto Alejandro Reyes Martínez
Director


Dra. Ana Alejandra Ramírez Rodríguez
Subdirectora


Dr. Eduardo Alberto López Maldonado
Director De Tesis


Dr. Luis Jesús Villarreal Gómez
Co-Director De Tesis



“Si una persona es perseverante, aunque sea dura de entendimiento, se hará inteligente; y aunque sea débil se transformara en fuerte”.

Leonardo Da Vinci

DEDICATORIA

*A mis hijos: Ivanna, por su carácter y fortaleza, a Isaac Ezequiel,
por su inquietud por el saber y el conocimiento, a mi bebe, Mateo, por
su ternura y su sonrisa, y a mi Esposa, Rosalva, por su amor y apoyo
incondicional*

Con ustedes todo, sin ustedes nada, gracias infinitas.

Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Baja California por brindarme la oportunidad de ingresar al programa de posgrado MYDCI, Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería en la Facultad de Ciencias Químicas e Ingeniería, UABC Campus OTAY.

Quiero agradecer de manera especial al Dr. Juan Ramon Castro Rodríguez por su ayuda desinteresada y el tiempo que me brindo para poder avanzar con este proyecto de investigación.

Al Dr. Luis Jesús Villarreal Gómez, por verme y tratarme como a un amigo, y por depositar su confianza en mi persona, gracias.

Al Dr. Eduardo Alberto López Maldonado por aceptar ser director de este trabajo, y por guiarme de forma puntual en el desarrollo del presente trabajo.

A los miembros del Jurado, que con sus opiniones y correcciones hicieron de este trabajo un producto de calidad e innovación en cuanto a los contenidos que aquí se presentan. A todos ellos, gracias.

A Dios por darme fortaleza y salud para poder cerrar este ciclo, que deja en mi un profundo aprendizaje en cuanto a conocimiento de la ciencia y sus alcances prácticos.

Nomenclatura

ANFIS	Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System
EDV	Electrohilado Dinámico Vertical.
GRBL	Firmware de código abierto diseñado para controlar máquinas CNC
SEM	Microscopia Electrónica de Barrido
XRD	Difracción de rayos X
PLGA	poli (lactida-co-glicólido)
PEO	poli (óxido de etileno)
PVA	poli (alcohol vinílico)
PMMA	poli (metacrilato de metilo)
PS	poliestireno
PLLA	poli (ácido L-láctico)
LDH	lactato dehidrogenasa
PDE	Ecuaciones Diferenciales Parciales
PCL	Policaprolactona
DMF	Dimetilformamida
NSF	National Science Foundation
TSK	Modelo difuso (Takagi-Sugeno-Kang)

Lista de Figuras

Figura 1. Datos obtenidos de **Scopus** que muestran las publicaciones anuales en el área de electrohilado. Los datos se toman el 09 de febrero de 2019.

Figura 2. Datos obtenidos de **Scopus** que muestran la distribución en porcentajes de las aplicaciones de electrohilado. Los datos se toman el 09 de febrero de 2019.

Figura 3. La figura 3 muestra datos de **Scopus** de las instituciones que están trabajando en el área de electrohilado. Los datos se tomarán el 09 de febrero de 2019.

Figura 4. Datos de **Scopus** por país para electrohilado. Los datos se tomarán el 09 de febrero de 2019.

Figura 5. Mercado de nanofibras hasta 2025. Análisis y pronósticos globales por material (nanofibras de polímeros, nanofibras de carbono, nanofibras de cerámica, nanofibras compuestas y nanofibras de vidrio).

Figura 6. a) Diagrama electrohilado vertical b) Diagrama electrohilado horizontal (Villareal-Gómez, 2016; J. Zhao et al., 2016).

Figura 7. Fotografía de un menisco de alcohol poli (vinílico) en solución acuosa que muestra una fibra extraída de un cono de Taylor mediante el proceso de electrohilado (Shahriar et al., 2019).

Figura 8. Variación en la morfología de las nanofibras electrohiladas con la variación de la viscosidad: (a – d) esquemático y (e – h) micrografías SEM [28,29]. **Electrohydrodynamic Processes and Their Affecting Parameters* (Ibrahim et al., 2019).

Figura 9. Imágenes SEM de soluciones PCL al 5% disueltas en diferentes solventes: (a) ácido acético glacial, (b) ácido acético al 90%, (c) cloruro de metileno / DMF = 4/1, (d) ácido

fórmico glacial, (e) y ácido fórmico / acetona, junto con (f) imágenes SEM de nanofibras de PVB preparadas a partir de 10% en peso de THS / DMSO (9 / iv / v) (Haider et al., 2019).

Figura 10. Comportamiento del polímero con el aumento del caudal (Haider et al., 2019).

Figura 11. Las imágenes muestran la deformación de las gotas y la eventual expulsión de fibras con un aumento del campo eléctrico en las gotas y el efecto de las cargas en las soluciones poliméricas (Kharisov et al., 2016).

Figura 12. Formas de incorporación de agentes bioactivos en nanofibras. a) Incorporación por mezclado en la solución de electrohilado; b) electrohilado coaxial; c) adsorción superficial; d) inmovilización superficial (Dahlin et al., 2011).

Figura 13. Representación esquemática del comportamiento de sólidos elásticos puros (arriba) y líquidos viscosos puros (abajo).

Figura 14. Esquema básico del equipo de electrohilado (Montoya Patiño et al., 2024).

Figura 15. Grafica tridimensional de la velocidad axial ($\vec{u}(x, t)$) contra el tiempo para un valor crítico de $\lambda = 0.5$

Figura 16. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.2$

Figura 17. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.3$

Figura 18. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.4$

Figura 19. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.5$

Figura 20. Simulación de campo electrostático

Figura 21. Perfil del menisco polimérico de la ecuación de Bratu, con $\lambda = 0.5$

Figura 22. Mallado de la solución de la ecuación de Bratu con $\lambda = 0.5$

Figura 23. Relación de parámetros del proceso y la velocidad axial (\vec{u})

Figura 24. Velocidad axial (\vec{u}) con $\lambda = 0.5$

Figura 25. Velocidad axial (\vec{u}) con $\lambda = \pi^2/2$

Figura 26. Mallado de la velocidad axial (\vec{u}), x y λ

Figura 27. Arquitectura NN y coeficientes de correlación después del entrenamiento.

Figura 28. Auto correlación de los pesos aumentados para el entrenamiento de la NN.

Figura 29. Resultados que muestran que el modelo NN presenta una correlación robusta con los datos experimentales.

Figura 30. Sistema de lógica difusa de TSK

Figura 31. Funciones de membresía de los antecedentes de las reglas después del entrenamiento.

Figura 32. Vista de las reglas del modelo difuso TSK

Figura 33. Coeficiente de correlación del modelo difuso TSK

Figura 34. Coeficiente de auto correlación del error

Figura 35. Grafica de la función, $u = f(x, \lambda)$ obtenida por el modelo difuso TSK.

Lista de Tablas

Tabla 1. Algunos polímeros usados en electrohilado para liberación de fármacos y aplicaciones en ingeniería de tejidos (T. Amna et al., 2013).

Tabla 2. Lista de los parámetros del coeficiente de bifurcación para electrohilado por el método de Pi de Buckingham.

Tabla 3. Pesos aumentados de las funciones de membresía

INDICE

Agradecimientos	5
Nomenclatura	6
Lista de Figuras	7
Lista de Tablas	10
1. INTRODUCCIÓN	15
2. OBJETIVOS.....	18
2.1. General	18
2.2. Específicos.....	18
3. HIPÓTESIS.....	19
4. MARCO TEÓRICO	19
4.1. Materiales Avanzados	20
4.2. Aplicaciones Biomédicas.....	20
4.3. Nanotecnología y Nanocompuestos	20
4.4. Control de la Morfología y Tamaño.....	20
4.5. Sostenibilidad y Escalabilidad:	21
4.6. Optimización de Parámetros del Proceso.....	22
4.6.1. Voltaje y Distancia	22
4.6.2. Velocidad de Extrusión	23
4.6.3. Condiciones Ambientales.....	23
4.7. Desarrollo de Nuevos Materiales.....	23
4.7.1. Materiales Poliméricos.....	23
4.7.2. Adición de Rellenos y Nanomateriales.....	23
4.8. Innovación en la Técnica de Electrohilado.....	24
4.8.1. Electrohilado Asistido por Campo	24
4.8.2. Electrohilado Multieje o Multifluido.....	24
4.8.3. Electrohilado en Ambiente Controlado	24
4.9. Escalabilidad y Automatización	24
4.9.1. Desarrollo de Sistemas de Producción Continuos	24
4.9.2. Automatización.....	25
4.10. Control de Calidad y Caracterización.....	25
4.10.1. Mejora en Técnicas de Medición.....	25

4.10.2.	Control en Tiempo Real	25
4.11.	Sostenibilidad y Eficiencia	25
4.11.1.	Optimización del Uso de Materiales	25
4.11.2.	Energía y Recursos.....	26
4.12.	Nuevas Aplicaciones y Funcionalidades	26
4.12.1.	Desarrollo de Aplicaciones Especializadas	26
4.12.2.	Integración de Tecnologías Complementarias	26
4.13.	Electrohilado.....	32
4.13.2.	Parámetros de la solución polimérica.	38
4.13.2.1.	Viscosidad.....	38
4.13.2.2.	Conductividad.....	41
4.13.2.3.	Tensión superficial	43
4.13.2.4.	Tipo de solvente	43
4.13.2.5.	Parámetros del proceso	45
4.13.2.5.1.	Distancia aguja – colector.....	47
4.13.2.5.2.	Voltaje aplicado	48
4.13.2.5.3.	Condiciones ambientales.....	49
4.13.2.5.3.1.	Humedad Relativa	49
4.13.2.5.3.2.	Temperatura.....	50
4.13.3.	Aplicaciones	51
4.13.3.1.	Ingeniería de Tejidos	51
4.13.3.2.	Ingeniería de tejido óseo y cartílago	52
4.13.3.3.	Ingeniería de tejido de la piel.....	53
4.13.3.4.	Liberación controlada de agentes terapéuticos.....	53
4.14.	Nanofibras.....	60
4.14.1.	Propiedades físicas:	61
4.14.1.1.	Tamaño de fibra ultrafino:	61
4.14.1.2.	Alta relación longitud-diámetro:.....	61
4.14.1.3.	Estructura porosa:.....	61
4.14.1.4.	Flexibilidad y alta relación de aspecto:.....	61
4.14.2.	Propiedades químicas:	62
4.14.2.1.	Superficie funcionalizable:	62
4.14.2.2.	Estabilidad química:	62

4.14.2.3. Compatibilidad con otros materiales:	62
4.15. Tipos de electrohilado	64
4.16. Modelos matemáticos para electrohilado.....	67
4.16.1 Análisis de flujo viscoelástico	70
4.16.2. Modelo de Maxwell:	70
4.16.3. Modelo de Kelvin-Voigt:.....	73
4.16.4. Método reticular de Boltzmann (LBM)	74
4.16.5. Hidrodinámica	75
4.16.6. Fuerzas eléctricas en los fluidos.....	75
4.16.7. Mecánica de fluidos no newtonianos adimensionales	76
4.16.8. Modelo matemático para electrohilado	76
4.17. Perspectiva para modelos significativos	78
4.17.1. Modelo dieléctrico permeable.....	78
4.17.2. Modelo de evaluación de forma de gotas de electrohilado	79
4.17.3. Modelo de Latiguo.....	79
4.17.4. Modelo matemático de campo de fuerzas múltiples para el proceso de electrohilado.....	81
4.17.5. Modelo no lineal	81
5. MATERIALES Y MÉTODOS	82
5.1. Formalización teórica del proceso	84
5.2. Ecuación de Bratu en función del tiempo	85
5.3. Simulación de la velocidad axial u en MATLAB en función del tiempo.....	86
6. RESULTADOS Y DISCUSIONES	89
6.1. Ejemplo. Resolver la ecuación (11), asumiendo que $z = x$, la PDE se expresa como: 89	
6.2. Grupos adimensionales del coeficiente de bifurcación λ utilizando el teorema Pi de Buckingham.....	96
6.2.1. Coeficiente de bifurcación.....	96
6.2.2. Análisis del campo electrostático.....	99
6.2.3. Caracterización del perfil polimérico electrohilado utilizando soluciones analíticas comparativas para la ecuación de Bratu	100
7. CONCLUSIONES	134
8. REFERENCIAS	134

1. INTRODUCCIÓN

El proceso de electrohilado es una técnica utilizada para producir fibras ultrafinas mediante la aplicación de un campo eléctrico a una solución polimérica o líquido similar. La complejidad del proceso de electrohilado puede variar dependiendo de varios factores, como la naturaleza del polímero utilizado, la concentración de la solución, la viscosidad, la temperatura, la velocidad del flujo y la configuración del equipo utilizado (Al-Abduljabbar & Farooq, 2022).

En general, el proceso de electrohilado es considerado un proceso complejo debido a la necesidad de controlar múltiples variables para producir fibras de alta calidad y uniformes. Por ejemplo, la viscosidad de la solución debe ser cuidadosamente controlada para garantizar que las fibras sean lo suficientemente delgadas y uniformes. Además, la configuración del equipo utilizado, como la distancia entre la boquilla y el colector, también puede afectar la calidad y uniformidad de las fibras (Nguyen et al., 2023). Por lo tanto, la complejidad del proceso de electrohilado puede ser un desafío para los investigadores y fabricantes que buscan producir fibras ultrafinas con propiedades específicas. Sin embargo, a pesar de su complejidad, el proceso de electrohilado es una técnica muy prometedora para producir fibras ultrafinas con aplicaciones en una amplia variedad de campos, como la biotecnología, la medicina, la electrónica y la energía (Zulkifli et al., 2023).

El electrohilado es un proceso que involucra la dinámica no lineal de fluidos poliméricos.

La dinámica no lineal se refiere al estudio de sistemas donde la relación entre las variables no es proporcional. En el caso de los fluidos poliméricos, esto significa que su

comportamiento de flujo no sigue una relación lineal entre el esfuerzo cortante y la velocidad de corte (Davoodi et al., 2024).

En el proceso de electrohilado, una solución polimérica se somete a un campo eléctrico, lo que causa una deformación del fluido y la formación de un chorro electrospray. La interacción compleja entre el campo eléctrico, la solución polimérica y el medio ambiente circundante puede dar lugar a fenómenos de dinámica no lineal, como la formación de estructuras caóticas bifurcadas y las inestabilidades del tipo de Rayleigh-Taylor (Abdulhussain et al., 2023). La dinámica no lineal también puede afectar la calidad y la uniformidad de las fibras producidas por electrohilado. Por ejemplo, la formación de estructuras caóticas puede causar variaciones en la calidad y el tamaño de las fibras producidas. La inestabilidad de Rayleigh-Taylor puede causar la formación de gotas en lugar de fibras continuas, lo que reduce la eficiencia del proceso de electrohilado (Ghosh et al., 2023).

Los estudios teóricos y experimentales de la dinámica no lineal en el proceso de electrohilado pueden ayudar a mejorar la comprensión del proceso y permitir una mejor optimización de este. La simulación numérica y la modelización matemática son herramientas importantes utilizadas para estudiar la dinámica no lineal en el proceso de electrohilado. También se han desarrollado técnicas de control de la dinámica no lineal para mejorar la calidad y la uniformidad de las fibras producidas (Al-Abduljabbar & Farooq, 2022).

El coeficiente de bifurcación λ es un parámetro importante en el proceso de electrohilado, que se refiere a la relación entre la tasa de flujo de la solución polimérica y la tasa de flujo de aire en la boquilla de electrohilado (Habeeb et al., 2023).

El control del valor de λ es importante en el proceso de electrohilado, ya que afecta directamente la calidad y la uniformidad de las fibras producidas. Un valor bajo de λ significa que la solución polimérica fluye más lentamente que el aire que la rodea, lo que resulta en una mayor estabilidad del proceso de electrohilado. Por otro lado, un valor alto de λ significa que la solución polimérica fluye más rápidamente que el aire, lo que puede dar lugar a la formación de múltiples chorros y una mayor variabilidad en el tamaño y la forma de las fibras producidas (Xue et al., 2019).

Por lo tanto, el control adecuado del valor de λ es crucial para producir fibras de alta calidad y uniformes por electrohilado. Para lograr esto, se han desarrollado diversas técnicas de control, como la modificación de la geometría de la boquilla, la regulación del flujo de la solución polimérica y del aire y la optimización de las condiciones de proceso. Los estudios experimentales y teóricos también han investigado la influencia del valor de λ en la dinámica del proceso de electrohilado y la calidad de las fibras producidas, lo que puede ayudar a mejorar la comprensión del proceso y la optimización de este (Y. Chen et al., 2024).

El electrohilado es un proceso caótico y descontrolado que difícilmente se puede controlar, sin embargo, este proceso se puede hacer más eficiente con distintos métodos, ya sean analíticos o experimentales, por ejemplo las predicciones de algunas de las características morfológicas de las nanofibras, tales como el diámetro y la porosidad, estas predicciones se llevarán a cabo con el uso de modelos matemáticos y herramientas computacionales, además de poner en marcha la configuración dinámica tridimensional del proceso de electrohilado, por medio de un diseño mecánico, controlado de manera automatizada con herramientas de lenguaje de máquina y control numérico, lo que nos permitirá hacer comparaciones si existen, la optimización

del proceso de electrohilado en su configuración estática horizontal (Kumar Sharma & Rachel James, 2023).

2. OBJETIVOS

2.1. General

Optimizar los parámetros de fabricación que intervienen en el proceso de electrohilado en su configuración vertical, mediante la predicción de las características morfológicas de las nanofibras poliméricas electrohiladas utilizando como herramienta modelos matemáticos basados en Sistemas de Ecuaciones diferenciales de primer orden de Bratu, Sistemas de Inferencia Difusa (Red Neuro Difusa ANFIS) y Redes Neuronales.

2.2. Específicos

2.2.1. Depurar los comandos de movimiento en el EDV

- Se refiere a diseñar geometrías complejas por medio de software de dibujo; generar el código G (código de maquina) para transmitirlo al equipo (EDV) por medio de un algoritmo (controlador GRBL) y tener más exactitud en sus movimientos.

2.2.2. Fabricar y mejorar los equipos periféricos del conjunto EDV

- El equipo EDV por su complejidad y peligrosidad requiere de elementos físicos tanto de seguridad como de control, para reducir al mínimo un posible accidente de trabajo en el funcionamiento del equipo

2.2.3. Validar el o los modelos matemáticos que mejor describen el proceso de electrohilado

- Predecir parámetros de fabricación del proceso mediante entrenamiento de Redes Neuronales.
- Refinar la predicción mediante uso de modelos matemáticos basados en Sistemas de Inferencia Difusa.

3. HIPÓTESIS

El uso y entrenamiento de Redes Neuronales como herramienta para la predicción de los parámetros que intervienen en el proceso de electro hilado permitirá mayor precisión en cuanto al proceso de fabricación de nano fibras poliméricas, garantizando una distribución más homogénea de las nano fibras de polímero y optimizando la calidad de estas y la reproducibilidad en el proceso.

Las predicciones de los parámetros se verán mejoradas con el uso de modelos matemáticos basados en Sistemas de Ecuaciones Diferenciales Ordinarias de primer orden y también por medio de Sistemas de Inferencia Difusa (ANFIS) y la morfología y distribución del fármaco se verán mejoradas al eficientar y mejorar el modelo de Electro hilado Dinámico Vertical.

4. MARCO TEÓRICO

La tecnología de electrohilado (o electrospinning en inglés) ha avanzado significativamente en los últimos años y sigue siendo un área activa de investigación e innovación. A continuación, se mencionan algunas de las tendencias y desarrollos más recientes en esta tecnología.

4.1. Materiales Avanzados

Se están explorando y utilizando una gama más amplia de materiales para electrohilado, incluyendo polímeros biocompatibles y biodegradables, nanomateriales y compuestos multifuncionales. Esto permite la creación de nanofibras con propiedades específicas, como resistencia a la degradación o capacidad de liberar fármacos (Khane et al., 2024).

4.2. Aplicaciones Biomédicas

En el campo biomédico, el electrohilado se está utilizando para desarrollar andamios para la ingeniería de tejidos, sistemas de liberación controlada de fármacos, y filtros para aplicaciones de salud. Los andamios de nanofibras imitan la estructura del tejido natural, lo que puede mejorar la regeneración celular y la integración en el cuerpo (Flores-Rojas et al., 2023).

4.3. Nanotecnología y Nanocompuestos

La integración de nanotecnología en el electrohilado permite la producción de nanofibras que incorporan nanotubos de carbono, nanopartículas metálicas o nanoclay. Estos nanocompuestos pueden mejorar las propiedades mecánicas, eléctricas o catalíticas de las fibras (Rashid et al., 2024).

4.4. Control de la Morfología y Tamaño

Los investigadores están desarrollando nuevas técnicas y equipos para controlar mejor el diámetro de las fibras y su morfología. Esto incluye el uso de técnicas como el electrohilado asistido por campo o la modificación del voltaje y la viscosidad de la solución (Robinson et al., 2021).

4.5. Sostenibilidad y Escalabilidad:

Existe un enfoque creciente hacia la sostenibilidad en la producción de nanofibras. Se están buscando métodos para utilizar materiales reciclados o más ecológicos y para optimizar el proceso de producción para hacerlo más eficiente y menos costoso (Phiri et al., 2023).

La capacidad para fabricar fibras con múltiples funcionalidades, como la conductividad eléctrica, la detección de gases o la interacción con luz, está en expansión. Estas fibras tienen aplicaciones potenciales en textiles inteligentes, sensores y dispositivos electrónicos (Y. Zhang et al., 2021).

El electrohilado (electrospinning) ofrece una serie de ventajas y perspectivas que lo hacen particularmente atractivo en varios campos de la ciencia y la tecnología. Una de las principales ventajas es la capacidad de producir nanofibras con diámetros en el rango de nanómetros (generalmente entre 50 y 500 nm). Estas fibras tienen una gran relación superficie-volumen, lo que puede mejorar las propiedades físicas, mecánicas y químicas del material (Ahmadi Bonakdar & Rodrigue, 2024a).

Los procesos electro hidrodinámicos como el electrohilado son simples, flexibles y rentables. Este proceso usa una carga eléctrica para formar un chorro de solución de polímero para la fabricación de micro o nano fibras y micro o nanopartículas. Esta técnica electrodinámica ha recibido cada vez más atención no solo en la comunidad científica sino también en la industria. El electrohilado, se visualiza como el proceso más favorable para producir fibras ultrafinas a partir de una extensa variedad de materiales que incluyen polímeros, compuestos orgánicos e inorgánicos y mezclas. La producción de nanomateriales (nano fibras) mediante electro hilado se ve afectada por muchos parámetros operativos. Este documento de revisión

proporcionará una descripción general de los parámetros de electro hilado propios del proceso (campo eléctrico aplicado, distancia entre la aguja y el colector, velocidad de flujo, diámetro de la aguja), solución (concentración de polímero, viscosidad, solvente y conductividad de la solución) y ambientales (humedad relativa, temperatura y presión absoluta) que afectan la fabricación de nano fibras y la aplicación de nanofibras en ingeniería de tejidos, sistemas de administración de medicamentos, apósitos para heridas, estudio antibacteriano, filtración, desalinización, fabricación de ropa protectora y biosensores. Aunado a lo anterior, existe un gran interés en optimizar este método para resolver los problemas que hacen que el electrohilado sea un proceso caótico e incontrolable. El modelado matemático y teórico por medio de la simulación permitirán ofrecer una visión de la comprensión física de los fenómenos complejos que intervienen durante el electrohilado y que puede ser útil para manejar factores contribuyentes que permitan aumentar la tasa de producción de las nanofibras electrohiladas (Sánchez-Cerviño et al., 2023).

Mejorar el proceso de electrohilado implica abordar varios aspectos técnicos y operativos para optimizar la calidad, la eficiencia y la versatilidad del proceso. Aquí hay algunas estrategias y enfoques que pueden ayudar a mejorar la técnica de electrohilado

4.6.Optimización de Parámetros del Proceso

4.6.1. *Voltaje y Distancia*

Ajustar el voltaje aplicado y la distancia entre el electrodo y el colector puede mejorar el control del diámetro y la uniformidad de las nanofibras. La optimización de estos parámetros puede minimizar defectos y mejorar la calidad del producto (Abdulhussain et al., 2023).

4.6.2. *Velocidad de Extrusión*

Regular la velocidad a la que el polímero es extrudido desde la jeringa o el contenedor puede ayudar a controlar el flujo y la formación de las fibras. Una velocidad controlada permite una mejor estabilidad en la producción de fibras continuas (Kumar Sharma & Rachel James, 2023).

4.6.3. *Condiciones Ambientales*

Controlar la humedad y la temperatura del entorno en el que se realiza el electrohilado puede mejorar la calidad de las fibras. La humedad alta puede provocar la formación de gotas en lugar de fibras, mientras que temperaturas extremas pueden afectar la viscosidad del polímero (Chinnappan et al., 2022).

4.7. **Desarrollo de Nuevos Materiales.**

4.7.1. *Materiales Poliméricos*

Experimentar con nuevos polímeros o mezclas de polímeros puede mejorar las propiedades de las fibras. Polímeros biodegradables, polímeros conductores, y compuestos pueden ampliar las aplicaciones y la funcionalidad de las fibras (Maurya et al., 2024).

4.7.2. *Adición de Rellenos y Nanomateriales*

Incorporar nanopartículas, nanotubos de carbono, o materiales compuestos en la solución puede mejorar las propiedades mecánicas, eléctricas o catalíticas de las fibras (Rashid et al., 2024).

4.8. Innovación en la Técnica de Electrohilado

4.8.1. *Electrohilado Asistido por Campo*

La incorporación de campos eléctricos o magnéticos adicionales puede ayudar a controlar mejor la orientación y el diámetro de las fibras. Esta técnica puede mejorar la homogeneidad de las fibras y la estructura del material (Khane et al., 2024).

4.8.2. *Electrohilado Multieje o Multifluido*

Utilizar múltiples electrodos o flujos de polímeros simultáneamente permite la creación de fibras con múltiples capas o propiedades combinadas, aumentando la versatilidad de la tecnología (W. Li et al., 2024).

4.8.3. *Electrohilado en Ambiente Controlado*

Realizar el electrohilado en atmósferas controladas (como en condiciones de vacío o atmósferas inertes) puede mejorar la calidad de las fibras y minimizar defectos (Morikawa et al., 2020).

4.9. Escalabilidad y Automatización

4.9.1. *Desarrollo de Sistemas de Producción Continuos*

Mejorar la infraestructura para permitir la producción continua y en grandes volúmenes puede hacer que el proceso sea más eficiente y rentable para aplicaciones industriales (Omer et al., 2021).

4.9.2. *Automatización*

Implementar sistemas automáticos para controlar el proceso, la recogida y el análisis de datos puede mejorar la precisión y reducir la variabilidad en la producción de nanofibras (Sarma et al., 2022).

4.10. **Control de Calidad y Caracterización**

4.10.1. *Mejora en Técnicas de Medición*

Utilizar técnicas avanzadas para caracterizar las propiedades de las fibras, como microscopía electrónica de barrido (SEM), difracción de rayos X (XRD) y análisis de la distribución del diámetro de las fibras, puede ayudar a identificar y solucionar problemas en el proceso (Jagadeesh et al., 2023).

4.10.2. *Control en Tiempo Real*

Implementar sistemas de monitoreo en tiempo real para ajustar parámetros del proceso y asegurar que las fibras cumplan con las especificaciones deseadas (Abdulhussain et al., 2023).

4.11. **Sostenibilidad y Eficiencia**

4.11.1. *Optimización del Uso de Materiales*

Buscar métodos para reducir el desperdicio de material y mejorar la eficiencia del proceso. Esto puede incluir la reutilización de disolventes y la reducción de residuos (Y. Liu et al., 2020).

4.11.2. *Energía y Recursos*

Mejorar la eficiencia energética del proceso y considerar el uso de fuentes de energía más sostenibles para reducir el impacto ambiental (Malara, 2024).

4.12. **Nuevas Aplicaciones y Funcionalidades**

4.12.1. *Desarrollo de Aplicaciones Especializadas*

Investigar y desarrollar nuevas aplicaciones para las nanofibras en campos emergentes como la nanotecnología, la biomedicina, y los textiles inteligentes puede abrir nuevas oportunidades de mercado (Shah et al., 2022).

4.12.2. *Integración de Tecnologías Complementarias*

Se vislumbra la combinación del electrohilado con otras tecnologías, como la impresión 3D o la nanotecnología, para crear materiales y dispositivos con propiedades mejoradas (Yang et al., 2022).

Mejorar el proceso de electrohilado implica un enfoque integral que abarca la optimización de parámetros, el desarrollo de nuevos materiales, la innovación en técnicas, la automatización, y la sostenibilidad. La combinación de estos enfoques puede llevar a una mayor calidad, eficiencia y versatilidad en la producción de nanofibras, ampliando sus aplicaciones en diversas industrias.

A diferencia de otras técnicas para la producción de nanofibras, el método de electrohilado tiene una ventaja significativa de que, en la mayoría de los casos, el proceso puede llevarse a cabo a temperatura ambiente y presión atmosférica. Además, para producir nanofibras, solo se requiere una solución polimérica preparada adecuadamente, poniendo especial atención

en el tipo de disolvente usado para electrohilar el polímero. Como resultado, es posible obtener rápida y económicamente nanoestructuras fibrosas con una morfología estrictamente definida y controlada, con la composición química deseada. Una ventaja adicional de esta tecnología es el hecho de que en el proceso es posible utilizar la mayoría de los polímeros conocidos hasta la fecha en el mundo, lo que ilustra perfectamente las posibilidades de aplicación de la técnica de electrohilado a partir de la solución.

Hasta ahora, las fibras poliméricas meso y nanoescaladas se han electrohilado de una amplia gama de polímeros, incluidos los polímeros convencionales polímeros de fibra textil, polímeros biocompatibles y biodegradables, proteínas, péptidos etc (Al-Abduljabbar & Farooq, 2022). Además, es posible incorporar materiales electrónicos, magnéticos, ópticos o biológicos en la matriz polimérica para obtener nanofibras multifuncionales. Varios tratamientos adicionales del polímero o compuestos inorgánicos con polímeros dan como resultado nanofibras especiales, como nanofibras de carbono o nanofibras de cerámica (Venmathi Maran et al., 2024).

Los polímeros como el fluoruro de polivinilideno (PVDF) pueden someterse a la técnica de electrohilado para la fabricación de andamios de nanofibras con un efecto piezoeléctrico (Y. Li et al., 2019).

Huang et al. sugirió que los andamios del copolímero poli (lactida-co-glicólido) (PLGA) podrían usarse como herramientas de detección en los campos químicos y biológicos (Yan et al., 2024). Del mismo modo, los andamios de nanofibras electrohiladas, también se utilizan como medios de transporte para la liberación de fármacos a sitios específicamente seleccionados (Y. Liu et al., 2020).

Las nanofibras electrohiladas también han desempeñado un papel fundamental en el área de los biomateriales. La importancia de las nanofibras electrohiladas en el campo biomédico se puede determinar por el hecho de que cada año se publican numerosos artículos en revistas de alta calidad, destacando su importancia en la ingeniería biomédica (Abdulhussain et al., 2023).

La figura 1 muestra la gráfica de la base de datos de SCOPUS, donde se muestra el número de publicaciones anuales en el área de electrohilado, lo que nos da una amplia perspectiva de la importancia del uso y desarrollo de la técnica para la fabricación de las nanofibras electrohiladas (Haider et al., 2019).

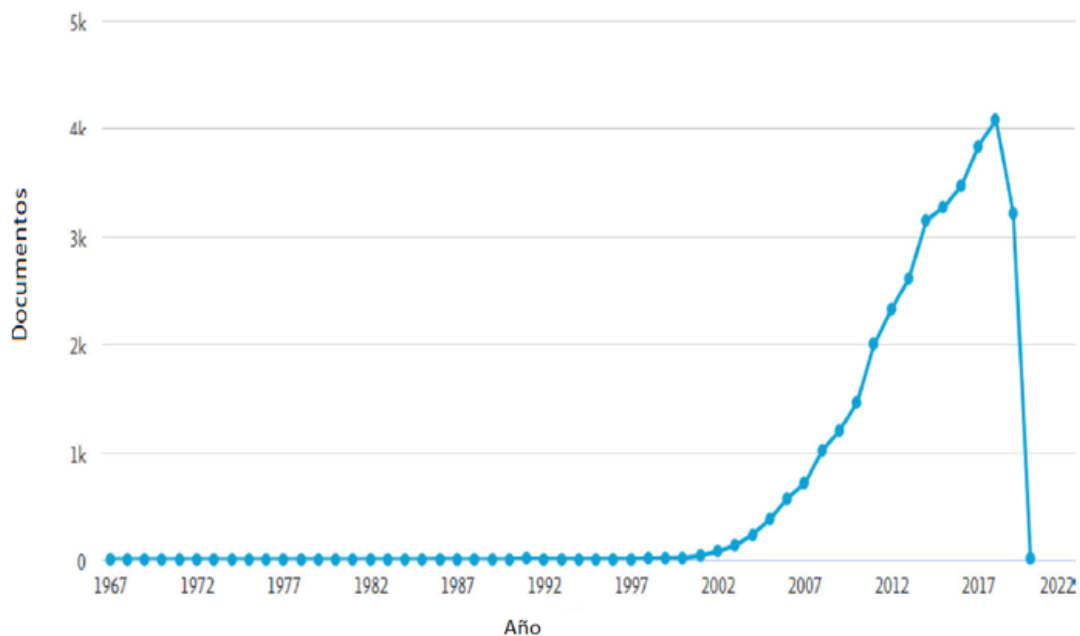


Figura 1. Datos obtenidos de **Scopus** que muestran las publicaciones anuales en el área de electrohilado. Los datos se toman el 09 de febrero de 2019.

La figura 2 muestra la distribución en porcentajes de las aplicaciones del electrohilado (Haider et al., 2019).

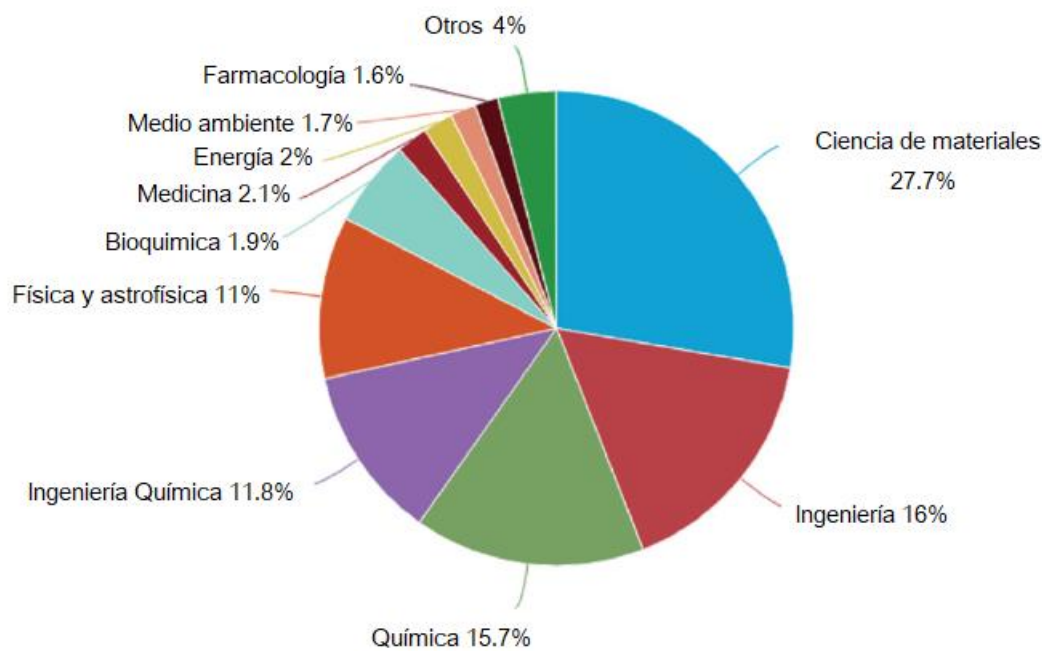


Figura 2. Datos obtenidos de **Scopus** que muestran la distribución en porcentajes de las aplicaciones de electrohilado. Los datos se toman el 09 de febrero de 2019

Más de 200 universidades e institutos de investigación en todo el mundo (en su mayoría en el continente asiático) se muestran en la Figura 3, en donde actualmente se estudian una variedad de procesos de electrohilado en sus diversos aspectos y el tipo de nanofibras producidas. En la Figura 4 se muestran los países que desarrollan nanofibras por el método de electrohilado (Haider et al., 2019).

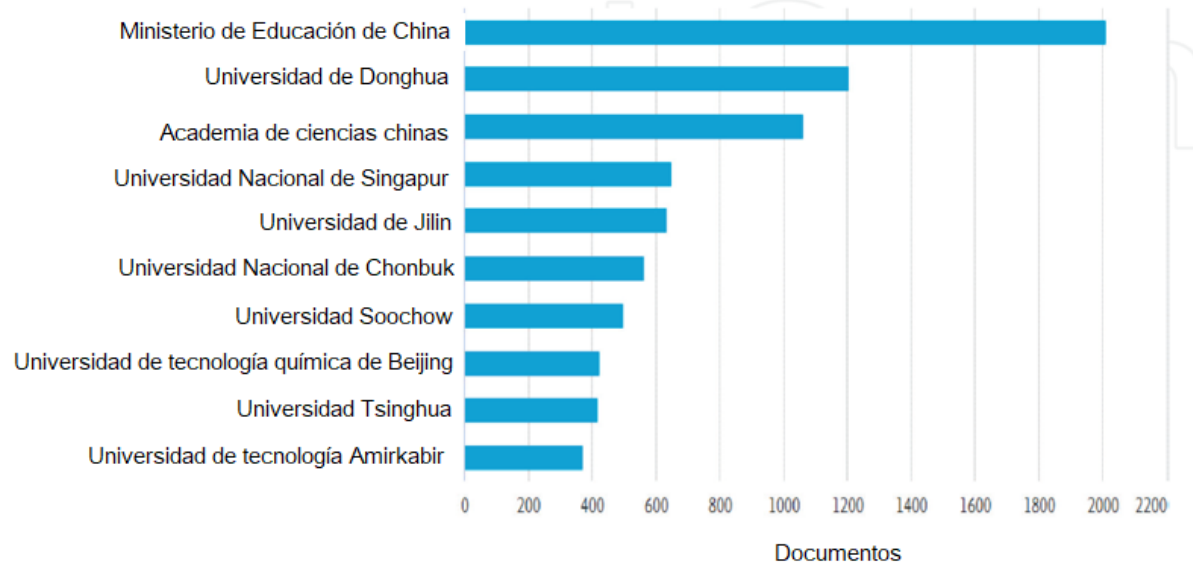


Figura 3. La figura 3 muestra datos de **Scopus** de las instituciones que están trabajando en el área de electrohilado. Los datos se tomaron el 09 de febrero de 2019

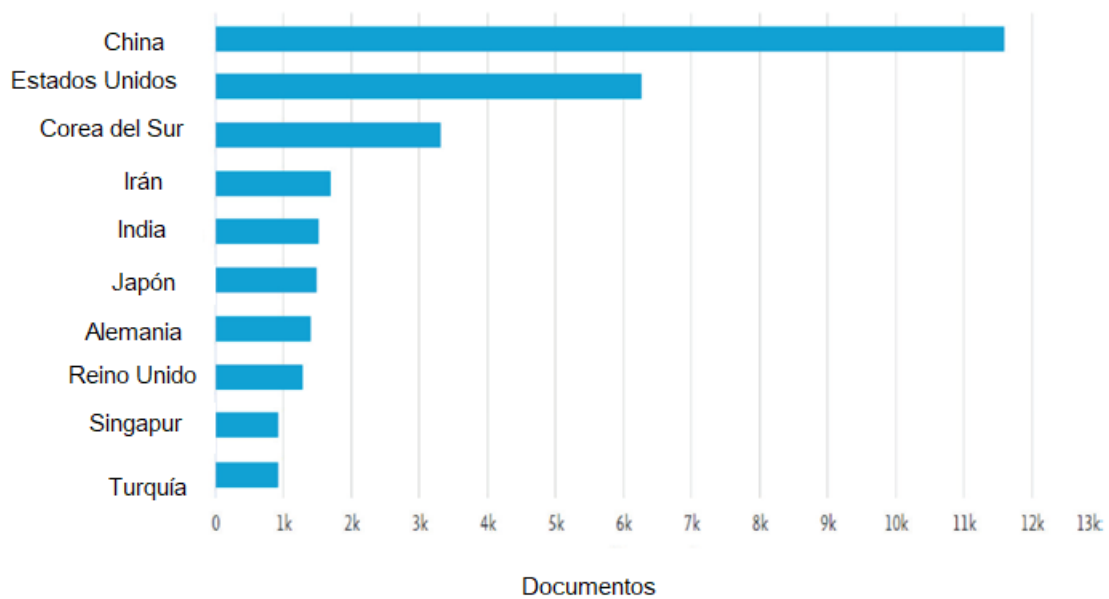


Figura 4. Datos de **Scopus** por país para electrohilado. Los datos se tomaron el 09 de febrero de 2019.

Se espera que el mercado del producto electrohilado aumente principalmente en los campos de filtración y medicina para 2025 (Figura 5).

La figura 5 describe el análisis y los pronósticos globales por

Material:

- Nanofibras de polímeros
- Nanofibras de carbono
- Nanofibras de cerámica
- Nanofibras compuestas
- Nanofibras de vidrio

Por aplicación

- Energía
- Ciencias biológicas y farmacéuticas
- Química y ambiental
- Defensa y seguridad
- Electrónica

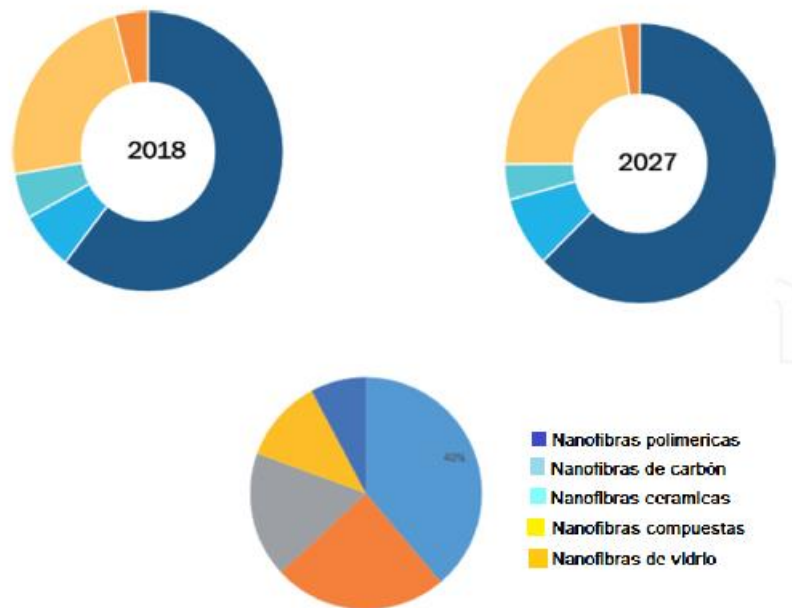


Figura 5. Mercado de nanofibras hasta 2025. Análisis y pronósticos globales por material (nanofibras de polímeros, nanofibras de carbono, nanofibras de cerámica, nanofibras compuestas y nanofibras de vidrio. <https://www.marketresearchfuture.com/reports/polymer-nanofiber-market-4416>

4.13. Electrohilado.

La tecnología de electrohilado constituye uno de los métodos de procesamiento de polímeros que presenta mayores ventajas para la producción de nanofibras. Dentro de sus características principales la técnica tiene la habilidad única de producir nanofibras de diferentes materiales y geometrías, es de relativo bajo costo, relativamente alta velocidad de producción y simplicidad en el diseño del equipamiento. En los últimos años, se han electrohilado numerosos tipos de materiales que incluyen prácticamente todos los polímeros sintéticos y naturales que sean solubles o puedan fundirse, y nanocompuestos, para obtener fibras

continuas de unos pocos nanómetros hasta algunos micrones que generan una membrana hilada no tejida altamente porosa (Agarwal et al., 2009).

Las fibras resultantes no requieren de una etapa extensa de purificación como, por ejemplo, los whiskers submicrométricos, las nanovarillas inorgánicas y los nanotubos de carbono. Aunque la técnica de electrohilado constituye una vía versátil para la producción de nanofibras, el proceso es sumamente complejo y depende de numerosos parámetros. El diseño experimental básico para electrohilado de soluciones consta de cuatro componentes (Figura 6, a. configuración electrohilado vertical, b. configuración electrohilado horizontal): un reservorio de solución o material fundido, una bomba de infusión que permite suministrar un flujo constante y controlado de solución, una fuente de alta tensión y un sistema colector sobre el que se deposita el material electrohilado. Al aplicar una tensión de 5 - 30 kV, la solución polimérica se electrifica fuertemente. Se generan cargas inducidas que se distribuyen sobre la superficie de la gota de solución polimérica que pende de una boquilla.

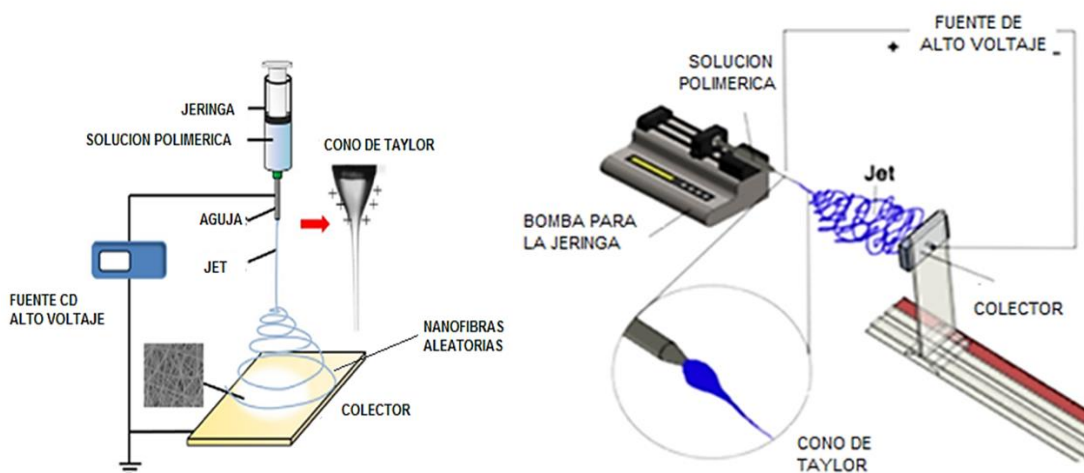


Figura 6. a) Diagrama electrohilado vertical b) Diagrama electrohilado horizontal (Villareal-Gómez, 2016; J. Zhao et al., 2016).

La gota experimenta un conjunto de fuerzas: fuerza de repulsión coulombica entre las cargas presentes, fuerza electroestática producto del campo eléctrico externo generado al aplicar la tensión, fuerza gravitatoria, fuerzas viscoelásticas que dependen del polímero y solvente, y la tensión superficial que se opone al estiramiento y afinamiento de la gota. Bajo la acción de estas interacciones, la gota se distorsiona en forma cónica, fenómeno conocido como cono de Taylor (Figura 7).

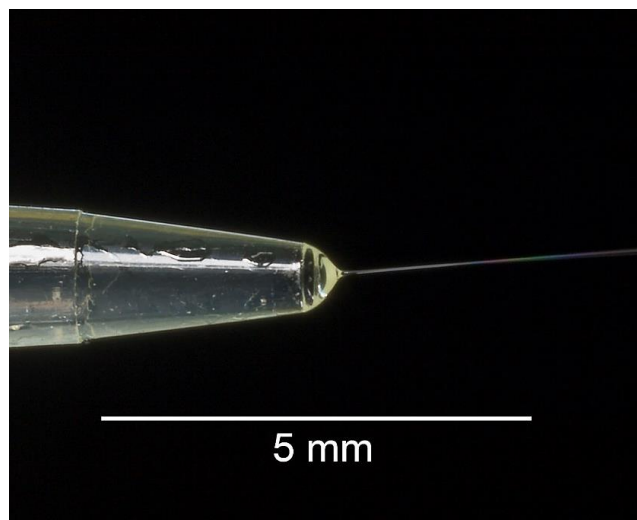


Figura 7. Fotografía de un menisco de alcohol poli (vinílico) en solución acuosa que muestra una fibra extraída de un cono de Taylor mediante el proceso de electrohilado (Shahriar et al., 2019).

En estas condiciones el balance de fuerzas llega a un equilibrio. Cuando las fuerzas electroestáticas repulsivas superan la tensión superficial del polímero, se produce una situación inestable que provoca la expulsión de un microchorro líquido cargado desde la boquilla del capilar. Este microchorro (o jet) electrizado sufre estiramiento y movimientos tipo latigazo (whipping), dando lugar a la formación de hilos largos y delgados. A medida que el chorro líquido se deforma continuamente y se evapora el solvente (o solidifica el fundido), las cargas superficiales aumentan conduciendo a una disminución drástica del diámetro de las fibras. Los entrecruzamientos físicos de las cadenas poliméricas permiten dar continuidad al microchorro, formando fibras que se depositan en el sistema colector que se encuentra conectado a tierra (Frenot & Chronakis, 2003; Shahriar et al., 2019). Las propiedades intrínsecas de la solución y los parámetros que afectan el procesamiento tienen

un efecto directo en las fuerzas que dominan al proceso de electrohilado y la obtención de fibras con distinta morfología, estructura y tamaño.

Muchos factores afectan la microestructura y las propiedades de la nanofibra electrohilada. En general, estos factores se pueden dividir en tres grupos: (a) propiedades intrínsecas de la solución de polímero como viscosidad (Davidson et al., 2020; Whitesides & Grzybowski, 2002), peso molecular (Ahmadi Bonakdar & Rodrigue, 2024a), conductividad (Bhardwaj & Kundu, 2010), y tensión superficial (H. Zhao & Chi, 2018); (b) parámetros del proceso tales como voltaje (Ma et al., 2023), tasa de alimentación (Ali et al., 2014), distancia entre el electrodo y el colector, y geometría del colector (Ji et al., 2024); y (c) las condiciones ambientales tales como la temperatura (Pakravan et al., 2011) y humedad relativa (HR) (Ma et al., 2023).

El estudio de estos parámetros sirve para comprender la evolución a nivel microestructural de las nanofibras electrohiladas y, por lo tanto, poder llevar a cabo mejoras en sus propiedades.

Se ha reportado en la literatura, que tanto el voltaje aplicado como la velocidad de alimentación pueden conducir a la formación de un cono de Taylor estable que puede dar como resultado una nanofibra más pequeña y continua con propiedades mecánicas más altas (Ma et al., 2023).

4.13.1. *Parámetros principales del electrohilado que afectan la morfología de las nanofibras*

La morfología y las propiedades de las nanofibras de polímeros obtenidas mediante este método están influenciadas por muchos factores que se pueden dividir en tres grupos:

parámetros de la solución polimérica, parámetros del aparato (proceso) y parámetros ambientales.

Los principales parámetros resultantes del tipo de solución de polimérica utilizada incluyen: viscosidad de la solución, concentración de masa del polímero en relación con el disolvente utilizado, el peso molecular del polímero utilizado, tipo de disolvente, conductividad eléctrica y tensión superficial de la solución producida. Además, los parámetros clave que tienen un impacto significativo tanto en la morfología como en las propiedades físicas de las fibras producidas son los parámetros del proceso utilizados durante el electrohilado. Estos parámetros incluyen la velocidad de alimentación de la solución electrohilada a la boca de la boquilla, la diferencia de potenciales y la diferencia entre los electrodos, es decir, la boquilla y el colector. Estos parámetros del proceso se pueden cambiar y combinar durante el proceso de electrohilado, lo que permite controlar sus valores para obtener un cono de Taylor estable formado a partir de una gota de solución electrohilada en la boca de la boquilla. Además, los parámetros del proceso también incluyen parámetros del aparato, teniendo en cuenta el diámetro interno y la longitud de la boquilla utilizada, así como el tipo de colector. Es importante hacer notar, que un parámetro que casi no se toma en cuenta, pero que es de suma importancia, y que es objeto de estudio en esta investigación, lo constituye lo que es el parámetro de bifurcación λ , que, de acuerdo con sus valores, determina el nivel de caos o descontrol del chorro del polímero electrohilado para la formación de nano fibras.

Podemos distinguir dos tipos básicos de colectores utilizados durante el proceso de electrohilado de nanofibras. Se incluyen colectores de placa plana y colectores de tambor, que giran a una velocidad angular definida con precisión durante el proceso de electrohilado, enrollando así las fibras producidas como en un carrete. Como resultado, las nanofibras con

disposición caótica se obtienen utilizando un colector de placa plana, mientras que el uso de un colector de tambor permite obtener nanofibras con una orientación estrictamente definida y una disposición paralela de fibras individuales entre sí. Los parámetros ambientales incluyen condiciones ambientales en las que se producen nanofibras, es decir, temperatura, aire, humedad y presión atmosférica

4.13.2. Parámetros de la solución polimérica.

4.13.2.1. Viscosidad

La viscosidad de la solución polimérica está relacionada con la naturaleza del polímero, la naturaleza del solvente y la concentración de la solución polimérica. A mayor peso molecular, mayor es la viscosidad de la solución. La viscosidad actúa contrarrestando las fuerzas de estiramiento producidas por la repulsión electrostática del microchorro cargado. Aumentar la viscosidad ayuda a obtener un microchorro estable y por lo tanto fibras libres de gotas. La viscosidad de la solución se puede aumentar incrementando el peso molecular del polímero, la concentración de la solución polimérica, o incluso también con el agregado de poli (electrolitos) en pequeñas cantidades que permiten incrementar la viscosidad sin modificar la concentración. Si bien la viscosidad de la solución influye significativamente en generar fibras lisas, no necesariamente determina la concentración crítica a la cual se obtienen fibras por electrohilado. Este parámetro determina el tamaño de la fibra e influye de manera importante en su morfología durante el proceso de electrohilado (Chiloeches et al., 2022).

Las morfologías de las perlas representan un cambio de forma interesante de una forma redonda en forma de gota (con soluciones de baja viscosidad) a una gota estirada o elipsada

para suavizar las fibras (con suficiente viscosidad) a medida que cambia la viscosidad de la solución (Figura 8 a – h). El efecto de la concentración – viscosidad sobre la morfología de las nanofibras fue reportado por Doshi et al. al trabajar con PEO (óxido de polietileno), concluyendo que la viscosidad óptima para la generación de nanofibras electrohiladas es de 800-4000 cp (Doshi & Reneker, 1995). Además del trabajo de Doshi et al., Un experimento en una solución de polímero de poliacrilonitrilo (PAN) mostró que se podían preparar nanofibras lisas electrohiladas cuando la viscosidad de la solución se mantenía a 1.7-215 cp. Por lo tanto, se puede concluir que, además de los parámetros de electrohilado, la determinación del valor crítico de la concentración / viscosidad también es esencial para obtener nanofibras sin cuentas (Ibrahim et al., 2019).

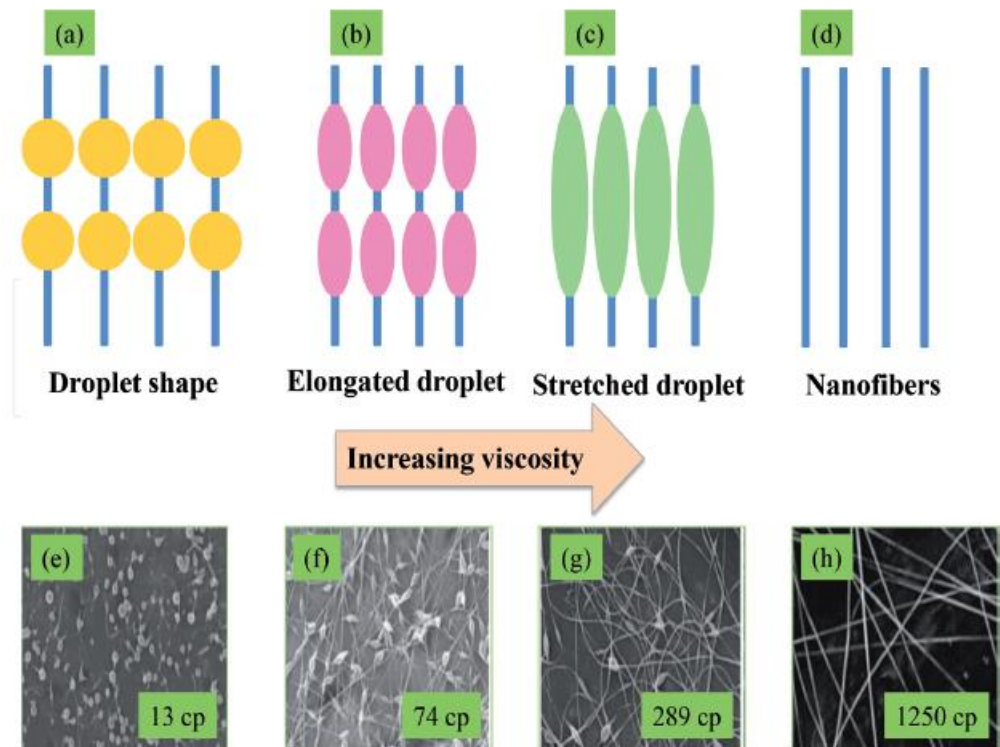


Figura 8. Variación en la morfología de las nanofibras electrohiladas con la variación de la viscosidad: (a – d) esquemático y (e – h) micrografías SEM [28,29]. **Electrohydrodynamic Processes and Their Affecting Parameters* (Ibrahim et al., 2019).

Por lo general, una solución que tiene una viscosidad de 1–20 poises y cuya tensión superficial está en el rango de 35–55 dyn / cm² se considera adecuada para el electrohilado. Si los valores de viscosidad exceden el límite superior del rango mencionado anteriormente, la cohesión de la solución aumenta considerablemente para lograr un flujo estable de polímero. Se forman grandes camas, con gran distancia entre ellas, lo que genera diámetros de fibra más grandes. Para soluciones poliméricas con una viscosidad de menos de 1 poises, se registra la ruptura del flujo del polímero, con la formación de perlas frecuentes (Suh et al.,

2020). Con el aumento en la concentración de la solución, hay un cambio en la forma de las camas, que pasa de esférico a puntiagudo (Haghi, 2011).

La estrecha relación entre la viscosidad y la concentración de la solución de polímero a ser electrohilada se ha estudiado para polímeros como el poli (ácido láctico-co-glicólico) (PLGA) (R. Amna et al., 2020), poli (óxido de etileno) (PEO) (Cho et al., 2012), poli (alcohol vinílico) (PVA) (Tahir et al., 2023), poli (metacrilato de metilo) (PMMA) (Tucker et al., 2012), poliestireno (PS) (Manea et al., 2018), poli (ácido L-láctico) (PLLA) (Luzio et al., 2014), gelatina (T. Li et al., 2022) y dextrano (Abd Razak et al., 2015).

Un nuevo método para reducir la viscosidad de la solución de polímero es la aplicación de vibraciones de baja frecuencia durante el electrohilado, cuando las cadenas de polímero se desenredan como resultado de la ruptura de los enlaces entre cadenas Van der Waals. En el caso de una solución de PMMA a la que se aplicó una vibración de 300 rad / s, la disminución de la viscosidad se logró en un orden de magnitud (Hou et al., 2019). La aplicación de vibraciones con una frecuencia de aproximadamente 400 Hz en la punta del capilar cuando se electrohila una solución de poli (succinato de butileno) (PBS) / CHCl_3 condujo a una reducción significativa en el diámetro de las nanofibras obtenidas (Wable et al., 2021). El uso de vibraciones puede hacer posible el electrohilado de soluciones poliméricas más concentradas que de otro modo no serían electrohiladas, así como suspensiones o materiales coagulados (Lang & Sonnleitner, 2022).

4.13.2.2. Conductividad

Dado que el electrohilado se basa esencialmente en el proceso de pasar cargas eléctricas desde el electrodo a la solución de polímero en la punta de la aguja de inyección, es

imperativo que la solución de polímero exhiba un cierto nivel de conductividad eléctrica sin la cual el proceso no puede realizarse. La conductividad de la solución de polímero significa el número de cargas eléctricas encontradas en la superficie de la solución, cuya presencia determina la formación de nanofibras en lugar de nanopartículas.

Por lo general, los polímeros naturales son generalmente poli (electrolíticos) en la naturaleza, en el que los iones aumentan la carga de la capacidad de la expulsión de polímero que lleva, y someter a una mayor tensión en el campo eléctrico, puede resultar en una formación de fibras pobre en contraste con su homólogo sintético, Además, la conductividad eléctrica de la solución se puede ajustar mediante la adición de sales iónicas como KH_2PO_4 y NaCl . Con la ayuda de sales iónicas, se pueden obtener nanofibras con un pequeño diámetro. También una alta conductividad de la solución se puede lograr mediante el uso de ácido orgánico como disolvente (Villarreal-Gómez et al., 2016a).

La adición de electrolitos conduce a un mayor número de cargas eléctricas, mejorando así la conductividad, lo que conduce al aumento de la capacidad de alargamiento de la solución de polímero, las fibras obtenidas en este caso son más suaves y finas (Venmathi Maran et al., 2024).

La morfología de las nanofibras así obtenidas está influenciada por las dimensiones de los iones introducidos en la solución de electrohilado, existiendo una relación de proporcionalidad inversa entre el tamaño del ion y la uniformidad de las nanofibras. Además, para pequeñas dimensiones de los iones añadidos, el número de defectos disminuye (Palomares et al., 2021).

4.13.2.3. Tensión superficial

La tensión superficial de la solución es la fuerza principal para vencer para lograr el estiramiento del microchorro y la producción de nanofibras. Cuanto mayor es la tensión superficial, mayor cantidad de cargas superficiales y tensión aplicada se requerirá en el proceso. Dado que el solvente determina la tensión superficial de la solución, sería ideal emplear un solvente con baja tensión superficial. Sin embargo, la concentración y la naturaleza química del polímero también determinan la tensión superficial. En general, el aumentar la concentración polimérica de la solución disminuye la tensión superficial. Otra forma de disminuir la tensión superficial es con el agregado de surfactantes a la solución. Diferentes disolventes pueden contribuir a diferentes tensiones superficiales. Con una concentración fija y reduciendo la tensión superficial de la solución, las fibras abultadas pueden ser convertidas en fibras lisas. La tensión superficial y la viscosidad de la solución pueden ser ajustadas cambiando la relación de la masa de la mezcla de disolventes. Básicamente, la tensión superficial determina los límites superior e inferior del electrohilado si se fijan todas las demás condiciones (Z. Li & Wang, 2013).

4.13.2.4. Tipo de solvente

La selección del solvente es uno de los factores clave para la fabricación de nanofibras electrohiladas lisas y sin cuentas. Por lo general, deben tenerse en cuenta dos cosas antes de seleccionar el solvente. Primero, los solventes para el proceso de electrohilado se aplican en polímeros que son completamente solubles. Segundo, el solvente debe tener un punto de ebullición moderado. Su punto de ebullición da una idea sobre la volatilidad de un solvente. La mayoría de los disolventes volátiles son deseables ya que sus altas tasas de evaporación impulsan la fabricación de nanofibras. Sin embargo, los solventes muy volátiles se evitan

comúnmente ya que su alta tasa de evaporación fuerza el secado del chorro en la punta de la aguja. Este secado bloquea la punta de la aguja y por lo tanto dificulta el proceso de electrohilado. Asimismo, los solventes de baja volatilidad también se evitan ya que su baja evaporación inhibe su secado en el vuelo. La deposición de nanofibras que contienen solventes en el colector provocará la formación de nanofibras con cuentas (Mitchell & Davis, 2011).

Numerosos grupos de investigación han estudiado los efectos del solvente y el sistema de solventes sobre la morfología de las nanofibras (Figura 9 a-f) (Gholipour Kanani & Bahrami, 2011) y concluyeron que, de manera similar al voltaje aplicado, el solvente también afecta el sistema de polímeros (Shahreen & Chase, 2015). Además, los solventes también juegan un papel importante en la fabricación de nanofibras altamente porosas. Esto puede suceder cuando un polímero se disuelve en dos solventes, donde uno actúa como solvente y el otro como no solvente. La diferencia en las tasas de evaporación del solvente y no solvente causa la separación de fases, lo que resulta en la creación de poros en nanofibras (Figura 9f) (Torres-Martinez et al., 2018). Resultados similares también fueron reportados por Zhang et al. (Y. Z. Zhang et al., 2006).

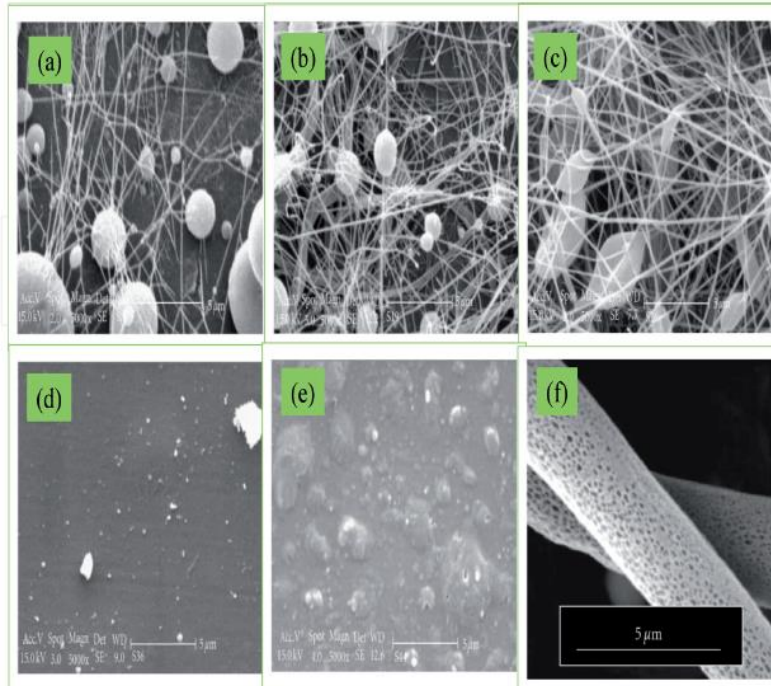


Figura 9. Imágenes SEM de soluciones PCL al 5% disueltas en diferentes solventes: (a) ácido acético glacial, (b) ácido acético al 90%, (c) cloruro de metileno / DMF = 4/1, (d) ácido fórmico glacial, (e) y ácido fórmico / acetona, junto con (f) imágenes SEM de nanofibras de PVB preparadas a partir de 10% en peso de THS / DMSO (9 / iv / v) (Haider et al., 2019).

4.13.2.5. Parámetros del proceso

Las variables de proceso, como la velocidad de flujo del fluido, la distancia entre el tubo de salida del polímero, tipo de colector y la intensidad del campo eléctrico tienen una influencia significativa en las propiedades de las nanofibras electrohiladas (Manea et al., 2018).

Muchos de los elementos del proceso de electrohilado, como la forma inicial de la gota, la formación del cono de Taylor, la trayectoria del chorro extruido, el área en la que se depositan las nanofibras y sus características esenciales, como el tamaño y a uniformidad del diámetro está controlada por la velocidad de flujo de la solución de polímero en la jeringa.

Por ejemplo, un caudal más bajo permite tiempos de polarización más largos; si esta velocidad excede un cierto valor umbral, un valor que depende de la naturaleza del polímero y del solvente, la velocidad de alimentación de la solución de polímero excede la velocidad a la que se extrae de la punta debido a las fuerzas eléctricas aplicadas. En esta situación, dado que el tiempo de solidificación del filamento de polímero hasta que alcanza el colector es demasiado bajo, las fibras obtenidas tienen una alta densidad de perlas y un mayor número de gotas grandes. La figura 10 muestra esquemáticamente la forma en que cambia la forma del cono de polímero al aumentar el caudal (Manea et al., 2018).

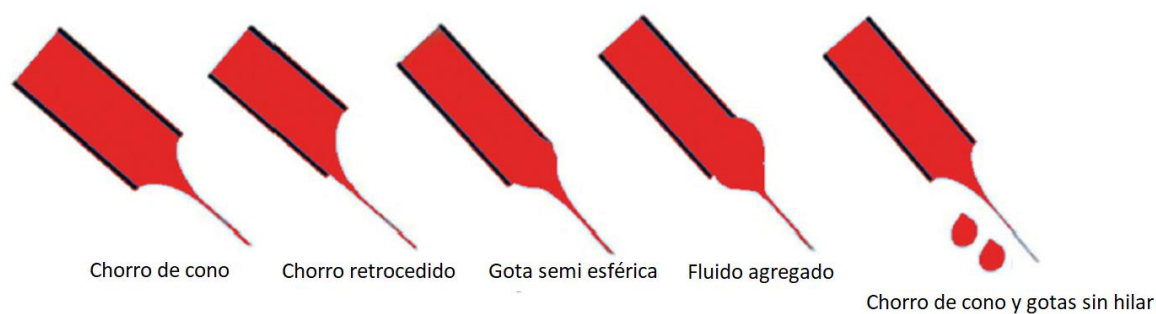


Figura 10. Comportamiento del polímero con el aumento del caudal (Haider et al., 2019).

Se observó en una solución de poliestireno que la formación de perlas se produce cuando el caudal supera los 0.1 ml / min, condiciones en las que el diámetro de la fibra y el tamaño de los poros aumentan (Villarreal-Gómez et al., 2016b). Al electrohilar una solución de polisulfona al 20% en N, N-dimetilacetamida a 10 kV, se observó que a una velocidad de alimentación de 0,66 ml / h, se obtuvieron diámetros menores de fibra (Z. Li & Wang, 2013), mientras que al electrohilar una solución de nylon 6, se produjo la formación de fibra de cuentas cuando el caudal superó los 4 ml / min (R. Chen et al., 2018).

La velocidad de flujo se puede aumentar, en asociación con un mayor esfuerzo aplicado, para mejorar la productividad del proceso, obteniendo nanofibras más delgadas. Si el caudal es muy elevado, se pueden obtener bandas en lugar de fibras, ya que la solución expulsada de la punta no tiene tiempo suficiente para secarse hasta llegar al colector (Zargham et al., 2012).

4.13.2.5.1. Distancia aguja – colector

La morfología y el diámetro de las fibras electrohiladas pueden controlarse mediante el ajuste adecuado de la distancia entre la aguja por donde sale el polímero a electrohilar y el colector donde se deposita este polímero.

Este parámetro influye directamente en el tiempo de vuelo del microchorro y en la fuerza del campo eléctrico aplicado. En consecuencia, variar este parámetro influye en el diámetro medio de fibras obtenidas y en su morfología. Si la distancia es alta, hay un mayor tiempo para que el microchorro se elongue y estire, lo que produce membranas con tamaño medio de fibra menor. No obstante, el aumentar la distancia se debilita la magnitud del campo eléctrico, resultando en menor estiramiento del microchorro y un mayor tamaño medio de fibra. Si la distancia es muy pequeña, la fuerza del campo eléctrico es mayor y se produce una mayor aceleración del microchorro, pero como el tiempo de vuelo también disminuye la evaporación del solvente es pobre. Luego entonces, si la distancia es demasiado corta, la fibra no tiene tiempo suficiente para solidificar antes de llegar al colector, mientras que, si la distancia es demasiado larga, se pueden obtener fibras abultadas (Villarreal-Gómez, Bardi, et al., 2024).

4.13.2.5.2. Voltaje aplicado

En general, es un hecho conocido que el flujo de corriente desde una fuente de alimentación de alto voltaje a una solución a través de una aguja metálica hará que una gota esférica se deforme en un cono de Taylor y estas formen nanofibras ultrafinas en función a un voltaje crítico (Figura 11a-f). Este valor crítico del voltaje aplicado varía para diferentes sistemas de polímeros. La creación de nanofibras con un diámetro más pequeño a medida que aumenta el voltaje aplicado podría atribuirse al estiramiento de la solución de polímero y la repulsión de carga en el chorro de polímero (Abdulhussain et al., 2023).

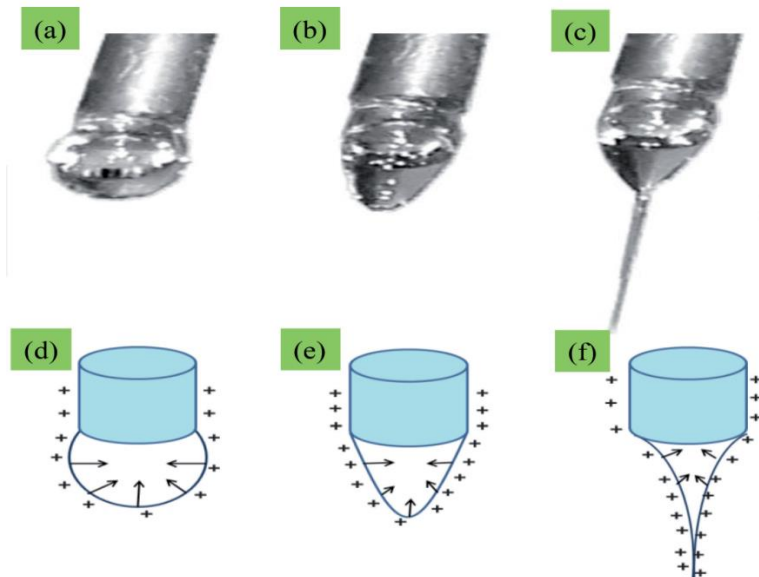


Figura 11. Las imágenes muestran la deformación de las gotas y la eventual expulsión de fibras con un aumento del campo eléctrico en las gotas y el efecto de las cargas en las soluciones poliméricas (Kharisov et al., 2016).

El aumento en el voltaje aplicado más allá del valor crítico mientras se mantiene constante la velocidad de flujo, conducirá a la creación de cuentas o nanofibras de cuentas. La creación

de cuentas o nanofibras de cuentas con un voltaje aplicado aumentado se atribuye a la disminución del tamaño del cono de Taylor y al aumento de la velocidad del chorro, en conjunto con un aumento en el diámetro de las nanofibras atribuido al aumento de la longitud del chorro con el voltaje aplicado (Villarreal-Gómez, Cornejo-Bravo, et al., 2024).

4.13.2.5.3. Condiciones ambientales

En la mayoría de los casos el proceso de electrohilado se realiza en atmósfera de aire, también puede realizarse en presencia de nitrógeno u otros gases que modifican el proceso de secado del microchorro y la pérdida de cargas eléctricas superficiales al ambiente. Otras condiciones ambientales que afectan el secado del microchorro son la temperatura y la humedad del medio ambiente.

Cualquier interacción entre el medio ambiente y la solución polimérica puede afectar la morfología de las fibras electrohiladas, principalmente por la humedad, la temperatura y la presión atmosférica.

4.13.2.5.3.1. Humedad Relativa

El papel de la humedad del ambiente en el proceso de electrohilado se manifiesta en términos de morfología de la fibra, orientación de deposición de las fibras en el colector y velocidad de evaporación del solvente. Cuando la humedad es muy baja, un solvente volátil puede secarse muy rápidamente. También se ha sugerido que la alta humedad ayuda a descargar la electricidad estática de las fibras electrohiladas (Ahmadi Bonakdar & Rodrigue, 2024b).

A alta humedad, puede producirse condensación en la superficie de la fibra debido al enfriamiento de la superficie del chorro, causado por la rápida evaporación del solvente

volátil, y el flujo de aire puede interrumpir la formación de las fibras, causando la rotura de la fibra (Bhardwaj & Kundu, 2010).

Un experimento en nanofibras electrohiladas de polisulfuro (Xue et al., 2019) reveló que con un contenido de humedad de menos del 25%, las fibras presentaban una apariencia lisa, brillantes, con superficie no porosa; a una humedad del 31–38%, se observó una diferencia visible en cuanto la morfología de la fibra, con un número relativamente pequeño de poros circulares distribuidos al azar; a 31–45% de humedad, los poros se mueven hacia la superficie de la fibra; a una humedad del 50 al 59%, los poros son numerosos en la superficie de la fibra; mientras que con un contenido de humedad del 60–72%, los poros son más grandes y más desiguales debido al secado incompleto de las fibras electrohiladas y su enmarañado en la superficie del colector.

Al electrohilar una mezcla de polianilina-alcanfor-ácido sulfónico / poli (óxido de etileno), se descubrió que solo la humedad ambiental baja permitía la formación de nanofibras sin defectos en todo el rango de voltajes aplicables. Cuando la humedad alcanza el 25%, las fibras comienzan a romperse formando superficies desiguales e irregulares, mientras que a una humedad relativa superior al 40%, el electrohilado ya no es posible (Moutsatsou et al., 2015).

4.13.2.5.3.2. Temperatura

La temperatura ambiente en el proceso de electrohilado influye significativamente. Un primer efecto se manifiesta en la velocidad de evaporación del disolvente, que disminuye exponencialmente al disminuir la temperatura; el proceso de evaporación del solvente se

vuelve más lento, el chorro tarda más en solidificarse, lo que puede conducir a defectos en la formación de fibras (Raksa et al., 2021).

La temperatura tiene influencia importante en la rigidez de las cadenas poliméricas, que disminuye a medida que aumenta la temperatura ambiente. En estas condiciones, asociadas con una baja viscosidad de la solución de polímero, es posible obtener un mejor estiramiento del filamento de polímero bajo la acción de las fuerzas de Coulomb (aumento en la conductividad de la solución), lo que resulta en fibras de menor diámetro (Chomachayi et al., 2021). Además, esto tiende a disminuir la cristalinidad y aumentar la rugosidad de la superficie del producto electrohilado (Zhou et al., 2019).

Vrieze et al. (De Vrieze et al., 2009) investigó el efecto de la temperatura sobre el diámetro de la nanofibra producida a partir de soluciones de acetato de celulosa (CA)/DMAc y PVP/etanol. En ambos casos, se observó un aumento inicial en el diámetro de la fibra cuando la temperatura se incrementó de 10°C a 20°C. Un aumento adicional de la temperatura a 30°C redujo el diámetro de la fibra. Creían que la tasa de evaporación del solvente y la viscosidad de la solución (dependiente de la temperatura) eran los factores decisivos que influían en el diámetro de la nanofibra.

4.13.3. Aplicaciones

4.13.3.1. Ingeniería de Tejidos

Los biomateriales empleados en un gran número de aplicaciones en ingeniería de tejidos y órganos deben interactuar con las células, y las estructuras tridimensionales que adopten deben comportarse como verdaderas matrices extracelulares. Sus características

biomiméticas y sus excelentes propiedades fisicoquímicas, desempeñan un rol clave en la estimulación del crecimiento celular, participando en la regeneración del tejido como una guía (Ogueri & Laurencin, 2020). Las propiedades mecánicas y biomiméticas de los nanomateriales, sumado a las modificaciones superficiales que pueden lograrse mediante funcionalización de la superficie, promueven una mayor cantidad de interacciones con las células y por lo tanto también el crecimiento del nuevo tejido (Alpaslan & Webster, 2014).

4.13.3.2. Ingeniería de tejido óseo y cartílago

Los polímeros naturales tales como gelatina, colágeno y quitosano y los polímeros sintéticos, principalmente PLLA, PGA, PLGA y PCL son biocompatibles y biorreabsorbibles y presentan propiedades adecuadas para la obtención de matrices nanofibras para aplicaciones en ingeniería de tejido óseo y cartilaginoso (Hasan et al., 2018).

Existen numerosos estudios de matrices poliméricas nanoestructuradas biomiméticas que encapsulan células madre u osteoblastos. Las matrices fibrosas nanocompuestas de PCL/hidroxiapatita/ gelatina mostraron niveles de proliferación osteoblástica, actividad de fosfatasa alcalina y mineralización, mayores a los observados en matrices nanofibras de PCL pura.

Las nanofibras compuestas promueven la actividad de la fosfatasa alcalina osteoblástica y la expresión de genes marcadores de osteoblastos (RNAm), que participan en la diferenciación y crecimiento del tejido óseo tanto *in vitro* como *in vivo*. Las matrices nanofibras poseen propiedades mecánicas que resultan ideales para el trasplante de células madre durante la reparación clínica del cartílago. El principal interés reside en la incorporación de condrocitos o células madre dentro de la matriz polimérica durante el proceso de electrohilado.

Existen estudios de condrogénesis *in vitro* de células mesenquimales pluripotenciales en matrices nanofibrosas de PCL. Sin embargo, debido al pequeño tamaño de poros que poseen las matrices electrohiladas, la infiltración celular se dificulta produciendo una distribución irregular de las células. La estrategia utilizada actualmente, consiste en el sembrado de condrocitos para obtener una distribución homogénea de células en matrices nanofibrosas incubadas en biorreactores dinámicos (Hasan et al., 2018).

4.13.3.3. Ingeniería de tejido de la piel

La regeneración de piel empleando nanofibras electrohiladas ha recibido mucha atención para el tratamiento de pacientes que sufren daños por quemaduras agudas y heridas crónicas tales como pie diabético y úlceras de distinta etiología. Las propiedades biomiméticas de las matrices extracelulares electrohiladas resultan atractivas para estas aplicaciones, dado que poseen un comportamiento mecánico, físico y biológico adecuado para restaurar funcionalmente la dermis y epidermis (Jiang et al., 2015). Aunque las membranas electrohiladas poseen una enorme área superficial para el contacto con células, existen limitaciones en la infiltración celular.

4.13.3.4. Liberación controlada de agentes terapéuticos

La liberación de agentes terapéuticos e ingeniería de tejidos son dos áreas íntimamente relacionadas. Además de servir como matrices extracelulares para la infiltración celular y el crecimiento de tejidos, las matrices nanofibrosas pueden diseñarse y funcionalizarse para actuar como portadores de factores bioactivos que induzcan una respuesta celular o tisular determinada (Beachley & Wen, 2010). La técnica de electrohilado ofrece una gran flexibilidad para seleccionar materiales poliméricos biodegradables o no degradables para

aplicaciones en liberación controlada de agentes terapéuticos que incrementen la eficiencia de la ingeniería de tejidos.

La investigación de nanofibras en el campo de liberación controlada se encuentra en una etapa inicial de exploración (Fagette, 2012). El proceso de liberación puede ocurrir por distintos mecanismos que incluyen difusión o mecanismos más complejos de difusión simultánea con degradación de la matriz (Dahlin et al., 2011).

Dependiendo de las propiedades de los factores bioactivos y del polímero, este método puede conducir a que los agentes se encuentren homogéneamente dispersos en las fibras, o en forma de agregados distribuidos aleatoriamente en las fibras o localizados en la superficie de la matriz nanofibrosa (Figura 12a).

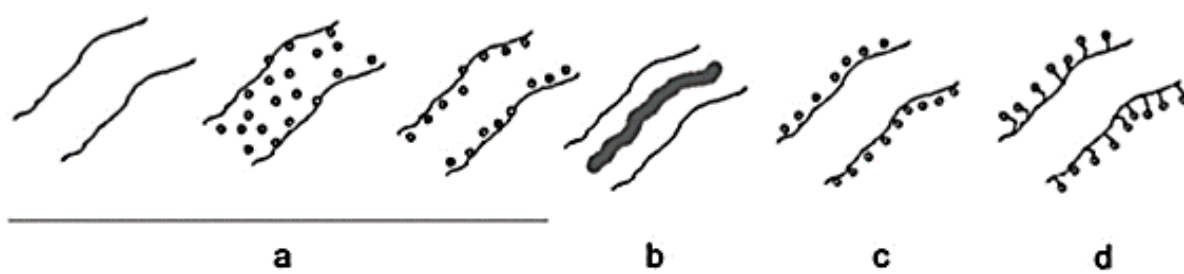


Figura 12. Formas de incorporación de agentes bioactivos en nanofibras. a) Incorporación por mezclado en la solución de electrohilado; b) electrohilado coaxial; c) adsorción superficial; d) inmovilización superficial (Dahlin et al., 2011).

Esta aproximación posee algunas desventajas inherentes a la técnica, por ejemplo, la liberación muy significativa de la droga en un periodo muy corto de tiempo en la etapa inicial (Cortez Tornello et al., 2012). Esta liberación puede considerarse indeseable en ingeniería de

tejidos, pero es necesaria en los casos en los que se requiere una liberación rápida, como es en el caso de las infecciones que pueden ocurrir en las primeras horas después de una cirugía.

El perfil de liberación puede modificarse disminuyendo la extensión de la liberación inicial, mediante cambios en la composición del polímero por mezcla con otro polímero o copolimerización con otro monómero, o recubrimiento la superficie de las fibras con otro polímero. Un método alternativo que permite sobrellevar alguna de estas desventajas consiste en la encapsulación de agentes terapéuticos en el centro de nanofibras poliméricas mediante electrohilado coaxial.

Esta técnica produce nanofibras que incorporan el agente en el núcleo (core) que se recubre con una capa exterior de polímero (shell) (Figura 12b). Los dos componentes tienen normalmente diferente solubilidad en solventes orgánicos o en agua, lo que evita el mezclado de las dos fases durante el proceso. La liberación se produce a través de poros de la cubierta polimérica o simultánea con la degradación de esta. Este sistema coaxial permite una eficiencia de carga elevada y un comportamiento de liberación controlada que en muchos casos supera al observado en otros métodos convencionales de encapsulación. La encapsulación de la enzima lactato dehidrogenasa (LDH) en nanofibras de poli (vinil alcohol) (PVA) se realiza empleando electrohilado coaxial (Moreno et al., 2011).

Esta metodología tiene en cuenta la pobre solubilidad de la enzima en la solución de PVA. La enzima conserva su función catalítica después del procesamiento en nanofibras. Los perfiles de liberación de LDH muestran la potencialidad de este sistema de liberación controlada para el tratamiento clínico de la deficiencia de LDH. La incorporación de factores bioactivos puede realizarse después de la fabricación de la matriz nanofibrosa, mediante

técnicas de modificación superficial de adsorción o inmovilización, cada una de las cuales posee ventajas y desventajas propias (Figura 12c y 12d) (Dahlin et al., 2011).

Finalmente, los hidrogeles de péptidos auto-ensamblados pueden emplearse también como portadores, con perfiles de liberación dependientes de la estructura del hidrogel y del factor a liberar.

Entre los agentes terapéuticos que se estudian en sistemas electrohilados se encuentran antibióticos con distinta solubilidad (hidrocloruro de tetraciclina, rifampicina, cefoxitina, ciprofloxacina, sulfato de gentamicina, ornidazol, mupirocin), antiinflamatorios no-esteroides (naproxeno, salicilato sódico, diclofenaco sódico, ketoprofeno, indometacina), corticoides (acetado de dexametasona), anestésicos (lidocaína), antioxidantes (resveratrol), vitaminas (A y E), antifúngicos (itraconazol, ketanserina, ketoconazol), anticancerígenos (paclitaxel, doxorubicina, carmustina BCNU, cucurbitacina B, cucurbitacina I), anticoagulantes (heparina), extractos vegetales (centella asiática, embelina, chalconas), proteínas (principalmente factores de crecimiento, albúmina, lisozima) y plásmidos de ADN (Agarwal et al., 2009).

Aunque se han preparado muchos tipos de dispositivos de liberación empleando sistemas electrohilados, hasta la fecha no se reportaron resultados de experimentos clínicos, y los únicos trabajos realizados *in vivo* están principalmente asociados con la investigación en cáncer (Yu et al., 2010). La liberación de antibióticos en la región abdominal luego de una cirugía invasiva es una estrategia común para evitar las complicaciones asociadas a infecciones. El empleo de barreras físicas para evitar la adhesión abdominal posquirúrgica entre tejidos adyacentes en conjunto con la incorporación de antibióticos permite disponer

de un dispositivo con una doble funcionalidad. El tamaño de poro submicrométrico evita la migración celular, requerimiento fundamental para actuar como barrera, mientras que la elevada área superficial permite una carga de antibiótico mayor que en otras morfologías.

Como se mencionó anteriormente, una de las áreas de mayor investigación en el campo de liberación controlada es la liberación controlada y vectorizada de drogas anticancerígenas (Ni et al., 2014). Las membranas electrohiladas poseen la capacidad de evitar las limitaciones en la carga de fármacos que poseen las micelas y liposomas usadas actualmente para el tratamiento de tumores.

La utilización de membranas nanofibrosas también tiene notable interés para liberación de agentes bioactivos tales como factores de crecimiento capaces de promover la fijación, proliferación y diferenciación celular en ingeniería de tejidos, así como para la liberación de plásmidos de ADN para terapia génica.

En este último caso resulta importante proteger los agentes biológicos que son incorporados a las matrices, dado que el proceso de electrohilado puede degradar el ADN, perdiendo la capacidad de transfección del plásmido. Otro ejemplo de sistema de liberación constituye la administración tópica de óxido nítrico (NO) para el tratamiento de la úlcera de pie diabético, así como de las úlceras generadas por *leishmaniasis*. Esta estrategia que está siendo actualmente explorada con el desarrollo de un parche nanofibroso para liberación de NO con un diseño que permite la liberación constante de NO durante 12 horas o más dependiendo de la dosis (López-Jaramillo et al., 2010).

Para la nano encapsulación de moléculas bioactivas con aplicaciones médicas se utilizan polímeros biodegradables y no tóxicos (Tabla 1) como el poli (etileno-co-vinil alcohol) que

tiene la característica de ser hidrófilo, siendo ampliamente utilizado en la industria farmacéutica y dispositivos médicos debido a su biocompatibilidad, no toxicidad, buena estabilidad química y térmica (T. Amna et al., 2013).

Tabla 1. Algunos polímeros usados en electrohilado para liberación de fármacos y aplicaciones en ingeniería de tejidos (T. Amna et al., 2013).

POLÍMERO	SOLVENTE	DIÁMETRO DE LA FIBRA	CONFIGURACIÓN DEL INYECTOR	APLICACIÓN (TIPO DE CÉLULA/ FÁRMACO)
Poli (ε-caprolactona)	Cloroformo y metanol	2 – 10 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (células estomacales de médula de rata)
	Cloroformo y DMF	~ 600 nm		
Colágeno	HFB	180 – 250 m	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (fibroblastos de la conjuntiva del conejo)
Gelatina	2,2,2, trifluoroetanol	0.29 – 9.10 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (no se utiliza)

Fibrinógeno	HFP y Medio esencial minimo 10x	0.12 – 0.61 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (fibroblastos cardiacos neonatales de rata)
Poli (etileno-co- vinil alcohol	2- propanol y agua	0.2 – 8.0 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (células musculares lisas aórticas humanas y fibroblastos dérmicos humanos)
Poli (ácido glicólico y quitina	HFP	130 – 380 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejidos en general (fibroblastos epidérmicos humanos normales)
Poli(L-lactida- co- ϵ - caprolactona)	Acetona	200 – 800 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejido vascular (células musculares lisas de las arterias coronarias humanas)
Poli (carbonato de propileno)	Cloroformo	~ 5 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejido vascular (células madre mesenquimales de médula ósea de rata)
Poli (L-ácido láctico)	DMF y DCM	~313 nm	Inyector solo	Ingeniería de tejido neural (células madre neurales de rata)
Quitina	HFP	0.163 – 8.77 μm	Inyector solo	Ingeniería de tejido de la piel (queratinocitos humanos normales orales, queratinocitos epidérmicos humanos normales,

fobroblastos gingivales humanos
normales)

Poli (ε- a)	2.22– 270 – 380 nm	Coaxial	D.D. S
caprolactona)	trifluoetanol		
(envoltura) b)	b) Agua		
Poli			
(etilenglicol(núc			
leo)			

4.14. Nanofibras

Las nanofibras son fibras de tamaño extremadamente pequeño, en la escala de nanómetros (nm), lo que significa que tienen un diámetro en el rango de unos pocos nanómetros hasta varios cientos de nanómetros. Para tener una idea de su escala, un nanómetro es aproximadamente 1/10,000 del grosor de un cabello humano.

Las nanofibras pueden ser de naturaleza tanto orgánica como inorgánica. Pueden estar compuestas de diversos materiales, como polímeros, carbono, óxidos metálicos, nanotubos de carbono, entre otros. Dependiendo del material y del método de fabricación utilizado, las nanofibras pueden tener diferentes propiedades físicas y químicas.

Las nanofibras electrohiladas exhiben varias propiedades físicas y químicas notables, que las hacen atractivas para una amplia gama de aplicaciones. A continuación, se describen algunas de estas propiedades:

4.14.1. Propiedades físicas:

4.14.1.1. Tamaño de fibra ultrafino:

Las nanofibras electrohiladas tienen diámetros en el rango de nanómetros, lo que les confiere un área superficial extremadamente alta en comparación con las fibras convencionales. Esta alta relación área-volumen puede resultar en propiedades mejoradas en términos de reactividad química, absorción de luz, capacidad de carga, etc.

4.14.1.2. Alta relación longitud-diámetro:

Las nanofibras electrohiladas suelen ser extremadamente largas en comparación con su diámetro, lo que les confiere una alta relación longitud-diámetro. Esta relación puede ser beneficiosa en aplicaciones como filtración, refuerzo de materiales compuestos, liberación controlada de fármacos, etc.

4.14.1.3. Estructura porosa:

Las nanofibras electrohiladas tienden a formar una estructura porosa debido a su método de fabricación. Esta porosidad puede permitir una mayor capacidad de carga de materiales, intercambio de gases y líquidos, así como la liberación controlada de sustancias encapsuladas en las fibras.

4.14.1.4. Flexibilidad y alta relación de aspecto:

Las nanofibras electrohiladas son muy delgadas y flexibles, lo que les permite adaptarse a diferentes sustratos y estructuras. Su alta relación de aspecto (longitud dividida por diámetro)

proporciona una mayor resistencia mecánica y rigidez en comparación con las fibras convencionales

4.14.2. Propiedades químicas:

4.14.2.1. Superficie funcionalizable:

La superficie de las nanofibras electrohiladas es accesible y puede ser modificada químicamente para introducir diversas funcionalidades. Esto permite la incorporación de grupos químicos específicos, como grupos hidroxilo, amina, carboxilo, etc., que pueden mejorar la afinidad de las fibras con ciertos materiales o mejorar la capacidad de adsorción de sustancias específicas.

4.14.2.2. Estabilidad química:

Las nanofibras electrohiladas suelen estar compuestas de polímeros que exhiben una buena estabilidad química. Esto significa que las fibras pueden ser resistentes a la degradación en presencia de sustancias químicas agresivas, lo que las hace adecuadas para su uso en entornos corrosivos o como soportes para catalizadores.

4.14.2.3. Compatibilidad con otros materiales:

Debido a su alta área superficial y estructura porosa, las nanofibras electrohiladas pueden ser compatibles con otros materiales, como matrices poliméricas, nanopartículas, materiales cerámicos, etc. Esto permite su uso como refuerzo en materiales compuestos o como sustrato para la deposición de materiales adicionales.

Es importante tener en cuenta que las propiedades físicas y químicas específicas de las nanofibras electrohiladas pueden variar según el tipo de polímero utilizado, las condiciones de electrohilado y los tratamientos posteriores a la fabricación.

Estas fibras poseen una alta relación longitud-diámetro y una gran proporción de superficie en comparación con su volumen. Su estructura se caracteriza por una disposición lineal de moléculas a lo largo de su eje longitudinal.

Las nanofibras pueden ser producidas mediante varios métodos, entre ellos:

- **Electrohilado:** Este es uno de los métodos más comunes para fabricar nanofibras. En el proceso de electrohilado, se aplica una alta tensión eléctrica a un polímero líquido para formar una fibra muy delgada que se recolecta en un sustrato.
- **Depósito de vapor químico (CVD, por sus siglas en inglés):** En este método, se deposita un vapor precursor sobre un sustrato y se induce una reacción química para que se formen nanofibras en la superficie del sustrato.
- **Método de template:** Este método implica la utilización de una plantilla con poros nanométricos para guiar el crecimiento y la formación de las nanofibras.
- **Otros métodos:** También existen otros métodos como la extrusión en fundido, el templado por fieltro o el autoensamblaje, que permiten la producción de nanofibras con diferentes características y propiedades.

Las nanofibras tienen diversas aplicaciones en áreas como la electrónica, la medicina, la energía, la óptica y la industria textil. Debido a su pequeño tamaño, alta relación superficie-volumen y propiedades específicas, las nanofibras pueden ofrecer beneficios como mayor

área superficial para reacciones químicas, capacidad de filtración mejorada, mayor resistencia mecánica y conductividad eléctrica, entre otros.

4.15. Tipos de electrohilado

Existen varios tipos de electrohilado utilizados para producir nanofibras. A continuación, se mencionan algunos de los métodos más comunes:

- **Electrohilado convencional:** Es el método más utilizado para la producción de nanofibras. Implica la aplicación de una alta tensión eléctrica a una solución polimérica líquida a través de una aguja metálica. A medida que la solución es extruida, se forma un chorro que se estira debido a la repulsión eléctrica y la evaporación del disolvente, lo que da como resultado la formación de fibras delgadas.
- **Electrohilado por soplado de aire (blown electrospinning):** En este método, se utiliza un flujo de aire para estirar y recolectar las fibras. Se aplica una alta tensión eléctrica a la solución polimérica, y el flujo de aire generado por una corriente de gas arrastra y estira las fibras hacia un colector. Este método permite la producción de fibras con mayor producción y velocidad que el electrohilado convencional.
- **Electrohilado por desviación de carga (charge deflection electrospinning):** En este método, se emplea una configuración especial de electrodos para desviar la trayectoria de las fibras. Se utilizan campos eléctricos no uniformes o la presencia de electrodos adicionales para controlar la dirección de las fibras durante el proceso de electrohilado.
- **Electrohilado por hilatura coaxial (coaxial electrospinning):** En este método, se utiliza una configuración de electrodos coaxiales, donde la solución polimérica se suministra

a través de un electrodo interno y un flujo de disolvente o núcleo se suministra a través de un electrodo externo. Esto permite la fabricación de fibras con una estructura de núcleo-concha, donde el núcleo y la cáscara pueden tener composiciones o propiedades diferentes.

Electrohilado por electro spray (electro spray electro spinning): En este método, la solución polimérica se atomiza en pequeñas gotas mediante un proceso de electro spray. Las gotas cargadas eléctricamente se someten a un campo eléctrico para estirarlas y secarlas, lo que resulta en la formación de fibras. Este método es adecuado para producir fibras más gruesas en comparación con el electrohilado convencional.

El proceso de electro spray, también conocido como electroatomización o electro spraying, es un método utilizado para producir partículas muy pequeñas o aerosoles líquidos a partir de una solución o suspensión líquida. Este proceso se basa en la aplicación de un campo eléctrico intenso a una boquilla cargada eléctricamente que contiene la solución líquida.

Durante el electro spray, el campo eléctrico aplicado induce la formación de una carga eléctrica en la superficie del líquido en la boquilla. A medida que el campo eléctrico aumenta, la carga acumulada se vuelve lo suficientemente grande como para superar la tensión superficial del líquido, generando así un chorro o cono líquido en la punta de la boquilla. A medida que el cono líquido se estrecha, se forman gotas altamente cargadas eléctricamente en su extremo, que se desprenden y se pulverizan en pequeñas partículas o gotas muy finas. Estas partículas o gotas pueden ser recolectadas en un sustrato o transportadas en un flujo de aire para su posterior procesamiento o uso.

El electro spray se utiliza en una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo:

- Liberación de medicamentos: el electrospray se utiliza para producir partículas finas de medicamentos en forma de aerosol, lo que facilita la administración de medicamentos por inhalación o aplicación tópica.
- Recubrimientos y encapsulación: se pueden producir partículas de recubrimiento o encapsulación mediante el electrospray, permitiendo la protección de sustancias sensibles, la liberación controlada de ingredientes activos, la mejora de la solubilidad, entre otros.
- Fabricación de materiales avanzados: el electrospray se utiliza para producir materiales en forma de partículas muy pequeñas, como nanopartículas, nanofibras o microesferas, que encuentran aplicaciones en campos como la nanotecnología, la electrónica, la energía, la biomedicina, etc.
- Análisis y diagnóstico: el electrospray se emplea en técnicas analíticas como la espectrometría de masas por electrospray (ESI-MS), que permite la ionización y análisis de compuestos en muestras líquidas.

El proceso de electrospray ofrece la ventaja de producir partículas o aerosoles con tamaños muy pequeños y distribuciones estrechas, lo que los hace útiles en una amplia gama de aplicaciones científicas e industriales.

El proceso de electrohilado es un método simple y versátil creado para fabricar nanofibras de alto rendimiento basadas en polímeros que pueden revolucionar el mundo de los materiales estructurales. Es versátil, ya que existe una amplia gama de soluciones poliméricas que pueden ser electrohiladas. El principal reto del proceso para su perfeccionamiento estriba en la dinámica de los fluidos. Para controlar la propiedad, la geometría y la producción en

masa de las nanofibras es necesario comprender cuantitativamente cómo el proceso de electrohilado transforma la solución fluida a través de un tubo capilar de diámetro milimétrico en fibras sólidas, que son de cuatro a cinco órdenes de diámetro más pequeño.

Aunque el electrohilado da nanofibras continuas, la producción en masa y la capacidad de controlar las propiedades de las nanofibras aún no se han obtenido. Una combinación de enfoques teóricos y experimentales parece ser un paso prometedor para una mejor descripción del proceso de electrohilado. La aplicación de modelos simples del proceso sería útil para explicar la falta de sistematización, observaciones experimentales completamente caracterizadas y los aspectos teóricos en la predicción y control de parámetros efectivos. El análisis y la comparación del modelo con los experimentos identifican el papel crítico de los parámetros del fluido electrohilado. Las herramientas teóricas y cuantitativas desarrolladas en diferentes modelos proporcionan métodos semi-empíricos para predecir el proceso de electrohilado ideal o las propiedades de la fibra electrohilada. Con cada modelo, se trata de mejorar lo ya existente. Un modelo matemático real, o, más exactamente, un modelo físico real, podría iniciar una revolución en la comprensión de fenómenos dinámicos y cuánticos en el proceso de electrohilado.

4.16. Modelos matemáticos para electrohilado

En general, un modelo es una descripción esquemática de un sistema, teoría o fenómeno que explica sus propiedades conocidas o inferidas y puede usarse para un estudio adicional de sus características. El modelado matemático es una representación en términos matemáticos del comportamiento de dispositivos y objetos reales. Dado que el modelado de dispositivos y fenómenos es esencial tanto para la ingeniería como para la ciencia, los ingenieros y los

científicos tienen razones muy prácticas para realizar el modelado matemático. De esta manera, los modelos se clasifican en tres grupos: modelos que describen el comportamiento o los resultados observados, modelos que explican por qué ese comportamiento y por qué los resultados ocurrieron como lo hicieron, y modelos que nos permiten predecir comportamientos o resultados futuros que aún no se han visto o no se han medido.

A pesar de la simplicidad de la tecnología de electrohilado, sus aplicaciones industriales del proceso siguen siendo relativamente escasas, principalmente debido al problema no resuelto de muy bajo rendimiento de fibra para dispositivos existentes y dificultades para controlar el proceso. La recopilación de datos experimentales y su confrontación con modelos físicos simples aparece como un enfoque efectivo hacia el desarrollo de herramientas prácticas para controlar y optimizar el proceso de electrohilado (Mohammadzadehmoghadam et al., 2015).

Las observaciones indican que el electrohilado es posible tanto para fluidos no newtonianos como para fluidos newtonianos, pero la gama de parámetros óptimos para su iniciación es todavía difícil de determinar.

En general, el modelado y la simulación del proceso de electrohilado son útiles para comprender lo siguiente: a) la causa de la inestabilidad por latiguo, b) la dependencia de la formación del chorro y la inestabilidad del chorro en los parámetros del proceso y las propiedades del fluido, para un mejor control del chorro y mayor tasa de producción; c) el efecto del campo externo secundario sobre la inestabilidad del chorro y la orientación de la fibra (Abdulhussain et al., 2023).

Algunos de los parámetros que rigen el proceso de electrohilado, que son efectivos en las propiedades de nanofibras macroscópicas y comúnmente investigados por el modelado, son

el caudal volumétrico de la solución, la concentración de peso del polímero, el peso molecular, el voltaje aplicado y la distancia de la boquilla a colector (tierra), por encima de todos estos parámetros se encuentra la eyección de chorro polimérico como centro de simulación y modelado para el proceso (Al-Abduljabbar & Farooq, 2022).

Al superar la tensión superficial, el chorro de polímero es expulsado de la boquilla. En la primera etapa, el chorro se adelgaza hasta el punto de inestabilidad. En la segunda etapa, el chorro se vuelve inestable y se somete a un proceso de batido. El chorro deja un hilo delgado de polímero en el colector. En consecuencia, se han introducido dos zonas de modelado importantes: a) la zona cercana a la salida capilar (zona de iniciación del chorro) del chorro y b) la zona de inestabilidad de batido, en la que el chorro gira en espiral y se acelera hacia el plato colector (Kumar Sharma & Rachel James, 2023).

Las desventajas del proceso de electrohilado, como la baja tasa de producción de nanofibras no orientadas, la dificultad en la predicción del diámetro de las nanofibras, el control de la morfología de las nanofibras, la ausencia de información suficiente sobre el comportamiento reológico de la solución de polímero y la dificultad en el control preciso del proceso, enfatizan la necesidad de modelar matemáticamente el proceso para poder predecir el comportamiento de los parámetros efectivos en la morfología de la fibra (Pakravan et al., 2011).

A continuación, se describen algunos modelos matemáticos relacionados con las propiedades y parámetros de funcionamiento del proceso de electrohilado.

4.16.1 Análisis de flujo viscoelástico

Comprender los efectos de la viscoelasticidad en el proceso de electrohilado es importante debido a su relevancia en la creación de fibras hechas de polímeros, vidrios y combinaciones de estos. A pesar de esto, la mayoría de las investigaciones sobre modelado se limitan al estudio de fluidos newtonianos, por lo que no describen con precisión la reología de los materiales viscoelásticos (Manea et al., 2018).

El análisis del flujo viscoelástico es el estudio de cómo los materiales viscoelásticos se deforman y fluyen bajo la aplicación de una fuerza o un gradiente de velocidad. Los materiales viscoelásticos tienen propiedades tanto viscosas como elásticas, lo que significa que pueden mostrar tanto el comportamiento de un líquido viscoso como el de un sólido elástico, dependiendo de las condiciones de deformación y tiempo. El análisis del flujo viscoelástico implica el uso de modelos matemáticos que describen la relación entre el esfuerzo (fuerza aplicada) y la tasa de deformación (velocidad de deformación) en el material viscoelástico. Estos modelos se basan en las propiedades reológicas del material, que son las propiedades que describen su comportamiento de flujo. Hay varios modelos matemáticos utilizados para describir el flujo viscoelástico. Algunos de los modelos más comunes incluyen:

4.16.2. Modelo de Maxwell:

Este modelo considera que el material viscoelástico está compuesto por elementos elásticos (resortes) y elementos viscosos (amortiguadores) conectados en serie. El modelo de Maxwell describe cómo el material responde a una tensión aplicada mediante la deformación elástica y la disipación viscosa.

Los materiales plásticos y, en particular, los polímeros termoplásticos presentan una naturaleza dual (Bahmanpour et al., 2021). Por un lado, presentan un comportamiento de sólido elástico que permite su uso como materiales de ingeniería en aplicaciones que van desde baja responsabilidad hasta aplicaciones altamente tecnológicas. No obstante, además de este comportamiento elástico, debido a su estructura, en forma de ovillo, estos materiales también presentan un cierto comportamiento de “líquido viscoso” (Figura 13).

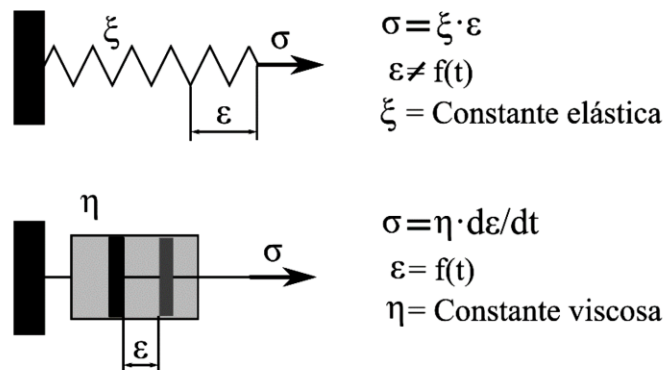


Figura 13. Representación esquemática del comportamiento de sólidos elásticos puros (arriba) y líquidos viscosos puros (abajo).

El comportamiento elástico puro se representa por el modelo físico de un muelle o resorte y la relación entre la tensión aplicada (σ) y la elongación (ϵ) es proporcional a la constante elástica del muelle (ξ), según la Ley de Hooke. En esta expresión no aparece la variable tiempo, con lo cual, es razonable pensar que la respuesta elástica es inmediata y no varía con el paso del tiempo (Venkataraman et al., 2018).

Con relación al comportamiento puramente viscoso, cuya modelización queda plasmada con un émbolo o pistón con un determinado fluido en su interior, la relación entre la tensión

aplicada (σ) y la elongación (ϵ) es la que define la Ley de Newton. Esta establece que la tensión aplicada (σ) es proporcional a la variación de la elongación con el tiempo ($d\epsilon/dt$) y la constante de proporcionalidad es la constante viscosa del émbolo o pistón (η), o viscosidad. Como en la expresión aparece la derivada de la elongación con respecto del tiempo ($d\epsilon/dt$), es lógico pensar que la respuesta que ofrecen los líquidos viscosos depende de la variable tiempo (Özkaya et al., 2017).

Como se ha descrito previamente, los materiales poliméricos presentan un comportamiento híbrido entre puramente elástico y puramente viscoso, de ahí que tengan un comportamiento “viscoelástico”. Para estudiar el comportamiento viscoelástico, cualquier modelo físico debe contener al menos un émbolo y un resorte. Cuando el émbolo y el resorte se acoplan en serie, el modelo resultante es el modelo de viscoelasticidad de Maxwell, que representa una base sólida para llevar a cabo el análisis de los fenómenos ligados a la viscoelasticidad: fluencia y relajación (Lewandowski et al., 2023).

En cuanto a la fluencia o elongación creciente con el tiempo bajo la acción de tensión constante, merece la pena destacar que el modelo de Maxwell predice una fluencia de tipo lineal creciente, con un valor inicial ligado a la elongación del componente elástico (resorte) y una pendiente ligada al componente viscoso (émbolo). Si bien el modelo de Maxwell explica adecuadamente la elongación inicial, los datos experimentales indican que la fluencia no se produce de forma lineal, sino según un proceso exponencial.

Con relación a la relajación o liberación de tensiones bajo la acción de una elongación constante, el modelo de Maxwell considera una tensión inicial ligada al componente elástico y una liberación de tensiones de tipo exponencial decreciente hasta valores de tensión nulos.

Si bien el modelo exponencial decreciente es bastante cercano a la realidad, los datos experimentales de relajación en materiales indican que no se libera toda la tensión.

A pesar de las carencias o limitaciones de este modelo, es importante destacar su utilidad para llevar a cabo un análisis de los fenómenos viscoelásticos de forma sistemática y comprender los fenómenos asociados a la viscoelasticidad.

4.16.3. Modelo de Kelvin-Voigt:

Estudios experimentales recientes de fluidos modelo Boger (fluidos tixotrópicos mediante la aplicación del modelo estructural de Tiu & Boger) confirman el rápido adelgazamiento inicial del cono-chorro, para fluidos viscoelásticos, y sugieren la aparición de un nuevo régimen donde la escala del diámetro con la distancia a lo largo del chorro aumenta desde la potencia inversa de $\frac{1}{4}$, típica de fluidos newtonianos, hacia la potencia inversa de $\frac{1}{2}$ para fluidos con fuerte engrosamiento extensional (Wang & Wang, 2021).

Recientemente, se ha logrado un progreso significativo en el desarrollo de algoritmos numéricos para la solución estable y precisa de problemas de flujo viscoelástico, relacionados con métodos como el electrohilado, sin embargo, todavía existen limitaciones en la aplicación de métodos de elementos finitos mixtos que sean capaces de resolver flujos viscoelásticos utilizando ecuaciones constitutivas del tipo diferencial.

El análisis de los flujos viscoelásticos incluye la solución de un conjunto acoplado de ecuaciones diferenciales parciales. Las ecuaciones que comúnmente representan la conservación de masa, momento y energía, y las ecuaciones constitutivas para una cantidad de variables físicas presentes en las ecuaciones de conservación, como la densidad, la energía

interna, el flujo de calor, el esfuerzo, etc. dependen del proceso que se analiza más adelante (Mackay & Phillips, 2024).

La ecuación constitutiva puede transformarse en una ecuación diferencial ordinaria (EDO). Para problemas transitorios, esto puede lograrse, por ejemplo, de manera natural adoptando una formulación lagrangiana (Kreutz, 2020). Al introducir un tratamiento selectivo implícito / explícito de varias partes de las ecuaciones, se puede obtener una cierta separación en cada paso del conjunto de ecuaciones para mejorar la eficiencia computacional. Esto sugiere la posibilidad de aplicar solucionadores dedicados a subproblemas de cada paso de tiempo de forma fraccionaria (He et al., 2024).

4.16.4. Método reticular de Boltzmann (LBM)

El Modelo Reticular de Boltzmann (LBM) es un modelado numérico eficiente para una red de estructura compleja con una predicción confiable necesita una descripción completa de la estructura, lo cual es muy difícil. Uno de estos modelos de acuerdo con los experimentos es el método reticular de Boltzmann (R. Li et al., 2023).

El desarrollo de este método permite tener mejores resultados que las técnicas numéricas tradicionales, como el volumen finito, la diferencia y el elemento finitos, para resolver cálculos a gran escala y problemas que involucran fluidos complejos, suspensiones coloidales y límites móviles, el problema estriba la complejidad tan elevada para el planteamiento de las ecuaciones constitutivas del método (De et al., 2016).

4.16.5. Hidrodinámica

Como las nanofibras están hechas de chorros de soluciones poliméricas, es necesario tener un conocimiento básico de la hidrodinámica de fluidos. En el intento de encontrar una descripción fundamental de la dinámica del fluido, se implementó la teoría de la continuidad la cual describe los fluidos como pequeños volúmenes elementales y consiste básicamente en considerar a los chorros de polímero como partículas elementales (Holzmeister et al., 2010).

4.16.6. Fuerzas eléctricas en los fluidos

Se desarrolló una aproximación localizada para calcular la fuerza eléctrica de flexión que actúa sobre un chorro de polímero electrificado, como un elemento importante del proceso de electrohilado para la fabricación de nanofibras. Usando esta fuerza, se estableció una analogía de gran alcance entre la inestabilidad de flexión accionada eléctricamente y la inestabilidad accionada aerodinámicamente. La descripción de las inestabilidades de la onda se expresa mediante ecuaciones llamadas leyes de dispersión.

La dependencia de la longitud de onda de la tensión superficial es casi lineal y las longitudes de onda entre chorros son un poco más pequeñas para profundidades más bajas. La dependencia de la longitud de onda de la intensidad del campo eléctrico es exponencial. La ley de dispersión se identifica para cuatro grupos de líquidos dieléctricos, utilizando la relación de Clausius-Mossotti y Onsager (líquidos no polares con profundidad finita e infinita y líquidos débilmente polares con profundidad finita e infinita). Según estas relaciones, la permitividad relativa es una función de parámetros como la temperatura, el cuadrado de la

frecuencia angular, el número de longitud de onda y el índice de reflexión (Talebian & Talebian, 2013).

4.16.7. Mecánica de fluidos no newtonianos adimensionales

La mejor manera de analizar problemas de mecánica de fluidos es convertir los parámetros a una forma adimensional. Al usar este método, se reduce el número de parámetros que gobiernan para una geometría dada y una condición inicial. La no dimensionalización de un problema de mecánica de fluidos generalmente comienza con la selección de una velocidad característica, luego, debido al flujo de fluidos no newtonianos, la tensión depende no linealmente de la cinemática del flujo, la tasa de deformación es una cantidad principal en el análisis de estos flujos. El siguiente paso después de determinar diferentes parámetros es evaluar los valores característicos de los parámetros. El procedimiento de no dimensionalización es emplear las cantidades características seleccionadas para obtener una versión adimensional de las ecuaciones de conservación y obtener ciertos números como el número de Reynolds. El número excesivo de grupos adimensionales gobernantes plantea ciertas dificultades en el análisis de la mecánica de fluidos. Finalmente, al usar estos resultados en la ecuación y aplicar condiciones de contorno, se puede usar para estudiar diferentes propiedades (Alhama et al., 2014).

4.16.8. Modelo matemático para electrohilado

El uso de la predicción teórica de los efectos del parámetro sobre el radio y la morfología del chorro puede reducir significativamente el tiempo experimental al identificar los valores más probables que producirán cualidades específicas antes de la producción (Chomachayi et al., 2021).

Los principios básicos para tratar con fluidos electrificados que descubrió Taylor (Taylor, G.I., 1966) no pueden explicar la mayoría de los fenómenos eléctricos que involucran el flujo de fluidos bajo supuestos aparentemente razonables de que el fluido es un dieléctrico o un conductor perfectos. La razón es que cualquier dieléctrico perfecto todavía contiene una densidad de carga libre distinta de cero. Durante el chorro constante, se produce una parte recta del chorro junto al cono de Taylor en el que solo se observa el movimiento asimétrico del chorro. Esta región del chorro se mantiene estable en el tiempo. Sin embargo, a lo largo de su trayectoria, el chorro puede ser inestable por inestabilidades no asimétricas, como la flexión y la ramificación, donde se observa movimiento lateral del chorro en la parte cercana al colector (Xie et al., 2020).

La ramificación como la inestabilidad del chorro de electrohilado puede ocurrir con bastante regularidad a lo largo del chorro si las condiciones de electrohilado se seleccionan adecuadamente. La ramificación es una consecuencia directa de la presencia de cargas superficiales en la superficie del chorro, así como del campo eléctrico aplicado externamente. La inestabilidad de la flexión conduce a un estiramiento y adelgazamiento drásticos de los chorros de polímero hacia la nanoescala en la sección transversal. Los chorros electrohilados también crean perturbaciones similares a las ondulaciones, que pueden ser la fuente de diversas inestabilidades secundarias que conducen a la aparición de morfologías no lineales en los chorros (Holzmeister et al., 2010). Las inestabilidades de flexión que ocurren durante el electrohilado fueron estudiadas y modeladas matemáticamente por Reneker et al. mediante pesas viscoelásticas conectadas entre sí. Las inestabilidades dinámicas electrostáticas y fluidas pueden contribuir al funcionamiento básico del proceso (Reneker et al., 2000).

Se investigaron diferentes etapas de los chorros electrohilados mediante diferentes modelos matemáticos mediante técnicas de una o tres dimensiones (Domaschke et al., 2019). Se desarrollaron modelos físicos que estudiaban el perfil del chorro, la estabilidad del chorro y la superficie cónica del chorro debido a efectos significativos. de forma de chorro en las cualidades de la fibra (Dastourani et al., 2018). La deformación de las gotas, el inicio del chorro y, en particular, la inestabilidad de la flexión, que controlan, en gran medida, el tamaño y las propiedades de la fibra, aparentemente están controlados predominantemente por cargas ubicadas dentro del chorro en vuelo y una herramienta predictiva que utiliza un modelo verificable, que tiene en cuenta múltiples factores, proporcionaría un medio para ejecutar muchos escenarios diferentes rápidamente sin el costo y el tiempo de prueba experimental y error (Steffen et al., 2024).

4.17. Perspectiva para modelos significativos

A continuación, se da una breve descripción de los modelos más significativos para la predicción de los parámetros esenciales del proceso de electrohilado.

4.17.1. Modelo dieléctrico permeable

Melcher y Taylor resumieron los principios para tratar con fluidos electrificados. Su investigación demostró que es imposible explicar la mayoría de los fenómenos eléctricos que involucran el flujo de fluidos dada la hipótesis de que el fluido es un dieléctrico perfecto o un conductor perfecto, ya que tanto la permitividad como la conductividad afectan el flujo. Un líquido electrificado siempre incluye carga gratuita. Aunque la densidad de carga puede ser lo suficientemente pequeña como para ignorar los efectos de conducción masiva, la carga será acumulada en la interfaz del fluido. La presencia de esta carga interfacial dará como

resultado una tensión interfacial adicional, especialmente una tensión tangencial, que a su vez modificará la dinámica del fluido (Schnitzer & Yariv, 2015) Cuando la conductividad es finita, se puede usar el modelo dieléctrico permeable. Saville indicó que, en la solución con conducción débil, el chorro lleva cargas eléctricas solo en su superficie (Mestel, 1994).

4.17.2. Modelo de evaluación de forma de gotas de electrohilado

El conocimiento del comportamiento de las gotas en un campo eléctrico desempeña un papel fundamental en las aplicaciones prácticas. De importancia práctica en los procesos es el flujo impulsado por un campo eléctrico. Las investigaciones sobre la evolución de la forma de pequeñas gotas unidas a una superficie conductora mostraron que depende de la intensidad del campo eléctrico. Basado en la solución numérica de las ecuaciones de Stokes para la conducción perfecta de gotas, se distinguen diferentes escenarios de evolución de la forma de las gotas. Para este propósito, se investigaron las tensiones de Maxwell y la tensión superficial (S. Liu & Reneker, 2019). Las ventajas de este modelo son que el efecto no newtoniano en la dinámica de caída se identifica con éxito sobre la base de la electrohidrostática. Además, el modelo muestra que los modos de deformación y ruptura de las gotas no newtonianas son claramente diferentes de los casos newtonianos. Una restricción en este modelo consiste en las propiedades electrohidrostáticas del flujo, que deben ser altamente conductoras y mucho menos viscosas (Ha & Yang, 2000).

4.17.3. Modelo de Latiguo

Este modelo describe matemáticamente la interacción entre el campo eléctrico y las propiedades del fluido (Šimko & Lukáš, 2016).

Básicamente funciona llevando a cabo una comparación de la teoría con la obtención de datos experimentales. El punto crítico en este modelo es determinar un tratamiento preciso para comprender mejor el mecanismo físico de transporte de carga cerca de la boquilla para tener una buena predicción, que no es concebible con precisión, especialmente para fluidos altamente conductivos. Al dar la forma y la densidad de carga de un jet, este modelo puede predecir cuándo y cómo el jet se volverá inestable (Baust et al., 2024).

Aunque este modelo puede aplicarse para predecir el diámetro del chorro "terminal", el diámetro límite derivado matemáticamente se equipara con el diámetro de fibra medido experimentalmente (Baust et al., 2024).

El diámetro depende solo del caudal, la corriente eléctrica y la tensión superficial:

$$h_t = c(I/Q)^{-2/3}\gamma^{-1/3}$$

donde c es constante, I es la corriente transportada por el "jet", Q es el caudal que permanece constante y γ es igual a la tensión superficial (R. Chen et al., 2018).

Los supuestos significativos en la derivación de este diámetro "terminal" comprenden un campo eléctrico uniforme. No hay cambio de fase ni estiramiento inelástico del chorro. La investigación experimental demostró que este modelo puede ser cualitativamente válido para soluciones poliméricas seleccionadas que incluyen óxido de polietileno (PEO) y policaprolactona (PCL) en bajas concentraciones (Bulbul et al., 2020).

4.17.4. Modelo matemático de campo de fuerzas múltiples para el proceso de electrohilado

No hay un modelo teórico para describir el proceso de electrohilado bajo el campo de fuerzas múltiples; por lo tanto, un modelo simple podría ser muy útil para indicar los factores contribuyentes. El modelado de este proceso se puede hacer de dos maneras: a) desde el punto de vista determinista utilizando mecanismos clásicos como el enfoque de Euler y el enfoque de Lagrange; b) el enfoque probabilístico usando la teoría E-infinita y propiedades cuánticas similares. Muchas propiedades básicas son armoniosas al ajustar los parámetros de electrohilado, como el voltaje y la velocidad de flujo, que no se pueden explicar por completo (Chomachayi et al., 2021).

4.17.5. Modelo no lineal

Durante la deformación del polímero con el estiramiento se usan modelos de viscoelasticidad no lineales para comprender el papel de la reología (X.-M. Li et al., 2019). Este modelo se integra numéricamente utilizando el método Kutta-Merson con el paso de tiempo adoptable.

El resultado de este modelo se explica teóricamente como una relajación de carga relativamente lenta en comparación con el desarrollo de las inestabilidades secundarias accionadas eléctricamente, que deforman la superficie del chorro localmente. Cuando la disparidad de la relajación de carga lenta, en comparación con la tasa de crecimiento de las inestabilidades secundarias impulsadas eléctricamente, se vuelve aún más pronunciada, las púas se transforman en ramas largas a gran escala. La competencia entre la relajación de carga y la tasa de crecimiento de las perturbaciones localizadas secundarias de la superficie del chorro capilar y conducidas eléctricamente. se ve afectado no solo por la conductividad

eléctrica de las soluciones de polímeros sino también por su viscoelasticidad. Además, un modelo teórico no lineal fue capaz de parecerse a las principales tendencias morfológicas registradas en el experimento (Qing et al., 2022).

5. MATERIALES Y MÉTODOS

La tecnología de electrohilado constituye uno de los métodos de procesamiento de polímeros que presenta mayores ventajas para la producción de nanofibras. Dentro de sus características principales la técnica tiene la habilidad única de producir nanofibras de diferentes materiales y geometrías, es de relativo bajo costo, su velocidad de producción es relativamente alta y simplicidad en el diseño del equipamiento. En los últimos años, se han electrohilado numerosos tipos de materiales que incluyen prácticamente todos los polímeros sintéticos y naturales que sean solubles o puedan fundirse, y nanocompuestos, para obtener fibras continuas de unos pocos nanómetros hasta algunos micrones que generan una membrana hilada no tejida altamente porosa (Anusiy & Jaiganesh, 2022).

El montaje típico de un equipo de electrohilado requiere de una fuente de poder de alto voltaje (~30 kV) que proporciona la carga eléctrica (polo positivo) a una solución polimérica contenida en una jeringa con aguja metálica conectada a la fuente de poder. En el otro extremo, se localiza un colector metálico (polo negativo) conectado a tierra (aluminio, cobre, etcétera), lugar en que se depositan las nanofibras. El electrohilado se inicia cuando se aplica voltaje en la punta de la aguja donde se forma una gota (en forma de cono) de solución de polímero como consecuencia de su polarización electrostática. Cuando la fuerza del campo eléctrico es mayor que la tensión superficial, la solución de polímero es expulsada hacia el colector en forma de un hilo. En el trayecto hacia el colector, el solvente se evapora para dar

lugar a la formación de una nanofibra que se deposita en el colector, formándose una membrana no tejida (figura 14) (Montoya Patiño et al., 2024).

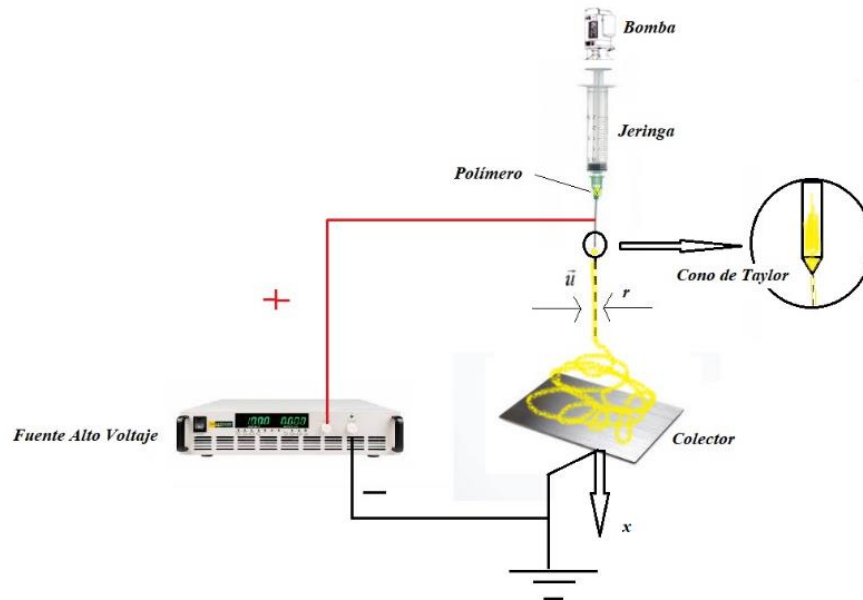


Figura 14. Esquema básico del equipo de electrohilado (Montoya Patiño et al., 2024).

Algunos de los parámetros de control del proceso son la concentración de la solución polimérica, el voltaje, la distancia de salida hacia el colector, la velocidad de flujo polimérico, presión hidrostática en el tubo capilar y el campo eléctrico externo. La viscosidad, conductividad, permeabilidad dieléctrica, tensión superficial y el gradiente de temperatura también afectan el proceso (Morais et al., 2020).

El flujo inestable del chorro polimérico en movimiento del proceso de electrohilado puede modelarse mediante la ecuación de Bratu. Este tipo de problemas de contorno son habitualmente usados tanto en las ciencias como en las ingenierías para describir modelos físicos y químicos complejos. En particular, el problema de Bratu se utiliza en una gran variedad de aplicaciones, como son el modelo de ignición de la teoría de la combustión

térmica o el modelo Chandrasekhar de la expansión del universo. También aparece en la teoría de las reacciones químicas, la transferencia de calor radiactivo y la nanotecnología (Swati et al., 2021).

El problema de Bratu es una ecuación diferencial elíptica con una no linealidad de forma exponencial. Dependiendo de los valores del coeficiente del término no lineal, la ecuación puede tener dos soluciones, una o ninguna. Por tanto, la completa resolución del problema conlleva al cálculo de las soluciones dependientes de dicho parámetro. El problema de Bratu pertenece a los problemas de valor límite no lineal (BVP) que se utilizan como punto de referencia para probar la precisión de diferentes solucionadores numéricos (Abd-el-Malek et al., 2022) Solutions of 2-D Bratu Equations Using Lie Group Method

5.1. Formalización teórica del proceso

Las ecuaciones que gobiernan el proceso de electrohilado (Munawar et al., 2024) son las ecuaciones de balance de masa, balance de momento lineal y balance de carga eléctrica, respectivamente:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho(\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} = \nabla F^m + \nabla F^e \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \vec{j} = 0 \quad (3)$$

donde \vec{u} es la velocidad axial, \vec{j} es la densidad de corriente eléctrica, ρ es la densidad del material, F^m y F^e son términos que representan fuerzas viscosas y eléctricas, respectivamente.

En el caso del chorro polimérico de estado estacionario que ignora el esfuerzo térmico, la fuerza generada eléctricamente es dominante, la ecuación del momento monodimensional es, por lo tanto (Mayadeo et al., 2017):

$$u \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{2\sigma E}{\rho r} \quad (4)$$

donde u es el módulo de la velocidad axial, r es el radio del chorro en la coordenada axial x (Fig. 1), σ es la densidad de carga superficial y \mathbf{E} es el campo eléctrico en la dirección axial.

Al introducir la ecuación de balance de carga:

$$2r\sigma E + r^2 k E = I \quad (5)$$

5.2. Ecuación de Bratu en función del tiempo

Consideremos un flujo de un chorro viscoso polimérico extraído de un orificio capilar y acelerado por un campo eléctrico externo constante. La ecuación de Navier-Stokes se convierte en:

$$\pi r^2 u \rho = Q \quad (6)$$

$$2\pi r \sigma u + \pi r^2 k E = I \quad (7)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + g + \frac{2\sigma E}{\rho r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial \tau}{\partial z} + \frac{1}{r^2} \varepsilon_p E \frac{\partial E}{\partial z} \quad (8)$$

donde Q es el caudal másico, u es la velocidad axial, ρ es densidad, E es el voltaje aplicado, I es la corriente, p es la presión interna del fluido, τ es la fuerza viscosa, σ la densidad superficial de la carga y r es el radio del chorro en la coordenada axial z .

En el electrohilado las fuerzas eléctricas impuestas sobre el chorro superan las otras fuerzas, como la gravedad, la inercia, la viscosidad, la tensión superficial y las fuerzas hidrostáticas.

Por lo tanto, la ecuación (8) se puede reducir a la siguiente expresión:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} = \frac{2\sigma E}{\rho r} \quad (9)$$

despejando 2σ de la ecuacion (7). La ecuación (9) se puede expresar en la forma:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} = \frac{E(I - \pi r^2 k E)}{\pi r^2 \rho} \frac{1}{u} \quad (10)$$

simplificando la ecuación (10) en su forma estándar como:

$$u \frac{\partial u}{\partial t} = -u^2 \frac{\partial u}{\partial z} + \lambda \quad (11)$$

donde

$$\lambda = \frac{E(I - \pi r^2 k E)}{\pi r^2 \rho}$$

La ecuación (11) es una PDE (Partial Differential Equation) no lineal y corresponde al modelo matemático unidimensional de Bratu en función del tiempo que nos permite determinar la velocidad axial del chorro del polímero electrohilado al ser expulsado por el capilar de la jeringa.

5.3. Simulación de la velocidad axial \vec{u} en MATLAB en función del tiempo.

En la toolbox PDE de MATLAB (Sobie, 2011) se proporciona un comando *pdepe* para resolver ecuaciones diferenciales parciales (PDE) de la forma:

$$c \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) \frac{\partial u}{\partial t} = x^{-m} \frac{\partial}{\partial x} \left(x^m \left(f \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) \right) \right) + s \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) \quad (12)$$

donde $t_0 \leq t \leq t_f$, $x = [a, b]$. El coeficiente $c\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right)$ que multiplica la derivada respecto de t es una matriz diagonal que se especifica como un vector. La variable espacial puede re-escalarse para tener $0 < x < 1$. El parámetro m está asociado a la geometría del problema: $m = 0, 1, 2$ corresponde a x , como la coordenada radial en coordenadas cartesianas, cilíndricas o esféricas respectivamente. Los términos $f\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right)$, $s\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right)$ se llaman flujo y fuente respectivamente.

Condiciones iniciales

$$u(x, t_0) = v_0(x) \quad (13)$$

Condiciones de frontera

$$p(x, t, u) + q(x, t) f\left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}\right) = 0 \quad (14)$$

$sol = pdepe(m, @pdepe, @icfun, @bcfun, xmesh, tspan, options)$

$$xmesh = [x_0, x_1, \dots, x_N]$$

$$tspan = [t_0, t_1, \dots, t_M]$$

$$[c, f, s] = pdefun(x, t, u, dudx)$$

$$u = icfun(x)$$

$$[pl, ql, pr, qr] = bcfun(xl, ul, xr, ur, t)$$

1. El algoritmo del solucionador PDE de MATLAB es principalmente para transformar las ecuaciones diferenciales parciales elípticas y parabólicas originales en un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias. El proceso de conversión se basa en los puntos de malla

especificados por el usuario, utilizando la técnica de discretización espacial de segundo orden (Keel y Berzins, 1990), y luego resolviéndola con la instrucción `ode15s`. El método de solución de oda de `ode15s` se usa principalmente porque en el proceso de discretización, las ecuaciones diferenciales parciales elípticas se transforman en un conjunto de ecuaciones algebraicas, mientras que las ecuaciones diferenciales parciales parabólicas se transforman en un conjunto de ecuaciones diferenciales simultáneas. Por lo tanto, después de que la ecuación diferencial parcial original se discretiza, se convierte en un conjunto de ecuaciones algebraicas diferenciales acompañadas de ecuaciones diferenciales y ecuaciones algebraicas, por lo que puede resolverse sin problemas con `ode15s`.

2. La ubicación del punto de *mall*a (x) tiene una gran influencia en la precisión de la solución. Si el solucionador de *pdepe* da el mensaje "... tiene dificultades para encontrar una consistencia inicial consistente", el usuario puede extraer el punto de mall

a más densamente, es decir, aumentar el número de puntos de mall

a. Además, si el estado u cambia rápidamente en ciertos puntos específicos, también es necesario reunir los puntos aquí más densamente para aumentar la precisión. Vale la pena señalar que *pdepe* no toma puntos automáticamente para `xmesh`. El usuario debe observar las características de la solución y tomar los puntos por sí mismo. En términos generales, el número de puntos obtenidos debe ser de al menos 3 o más.

3. La selección de *tspan* se basa principalmente en el interés del usuario en el estado en esos momentos específicos. El tamaño del paso es controlado automáticamente por el programa.

4. Para obtener la solución en una ubicación y hora específicas, se usó el comando *pdeval*.

El formato utilizado es el siguiente:

$$[uout, duoutdx] = pdeval(m, xmesh, ui, xout)$$

Donde m representa la simetría del problema, $m = 0$ significa una placa plana; $m = 1$ significa un cilindro; $m = 2$ significa una esfera. Su significado es el mismo que la variable independiente m en *pdepe*.

6. RESULTADOS Y DISCUSIONES

6.1. Ejemplo. Resolver la ecuación (11), asumiendo que $z = x$, la PDE se expresa como:

$$u \frac{\partial u}{\partial t} = -u^2 \frac{\partial u}{\partial x} + \lambda$$

para $0 \leq x \leq 1$ y $\lambda = 0.5$

Condiciones iniciales

$$IC: u(x, 0) = 0.01$$

Condiciones de contorno o frontera

$$BC1: u(0, t) = 0$$

$$BC2: u(x, 1) = 0$$

Vamos a plantear la solución del ejemplo en 4 pasos

Paso 1. Reescribe la ecuación diferencial parcial que se resolverá en la fórmula:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = x^0 \frac{\partial}{\partial x} \left(x^0 \left(f(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x}) \right) \right) + s(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x})$$

$$u \frac{\partial u}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{1}{3} u^3 \right) + \lambda$$

donde $m = 0$, $c \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) = u$, $f \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) = -\frac{1}{3} u^3$ y $s \left(x, t, u, \frac{\partial u}{\partial x} \right) = \lambda$

Paso 2. Escribir funciones vectoriales de coeficientes para ecuaciones diferenciales parciales

```
function [c,f,s] = pdefun(x,t,u,DuDx)
```

```
    % Descripcion de la EDP
```

```
    lambda = 0.5;
```

```
    c = u;
```

```
    f = -u.^3/3;
```

```
    s = lambda;
```

```
end
```

Paso 3. Escriba las condiciones del valor inicial.

```
function u0 = icfun(x)
```

```
    % Condicion inicial
```

```
    u0 = 0.01;
```

```
end
```

Paso 4. Escribir condiciones de contorno.

Antes de escribir, primero reescriba las condiciones de contorno en una forma estándar, como la ecuación (6), encuentre las funciones correspondientes $p(\cdot)$ y $q(\cdot)$, y luego escriba las funciones de condición de límite de MATLAB. Por lo tanto, la función de condición de contorno se puede escribir como:

```
function [pl,ql,pr,qr] = bcfun(xl,ul,xr,ur,t)
```

```
% Condiciones de frontera
```

```
pl = ul;
```

```
ql = 0;
```

```
pr = ur;
```

```
qr = 1;
```

```
end
```

Combinando los pasos anteriores, se puede escribir el programa completo. El procedimiento de referencia es el siguiente:

```
% example_PDE_1D_NavierStokes.m
```

```
%  $u \cdot u_t = -u^2 \cdot u_x + \lambda$ 
```

```
clearvars;
```

```
x = linspace(0,1,100);
```

```
t = linspace(0,1,10);
```

```
% Llamada a la rutina principal
```

```
m = 0; % coordenadas cartesianas
```

```
sol = pdepe(m,@pdefun,@icfun,@bcfun,x,t);
```

```
% Grafico de superficie
```

```
figure;
```

```
surf(x,t,sol);
```

```
xlabel('x');
```

```

ylabel('t');

xlabel('u(x,t)');

% Animation

figure;

for k=1:size(t,2)

    comet(x,sol(k,:));

end

xlabel('x');

ylabel('u(x,t)');

function [c,f,s] = pdefun(x,t,u,DuDx)

    % Descripcion de la EDP

    lambda = 0.5;

    c = u;

    f = -u.^3/3;

    s = lambda;

end

function u0 = icfun(x)

    % Condicion inicial

    u0 = 0.01;

```

end

```
function [pl,ql,pr,qr] = bcfun(xl,ul,xr,ur,t)
```

```
% Condiciones de frontera
```

```
pl = ul;
```

```
ql = 0;
```

```
pr = ur;
```

```
qr = 1;
```

end

A continuación, se grafican los resultados de la ecuación (11) para $\lambda = 0.5$.

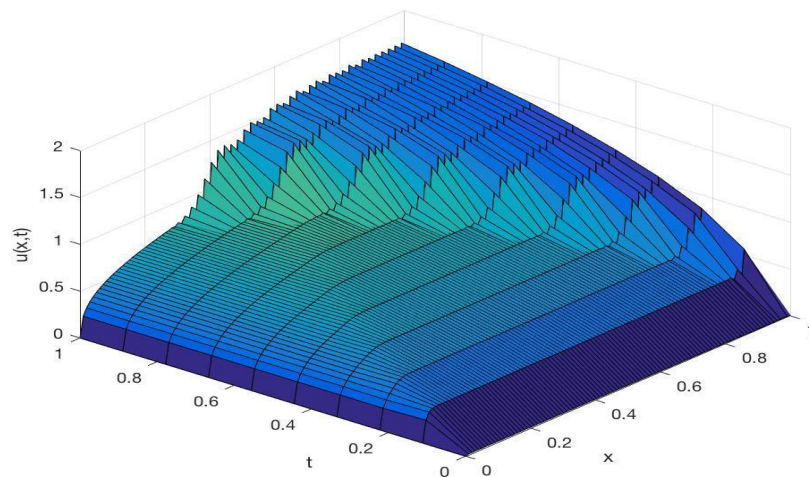


Figura 15. Grafica tridimensional de la velocidad axial ($\vec{u}(x,t)$) contra el tiempo para un valor crítico de $\lambda = 0.5$

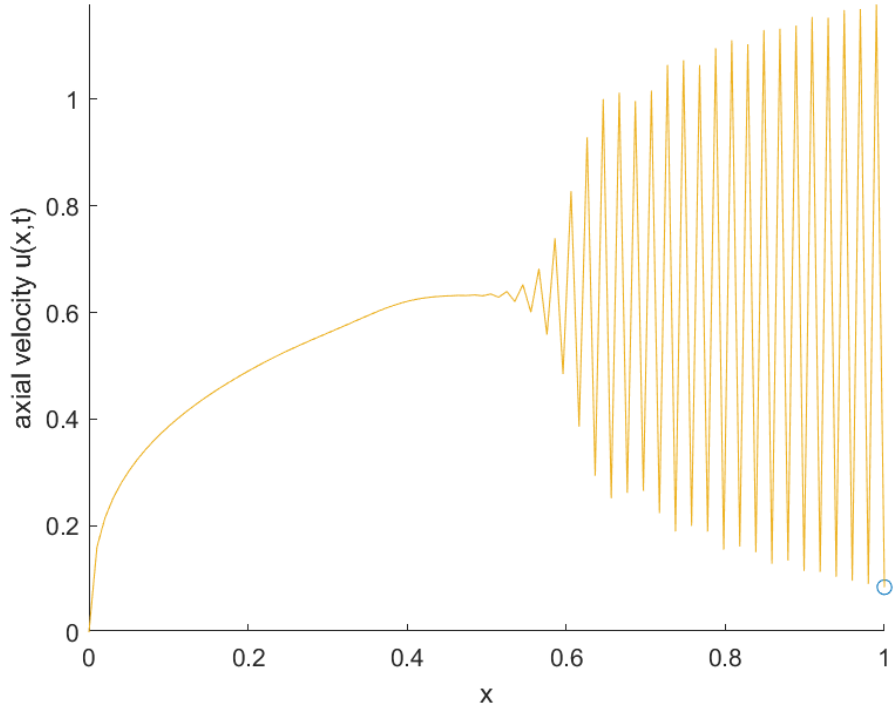


Figura 16. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x,t)$, para $\lambda=0.2$

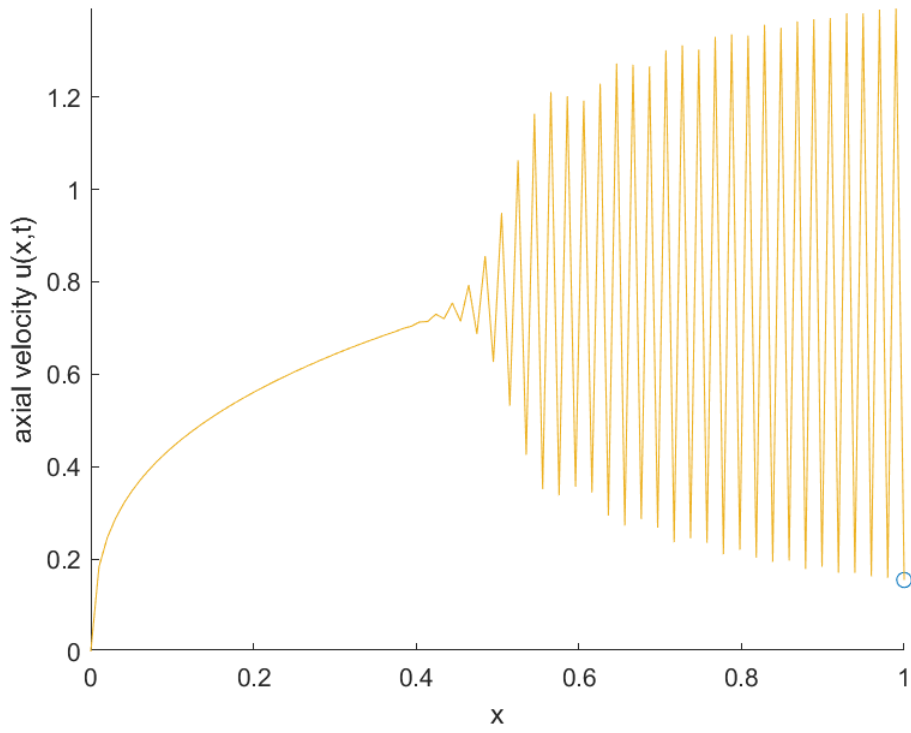


Figura 17. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x,t)$, para $\lambda=0.3$

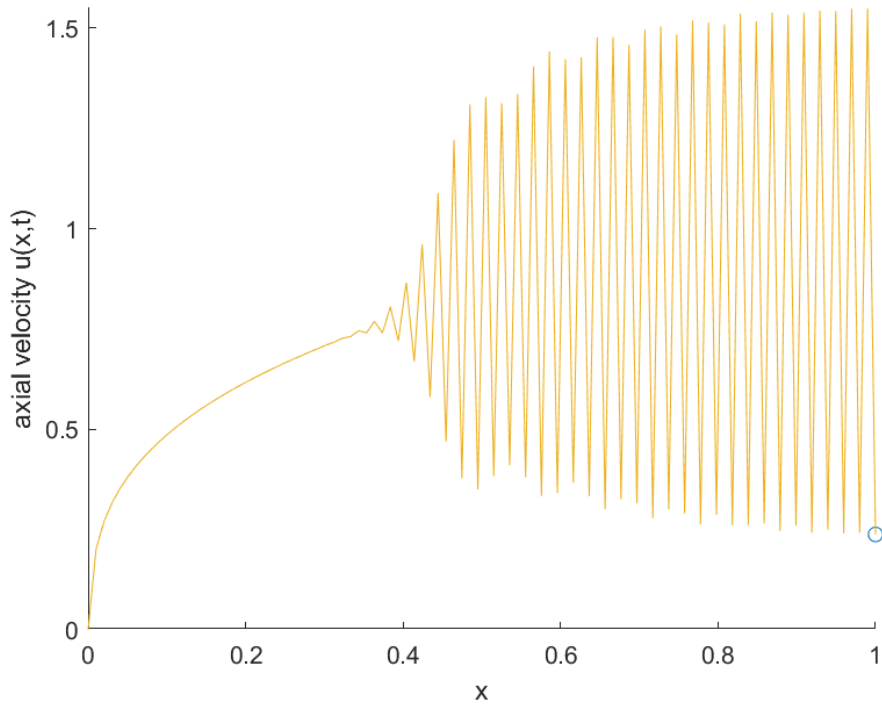


Figura 18. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.4$

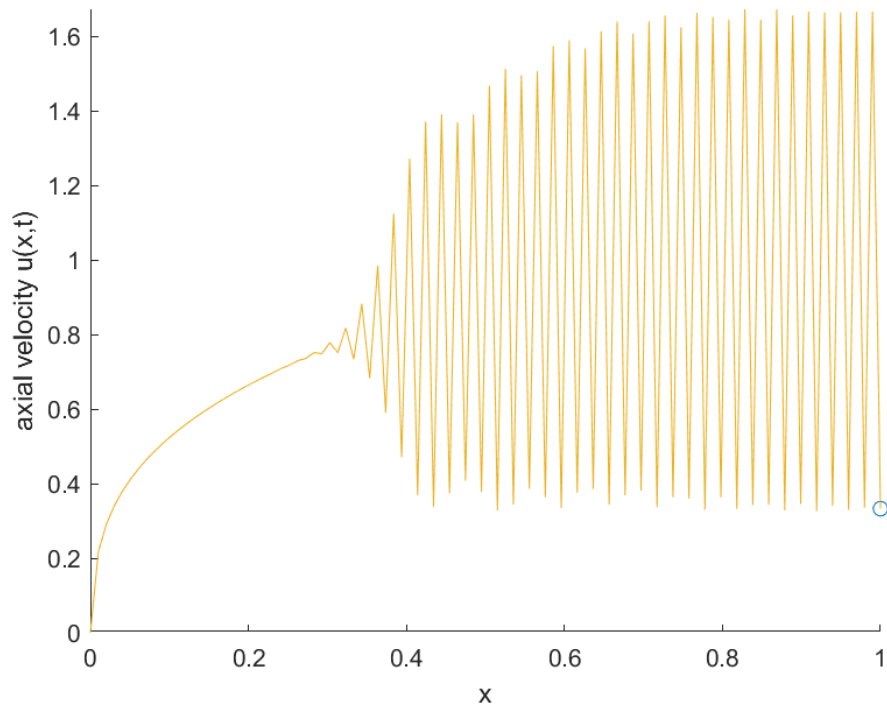


Figura 19. Simulación de la velocidad axial $\vec{u}(x, t)$, para $\lambda=0.5$

6.2. Grupos adimensionales del coeficiente de bifurcación λ utilizando el teorema Pi de Buckingham

6.2.1. Coeficiente de bifurcación

El coeficiente de bifurcación lambda (λ) es un parámetro importante en la teoría del caos y la dinámica no lineal que describe la estabilidad de un sistema dinámico. En particular, el coeficiente de bifurcación lambda se utiliza para describir la aparición de bifurcaciones en sistemas dinámicos no lineales.

Una bifurcación se produce cuando un pequeño cambio en un parámetro del sistema (como el coeficiente de bifurcación lambda) hace que el comportamiento del sistema cambie de forma drástica. En particular, una bifurcación puede hacer que el sistema pase de un comportamiento periódico (como una oscilación regular) a un comportamiento caótico (como una oscilación irregular y aparentemente aleatoria).

El coeficiente de bifurcación lambda es positivo cuando el sistema es inestable y se producen bifurcaciones, y es negativo cuando el sistema es estable, permite predecir cuándo se producirán bifurcaciones en un sistema dinámico y cómo afectarán al comportamiento del sistema. La literatura reporta valores críticos de $\lambda_c \geq 0.5$. Además, se utiliza en muchos campos, como la física, la biología, la economía y la ingeniería, para describir la dinámica de sistemas complejos y no lineales (Rankin et al., 2013).

El análisis dimensional del coeficiente de bifurcación lambda para el proceso de electrohilado se puede realizar utilizando el método Pi de Buckingham. Se puede expresar como una función de las variables que afectan su valor. Estas variables pueden incluir la tasa de flujo de la solución polimérica (Q), la diferencia de potencial

(E), la densidad de la solución polimérica (ρ), el diámetro de la aguja (D), la conductancia del polímero (k) y la corriente (I), entre otras tantas variables que intervienen en el proceso (Ahmadi Bonakdar & Rodrigue, 2024a).

La expresión dimensional del coeficiente de bifurcación lambda se puede representar como:

$$\lambda = f_1 (Q, D, \rho, E, I, k)$$

$$f_2 = (\lambda, Q, D, \rho, E, I, k)$$

donde:

λ es el coeficiente de bifurcación (adimensional)

Q es la tasa de flujo de la solución polimérica

D es el diámetro de la aguja de electrohilado

ρ es la densidad de la solución polimérica

E es la diferencia de potencial

I es la corriente

k es la inversa de la resistencia

Para aplicar el método Pi de Buckingham, necesitamos identificar las dimensiones de las variables involucradas. Podemos asignar las siguientes dimensiones a cada variable (Tabla 2):

Tabla 2. Lista de los parámetros del coeficiente de bifurcación para electrohilado

Parámetro	L	M	T	I
λ	adimensional			
Q	3	0	-1	0
D	1	0	0	0
E	2	1	-3	-1
I	0	0	0	1
k	-2	-1	3	2
ρ	-3	1	0	0

A partir de estas dimensiones, podemos construir tres grupos adimensionales utilizando el teorema Pi de Buckingham:

$$\pi_1 = \frac{E}{I^{-1}D^{-4}\rho Q^3}$$

$$\pi_2 = \frac{k}{I^2D^4\rho^{-1}Q^{-3}}$$

$$\pi_3 = \frac{D_{aguja\ electrohilado}}{D_{fibras\ electrohiladas}}$$

Se puede verificar que estos grupos adimensionales son independientes y no contienen unidades, por lo que son funciones adimensionales que pueden ser utilizadas para expresar el coeficiente de bifurcación lambda:

$$\lambda = f(\pi_1, \pi_2, \pi_3)$$

Estos grupos pueden ser utilizados para comparar los resultados obtenidos en diferentes experimentos, o para optimizar las condiciones de electrohilado para obtener el coeficiente de bifurcación deseado.

6.2.2. Análisis del campo electrostático

La forma del emisor y del colector del equipo de electrohilado determinan la forma del campo eléctrico que impulsa el proceso. Por lo tanto, se debe considerar la forma del campo para asegurar la consistencia entre experimentos y buscar posibles mejoras. En este caso y con base en los recursos computacionales disponibles, la simulación del modelo de campo eléctrico 2D se puede realizar con el framework Matlab con el método de elementos finitos (FEM) con PDETOOL, utilizando las condiciones y el diseño del proceso experimental.

Para este caso, las condiciones son: voltaje de 20 Kv, distancia eyector-colector 15 cm, una placa colectora de aluminio rectangular (15 cm de longitud y 0.02 cm). Con estos datos fue posible generar la siguiente simulación (figura 20).

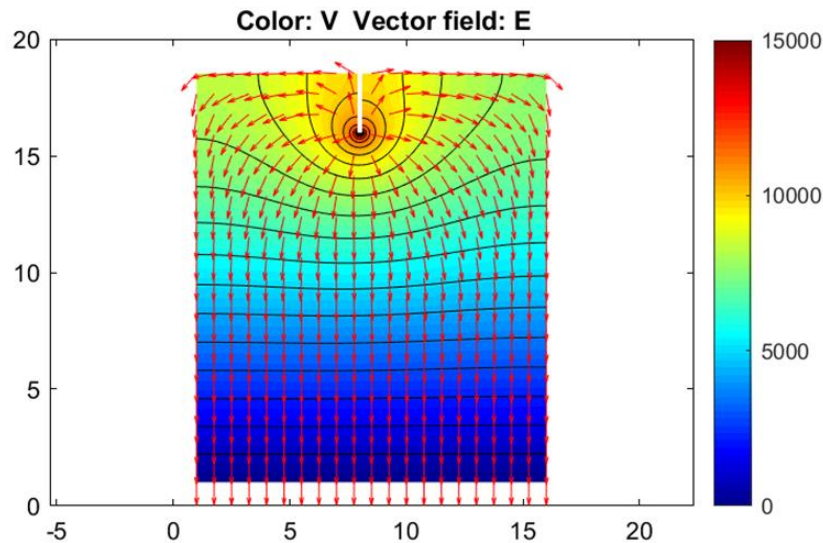


Figura 20. Simulación de campo electrostático

En la simulación, el circuito está conformado por el eyector por donde se expulsa el polímero, siendo el polo positivo del circuito y el colector, el cual fue conectado a potencial de tierra que es el polo negativo; las fuerzas del campo electrostático son dirigidas en su mayoría del eyector al colector, observándose dispersiones generadas por parámetros del proceso que se pueden controlar, como presión, condiciones atmosféricas, humedad relativa, etc.

6.2.3. Caracterización del perfil polimérico electrohilado utilizando soluciones analíticas comparativas para la ecuación de Bratu

En el presente artículo se planteó un Sistema de Ecuaciones Diferenciales Ordinarias (SODE) de Bratu para el proceso de electrohilado, y se llevó a cabo un estudio comparativo del SODE con los métodos de entrenamiento de Redes Neuronales y sistemas difusos tipo-1 de Takagi-Sugeno-Kang (TSK) de primer orden.

Las nanofibras son estructuras nanométricas en forma de fibras, tubos, cintas, varillas y cables, que debido a su escala presentan propiedades nuevas que no están presentes en estructuras de igual composición y tamaño macroscópico. La National Science Foundation (NSF) considera que las nanofibras presentan un diámetro inferior a 100 nm. En la industria de los hilados no tejidos y en la literatura científica del ámbito biomédico, no obstante, se consideran las propiedades que presentan los sistemas nanofibrosos y no tan estrictamente las dimensiones, abarcando diámetros inferiores al micrón. Existen numerosas técnicas para la obtención de nanofibras, como por ejemplo estiramiento, patrones de diseño, separación de fases, auto-ensamblado, electrohilado, entre otras (Villarreal-Gómez et al., 2016b).

El electrohilado se genera cuando se cierra un circuito de alto voltaje teniendo como polo positivo la aguja de la jeringa por donde fluye el polímero y como polo negativo el colector donde se depositan las nanofibras, toda vez que estas, rompen la tensión superficial del menisco polimérico que se genera en la punta de la aguja de la jeringa formando un chorro o jet polimérico generado en el cono de Taylor, las nanofibras vuelan prácticamente hacia el colector atravesando el campo eléctrico generado por la diferencial potencial y se depositan en el colector (Torres-Martinez et al., 2018).

El flujo inestable del chorro en movimiento del proceso de electrohilado puede modelarse mediante la ecuación de Bratu.

El problema de Bratu es una ecuación diferencial elíptica con una no linealidad de forma exponencial. Dependiendo de los valores del coeficiente del término no lineal, la ecuación puede tener dos soluciones, una o ninguna. Por tanto, la completa resolución del problema conlleva al cálculo de las soluciones dependientes de dicho parámetro. El problema de Bratu pertenece a los problemas de valor límite no lineal (BVP) que se utilizan como punto de referencia para probar la precisión de diferentes solucionadores numéricos (Swati et al., 2021).

En este artículo, el proceso de electrohilado se estudia en términos de la velocidad del fluido al nivel del borde exterior de la jeringa. Se ha demostrado que el problema se puede expresar mediante la ecuación diferencial ordinaria no lineal de segundo orden de Bratu. [6,7,8,9,10]

$$u''(\xi) + \lambda e^{u(\xi)} = 0; \quad -1 < \xi < 1 \quad (1)$$

sujeto a condiciones de contorno; $u(0) = b_0 = 0$ y $u'(0) = b_1 = 0$, donde el primo denota diferenciación con respecto a x , y b_0 y b_1 son constantes.

2. Formalización teórica del proceso

Las ecuaciones que gobiernan el proceso de electrohilado (Patiño Montoya et al., 2024) son las ecuaciones de balance de masa, balance de momento lineal y balance de carga eléctrica, respectivamente:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (2)$$

$$\rho(\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} = \nabla F^m + \nabla F^e \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \vec{j} = 0 \quad (4)$$

donde \vec{u} es la velocidad axial, \vec{j} es la densidad de corriente eléctrica, ρ es la densidad del material, F^m y F^e son términos que representan fuerzas viscosas y eléctricas, respectivamente.

En el caso de un chorro de estado estacionario que ignora el esfuerzo térmico, la fuerza generada eléctricamente es dominante, la ecuación del momento monodimensional es, por lo tanto:[13]

$$u \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{2\sigma E}{\rho r} \quad (5)$$

donde u es el módulo de la velocidad axial, r es el radio del chorro en la coordenada axial x (Fig. 1), σ es la densidad de carga superficial y E es el campo eléctrico en la dirección axial.

Al introducir la ecuación de balance de carga:

$$2r\sigma E + r^2 k E = I \quad (6)$$

donde I es la intensidad de la corriente eléctrica y k es una constante que depende solo de la temperatura en el caso de un polímero incompresible, se obtiene:

$$u \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{E(I - r^2 k E)}{\rho r^2} \quad (7)$$

Luego, al introducir la variable:

$$y = -6 \ln(u) \quad (8)$$

da:

$$\frac{\partial y}{\partial x} = -\frac{6E(I - r^2 k E)}{\rho r^2} e^{y/2} \quad (9)$$

Al diferenciar la última ecuación, además de asumir una r -dependencia más débil [14] de la variable \mathbf{x} , tenemos:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} + \frac{3E(I - r^2 kE)}{\rho r^2} e^{y/2} \frac{\partial y}{\partial x} = 0 \quad (10)$$

Finalmente, al combinar ambas ecuaciones, se obtiene:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} - \lambda e^y = 0 \quad (11)$$

con:

$$\lambda = \frac{18E^2(I - r^2 kE)^2}{\rho^2 r^4}$$

en donde (11) es la ecuación monodimensional de Bratu.

3.Sistema de Ecuaciones Diferenciales Ordinarias (SODE) de Bratu

La ecuación (11) se puede transformar a un sistema de ecuaciones diferenciales ordinarias de primer orden:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial y}{\partial x} \right) - \lambda e^y = 0$$

$$\text{sea } z_1 = y, z_2 = \frac{\partial y}{\partial x}$$

$$\dot{z}_1 = \frac{\partial y}{\partial x} = z_2$$

$$\frac{\partial}{\partial x} (z_2) - \lambda e^{z_1} = 0$$

$$\dot{z}_2 - \lambda e^{z_1} = 0$$

$$\dot{z}_2 = \lambda e^{z_1}$$

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = z_2 \\ \dot{z}_2 = 2e^{z_1} \end{cases}$$

sujeto a condiciones de contorno

$$z_1(0) = 0$$

$$z_2(0) = 0$$

Por lo tanto, la ecuación de Bratu (11) se puede resolver analíticamente usando técnicas tradicionales.

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} - \lambda e^y = 0 ,$$

sujeto a condiciones de contorno; $y(0) = 0$ y $y'(0) = 0$

De donde se desprende la solución general del proceso utilizando la ecuación de Bratu:

$$y = -2 \ln \left[\cos \left(\frac{\sqrt{2\lambda} x}{2} \right) \right] \quad (12)$$

De la ecuación (12) podemos obtener el gráfico aproximado de la solución de la ecuación de Bratu modelada en MATLAB con $\lambda = 0.5$. Esto implica que el radio del chorro en movimiento cambia repentinamente debido a la evaporación del solvente, ver Figura 21, teniendo como resultado en su gran mayoría, la producción de fibras altamente porosas (Sobie, 2011).

Código Figura 21

```
% exa00_bratu_y_vs_x.m
```

```
% Bratu ODE
```

```

x = linspace(-1,1,100);

l = 0.5;

y = @(x) -2*log(cos(sqrt(2*l)*x/2));

figure;

plot(x,y(x),'-');

xlabel('x','FontSize',16);

ylabel('y_{\lambda=0.5}(x)','FontSize',16);

axis([-1,1,0,max(y(x))]);

```

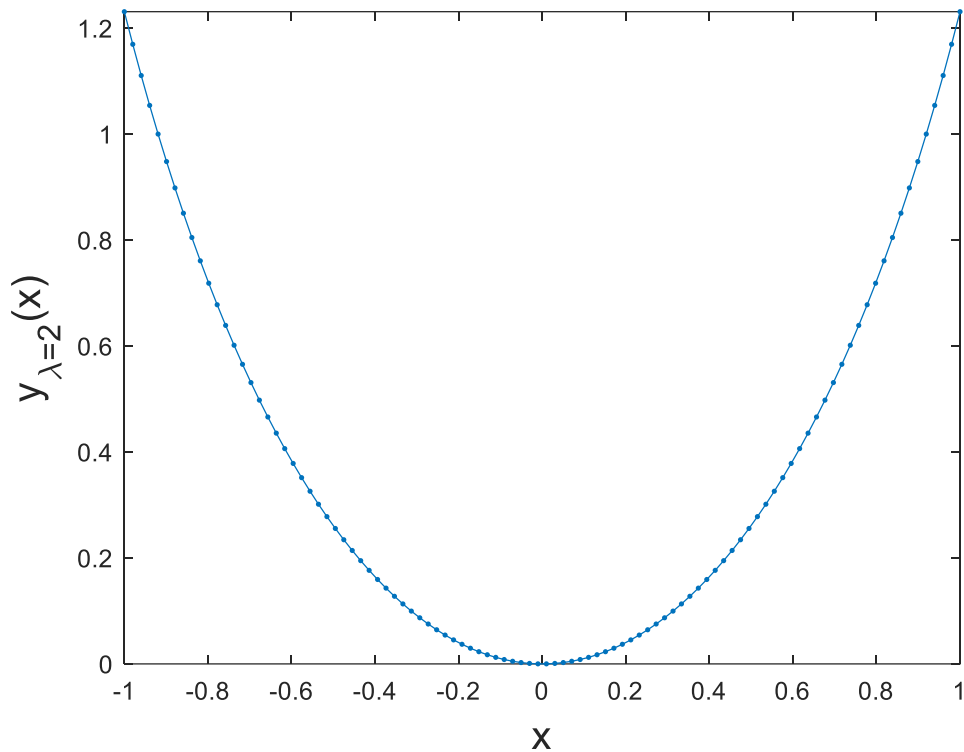


Figura 21. Perfil del menisco polimerico de la ecuación de Bratu, con $\lambda = 0.5$

Código Figura 22

```
% exa00_bratu_mesh_Y_X_Lambda.m
```

```
% Bratu ODE
```

```
x = linspace(-1,1,50);
```

```
l = linspace(0.01,4.5,30);
```

```
[X,L] = meshgrid(x,l);
```

```
Y = -2*log(cos(sqrt(2*L).*X/2));
```

```
surf(X,L,Y); grid on
```

```
box on
```

```
colormap(jet);
```

```
xlabel('x','FontSize',16);
```

```
ylabel('\lambda','FontSize',16);
```

```
zlabel('y(x,\lambda)','FontSize',16);
```

```
view(-140,50);
```

```
axis([-1 1 0 4.5 -inf +inf])
```

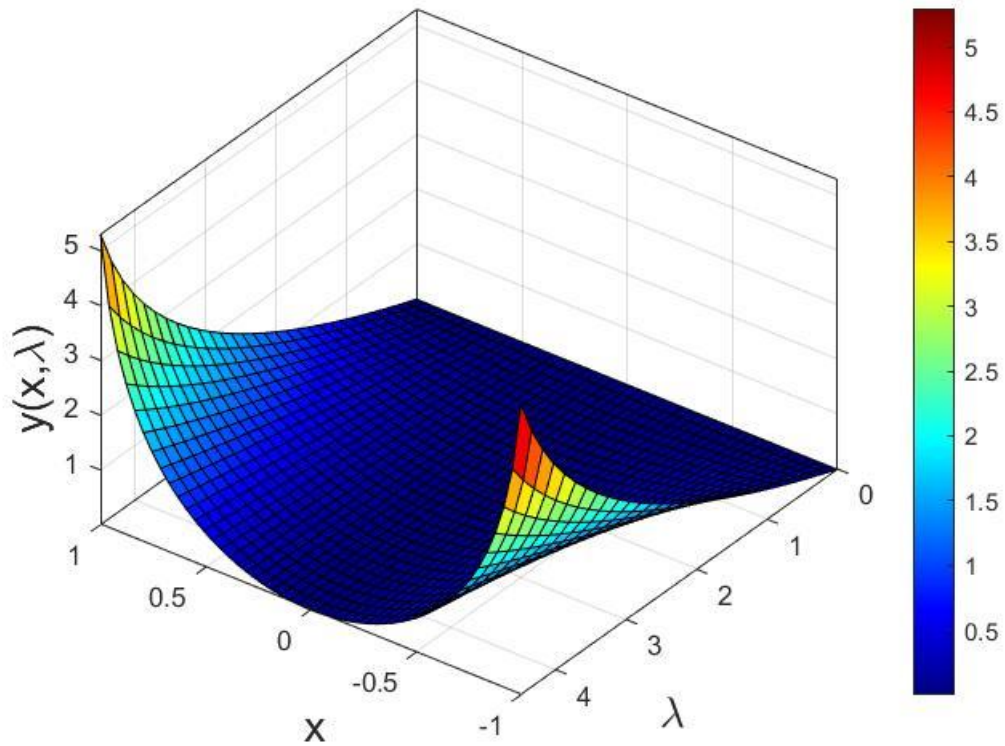


Figura 22. Mallado de la solución de la ecuación de Bratu con $\lambda = 0.5$

Para obtener el módulo de la velocidad axial (\mathbf{u}) se sustituye la ecuación (12) en la ecuación (8) y se obtiene:

$$u^3 = \cos\left(\frac{\sqrt{2\lambda} x}{2}\right)$$

despejando \mathbf{u} , obtenemos la ecuación (13),

$$\mathbf{u} = \sqrt[3]{\cos\left(\frac{\sqrt{2\lambda} x}{2}\right)} \quad (13)$$

Con $\lambda = \frac{18E^2(I-r^2kE)^2}{\rho^2r^4}$, donde $0 \leq \lambda \leq \frac{\pi^2}{2}$

Para

r Radio del chorro en la coordenada axial x .

E Campo eléctrico en la dirección axial.

ρ Densidad del material

I Intensidad de la corriente eléctrica

k Constante que depende de la temperatura del polímero incompresible

Entonces se obtiene una relación entre los parámetros del proceso y el módulo de la velocidad axial (u) y la coordenada x , descrita por la ecuación (14) (Figuras 23-26).

$$\frac{18E^2(I-r^2kE)^2}{\rho^2r^4} = \left(\frac{\sqrt{2}}{x}\right)^2 \arccos^2(u^3) \quad (14)$$

Código figura 23

```
% exa02_bratu_sol_lamda.m
```

```
% Bratu solutions
```

```
clearvars;
```

```
x = linspace(-1,1,100);
```

```
L = [1 2 3 4 pi^2/2];
```

```
u = @(x,l) cos(sqrt(2*l)*x/2).^(1/3);
```

```
for i=1:length(L)
```

```
    plot(x,u(x,L(i))); hold on
```

```
end
```

```
xlabel('x'); ylabel('u(x)');
```

```
text(-0.9,0.60, '\lambda=\pi^2/2');
```

```
text(-0.9,0.70, '\lambda=4');
```

```
text(-0.9,0.80, '\lambda=3');
```

```
text(-0.9,0.87, '\lambda=2');
```

```
text(-0.9,0.94, '\lambda=1');
```

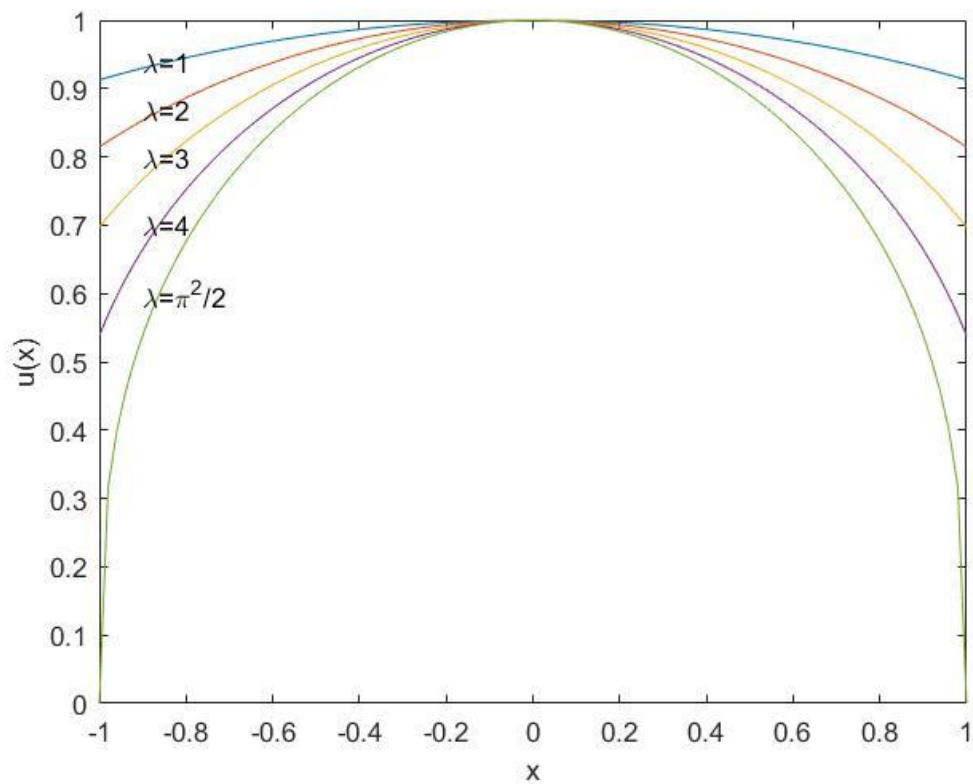


Figura 23. Relación de parámetros del proceso y la velocidad axial (u)

Código Figura 24

```
% exa00_bratu_sol_lambda_0.5.m
```

```
% Bratu ODE
```

```

x = linspace(-1,1,100); % xi

lambda = 0.5;

u = @(x) cos(sqrt(2*lambda)*x/2).^(1/3);

%

figure;

plot(x,u(x),'-');

xlabel('x','FontSize',16);

ylabel('u_{\lambda=0.5}(x)','FontSize',16);

axis([-1,1,0,1])

```

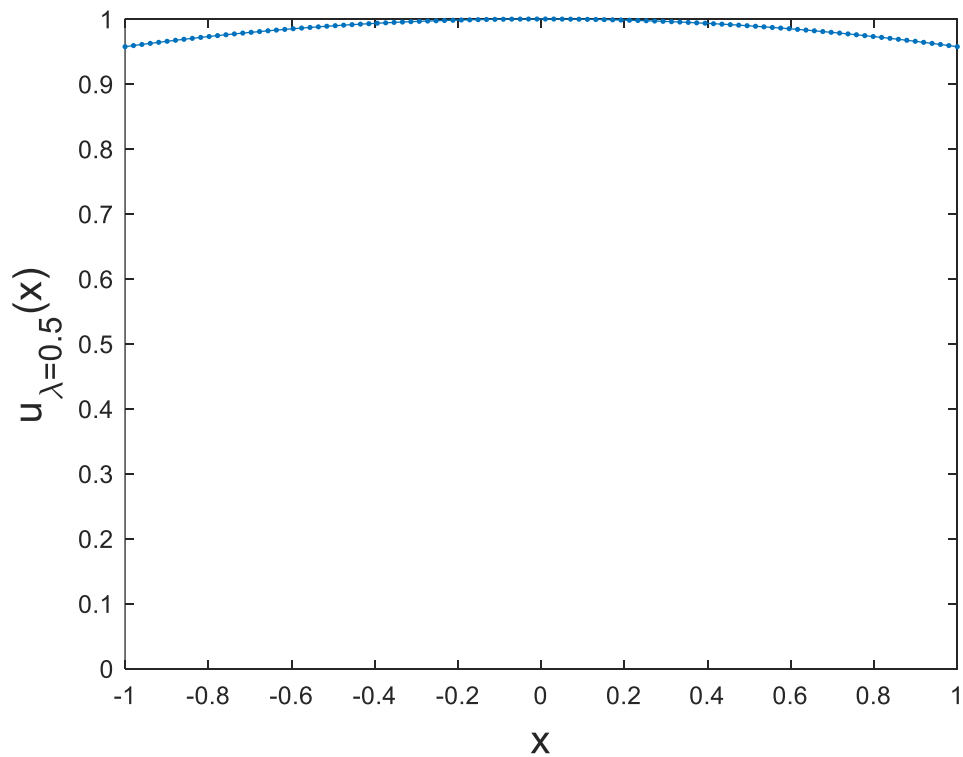


Figura 24. Velocidad axial (\bar{u}) con $\lambda = 0.5$

Código figura 25

```
% exa00_bratu_sol_lambda_pi2_2.m

% Bratu ODE

x = linspace(-1,1,100); % xi

lambda = pi^2/2;

u = @(x) cos(sqrt(2*lambda)*x/2).^(1/3);

figure;

plot(x,u(x),'-');

xlabel('x','FontSize',16);

ylabel('u_{\lambda=\pi^2/2}(x)','FontSize',16);

axis([-1,1,0,1]);
```

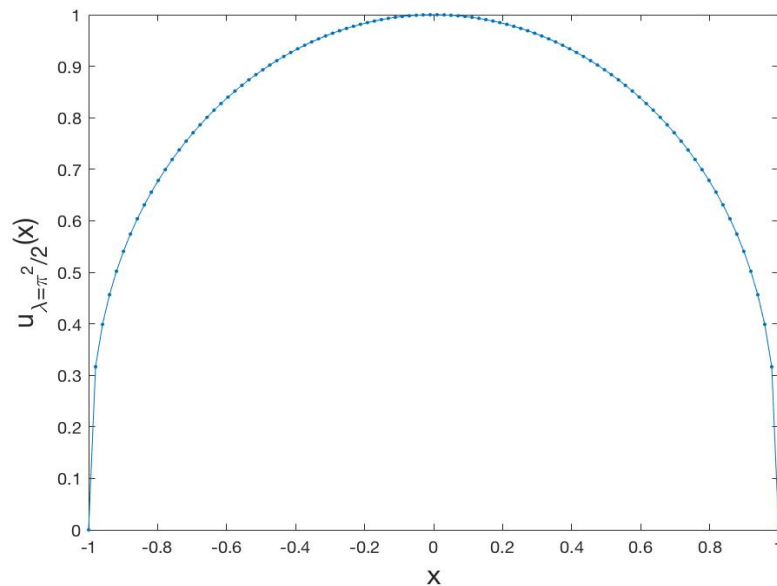


Figura 25. Velocidad axial (\vec{u}) con $\lambda = \pi^2/2$

Código figura 26

```
% exa00_bratu_mesh_U_X_Lambda.m
```

```
% Bratu ODE
```

```
x = linspace(-1,1,30);
```

```
l = linspace(0.01,pi^2/2,30);
```

```
[X,L] = meshgrid(x,l);
```

```
U = cos(sqrt(2*L).*X/2).^(1/3);
```

```
surf(X,L,U); grid on
```

```
box on
```

```
colormap(jet);
```

```
xlabel('x','FontSize',16);
```

```
ylabel('\lambda','FontSize',16);
```

```
zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);
```

```
view(-140,50);
```

```
axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])
```

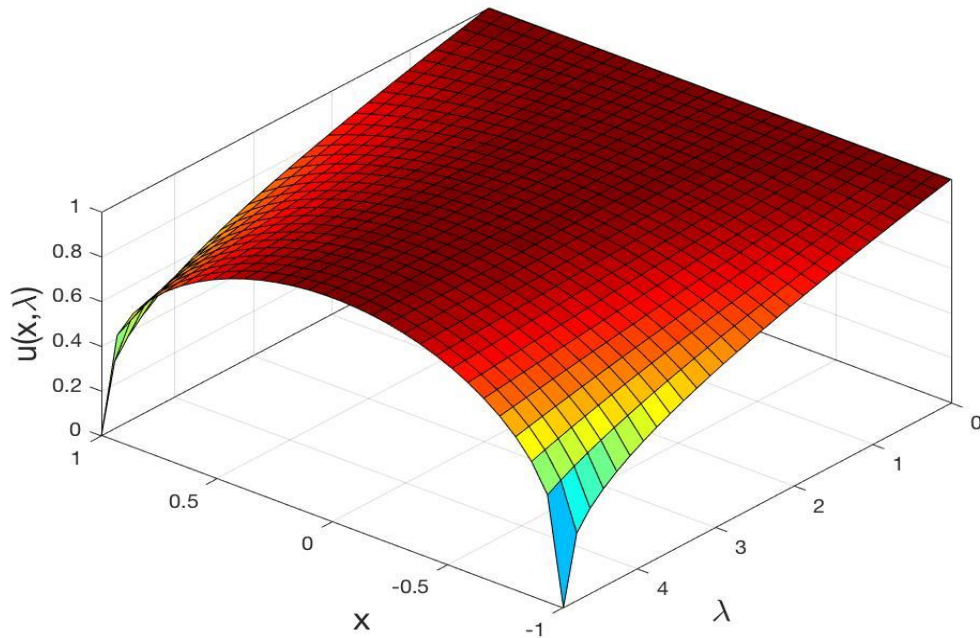


Figura 26. Mallado de la velocidad axial (\vec{u}), x y λ

4. Redes Neuronales y Sistemas difusos

En muchos de los fenómenos complejos no se conocen los modelos matemáticos del fenómeno, pero si se conoce un conjunto poblacional de medidas de interés del fenómeno, es decir, se cuenta con un conjunto de datos lo suficiente grande para describir el fenómeno, entonces podemos usar los datos para obtener los parámetros de un modelo matemático (función matemática) propuesto que describa el comportamiento de los datos usando técnicas de regresión lineal o no lineal. En el caso que se desconozca el modelo, una estrategia actual es usar aprendizaje profundo (redes neuronales o sistemas difusos) para encontrar una función matemática que describa el fenómeno a partir de los datos y así predecir otros conjuntos de datos del dominio poblacional del fenómeno.

En este caso particular evaluaremos la solución de la ecuación diferencial de segundo orden de Bratu (13), $u = f(x, \lambda)$, para obtener un conjunto de q datos $\{(x, \lambda)\}_{p=1}^q$ llamado `dataset_bratu_XLU` y probar las técnicas de redes neuronales y sistemas difusos tipo-1 de Takagi-Sugeno-Kang (TSK) de primer orden. A continuación, se muestra el código para la obtención del `dataset_bratu_XLU`:

Código `dataset_bratu_XLU`

```
% exa00_dataset_bratu.m

% Bratu ODE

n = 30;

x = linspace(-1,1,n);

l = linspace(0.01,pi^2/2,n);

[X,L] = meshgrid(x,l);

U = cos(sqrt(2*L).*X/2).^(1/3);

save('dataset_bratu_XLU','X','L','U');

% data view

surf(X,L,U); grid on

box on

colormap(jet);

xlabel('x','FontSize',16);

ylabel('\lambda','FontSize',16);
```

```
zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);
```

```
view(-140,50);
```

```
axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])
```

a. Modelo neuronal.

El modelo se construyó en base a una arquitectura:

- 2-10(tansig)-5(tansig)-1(purelin)
- 75 % datos entrenamiento, 15 % validación y 15% prueba

Código NN

```
% exa00_bratu_data_nn.m
```

```
% dataset bratu_XLU
```

```
% Bratu ODE:  $y'' + \lambda * \exp(y) = 0$ 
```

```
%  $y(0) = 0$  and  $y'(0) = 0$ 
```

```
load dataset_bratu_XLU
```

```
% surf(X,L,U); grid on
```

```
% box on
```

```
% colormap(jet);
```

```
% xlabel('x','FontSize',16);
```

```
% ylabel('\lambda','FontSize',16);
```

```
% zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);
```

```

% view(-140,50);

% axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])

% inputs, a0

inputs = [X(:)'; L(:)']; % a0

% targets, T

targets = U(:)'; % T

net = feedforwardnet([10 5], 'trainlm');

net = configure(net, inputs, targets);

net = train(net, inputs, targets);

% outputs, u

out = net(inputs); % u

% errors, e

e = targets-out;

% Results

W10 = [net.IW{1,1} net.b{1}];

W21 = [net.LW{2,1} net.b{2}];

W32 = [net.LW{3,2} net.b{3}];

% Model

% u = W32*tanh(W21*tanh(W10*a0+b1)+b2)+b3

```

```

%

figure;

ploterrcorr(e)

figure;

plotregression(targets,out);

Xh = reshape(inputs(1,:)',30,30);

Lh= reshape(inputs(2,:)',30,30);

Uh = reshape(out',30,30);

figure;

surf(Xh,Lh,Uh); hold on

colormap(jet);

plot3(inputs(1,:),inputs(2,:),targets,'g'); hold on

view(-140,50);

axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])

grid on; box on

xlabel('x','FontSize',16);

ylabel('\lambda','FontSize',16);

zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);

```

Los resultados que se obtuvieron con la Red Neuronal después del entrenamiento fueron:

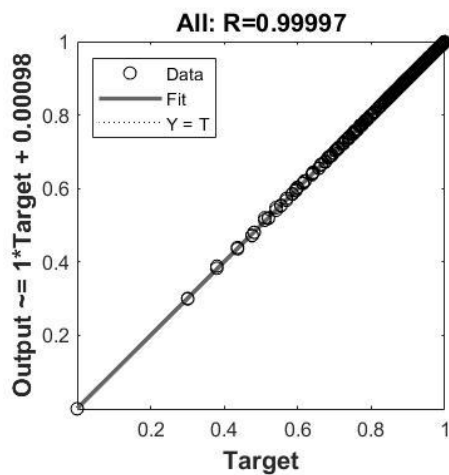
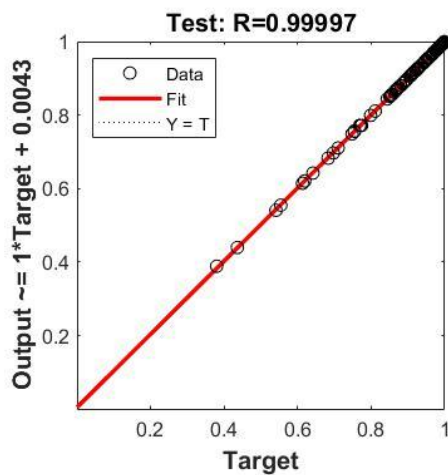
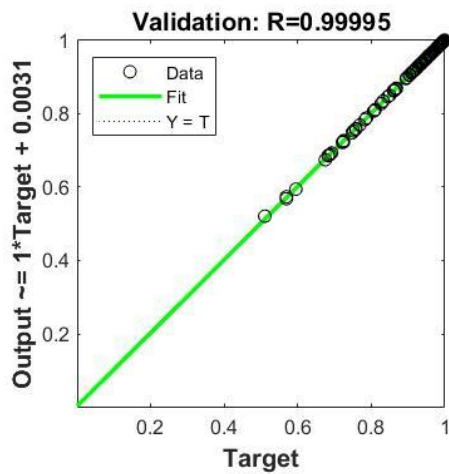
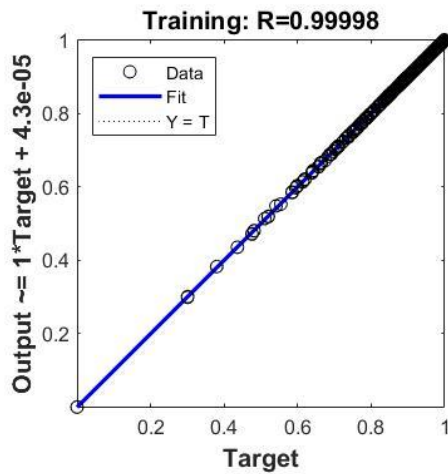
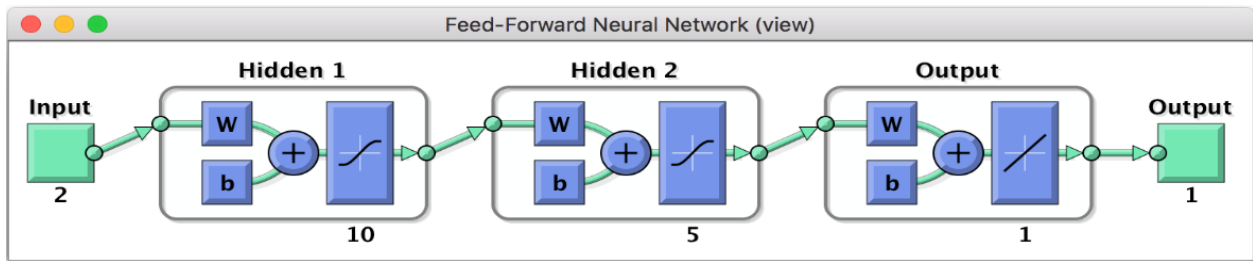


Figura 27. Arquitectura NN y coeficientes de correlación después del entrenamiento.

Los pesos aumentados $\tilde{W} = [W, b]$ (la ultima columna son los umbrales b) óptimos después del entrenamiento son:

Tabla 3. Pesos aumentados de las funciones de membresía

$$\tilde{W}^{32} = [-2.6716 \quad 0.3448 \quad 4.2896$$

$$\quad -4.1519 \quad -1.5699 \quad 6.1534$$

$$\quad -1.1109 \quad 0.2254 \quad 1.3043$$

$$\quad 1.0237 \quad 0.3457 \quad -1.7228$$

$$\quad -0.3392 \quad -1.2523 \quad -0.0904$$

$$\quad -1.4329 \quad -0.0172 \quad -0.1753$$

$$\quad -1.5267 \quad 0.0000 \quad -1.9012$$

$$\quad 1.4814 \quad 0.0460 \quad 2.0430$$

$$\quad 3.0862 \quad -0.5202 \quad 5.2158$$

$$\quad -7.1382 \quad 5.5847 \quad -13.5320]$$

$$\tilde{W}^{21} = [1.4526 \quad -0.9779 \quad 0.8223 \quad 1.0137 \quad -0.0497 \quad 0.4040 \quad -0.1091 \quad 0.4003$$

$$3.2419 \quad 3.2798 \quad -1.2053$$

$$\quad 0.1830 \quad 1.2391 \quad -0.2126 \quad -1.4329 \quad -0.0182 \quad 0.0608 \quad 0.0102 \quad -1.4659 \quad -$$

$$1.3807 \quad -2.5817 \quad -2.2609$$

$$\quad -3.6342 \quad 3.5467 \quad 2.0486 \quad -0.6806 \quad 2.0826 \quad 0.0552 \quad -2.6794 \quad 3.7314 \quad -$$

$$0.6782 \quad -2.4163 \quad -4.0548$$

$$\quad 0.7546 \quad 0.1230 \quad 0.2805 \quad 0.1345 \quad -0.0367 \quad 0.3328 \quad 1.6750 \quad 2.1254$$

$$0.4617 \quad 1.4498 \quad -0.9909$$

1.6219 -1.3927 0.6394 2.8002 -0.2292 -0.6105 -1.1631 -0.3732
 0.7905 0.6382 -1.6512]

$\tilde{W}^{10} = [3.3804 \quad 1.4170 \quad 3.5137 \quad -5.2550 \quad -1.6266 \quad -5.2348]$

La velocidad axial (\bar{u}), es el modelo neuronal, dado por la siguiente función:

$$\mathbf{u} = W^{32} \tanh(W^{21} \tanh(W^{10} a^0 + b_1) + b_2) + b_3$$

donde $\tilde{W}^{10} = [W^{10}, b_1]$, $\tilde{W}^{21} = [W^{21}, b_2]$ y $\tilde{W}^{32} = [W^{32}, b_3]$. Los datos de entrada son el conjunto de q instancias, $a^0 = \{(x, \lambda)\}_{p=1}^q$

Auto correlación

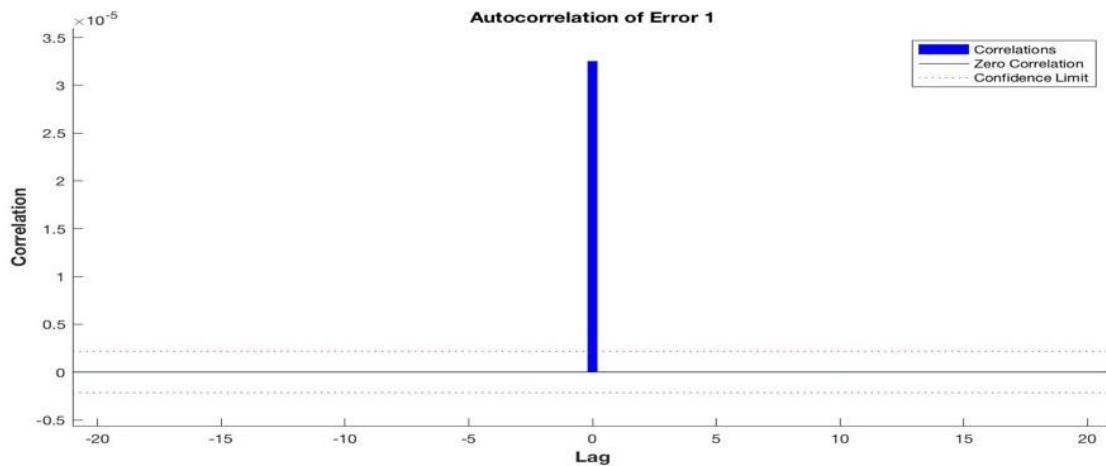


Figura 28. Auto correlación de los pesos aumentados para el entrenamiento de la NN.

Grafica de la función, $u = f(x, \lambda)$ obtenida por el modelo NN. Los puntos en color verde son los datos experimentales $\{(x, \lambda)\}_{p=1}^q$.

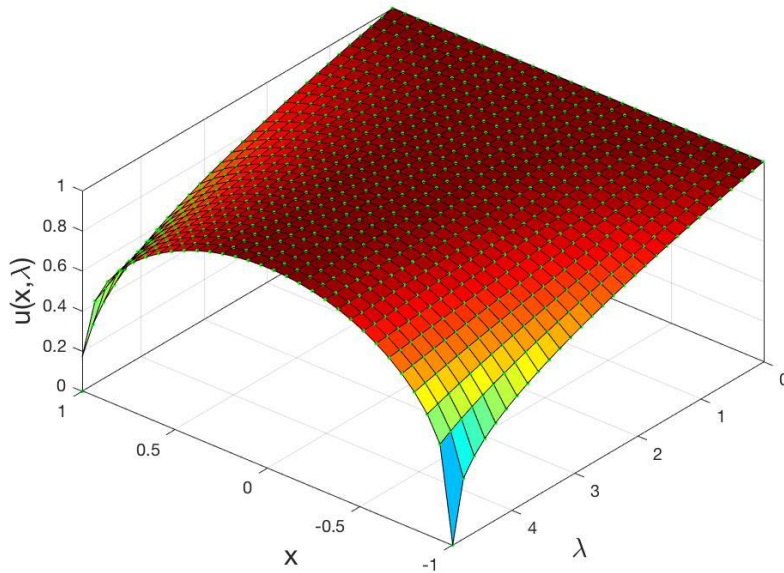


Figura 29. Los resultados muestran que el modelo NN presenta una correlación robusta con los datos experimentales.

b. Modelo difuso TSK de primer orden.

El modelo difuso TSK (Takagi-Sugeno-Kang) es un enfoque utilizado en sistemas de inferencia difusa, que combina características de la lógica difusa y la regresión lineal. Este modelo es particularmente útil para modelar sistemas no lineales y es ampliamente utilizado en control, predicción y sistemas de toma de decisiones.

Las funciones de membresía de los antecedentes se consideran gaussianas y los consecuentes de las reglas son funciones lineales de primer orden. Los parámetros óptimos del modelo se obtienen por aprendizaje de una red neuro-difusa (ANFIS) con datos de entrenamiento $\{(x, \lambda)\}_{p=1}^q$. Las variables de entrada se particionan en dos valores lingüísticos y la variable

de salida del sistema en 4 valores lingüísticos lineales, para formar la base de reglas (base de conocimiento) del modelo difuso TSK. A continuación, se describe el procedimiento de la formación de la base de conocimiento de ANFIS:

- La variable x se particiona en 2 valores lingüísticos: $T(x) = \{H_{1,1}, H_{2,1}\}$
- La variable λ se particiona en 2 valores lingüísticos: $T(\lambda) = \{H_{1,2}, H_{2,2}\}$
- La variable u se particiona en 4 valores lingüísticos singleton: $T(u) = \{g^1, g^2, g^3, g^4\}$

El número de reglas por la combinación de las particiones de las variables de entrada, es el producto de sus particiones, es decir, el número de reglas ($r=2 \times 2$) es 4. Entonces la base de reglas es la siguiente:

$$R^1: \mathbf{IF} \ x \text{ is } H_{1,1} \text{ and } \lambda \text{ is } H_{1,2} \ \mathbf{THEN} \ u \text{ is } g^1(x, \lambda)$$

$$R^2: \mathbf{IF} \ x \text{ is } H_{1,1} \text{ and } \lambda \text{ is } H_{2,2} \ \mathbf{THEN} \ u \text{ is } g^2(x, \lambda)$$

$$R^3: \mathbf{IF} \ x \text{ is } H_{2,1} \text{ and } \lambda \text{ is } H_{1,2} \ \mathbf{THEN} \ u \text{ is } g^3(x, \lambda)$$

$$R^4: \mathbf{IF} \ x \text{ is } H_{2,1} \text{ and } \lambda \text{ is } H_{2,2} \ \mathbf{THEN} \ u \text{ is } g^4(x, \lambda)$$

donde las funciones de membresía de los antecedentes de las reglas son:

$$\mu_{H_{1,1}}(x) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{x - m_{H_{1,1}}}{\sigma_{H_{1,1}}} \right)^2 \right] \text{ y } \mu_{H_{2,1}}(x) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{x - m_{H_{2,1}}}{\sigma_{H_{2,1}}} \right)^2 \right]$$

$$\mu_{H_{1,2}}(\lambda) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{\lambda - m_{H_{1,2}}}{\sigma_{H_{1,2}}} \right)^2 \right] \text{ y } \mu_{H_{2,2}}(\lambda) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{\lambda - m_{H_{2,2}}}{\sigma_{H_{2,2}}} \right)^2 \right]$$

y las funciones de membresía lineales (singleton difuso) de los consecuentes de las reglas son:

$$g^k(x, \lambda) = c_{k,1} x + c_{k,2} \lambda + c_{k,0}, \text{ para } k=1, \dots, 4 \text{ (reglas), o bien en forma vectorial}$$

$$\mathbf{g}(\tilde{X}) = \begin{bmatrix} c_{1,1} & c_{1,2} & c_{1,0} \\ c_{2,1} & c_{2,2} & c_{2,0} \\ c_{3,1} & c_{3,2} & c_{3,0} \\ c_{4,1} & c_{4,2} & c_{4,0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \lambda \\ 1 \end{bmatrix} = C\tilde{X}$$

donde $C = \begin{bmatrix} c_{1,1} & c_{1,2} & c_{1,0} \\ c_{2,1} & c_{2,2} & c_{2,0} \\ c_{3,1} & c_{3,2} & c_{3,0} \\ c_{4,1} & c_{4,2} & c_{4,0} \end{bmatrix}$ y $\tilde{X} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}' \\ - \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ \lambda \\ 1 \end{bmatrix}$, es decir, \mathbf{x}' es la transpuesta de $\mathbf{x} = [x, \lambda]$,

entonces \tilde{X} es un vector aumentado de \mathbf{x} .

El modelo difuso TSK primer orden descrito, contiene 8 parámetros en los antecedentes (m, σ) y 12 en los consecuentes (C) de las reglas, es decir, 20 parámetros totales en el modelo TSK.

La descripción matemática del modelo difuso TSK primer orden es un sistema con dos entradas (vector de entrada $\mathbf{x} = (x, \lambda)$) y una salida u . A continuación se muestra el procedimiento de calculo del modelo difuso TSK:

Cálculo de las fuerzas de disparo de las reglas

$$\alpha_1(\mathbf{x}) = \mu_{H_{1,1}}(x) \mu_{H_{1,2}}(\lambda) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x - m_{H_{1,1}}}{\sigma_{H_{1,1}}}\right)^2\right] \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{1,2}}}{\sigma_{H_{1,2}}}\right)^2\right]$$

$$\alpha_2(\mathbf{x}) = \mu_{H_{1,1}}(x) \mu_{H_{2,2}}(\lambda) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x - m_{H_{1,1}}}{\sigma_{H_{1,1}}}\right)^2\right] \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{2,2}}}{\sigma_{H_{2,2}}}\right)^2\right]$$

$$\alpha_3(\mathbf{x}) = \mu_{H_{2,1}}(x) \mu_{H_{1,2}}(\lambda) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{1,2}}}{\sigma_{H_{1,2}}}\right)^2\right] \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{1,2}}}{\sigma_{H_{1,2}}}\right)^2\right]$$

$$\alpha_4(\mathbf{x}) = \mu_{H_{2,1}}(x) \mu_{H_{2,2}}(\lambda) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{1,2}}}{\sigma_{H_{1,2}}}\right)^2\right] \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\lambda - m_{H_{2,2}}}{\sigma_{H_{2,2}}}\right)^2\right]$$

Cálculo de las fuerzas de disparo normalizadas de las reglas

$$\phi_1(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_1(\mathbf{x})}{\alpha_1(\mathbf{x}) + \alpha_2(\mathbf{x}) + \alpha_3(\mathbf{x}) + \alpha_4(\mathbf{x})}$$

$$\phi_2(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_2(\mathbf{x})}{\alpha_1(\mathbf{x}) + \alpha_2(\mathbf{x}) + \alpha_3(\mathbf{x}) + \alpha_4(\mathbf{x})}$$

$$\phi_3(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_3(\mathbf{x})}{\alpha_1(\mathbf{x}) + \alpha_2(\mathbf{x}) + \alpha_3(\mathbf{x}) + \alpha_4(\mathbf{x})}$$

$$\phi_4(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_4(\mathbf{x})}{\alpha_1(\mathbf{x}) + \alpha_2(\mathbf{x}) + \alpha_3(\mathbf{x}) + \alpha_4(\mathbf{x})}$$

o bien

$$\phi_k(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_k(\mathbf{x})}{\sum_{k=1}^r \alpha_k(\mathbf{x})}$$

Cálculo de la salida del sistema difuso TSK. La salida del sistema es la velocidad axial (\mathbf{u}), dado por la siguiente función:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}) = \sum_{k=1}^r \phi_k(\mathbf{x}) g^k(\mathbf{x}) \text{ para } r=4.$$

Entrenamiento del modelo difuso TSK por una red neuro-difusa (ANFIS) con el conjunto de datos $\{(\mathbf{x}, \lambda)\}_{p=1}^q$.

A continuación, se muestra el código para el entrenamiento y obtención de resultados:

```
% exa00_bratu_data_anfis.m
```

```
% dataset bratu_XLU
```

```
% Bratu ODE: y'' + lambda * exp(y) = 0
```

```
% y(0) = 0 and y'(0) = 0
```

```
load dataset_bratu_XLU
```

```
% surf(X,L,U); grid on

% box on

% colormap(jet);

% xlabel('x','FontSize',16);

% ylabel('\lambda','FontSize',16);

% zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);

% view(-140,50);

% axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])

%

inputs = [X(:) L(:)];

targets = U(:);

epoch_n = 200;

in_fis = genfis1([inputs targets],2,'gaussmf');

out_fis = anfis([inputs targets],in_fis,epoch_n);

% Guarda la estructura del TSK FIS

% writefis(out_fis,'bratu_tskfis_XLU');

% Evalua la salida del Modelo Difuso TSK

out = evalfis(inputs,out_fis);

% Calcula las diferencia de error
```

```
e = targets-out;
```

```
% Results
```

```
figure;
```

```
ploterrcorr(e)
```

```
figure;
```

```
plotregression(targets',out);
```

```
Xh = reshape(inputs(:,1),30,30);
```

```
Lh= reshape(inputs(:,2),30,30);
```

```
Uh = reshape(targets,30,30);
```

```
figure;
```

```
surf(Xh,Lh,Uh); hold on
```

```
colormap(jet);
```

```
plot3(inputs(:,1),inputs(:,2),targets,'g'); hold on
```

```
view(-140,50);
```

```
axis([-1 1 0 pi^2/2 0 1])
```

```
grid on
```

```
box on
```

```
xlabel('x',FontSize,16);
```

```
ylabel('\lambda',FontSize,16);
```

```
zlabel('u(x,\lambda)','FontSize',16);
```

Base de conocimiento entrenada (optimizada) por ANFIS y actualizada con las variables del sistema estudiado (bratu_tskfis_XLU.fis).

Los parámetros de las funciones de membresía en los antecedentes y consecuentes de las reglas se muestran en el siguiente guion de la base de datos del sistema difuso.

```
[System]
```

```
Name='bratu_tskfis_XLU'
```

```
Type='sugeno'
```

```
Version=2.0
```

```
NumInputs=2
```

```
NumOutputs=1
```

```
NumRules=4
```

```
AndMethod='prod'
```

```
OrMethod='max'
```

```
ImpMethod='prod'
```

```
AggMethod='max'
```

```
DefuzzMethod='wtaver'
```

```
[Input1]
```

```
Name='x'
```

```
Range=[-1 1]
```

NumMFs=2

MF1='H11': 'gaussmf', [1.67655739781355 -0.21211019245761]

MF2='H21': 'gaussmf', [1.67037672000396 0.207736985165741]

[Input2]

Name='lambda'

Range=[0.01 4.93480220054468]

NumMFs=2

MF1='H12': 'gaussmf', [2.58081176255142 1.62743701026717]

MF2='H22': 'gaussmf', [2.65956763923743 6.4607749735138]

[Output1]

Name='u'

Range=[3.94148869588674e-06 0.999999009115641]

NumMFs=4

MF1='g1': 'linear', [-0.595174732144725 -0.0534043454225592 -0.692881115873597]

MF2='g2': 'linear', [12.8825685525043 -0.125187139833296 0.390744014159093]

MF3='g3': 'linear', [0.347530473047562 -0.0385200803253929 2.6304816214258]

MF4='g4': 'linear', [-13.1015230045679 -0.0831643301405087 2.97155236367654]

[Rules]

1 1, 1 (1) : 1

1 2, 2 (1) : 1

2 1, 3 (1) : 1

2 2, 4 (1) : 1

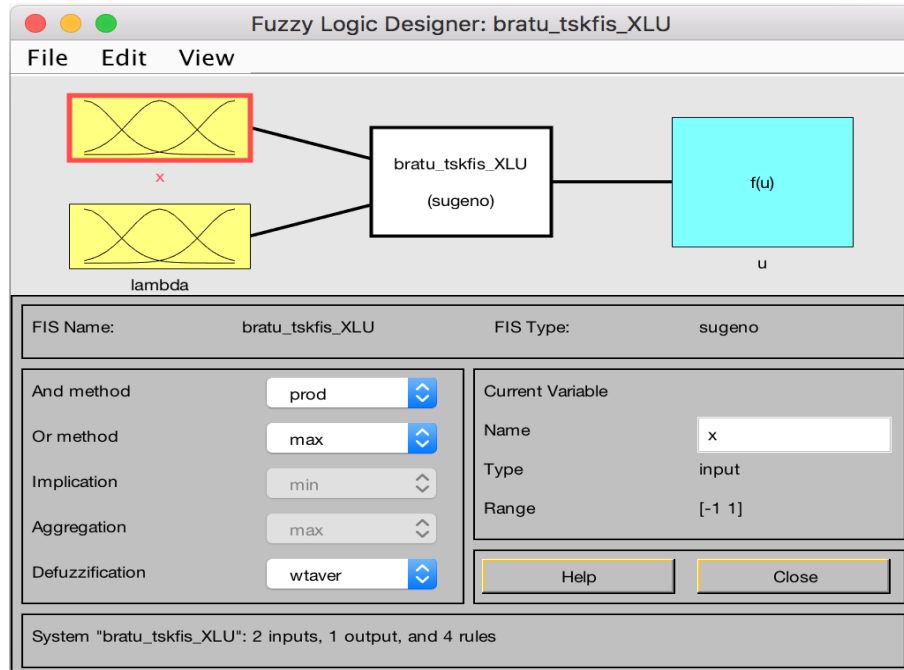


Figura 30. Sistema de lógica difusa de TSK

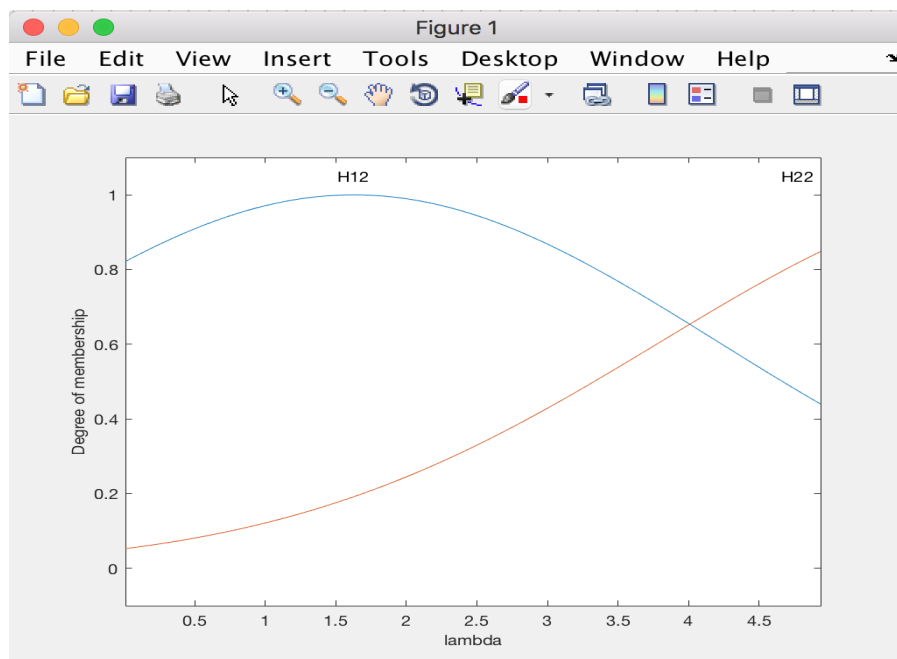
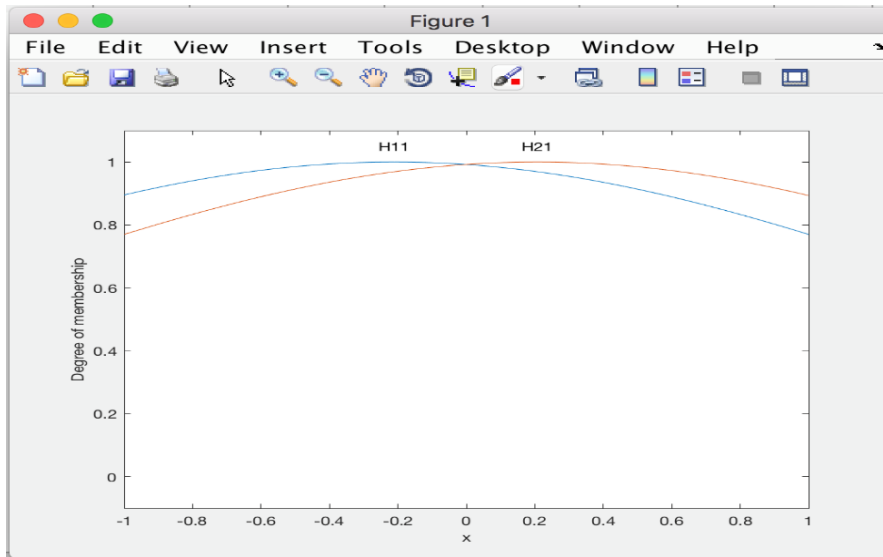


Figura 31. Funciones de membresía de los antecedentes de las reglas después del entrenamiento

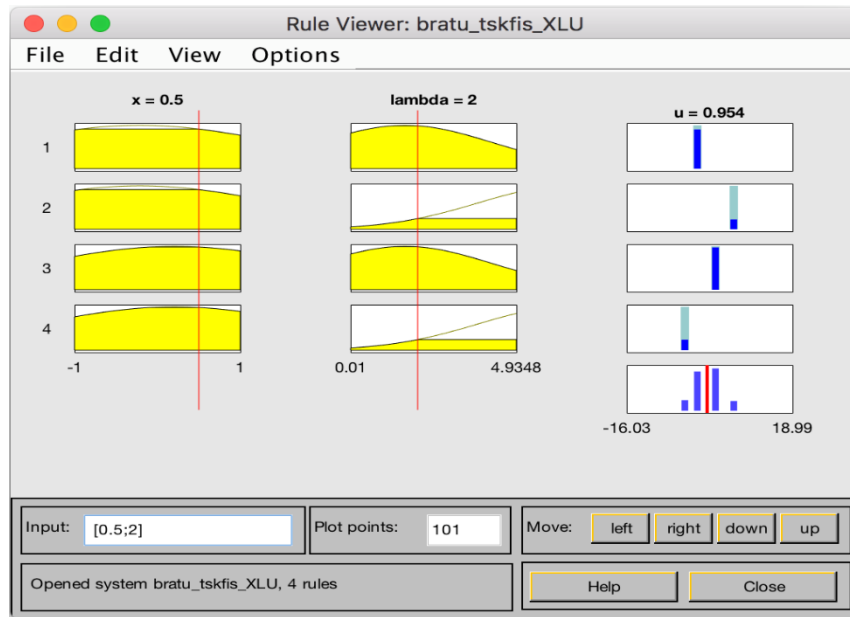


Figura 32. Vista de las reglas del modelo difuso TSK

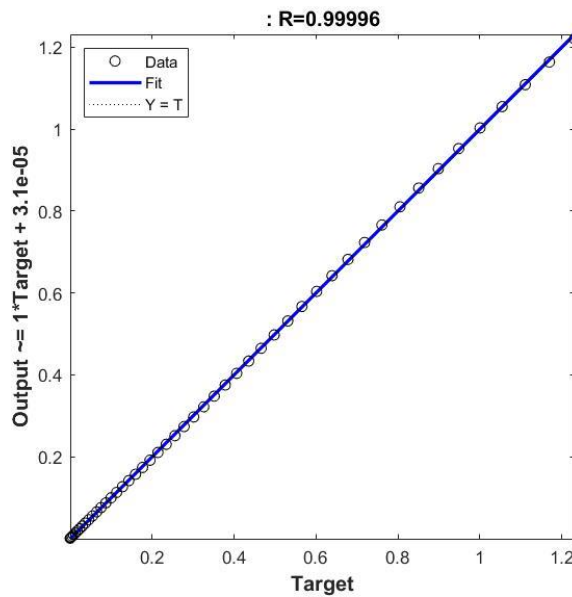


Figura 33. Coeficiente de correlación del modelo difuso TSK

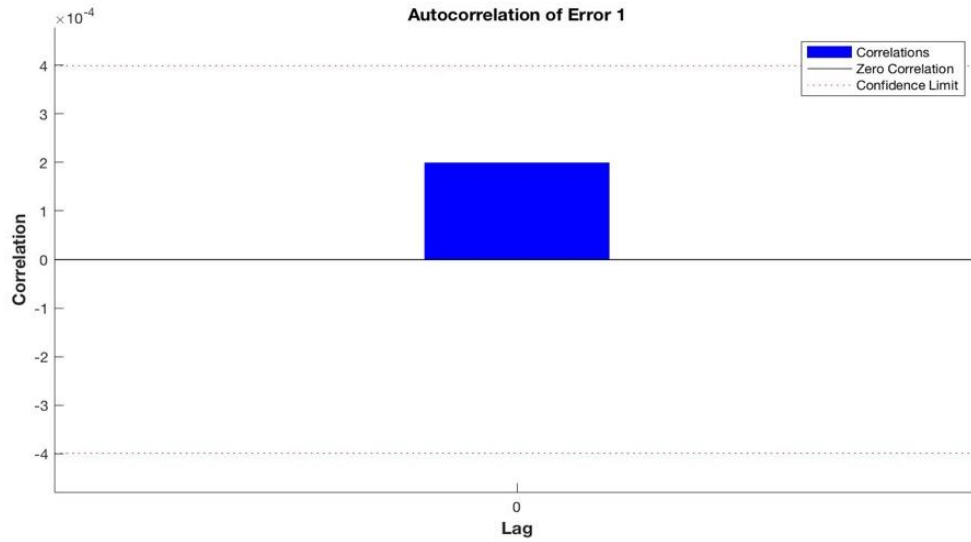


Figura 34. Coeficiente de auto correlación del error

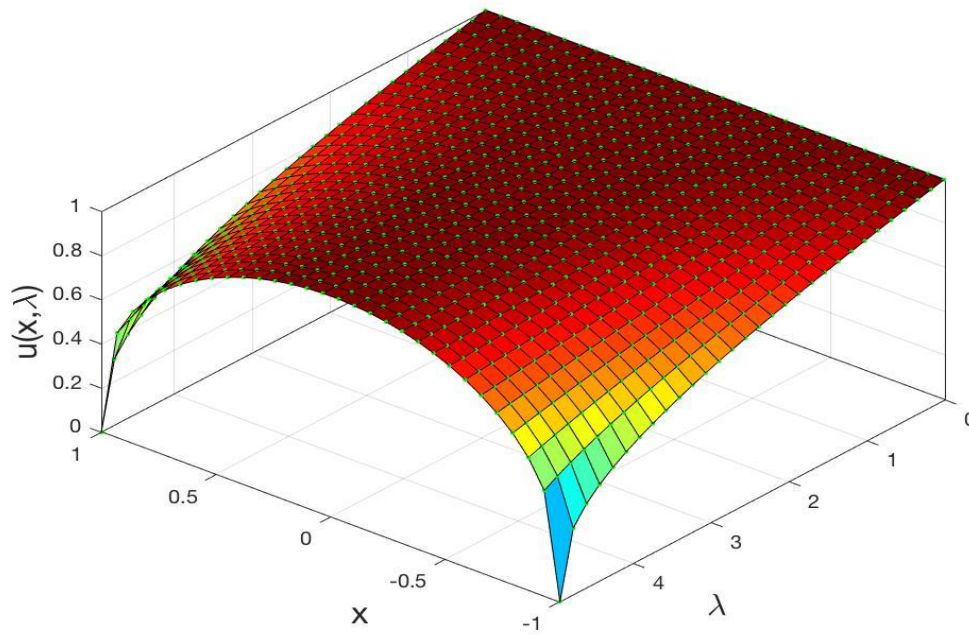


Figura 35. Grafica de la función, $u = f(x, \lambda)$ obtenida por el modelo difuso TSK. Los puntos en color verde son los datos experimentales $\{(x, \lambda)\}_{p=1}^q$.

7. CONCLUSIONES

Se desarrolló un modelo matemático en el que la fuerza eléctrica se consideró como el factor predominante en el proceso de electrohilado, lo que llevó a formular el modelo basado en la ecuación de Bratu en función del tiempo. Utilizando MATLAB, se simuló el comportamiento de la velocidad axial ($\vec{u}(x,t)$), lo que permite prever y potencialmente controlar el comportamiento caótico de las nanofibras poliméricas electrohiladas. Los resultados de las simulaciones, con diferentes valores de λ , mostraron en las figuras 1, 2, 3 y 4 que el rango de control de bifurcación de las fibras se encuentra entre $0.1 \leq \lambda \leq 0.4$, mientras que cuando λ supera el valor de 0.5, el proceso de electrohilado comienza a descontrolarse, provocando una mayor bifurcación de las fibras. Es importante señalar que λ no es una constante, sino un parámetro del proceso. Las simulaciones electrostáticas también revelan que la forma del emisor y del colector del equipo de electrohilado influye en la configuración del campo eléctrico que impulsa el proceso. En este artículo se presentó el perfil del menisco polimérico durante el electrohilado, caracterizado por la velocidad axial (\vec{u}), derivado de un Sistema de Ecuaciones Diferenciales Ordinarias (SODE) de Bratu. Además, se identificaron y evaluaron modelos matemáticos y metodologías de solución a través de redes neuronales y sistemas difusos tipo-1 de Takagi-Sugeno-Kang (TSK) de primer orden, lo que permitió determinar qué métodos son más efectivos para obtener un perfil más preciso.

8. REFERENCIAS

Abd Razak, S. I., Wahab, I. F., Fadil, F., Dahli, F. N., Md Khudzari, A. Z., & Adeli, H. (2015). A Review of Electrospun Conductive Polyaniline Based Nanofiber Composites and Blends: Processing Features, Applications, and Future Directions. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2015, 1-19. <https://doi.org/10.1155/2015/356286>

Abd-el-Malek, M. B., Amin, A. M., & Mahmoud, M. E. (2022). Solutions of 2-D Bratu

Equations Using Lie Group Method. *Symmetry*, 14(12), 2635. <https://doi.org/10.3390/sym14122635>

Abdulhussain, R., Adebisi, A., Conway, B. R., & Asare-Addo, K. (2023). Electrospun nanofibers: Exploring process parameters, polymer selection, and recent applications in pharmaceuticals and drug delivery. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 90, 105156. <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2023.105156>

Agarwal, S., Greiner, A., & Wendorff, J. H. (2009). Electrospinning of Manmade and Biopolymer Nanofibers—Progress in Techniques, Materials, and Applications. *Advanced Functional Materials*, 19(18), 2863-2879. <https://doi.org/10.1002/adfm.200900591>

Ahmadi Bonakdar, M., & Rodrigue, D. (2024a). Electrospinning: Processes, Structures, and Materials. *Macromol*, 4(1), 58-103. <https://doi.org/10.3390/macromol4010004>

Ahmadi Bonakdar, M., & Rodrigue, D. (2024b). Electrospinning: Processes, Structures, and Materials. *Macromol*, 4(1), 58-103. <https://doi.org/10.3390/macromol4010004>

Al-Abduljabbar, A., & Farooq, I. (2022). Electrospun Polymer Nanofibers: Processing, Properties, and Applications. *Polymers*, 15(1), 65. <https://doi.org/10.3390/polym15010065>

Alhama, I., Cánovas, M., & Alhama, F. (2014). On the Nondimensionalization Process in Complex Problems: Application to Natural Convection in Anisotropic Porous Media. *Mathematical Problems in Engineering*, 2014, 1-13. <https://doi.org/10.1155/2014/796781>

Ali, A. A., Eltabey, M. M., Farouk, W. M., & Zoalfakar, S. H. (2014). Electrospun precursor carbon nanofibers optimization by using response surface methodology. *Journal of Electrostatics*, 72(6), 462-469. <https://doi.org/10.1016/j.elstat.2014.09.003>

Alpaslan, E., & Webster, T. J. (2014). Nanotechnology and picotechnology to increase tissue growth: A summary of in vivo studies. *International Journal of Nanomedicine*, 9 Suppl 1(Suppl 1), 7-12. <https://doi.org/10.2147/IJN.S58384>

Amna, R., Ali, K., Malik, M. I., & Shamsah, S. I. (2020). A Brief Review of Electrospinning of Polymer Nanofibers: History and Main Applications. *Journal of New Materials for Electrochemical Systems*, 23(3), 151-163. <https://doi.org/10.14447/jnmes.v23i3.a01>

Amna, T., Hassan, M. S., Pandeya, D. R., Khil, M.-S., & Hwang, I. H. (2013). Classy non-wovens based on animate L. gasseri-inanimate poly(vinyl alcohol): Upstream application in food engineering. *Applied Microbiology and Biotechnology*, 97(10), 4523-4531. <https://doi.org/10.1007/s00253-012-4666-z>

Anusiya, G., & Jaiganesh, R. (2022). A review on fabrication methods of nanofibers and a special focus on application of cellulose nanofibers. *Carbohydrate Polymer Technologies*

and Applications, 4, 100262. <https://doi.org/10.1016/j.carpta.2022.100262>

Bahmanpour, A., Ghaffari, M., Milan, P. B., Moztarzadeh, F., & Mozafari, M. (2021). Synthesis and characterization of thermosensitive hydrogel based on quaternized chitosan for intranasal delivery of insulin. *Biotechnology and Applied Biochemistry*, 68(2), 247-256. <https://doi.org/10.1002/bab.1917>

Baust, H. K., Nirschl, H., & Gleiß, M. (2024). Resolved Simulation for the Prediction of Classification in Decanter Centrifuges. *ChemEngineering*, 8(3), 48. <https://doi.org/10.3390/chemengineering8030048>

Beachley, V., & Wen, X. (2010). Polymer nanofibrous structures: Fabrication, biofunctionalization, and cell interactions. *Progress in Polymer Science*, 35(7), 868-892. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2010.03.003>

Bhardwaj, N., & Kundu, S. C. (2010). Electrospinning: A fascinating fiber fabrication technique. *Biotechnology Advances*, 28(3), 325-347. <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2010.01.004>

Bulbul, Y. E., Okur, M., Demirtas-Korkmaz, F., & Dilsiz, N. (2020). Development of PCL/PEO electrospun fibrous membranes blended with silane-modified halloysite nanotube as a curcumin release system. *Applied Clay Science*, 186, 105430. <https://doi.org/10.1016/j.clay.2019.105430>

Chen, R., Liu, J., Sun, Z., & Chen, D. (2018). Functional Nanofibers with Multiscale Structure by Electrospinning. *Nanofabrication*, 4(1), 17-31. <https://doi.org/10.1515/nanofab-2018-0002>

Chen, Y., Pandit, S., Rahimi, S., & Mijakovic, I. (2024). “Graphene nanospikes exert bactericidal effect through mechanical damage and oxidative stress”. *Carbon*, 218, 118740. <https://doi.org/10.1016/j.carbon.2023.118740>

Chiloeches, A., Cuervo-Rodríguez, R., Gil-Romero, Y., Fernández-García, M., Echeverría, C., & Muñoz-Bonilla, A. (2022). Electrospun Polylactic Acid-Based Fibers Loaded with Multifunctional Antibacterial Biobased Polymers. *ACS Applied Polymer Materials*, 4(9), 6543-6552. <https://doi.org/10.1021/acsapm.2c00928>

Chinnappan, B. A., Krishnaswamy, M., Xu, H., & Hoque, M. E. (2022). Electrospinning of Biomedical Nanofibers/Nanomembranes: Effects of Process Parameters. *Polymers*, 14(18), 3719. <https://doi.org/10.3390/polym14183719>

Cho, D., Hoepker, N., & Frey, M. W. (2012). Fabrication and characterization of conducting polyvinyl alcohol nanofibers. *Materials Letters*, 68, 293-295. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2011.10.109>

Chomachayi, M. D., Solouk, A., & Mirzadeh, H. (2021). Mathematical modeling of electrospinning process of silk fibroin/gelatin nanofibrous mat: Comparison of the accuracy of GMDH and RSM models. *Journal of Industrial Textiles*, 50(7), 1020-1039. <https://doi.org/10.1177/1528083719851856>

Cortez Tornello, P. R., Feresin, G. E., Tapia, A., Veiga, I. G., Moraes, Â. M., Abraham, G. A., & Cuadrado, T. R. (2012). Dispersion and release of embelin from electrospun, biodegradable, polymeric membranes. *Polymer Journal*, 44(11), 1105-1111. <https://doi.org/10.1038/pj.2012.80>

Dahlin, R. L., Kasper, F. K., & Mikos, A. G. (2011). Polymeric Nanofibers in Tissue Engineering. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 17(5), 349-364. <https://doi.org/10.1089/ten.teb.2011.0238>

Dastourani, H., Jahannama, M. R., & Eslami-Majd, A. (2018). A physical insight into electrospay process in cone-jet mode: Role of operating parameters. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 70, 315-335. <https://doi.org/10.1016/j.ijheatfluidflow.2018.02.012>

Davidson, C. D., Jayco, D. K. P., Matera, D. L., DePalma, S. J., Hiraki, H. L., Wang, W. Y., & Baker, B. M. (2020). Myofibroblast activation in synthetic fibrous matrices composed of dextran vinyl sulfone. *Acta Biomaterialia*, 105, 78-86. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.01.009>

Davoodi, S., Al-Shargabi, M., Wood, D. A., Rukavishnikov, V. S., & Minaev, K. M. (2024). Synthetic polymers: A review of applications in drilling fluids. *Petroleum Science*, 21(1), 475-518. <https://doi.org/10.1016/j.petsci.2023.08.015>

De, S., Das, S., Kuipers, J. A. M., Peters, E. A. J. F., & Padding, J. T. (2016). A coupled finite volume immersed boundary method for simulating 3D viscoelastic flows in complex geometries. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, 232, 67-76. <https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2016.04.002>

De Vrieze, S., Van Camp, T., Nelvig, A., Hagström, B., Westbroek, P., & De Clerck, K. (2009). The effect of temperature and humidity on electrospinning. *Journal of Materials Science*, 44(5), 1357-1362. <https://doi.org/10.1007/s10853-008-3010-6>

Domaschke, S., Zündel, M., Mazza, E., & Ehret, A. E. (2019). A 3D computational model of electrospun networks and its application to inform a reduced modelling approach. *International Journal of Solids and Structures*, 158, 76-89. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2018.08.030>

Doshi, J., & Reneker, D. H. (1995). Electrospinning process and applications of electrospun fibers. *Journal of Electrostatics*, 35(2-3), 151-160. [https://doi.org/10.1016/0304-3886\(95\)00041-8](https://doi.org/10.1016/0304-3886(95)00041-8)

Fagette, P. (2012). The Annals of Biomedical Engineering: Inception to Signature Journal. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(3), 547-567. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0459-2>

Flores-Rojas, G. G., Gómez-Lazaro, B., López-Saucedo, F., Vera-Graziano, R., Bucio, E., & Mendizábal, E. (2023). Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering: A Review. *Macromol*, 3(3), 524-553. <https://doi.org/10.3390/macromol3030031>

Frenot, A., & Chronakis, I. S. (2003). Polymer nanofibers assembled by electrospinning. *Current Opinion in Colloid & Interface Science*, 8(1), 64-75. [https://doi.org/10.1016/S1359-0294\(03\)00004-9](https://doi.org/10.1016/S1359-0294(03)00004-9)

Gholipour Kanani, A., & Bahrami, S. H. (2011). Effect of Changing Solvents on Poly(-Caprolactone) Nanofibrous Webs Morphology. *Journal of Nanomaterials*, 2011, 1-10. <https://doi.org/10.1155/2011/724153>

Ghosh, S., Yadav, A., Gurave, P. M., & Srivastava, R. K. (2023). Unique Fiber Morphologies from Emulsion Electrospinning—A Case Study of Poly(ϵ -caprolactone) and Its Applications. *Colloids and Interfaces*, 7(1), 19. <https://doi.org/10.3390/colloids7010019>

Ha, J.-W., & Yang, S.-M. (2000). Deformation and breakup of Newtonian and non-Newtonian conducting drops in an electric field. *Journal of Fluid Mechanics*, 405, 131-156. <https://doi.org/10.1017/S0022112099007223>

Habeeb, S. A., Rajabi, L., & Dabirian, F. (2023). RELATIONSHIP BETWEEN ELECTROSPINNING PARAMETERS AND PHYSICAL PROPERTIES OF TUBULAR STRUCTURE NANOFIBERS BY OPPOSITE CHARGE ELECTROSPINNING . *Engineering and Technology Journal*, 08(04). <https://doi.org/10.47191/etj/v8i4.09>

Haghi, A. K. (Ed.). (2011). *Electrospinning of Nanofibers in Textiles* (0 ed.). Apple Academic Press. <https://doi.org/10.1201/b12229>

Haider, S., Haider, A., A. Alghyamah, A., Khan, R., A. Almasry, W., & Khan, N. (2019). Electrohydrodynamic Processes and Their Affecting Parameters. En S. Haider & A. Haider (Eds.), *Electrospinning and Electrospraying—Techniques and Applications*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.89929>

Hasan, A., Morshed, M., Memic, A., Hassan, S., Webster, T., & Marei, H. (2018). Nanoparticles in tissue engineering: Applications, challenges and prospects. *International Journal of Nanomedicine*, Volume 13, 5637-5655. <https://doi.org/10.2147/IJN.S153758>

He, T., Lu, F., & Ma, X. (2024). A reduced smoothed integration scheme of the cell-based smoothed finite element method for solving fluid–structure interaction on severely distorted meshes. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 96(8), 1337-1364.

<https://doi.org/10.1002/flid.5289>

Holzmeister, A., Yarin, A. L., & Wendorff, J. H. (2010). Barb formation in electrospinning: Experimental and theoretical investigations. *Polymer*, *51*(12), 2769-2778. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2010.04.005>

Hou, J., Yun, J., & Byun, H. (2019). Fabrication and Characterization of Modified Graphene Oxide/PAN Hybrid Nanofiber Membrane. *Membranes*, *9*(9), 122. <https://doi.org/10.3390/membranes9090122>

Ibrahim, Y., Hussein, E., Zagho, M., Abdo, G., & Elzatahry, A. (2019). Melt Electrospinning Designs for Nanofiber Fabrication for Different Applications. *International Journal of Molecular Sciences*, *20*(10), 2455. <https://doi.org/10.3390/ijms20102455>

Jagadeesh, P., Rangappa, S. M., & Siengchin, S. (2023). Advanced characterization techniques for nanostructured materials in biomedical applications. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, S2542504823000180. <https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2023.03.002>

Ji, D., Lin, Y., Guo, X., Ramasubramanian, B., Wang, R., Radacsi, N., Jose, R., Qin, X., & Ramakrishna, S. (2024). Electrospinning of nanofibres. *Nature Reviews Methods Primers*, *4*(1), 1. <https://doi.org/10.1038/s43586-023-00278-z>

Jiang, T., Carbone, E. J., Lo, K. W.-H., & Laurencin, C. T. (2015). Electrospinning of polymer nanofibers for tissue regeneration. *Progress in Polymer Science*, *46*, 1-24. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2014.12.001>

Khane, Y., Albukhaty, S., Sulaiman, G. M., Fennich, F., Bensalah, B., Hafsi, Z., Aouf, M., Amar, Z. H., Aouf, D., Al-kuraishy, H. M., Saadoun, H., Mohammed, H. A., Mohsin, M. H., & Al-aqbi, Z. T. (2024). Fabrication, characterization and application of biocompatible nanocomposites: A review. *European Polymer Journal*, *214*, 113187. <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2024.113187>

Kharisov, B. I., Kharissova, O. V., & Ortiz-Mendez, U. (Eds.). (2016). *CRC Concise Encyclopedia of Nanotechnology* (0 ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b19457>

Kreutz, C. (2020). A New Approximation Approach for Transient Differential Equation Models. *Frontiers in Physics*, *8*, 70. <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.00070>

Kumar Sharma, G., & Rachel James, N. (2023). Electrospinning: The Technique and Applications. En M. Khan & S. Jerold Samuel Chelladurai (Eds.), *Recent Developments in Nanofibers Research*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.105804>

Lang, G., & Sonnleitner, D. (2022). Chapter 10. Processing and Properties of Regenerated

Bombyx mori Silk and Recombinant Spider Silk Fibers. En N. R. Choudhury, J. C. Liu, & N. K. Dutta (Eds.), *Biomaterials Science Series* (pp. 271-305). Royal Society of Chemistry. <https://doi.org/10.1039/9781788012720-00271>

Lewandowski, R., Litewka, P., Łasecka-Plura, M., & Pawlak, Z. M. (2023). Dynamics of Structures, Frames, and Plates with Viscoelastic Dampers or Layers: A Literature Review. *Buildings*, 13(9), 2223. <https://doi.org/10.3390/buildings13092223>

Li, R., Wang, Z., Dong, H., Yang, M., Sun, X., Zong, Q., & Xu, Z. (2023). Lattice Boltzmann modeling of the effective thermal conductivity in plant fiber porous media generated by Quartet Structure Generation Set. *Materials & Design*, 234, 112303. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112303>

Li, T., Sun, M., & Wu, S. (2022). State-of-the-Art Review of Electrospun Gelatin-Based Nanofiber Dressings for Wound Healing Applications. *Nanomaterials*, 12(5), 784. <https://doi.org/10.3390/nano12050784>

Li, W., Yin, Y., Zhou, H., Fan, Y., Yang, Y., Gao, Q., Li, P., Gao, G., & Li, J. (2024). **Recent Advances in Electrospinning Techniques for Precise Medicine**. *Cyborg and Bionic Systems*, 5, 0101. <https://doi.org/10.34133/cbsystems.0101>

Li, X.-M., Xie, Q.-T., Zhu, J., Pan, Y., Meng, R., Zhang, B., Chen, H.-Q., & Jin, Z.-Y. (2019). Chitosan hydrochloride/carboxymethyl starch complex nanogels as novel Pickering stabilizers: Physical stability and rheological properties. *Food Hydrocolloids*, 93, 215-225. <https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2019.02.021>

Li, Y., Liao, C., & Tjong, S. C. (2019). Electrospun Polyvinylidene Fluoride-Based Fibrous Scaffolds with Piezoelectric Characteristics for Bone and Neural Tissue Engineering. *Nanomaterials*, 9(7), 952. <https://doi.org/10.3390/nano9070952>

Li, Z., & Wang, C. (2013). Effects of Working Parameters on Electrospinning. En Z. Li & C. Wang, *One-Dimensional nanostructures* (pp. 15-28). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-36427-3_2

Liu, S., & Reneker, D. H. (2019). Droplet-jet shape parameters predict electrospun polymer nanofiber diameter. *Polymer*, 168, 155-158. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2019.01.082>

Liu, Y., Hao, M., Chen, Z., Liu, L., Liu, Y., Yang, W., & Ramakrishna, S. (2020). A review on recent advances in application of electrospun nanofiber materials as biosensors. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 13, 174-189. <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2020.02.001>

López-Jaramillo, P., Rincón, M. Y., García, R. G., Silva, S. Y., Smith, E., Kampeerappun, P., García, C., Smith, D. J., López, M., & Vélez, I. D. (2010). A Controlled, Randomized-

Blinded Clinical Trial to Assess the Efficacy of a Nitric Oxide Releasing Patch in the Treatment of Cutaneous Leishmaniasis by *Leishmania (V.) panamensis*. *The American Society of Tropical Medicine and Hygiene*, 83(1), 97-101. <https://doi.org/10.4269/ajtmh.2010.09-0287>

Luzio, A., Canesi, E., Bertarelli, C., & Caironi, M. (2014). Electrospun Polymer Fibers for Electronic Applications. *Materials*, 7(2), 906-947. <https://doi.org/10.3390/ma7020906>

Ma, M., Zhou, H., Gao, S., Li, N., Guo, W., & Dai, Z. (2023). Analysis and Prediction of Electrospun Nanofiber Diameter Based on Artificial Neural Network. *Polymers*, 15(13), 2813. <https://doi.org/10.3390/polym15132813>

Mackay, A. T., & Phillips, T. N. (2024). Computational modelling of compressible nonisothermal viscoelastic fluids. *Computers & Fluids*, 272, 106189. <https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2024.106189>

Malara, A. (2024). Environmental concerns on the use of the electrospinning technique for the production of polymeric micro/nanofibers. *Scientific Reports*, 14(1), 8293. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-58936-5>

Manea, L. R., Berteau, A.-P., Nechita, E., & Popescu, C. V. (2018). Mathematical Modeling of the Relation between Electrospun Nanofibers Characteristics and the Process Parameters. En T. Tański, P. Jarka, & W. Matysiak (Eds.), *Electrospinning Method Used to Create Functional Nanocomposites Films*. InTech. <https://doi.org/10.5772/intechopen.75350>

Maurya, A. K., De Souza, F. M., Dawsey, T., & Gupta, R. K. (2024). Biodegradable polymers and composites: Recent development and challenges. *Polymer Composites*, 45(4), 2896-2918. <https://doi.org/10.1002/pc.28023>

Mayadeo, N., Morikawa, K., Naraghi, M., & Green, M. J. (2017). Modeling of downstream heating in melt electrospinning of polymers. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 55(18), 1393-1405. <https://doi.org/10.1002/polb.24394>

Mestel, A. J. (1994). Electrohydrodynamic stability of a slightly viscous jet. *Journal of Fluid Mechanics*, 274, 93-113. <https://doi.org/10.1017/S0022112094002053>

Mitchell, G. R., & Davis, F. (2011). Electrospinning and Tissue Engineering. En P. R. Fernandes & P. J. Bártolo (Eds.), *Advances on Modeling in Tissue Engineering* (Vol. 20, pp. 111-136). Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-94-007-1254-6_7

Mohammadzadehmoghadam, S., Dong, Y., & Jeffery Davies, I. (2015). Recent progress in electrospun nanofibers: Reinforcement effect and mechanical performance. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 53(17), 1171-1212. <https://doi.org/10.1002/polb.23762>

Morais, A. Í. S., Vieira, E. G., Afewerki, S., Sousa, R. B., Honorio, L. M. C., Cambrussi, A. N. C. O., Santos, J. A., Bezerra, R. D. S., Furtini, J. A. O., Silva-Filho, E. C., Webster, T. J., & Lobo, A. O. (2020). Fabrication of Polymeric Microparticles by Electrospray: The Impact of Experimental Parameters. *Journal of Functional Biomaterials*, *11*(1), 4. <https://doi.org/10.3390/jfb11010004>

Moreno, I., González-González, V., & Romero-García, J. (2011). Control release of lactate dehydrogenase encapsulated in poly (vinyl alcohol) nanofibers via electrospinning. *European Polymer Journal*, *47*(6), 1264-1272. <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2011.03.005>

Morikawa, K., Vashisth, A., Bansala, T., Verma, P., Green, M. J., & Naraghi, M. (2020). Melt Electrospinning Polyethylene Fibers in Inert Atmosphere. *Macromolecular Materials and Engineering*, *305*(12), 2000106. <https://doi.org/10.1002/mame.202000106>

Moutsatsou, P., Coopman, K., Smith, M. B., & Georgiadou, S. (2015). Conductive PANI fibers and determining factors for the electrospinning window. *Polymer*, *77*, 143-151. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2015.08.039>

Munawar, M. A., Nilsson, F., & Schubert, D. W. (2024). Tunable Diameter of Electrospun Fibers Using Empirical Scaling Laws of Electrospinning Parameters. *Materials Chemistry and Physics*, 130009. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2024.130009>

Nguyen, T. D., Roh, S., Nguyen, M. T. N., & Lee, J. S. (2023). Structural Control of Nanofibers According to Electrospinning Process Conditions and Their Applications. *Micromachines*, *14*(11), 2022. <https://doi.org/10.3390/mi14112022>

Ni, S., Fan, X., Wang, J., Qi, H., & Li, X. (2014). Biodegradable Implants Efficiently Deliver Combination of Paclitaxel and Temozolomide to Glioma C6 Cancer Cells In Vitro. *Annals of Biomedical Engineering*, *42*(1), 214-221. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0903-6>

Ogueri, K. S., & Laurencin, C. T. (2020). Nanofiber Technology for Regenerative Engineering. *ACS Nano*, *14*(8), 9347-9363. <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c03981>

Omer, S., Forgách, L., Zelkó, R., & Sebe, I. (2021). Scale-up of Electrospinning: Market Overview of Products and Devices for Pharmaceutical and Biomedical Purposes. *Pharmaceutics*, *13*(2), 286. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics13020286>

Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017). Mechanical Properties of Biological Tissues. En N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, & M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics* (pp. 361-387). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-44738-4_15

Pakravan, M., Heuzey, M.-C., & Ajji, A. (2011). A fundamental study of chitosan/PEO

electrospinning. *Polymer*, 52(21), 4813-4824.
<https://doi.org/10.1016/j.polymer.2011.08.034>

Palomares, D., Ammann, K. R., Saldana Perez, J. J., Gomez, A., Barreda, A., Russell-Cheung, A., Martin, A., Tran, P. L., Hossainy, S., Slepian, R. C., Hossainy, S. F. A., & Slepian, M. J. (2021). Patterned Electrospinning: A Method of Generating Defined Fibrous Constructs Influencing Cell Adhesion and Retention. *ACS Applied Bio Materials*, 4(5), 4084-4093. <https://doi.org/10.1021/acsabm.0c01311>

Patiño Montoya, I., Castro-Rodríguez, J. R., López-Maldonado, E. A., & Villarreal-Gómez, L. J. (2024). Determination of the bifurcation parameter (λ), as a function of time in the electrospinning process using Bratu equation. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 46(3), 148. <https://doi.org/10.1007/s40430-024-04724-1>

Phiri, R., Mavinkere Rangappa, S., Siengchin, S., Oladijo, O. P., & Dhakal, H. N. (2023). Development of sustainable biopolymer-based composites for lightweight applications from agricultural waste biomass: A review. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, 6(4), 436-450. <https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2023.04.004>

Qing, R., Hao, S., Smrodina, E., Jin, D., Zalevsky, A., & Zhang, S. (2022). Protein Design: From the Aspect of Water Solubility and Stability. *Chemical Reviews*, 122(18), 14085-14179. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.1c00757>

Raksa, A., Numpaisal, P., & Ruksakulpiwat, Y. (2021). The effect of humidity during electrospinning on morphology and mechanical properties of SF/PVA nanofibers. *Materials Today: Proceedings*, 47, 3458-3461. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.03.459>

Rankin, J., Tlapale, É., Veltz, R., Faugeras, O., & Kornprobst, P. (2013). Bifurcation analysis applied to a model of motion integration with a multistable stimulus. *Journal of Computational Neuroscience*, 34(1), 103-124. <https://doi.org/10.1007/s10827-012-0409-5>

Rashid, A. B., Haque, M., Islam, S. M. M., & Uddin Labib, K. M. R. (2024). Nanotechnology-enhanced fiber-reinforced polymer composites: Recent advancements on processing techniques and applications. *Heliyon*, 10(2), e24692. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e24692>

Reneker, D. H., Yarin, A. L., Fong, H., & Koombhongse, S. (2000). Bending instability of electrically charged liquid jets of polymer solutions in electrospinning. *Journal of Applied Physics*, 87(9), 4531-4547. <https://doi.org/10.1063/1.373532>

Robinson, A. J., Pérez-Nava, A., Ali, S. C., González-Campos, J. B., Holloway, J. L., & Cosgriff-Hernandez, E. M. (2021). Comparative analysis of fiber alignment methods in electrospinning. *Matter*, 4(3), 821-844. <https://doi.org/10.1016/j.matt.2020.12.022>

Sánchez-Cerviño, M. C., Fuioga, C. P., Atanase, L. I., Abraham, G. A., & Rivero, G. (2023). Electrohydrodynamic Techniques for the Manufacture and/or Immobilization of Vesicles. *Polymers*, 15(4), 795. <https://doi.org/10.3390/polym15040795>

Sarma, S., Verma, A. K., Phadkule, S. S., & Saharia, M. (2022). Towards an interpretable machine learning model for electrospun polyvinylidene fluoride (PVDF) fiber properties. *Computational Materials Science*, 213, 111661. <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2022.111661>

Schnitzer, O., & Yariv, E. (2015). The Taylor–Melcher leaky dielectric model as a macroscale electrokinetic description. *Journal of Fluid Mechanics*, 773, 1-33. <https://doi.org/10.1017/jfm.2015.242>

Shah, M. A., Pirzada, B. M., Price, G., Shibiru, A. L., & Qurashi, A. (2022). Applications of nanotechnology in smart textile industry: A critical review. *Journal of Advanced Research*, 38, 55-75. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2022.01.008>

Shahreen, L., & Chase, G. G. (2015). Effects of Electrospinning Solution Properties on Formation of Beads in Tio₂ Fibers with PdO Particles. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, 10(3), 155892501501000308. <https://doi.org/10.1177/155892501501000308>

Shahriar, S. M. S., Mondal, J., Hasan, M. N., Revuri, V., Lee, D. Y., & Lee, Y.-K. (2019). Electrospinning Nanofibers for Therapeutics Delivery. *Nanomaterials*, 9(4), 532. <https://doi.org/10.3390/nano9040532>

Šimko, M., & Lukáš, D. (2016). Mathematical modeling of a whipping instability of an electrically charged liquid jet. *Applied Mathematical Modelling*, 40(21-22), 9565-9583. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2016.06.018>

Sobie, E. A. (2011). An Introduction to MATLAB. *Science Signaling*, 4(191). <https://doi.org/10.1126/scisignal.2001984>

Steffen, O., Meyer, P., & Hühne, C. (2024). Natural laminar flow leading edge: Requirements, design, and experimental validation under operational loads. *Aerospace Science and Technology*, 146, 108913. <https://doi.org/10.1016/j.ast.2024.108913>

Suh, T. C., Amanah, A. Y., & Gluck, J. M. (2020). Electrospun Scaffolds and Induced Pluripotent Stem Cell-Derived Cardiomyocytes for Cardiac Tissue Engineering Applications. *Bioengineering*, 7(3), 105. <https://doi.org/10.3390/bioengineering7030105>

Swati, Singh, M., & Singh, K. (2021). An advancement approach of Haar wavelet method and Bratu-type equations. *Applied Numerical Mathematics*, 170, 74-82. <https://doi.org/10.1016/j.apnum.2021.07.014>

Tahir, M., Vicini, S., & Sionkowska, A. (2023). Electrospun Materials Based on Polymer and Biopolymer Blends—A Review. *Polymers*, *15*(7), 1654. <https://doi.org/10.3390/polym15071654>

Talebian, E., & Talebian, M. (2013). A general review on the derivation of Clausius–Mossotti relation. *Optik*, *124*(16), 2324-2326. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2012.06.090>

Taylor, G.I. (1966). Studies in electrohydrodynamics. I. The circulation produced in a drop by an electric field. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, *291*(1425), 159-166. <https://doi.org/10.1098/rspa.1966.0086>

Torres-Martinez, E. J., Cornejo Bravo, J. M., Serrano Medina, A., Pérez González, G. L., & Villarreal Gómez, L. J. (2018). A Summary of Electrospun Nanofibers as Drug Delivery System: Drugs Loaded and Biopolymers Used as Matrices. *Current Drug Delivery*, *15*(10), 1360-1374. <https://doi.org/10.2174/1567201815666180723114326>

Tucker, N., Stanger, J. J., Staiger, M. P., Razzaq, H., & Hofman, K. (2012). The History of the Science and Technology of Electrospinning from 1600 to 1995. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, *7*(2_suppl), 155892501200702S10. <https://doi.org/10.1177/155892501200702S10>

Venkataraman, M., Mishra, R., Yang, K., Militky, J., Kremenakova, D., Zhu, G., & Yao, J. (2018). Preparation of Electrospayed Microporous Membranes. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, *460*, 012017. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/460/1/012017>

Venmathi Maran, B. A., Jeyachandran, S., & Kimura, M. (2024). A Review on the Electrospinning of Polymer Nanofibers and Its Biomedical Applications. *Journal of Composites Science*, *8*(1), 32. <https://doi.org/10.3390/jcs8010032>

Villareal-Gómez, L. J. (2016). *Designing a Low Cost Electrospinning Device for Practical Learning in a Bioengineering Biomaterials Course* [Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica]. <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.1>

Villarreal-Gómez, L. J., Bardi, G., Cornejo-Bravo, J. M., & Peña-Juárez, M. C. (2024). Editorial: Immunological response to nanomaterials. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *12*, 1392097. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1392097>

Villarreal-Gómez, L. J., Cornejo-Bravo, J. M., & Fonthal, F. (2024). Editorial for the Special Issue on Biomaterials, Biodevices and Tissue Engineering. *Micromachines*, *15*(5), 604. <https://doi.org/10.3390/mi15050604>

Villarreal-Gómez, L. J., Cornejo-Bravo, J. M., Vera-Graziano, R., & Grande, D. (2016a). Electrospinning as a powerful technique for biomedical applications: A critically selected

survey. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 27(2), 157-176. <https://doi.org/10.1080/09205063.2015.1116885>

Villarreal-Gómez, L. J., Cornejo-Bravo, J. M., Vera-Graziano, R., & Grande, D. (2016b). Electrospinning as a powerful technique for biomedical applications: A critically selected survey. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 27(2), 157-176. <https://doi.org/10.1080/09205063.2015.1116885>

Wable, V., Biswas, P. K., Moheimani, R., Aliahmad, N., Omole, P., Siegel, A. P., Agarwal, M., & Dalir, H. (2021). Engineering the electrospinning of MWCNTs/epoxy nanofiber scaffolds to enhance physical and mechanical properties of CFRPs. *Composites Science and Technology*, 213, 108941. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2021.108941>

Wang, Y., & Wang, C. (2021). Extension rate and bending behavior of electrospinning jet: The role of solution conductivity. *Polymer*, 222, 123672. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2021.123672>

Whitesides, G. M., & Grzybowski, B. (2002). Self-Assembly at All Scales. *Science*, 295(5564), 2418-2421. <https://doi.org/10.1126/science.1070821>

Xie, L., Jia, B., Cui, X., Yang, L., & Fu, Q. (2020). Linear analysis and energy budget of viscous liquid jets in both axial and radial electric fields. *Applied Mathematical Modelling*, 83, 400-418. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2020.02.025>

Xue, J., Wu, T., Dai, Y., & Xia, Y. (2019). Electrospinning and Electrospun Nanofibers: Methods, Materials, and Applications. *Chemical Reviews*, 119(8), 5298-5415. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.8b00593>

Yan, B., Hua, Y., Wang, J., Shao, T., Wang, S., Gao, X., & Gao, J. (2024). Surface Modification Progress for PLGA-Based Cell Scaffolds. *Polymers*, 16(1), 165. <https://doi.org/10.3390/polym16010165>

Yang, D., Faraz, F., Wang, J., & Radacsi, N. (2022). Combination of 3D Printing and Electrospinning Techniques for Biofabrication (Adv. Mater. Technol. 7/2022). *Advanced Materials Technologies*, 7(7), 2270031. <https://doi.org/10.1002/admt.202270031>

Yu, D.-G., Branford-White, C., White, K., Li, X.-L., & Zhu, L.-M. (2010). Dissolution Improvement of Electrospun Nanofiber-Based Solid Dispersions for Acetaminophen. *AAPS PharmSciTech*, 11(2), 809-817. <https://doi.org/10.1208/s12249-010-9438-4>

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(4), 155892501200700414. <https://doi.org/10.1177/155892501200700414>

Zhang, Y., Wang, H., Lu, H., Li, S., & Zhang, Y. (2021). Electronic fibers and textiles: Recent progress and perspective. *iScience*, 24(7), 102716. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2021.102716>

Zhang, Y. Z., Feng, Y., Huang, Z.-M., Ramakrishna, S., & Lim, C. T. (2006). Fabrication of porous electrospun nanofibres. *Nanotechnology*, 17(3), 901-908. <https://doi.org/10.1088/0957-4484/17/3/047>

Zhao, H., & Chi, H. (2018). Electrospun Bead-on-String Fibers: Useless or Something of Value? En T. Lin (Ed.), *Novel Aspects of Nanofibers*. InTech. <https://doi.org/10.5772/intechopen.74661>

Zhao, J., Yang, Y., Dong, X., Ma, Q., Yu, W., Wang, J., & Liu, G. (2016). Electrospinning construction of Bi₂WO₆/RGO composite nanofibers with significantly enhanced photocatalytic water splitting activity. *RSC Advances*, 6(69), 64741-64748. <https://doi.org/10.1039/C6RA09720K>

Zhou, H., Shi, Z., Wan, X., Fang, H., Yu, D.-G., Chen, X., & Liu, P. (2019). The Relationships between Process Parameters and Polymeric Nanofibers Fabricated Using a Modified Coaxial Electrospinning. *Nanomaterials (Basel, Switzerland)*, 9(6), 843. <https://doi.org/10.3390/nano9060843>

Zulkifli, M. Z. A., Nordin, D., Shaari, N., & Kamarudin, S. K. (2023). Overview of Electrospinning for Tissue Engineering Applications. *Polymers*, 15(11), 2418. <https://doi.org/10.3390/polym15112418>