



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES**  
**PROYECTO INTEGRADOR DE INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO DE  
ELECTROHILADO PARA LA OBTENCIÓN DE NANOFIBRAS DE  
HIDROXIAPATITA EN GELATINA”**

**AUTORES:**

**ANÚN, JOAQUÍN – 34.688.225**

**BAGATELLO, FABIO JOSÉ – 35.530.206**

**ASESOR:**

**DRA. COMÍN, ROMINA**

**CO-ASESOR:**

**DRA. CID, MARIANA PAULA**

**CÓRDOBA, ARGENTINA**

**~ AÑO 2017 ~**

*Queremos agradecer a  
nuestras familias, profesores y mentores que,  
a lo largo de todo este proyecto y nuestra carrera  
nos fueron guiando y educando.*

*Y a Dios por los talentos que nos dio  
para ser cultivados.*



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de  
nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



## RESUMEN

EL SIGUIENTE PROYECTO BUSCA DESCRIBIR EL PROCESO DE DISEÑO, FABRICACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO PARA LA PRODUCCIÓN DE NANOFIBRAS DE GELATINA E HIDROXIAPATITA, A PARTIR DE UNA TÉCNICA DENOMINADA ELECTROHILADO O ELECTROSPINNING. INTEGRA CONOCIMIENTOS ADQUIRIDOS A TRAVÉS DE LA INVESTIGACIÓN BIBLIOGRÁFICA RELACIONADA AL TEMA, Y CONOCIMIENTOS ADQUIRIDOS MEDIANTE LA EXPERIMENTACIÓN Y SU POSTERIOR ANÁLISIS Y VALORACIÓN.

THE FOLLOWING PROJECT SEEKS TO DESCRIBE THE PROCESS OF DESIGN, MANUFACTURE AND IMPLEMENTATION OF AN EQUIPMENT FOR THE PRODUCTION OF GELATIN AND HYDROXYAPATITE NANOFIBERS, FROM A TECHNIQUE CALLED ELECTROSPINNING. INTEGRATES KNOWLEDGE ACQUIRED THROUGH BIBLIOGRAPHIC RESEARCH RELATED TO THE SUBJECT, AND KNOWLEDGE ACQUIRED THROUGH EXPERIMENTATION AND ITS SUBSEQUENT ANALYSIS AND ASSESSMENT.



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



## PREFACIO

### Capítulo 1: Introducción

En esta primera sección se dará una visión general del Proyecto Integrador, dando al lector el contexto del mismo, mencionando las razones y motivaciones que primaron para su desarrollo. Se encuentra una breve reseña histórica del avance del electrohilado, desde el comienzo de su estudio hasta las investigaciones y nuevas aplicaciones que se realizan en la actualidad; junto con los principios físicos que rigen la técnica.

### Capítulo 2: Parámetros influyentes

En esta sección se describen como afectan los distintos parámetros al proceso de electrohilado, y a la morfología de las fibras. Se destacan parámetros del dispositivo: nivel de alta tensión aplicada, distancia entre el colector y la jeringa y el flujo de salida; características de la solución: concentración, tensión superficial y viscosidad de la misma; y por último los parámetros ambientales de temperatura y humedad.

### Capítulo 3: Objetivos

Se detallan los objetivos y la metodología a seguir a lo largo del proyecto integrador.

### Capítulo 4: Materiales y métodos

Listado de todos los elementos utilizados para el diseño e implementación del equipo de electrohilado, y también aquellos utilizados para realizar las mediciones correspondientes. Se establece el protocolo a seguir para la realización del proceso, con el menor margen de error posible, analizando los distintos puntos críticos del mismo.

### Capítulo 5: Resultados y discusión

Descripción final de resultados, tanto de la etapa de diseño y fabricación del equipo, como de la obtención de tejido nanofibroso. Se presentan también todas las mediciones y ensayos realizados para la implementación del proyecto y los parámetros involucrados.

### Capítulo 6: Conclusiones

Se concluye el trabajo con un análisis general del mismo, teniendo en cuenta los objetivos planteados.

### Capítulo 7: Perspectivas

Se presenta un conjunto de posibles mejoras para el equipo y propuestas de trabajos futuros.



## Capítulo 8: Bibliografía

Se listan todas las fuentes de información consultadas para la elaboración del proyecto.

## Capítulo 9: Anexos

Se presentan los anexos con la información complementaria al análisis y desarrollo del proyecto, como planos de fabricación de prototipos, códigos de programación de Arduino, hojas de datos de los integrados utilizados y el manual de usuario del equipo.



# ÍNDICE

<b>RESUMEN .....</b>	<b>3</b>
<b>PREFACIO .....</b>	<b>4</b>
<b>ÍNDICE .....</b>	<b>6</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>10</b>
1.1. Motivación .....	10
1.2. Historia y Estado de Arte .....	10
1.2.1. Nuevos materiales para mejorar la calidad de vida .....	11
1.2.2. Nanofibras y el ambiente .....	12
1.2.3. Nanofibras y biotecnología .....	12
1.2.4. Nanofibras en defensa y seguridad .....	13
1.2.5. Nanofibras y generación de energía.....	13
1.2.6. Nanofibras en el campo textil .....	14
1.2.7. Nanofibras en el campo óptico y electrónico.....	14
1.3. Principio de Funcionamiento .....	14
1.3.1. Principio Físico .....	15
1.3.2. Componentes básicos del equipo .....	17
<b>2. PARÁMETROS INFLUYENTES .....</b>	<b>19</b>
2.1. Parámetros de la Disolución .....	19
2.1.1. Concentración de la disolución polimérica.....	19
2.1.2. Viscosidad.....	19
2.1.3. Tensión Superficial .....	20
2.1.4. Conductividad de la disolución.....	20
2.1.5. Efecto dieléctrico del disolvente .....	20
2.2. Parámetros del Proceso .....	21
2.2.1. Voltaje.....	21
2.2.2. Flujo de Salida .....	21
2.2.3. Distancia entre la punta de la aguja y el plato colector.....	22
2.3. Parámetros Ambientales .....	22
<b>3. OBJETIVOS .....</b>	<b>26</b>
3.1. Objetivo General.....	26
3.2. Objetivos Particulares .....	26



3.3.	Diagrama en Bloques .....	26
3.4.	Metodología de Trabajo .....	27
<b>4.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>29</b>
4.1.	Bomba de Infusión .....	29
4.1.1.	Placa Arduino .....	32
4.1.2.	Driver Pololu DVR8825 .....	32
4.2.	Circuito de alta tensión .....	33
4.3.	Placa colectora .....	35
4.4.	Fuente de alimentación .....	36
4.5.	Sistema de control .....	36
4.6.	Instrumental de medición .....	37
4.6.1.	Punta de alta tensión .....	37
4.6.2.	Medidor de inductancias .....	38
4.6.3.	Sensor de temperatura y humedad .....	39
4.6.4.	Osciloscopio .....	39
4.6.5.	Microscopio Confocal .....	40
4.6.6.	Cámara de alta resolución .....	41
4.7.	Software .....	41
4.8.	Obtención de la solución polimérica .....	41
4.9.	Protocolo .....	42
4.9.1.	Elección del polímero .....	42
4.9.2.	Selección del plato colector .....	42
4.9.3.	Concentración del polímero .....	42
4.9.4.	Corriente polimérica .....	42
4.9.5.	Morfología de la fibra .....	43
4.10.	Tabla de Pruebas .....	44
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>46</b>
5.1.	Resultados en la fabricación del equipo .....	46
5.1.1.	Coeficiente de reducción “k” .....	47
5.1.2.	Factor de Alta Tensión .....	47
5.1.3.	Consumos eléctricos .....	49
5.1.4.	Comprobación de campo .....	49



5.1.5.	Avance por paso.....	50
5.1.6.	Volumen por paso .....	50
5.1.7.	Flujo de infusión .....	51
5.1.8.	Volumen de infusión.....	52
5.2.	Resultados de pruebas preliminares.....	52
5.3.	Resultados de pruebas finales .....	57
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>67</b>
<b>7.</b>	<b>PERSPECTIVAS.....</b>	<b>69</b>
<b>8.</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>72</b>
<b>9.</b>	<b>ANEXOS .....</b>	<b>77</b>
9.1.	ANEXO A: Diseño PCB driver Flyback .....	77
9.2.	ANEXO B: Croquis del diseño de bomba de infusión .....	78
9.3.	ANEXO C: Código de control del motor PAP .....	79
9.4.	ANEXO D: Código de control y selección de parámetros de proceso .	85
9.5.	ANEXO E: Código de medición de inductancia .....	94
9.6.	ANEXO F: DataSheet Pololu DVR8825.....	95
9.7.	ANEXO G: Arduino LCD KEY PAD.....	99
9.8.	ANEXO H: Datasheet Nema 17 .....	100
9.9.	ANEXO I: Datasheet IRFP250N.....	101
9.10.	ANEXO J: Datasheet MURF1660.....	108
9.11.	ANEXO K: Diodo Zenner 1N5349B.....	112
9.12.	ANEXO L: Manual de Usuario.....	118





The image shows a book cover with a white central triangular area and dark, textured corners. The word "INTRODUCCIÓN" is written in a bold, black, serif font across the white area.

# INTRODUCCIÓN

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. Motivación

Disponer de tejidos u órganos para su trasplante es una de las dificultades que la medicina enfrenta, pero también lo es la posible falta de recuperación funcional, es decir, que el tejido sea aceptado y comience a funcionar. El problema se ha visto exacerbado por el aumento en la expectativa de vida del último siglo que ha convertido a este en uno de los principales problemas mundiales en los sistemas de salud.

En este contexto, científicos, médicos e ingenieros se han abocado al desarrollo de nuevas tecnologías y metodologías que satisfagan la alta demanda existente. En la actualidad, uno de los campos de mayor aplicación es el de ingeniería de tejidos. En este ámbito se investiga principalmente la fabricación de andamios o soportes celulares, con el fin de favorecer el crecimiento celular y la regeneración tisular.

La técnica de electrospinning o electrohilado, ha sido ampliamente estudiada durante los últimos años gracias a la posibilidad de crear fibras en escala micro y nanométrica para una gran variedad de aplicaciones biomédicas, como ingeniería de tejidos, curación de heridas, filtros, membranas, entre muchos otros. Esta técnica aporta a los elementos desarrollados diversas características como: amplia superficie por unidad de área, porosidad y una serie de propiedades mecánicas, siendo atractiva a nivel biotecnológico.

En la Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad Nacional de Córdoba no se cuenta con un equipo para realizar dicha técnica, motivando el nacimiento de este proyecto integrador.

## 1.2. Historia y Estado de Arte

A finales del siglo XVI, William Gilbert observó como una gota de agua, colocada sobre una superficie seca, formaba un cono de vértice hacia arriba al acercarle una pieza de ámbar cargada estáticamente y que, con una carga adecuada, se expulsan pequeñas gotas desde la punta del cono. Esta fue la primera observación registrada de lo que se conoce como electrospray.<sup>[1]</sup>

En 1902 J. F. Cooley presentó la primera patente de electrohilado, titulada “Apparatus for electrically dispersing fibers”. Presentaba una manera práctica de generar hilos mediante altas fuentes de alimentación.<sup>[2]</sup>

En 1914, John Zeleny estudió el comportamiento de gotas de fluidos al final de capilares metálicos, con el fin de modelar matemáticamente el comportamiento de los fluidos bajo acción de fuerzas electrostáticas. Además, reportó que pequeñas fibras finas líquidas podrían ser emitidas por una gota de líquido cargada en presencia de un potencial eléctrico, lo que se considera como el origen de la técnica de electrohilado.<sup>[3]</sup>



En 1938, Nathalie D. Rozenblum y Igor V. Petryanov-Sokolov generaron fibras de electrohilado que posteriormente fueron utilizadas para fabricar filtros de humo para máscaras de gas. [4]

Entre 1964 y 1969, Sir Geoffrey Ingram Taylor realizó el fundamento teórico del electrohilado. Modeló matemáticamente la manera en que se forma el cono de gota líquido bajo el efecto de un campo eléctrico, teoría denominada “cono de Taylor”. [5]

En 1995, J. Doshi y D. H. Reneker redescubrieron el electrohilado, estudiando esta técnica se encontraron con que se podía fabricar fibras de tamaño nanométrico, lo cual abrió un potencial nuevo para una fuente de nanomateriales y nanoestructuras. [6]

A partir de 1995 se han realizado muchos desarrollos teóricos de los mecanismos del electrohilado, así como también se empezaron a explorar nuevas aplicaciones a partir de este proceso, como ingeniería de tejidos, filtros, biosensores y muchas otras más. [7] [8]

Un aspecto fundamental de estas investigaciones ha sido el diseño y la preparación de matrices extracelulares artificiales, estructuras que actúan como andamios con capacidad de guiar en el crecimiento, la diferenciación y la estructuración espacial de células que conforman los tejidos. Una de las características de estos andamios es la alta porosidad e interconectividad que poseen, algo que está también presente en la estructura de proteínas fibrosas que permiten la adhesión y el crecimiento celular. Por lo tanto, si bien existen numerosas formas de obtener materiales porosos, las estructuras electrohiladas de nanofibras resultan altamente biomiméticas, es decir, que imitan muy bien la matriz extracelular de los tejidos y órganos. [9]

### 1.2.1. Nuevos materiales para mejorar la calidad de vida

La nanotecnología está impactando fuertemente en el área de la salud generando una disciplina denominada “Nanomedicina”. Existen en el mercado sistemas que utilizan nanofibras en dispositivos para la liberación controlada de fármacos. Estos permiten la liberación de una droga en un sitio específico, un beneficio buscado para evitar los efectos secundarios de esa droga en otros tejidos. [10] [11]

Se utilizan también para aplicaciones tópicas en donde una estructura en forma de malla o red compuesta por nanofibras se coloca directamente sobre la piel sana, sobre heridas o quemaduras, en las cuales la droga atraviesa para ingresar hasta su sitio de acción. Estos parches ya se utilizan para tratar tabaquismo e hipertensión, y para la administración de analgésicos postoperatorios, entre otros. Cuando el sistema se coloca sobre heridas y quemaduras, no solo permite la liberación del fármaco deseado de manera controlada, sino que también actúa como una barrera de protección de la zona tratada ante la entrada de posibles microorganismos extraños. [12]

Las aplicaciones de las nanofibras se extienden a las matrices para regeneración y/o reparación de tejidos y órganos (injertos vasculares, nervios, córnea, piel, cartílago,



huesos, músculos cardíacos, expansión y diferenciación de células madre, liberación dirigida de principios activos, dispositivos implantables que se reabsorben, instrumentación y diagnóstico médico, tejidos de protección contra agentes infecciosos y medioambientales, aplicaciones dentales y cosméticas. [10]

No solo en la ingeniería de los tejidos biológicos el empleo de los materiales de nanofibras resulta interesante. Su alta permeabilidad a gases, así como su facilidad de aplicación y bajo costo los hace aptos para su aplicación en apósitos para la curación de heridas, como barrera de protección de infecciones, para detener hemorragias por su acción hemostática y para absorber el exceso de líquidos exudados.

Para el tratamiento de enfermedades como el cáncer existen sistemas nanofibrosos muy prometedores. Deben poder proteger al principio activo (liberación de la droga de quimioterapia) durante su transporte a través del torrente sanguíneo y atravesar barreras naturales. Una vez en el sitio, deben tener receptores en su superficie (anticuerpos) que les permitan el reconocimiento específico de la célula afectada y la interacción con la droga a fin de poder destruirla. Algunos ensayos de laboratorio muestran la eficiencia de estos sistemas sobre células de leucemia, linfoma, cáncer de mama, ovario y próstata. [13] [14]

### 1.2.2. Nanofibras y el ambiente

Las matrices nanofibrosas pueden utilizarse en ingeniería ambiental como membranas de captura y adsorción física (*la adsorción es un proceso por el cual átomos, iones o moléculas de gases, líquidos o sólidos disueltos son atrapados o retenidos en una superficie, en contraposición a la absorción, en la cual la sustancia se introduce en el volumen del sistema absorbente*) para purificación del aire y del agua. [15]

Mediante estas aplicaciones se han logrado muy buenos resultados, eliminando partículas de entre 1 y 5 micrómetros de diámetro suspendidas en el aire (~100% de eficiencia) [16] y removiendo partículas de 3 a 10 micrómetros presentes en el agua (> 95% de eficiencia) sin una caída significativa en la velocidad de flujo. [17]

### 1.2.3. Nanofibras y biotecnología

La biotecnología no queda fuera de los campos tecnológicos en los que las membranas de nanofibras se aplican con notable éxito. Se ha investigado la ubicación de moléculas, biomoléculas y hasta células dentro de estos materiales porosos, para su empleo en la purificación de proteínas, como herramienta de diagnóstico y análisis químico (biosensores), y para síntesis y catálisis enzimática (biorreactores de membrana). [17]

Los biosensores, que consisten típicamente en una membrana bio-funcional y un transductor (dispositivo que convierte un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente a la salida), han sido ampliamente utilizados para propósitos medioambientales,



de alimentación y clínica diaria. El empleo de nanofibras en el diseño de biosensores se debe a que una gran área superficial favorece la adsorción de mayor cantidad de sustancia, en muchos casos presente en bajas concentraciones, lo que mejora significativamente la conductividad de un sensor. [18]

Por otra parte, las nanofibras también se han empleado con mucho éxito como portadores de enzimas, unidas químicamente a las nanofibras o bien dispersadas directamente en ellas durante el proceso de electrohilado. La actividad catalítica de estos sistemas es muy elevada, como es de esperar en materiales con área superficial grande. [19]

#### 1.2.4. Nanofibras en defensa y seguridad

Aquellas personas, como bomberos, personal militar y médico, que por su trabajo pueden encontrarse en contacto con productos químicos y/o biológicos peligrosos, requieren de indumentaria con protección para estas amenazas. La alta sensibilidad de las nanofibras hacia los agentes utilizados en conflictos bélicos (por ejemplo, gas mostaza) las convierte en buenas candidatas para actuar como interfaces sensibles a toxinas químicas y biológicas con niveles de concentración de partes por billón. Un método de protección consiste nuevamente en la modificación química de la superficie y su funcionalización con grupos reactivos, como oximas, ciclodextrinas y cloraminas, que pueden unirse a esos agentes y promover la desintoxicación. Las máscaras que se desarrollan para enfrentar una guerra química y bacteriológica cuentan con dos componentes: un filtro particulado de aire de alta eficiencia y un lecho de carbón activado que absorbe gases peligrosos y contaminantes. Las membranas de nanofibras, con reactivos incluidos mediante tratamientos químicos (posthilado) o a través de un material compuesto polímero-nanopartícula (prehilado), pueden reemplazar a los filtros de carbón. [17] [19]

#### 1.2.5. Nanofibras y generación de energía

Otro tema que preocupa en la actualidad es la necesidad de generar fuentes de energía amigables con el medio ambiente que puedan reemplazar las existentes. Las propiedades inherentes a la morfología de los sistemas de nanofibras los hacen aptos para su empleo en baterías poliméricas, celdas fotovoltaicas y celdas de combustible de membrana de polímero-electrolito, que son algunas de las alternativas posibles. Las baterías poliméricas consisten en un ánodo de carbono, un cátodo de óxido de cobalto y litio, y contienen además un electrolito de gel polimérico, el cual puede reemplazarse por nanofibras conductoras reduciendo así la filtración del electrolito y aumentando la flexibilidad y la densidad de energía por peso. Además, su elevada porosidad incrementa la conductividad iónica, su morfología de poros interconectados logra un mejor transporte de los iones a través de la membrana, mientras que su elevada área superficial mejora el mojado de la red por la solución del electrolito, aumentando la afinidad de estos dos componentes heterogéneos. Sobre la base de estas consideraciones se ha desarrollado un



nuevo tipo de batería polimérica usando membranas de nanofibras de polifluoruro de vinilideno. [20] [21]

### 1.2.6. Nanofibras en el campo textil

Las nanofibras también tienen novedosas aplicaciones textiles y en accesorios de filtrado. El tamaño promedio de los poros, la porosidad total y el área superficial específica interna determinan las características propias de cada aplicación.

Las telas convencionales pueden combinarse con membranas de nanofibras para modificar las propiedades de los textiles, dando lugar a textiles funcionales, es decir, textiles que no sólo desempeñan las funciones propias de los artículos convencionales, sino que además cumplen funciones no inherentes a su naturaleza textil, por ejemplo, los textiles extremadamente impermeables al agua, antibacterianos o repelentes a insectos. [11]

La resistencia al viento puede incrementarse casi tres órdenes de magnitud con respecto a los textiles convencionales, aumentando significativamente la aislación térmica. Esto se debe a la reducción de la difusión de moléculas de aire a través del material. Al mismo tiempo, la permeabilidad al vapor de agua es muy elevada, dependiendo de la naturaleza química de la matriz de nanofibras. [22]

### 1.2.7. Nanofibras en el campo óptico y electrónico

Las membranas de nanofibras con propiedades electro-ópticas tienen un amplio potencial en aplicaciones en nanoelectrónica y óptica. Éstas pueden emplearse en la fabricación de dispositivos electrónicos o máquinas, de nano o microescala, sensores y actuadores. Estos materiales también se han empleado en el desarrollo de un dispositivo de cristal líquido que permite regular el paso de la luz dependiendo del campo eléctrico aplicado. [23]

Otra aplicación óptica de las membranas electrohiladas es el uso de arreglos de nanofibras alineadas como polarizadores ópticos baratos, ya que la intensidad de luz dispersada por la nanofibras depende de la dirección de polarización de la luz. Se ha encontrado que la conductividad de nanofibras que contienen polianilina depende de su diámetro, resultando aislantes para aquellos inferiores a los 15 nm, lo cual ha permitido la fabricación de dispositivos electrónicos tales como transistores de efecto de campo. [24] [25]

## 1.3. Principio de Funcionamiento

El electrospinning o electrohilado es una técnica para la fabricación de fibras que está basada en una serie de conceptos electromagnéticos, como la carga electrostática, en donde una solución, generalmente polimérica, se ve inducida por este efecto, y da como resultado fibras de diversos tamaños, obteniendo así productos de diámetros inferiores a la micra. Esta técnica comparte características del electrospray. En electrohilado es



común realizar el proceso con las soluciones a temperatura ambiente y a potenciales eléctricos altos (generalmente superiores a 1 kV). [26]

Durante el proceso, una disolución polimérica es forzada a salir por un orificio delgado, por ejemplo, el de una aguja de una jeringa, a la cual se le aplica alto voltaje. Como consecuencia de ello, la disolución polarizada es atraída por un colector o tierra, conectado a la polaridad opuesta. En el “vuelo” se produce la evaporación del disolvente y la formación de fibras relativamente largas y con diámetros del orden de las decenas o centenas de nanómetros que van tapizando la superficie del colector y del que finalmente se puede separar el tejido resultante. [27]

La clave del proceso es conseguir una estabilidad en el flujo que, partiendo de la boquilla conectada al ánodo de la fuente de alta tensión, acabe en el colector en forma de una acumulación de fibras relativamente homogéneas en lo que a diámetro se refiere.

Para ello se deben dar diversas condiciones. La primera es asegurar un cierto equilibrio entre el caudal de la disolución cargada eléctricamente y la atracción de la misma por el colector. En ese equilibrio entra también en juego la tensión superficial de la gota que se va formando en el extremo de la boquilla o jeringa. Esa condición de equilibrio se alcanza cuando la salida de la disolución se produce continuamente en forma del llamado cono de Taylor, que asegura un flujo continuo de disolución que, posteriormente, “vuela” hacia el colector en un proceso de latiguo o *whipping*, mediante el cual las fibras llegan al colector sueltas y secas. [28]

Evidentemente, la situación no es tan sencilla como la descripción que acabamos de hacer. El proceso se ve afectado por múltiples variables provenientes tanto de la propia disolución, como del montaje de los instrumentos que se estén utilizando o de ciertas variables ambientales, como temperatura y humedad. La comprensión de lo que ocurre durante el proceso de electrohilado necesita, por otro lado, conocimientos relativos a electrostática, reología, disoluciones poliméricas, etc. Con todo ello, se trata de conseguir un flujo con la suficiente cohesión como para soportar las inestabilidades superficiales generadas por las cargas eléctricas y los esfuerzos de tracción generados en el vuelo hacia el colector. [29]

### 1.3.1. Principio Físico

Por regla general, los polímeros son dieléctricos, y en presencia de un campo eléctrico pueden considerarse como un arreglo de dipolos eléctricos microscópicos compuestos por cargas positivas y negativas cuyos centros no coinciden perfectamente [11], se mantienen en su lugar por acción de las fuerzas atómicas y moleculares, y solo pueden cambiar su posición ligeramente en respuesta a fuertes campos eléctricos externos, lo que explica por qué ocurre el estiramiento de la solución en el proceso. Son llamadas cargas ligadas en contraposición a cargas libres que determinan la conductividad [30].



Para generar el proceso de electrohilado se requiere un voltaje de corriente directa en un rango de decenas de kilovoltios (kV), basándose en el principio de que las fuerzas eléctricas repulsivas aplicadas superan a las fuerzas de tensión superficial más débiles en el líquido polimérico cargado. [31]

Actualmente existen dos configuraciones de electrohilado estándar, posición vertical u horizontal. En el montaje horizontal (Figura 1.1a), a priori, se evita la contaminación de la muestra por el goteo de la disolución sin electrohilado, mientras que, en el montaje vertical, la gravedad a su vez es una fuerza que ayuda al campo eléctrico en el avance de la disolución. La expansión de esta tecnología ha llevado a diferentes grupos de investigación a desarrollar sistemas capaces de fabricar nanofibras con estructuras cada vez más complejas de formas más eficientes y controladas. [32]

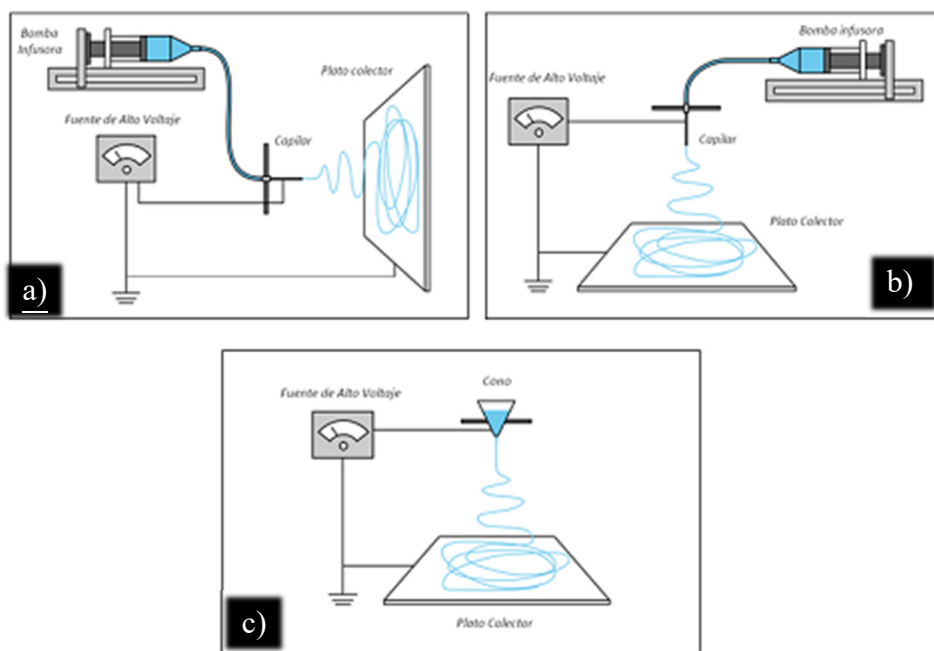


Figura 1.1: Diferentes formas de disposición de los elementos básicos constitutivos de equipo. a) Electrohilado por infusión horizontal, b) Electrohilado por infusión vertical, c) Electrohilado por goteo vertical. [32]

El concepto asociado al electrohilado denominado “Cono de Taylor” es una forma estable de suspensión de la disolución polimérica en la punta de la aguja. Esta surge como resultado del equilibrio entre las fuerzas eléctricas aplicadas y la tensión superficial en los casos de líquidos no viscosos, newtonianos y viscoelásticos. [33]

Este polímero viscoelástico es inyectado a través de una jeringuilla o aguja por una bomba de infusión que genera una presión y un flujo constantes. Por efecto del campo eléctrico presente, la solución es expulsada en forma de jet hacia una superficie conductora conectada a tierra a una distancia entre los 5 y 30 cm del cono o aguja. Durante la formación del jet, el solvente gradualmente se evapora y el producto obtenido es una





mallas de fibra no-tejida compuestas de nano fibras con diámetros de entre 50 nm y 10  $\mu\text{m}$ . [34]

En el flujo electro-hidrodinámico del jet, las cargas son inducidas en el fluido a través del campo eléctrico, generando fuerzas de repulsión que se descomponen en una componente tangencial y una normal formando el Cono de Taylor. La figura 1.2 muestra la distribución de las cargas a través del jet.

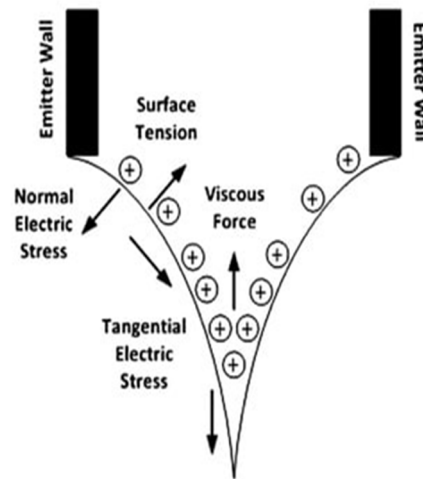


Figura 1.2: Distribución del jet. Componente tangencial y Componente normal [35]

A medida que el jet toma aceleración, su diámetro disminuye en magnitud y de esta forma, la componente tangencial y la componente normal son balanceadas; finalmente el jet se solidifica creando una fibra de medidas nanométricas y generándose una corriente del orden de los microamperios sobre el jet, la cual puede ser determinada por la ecuación (2.1):

$$I = \pi h^2 K E_1 + (2\sigma Q/h) \quad (2.1)$$

Dónde:  $I$  = corriente,  $\sigma$  = Tensión superficial,  $h$  = Radio del Jet,  $K$  = Conductividad del fluido,  $Q$  = Volumen del flujo,  $E_1$  = Campo eléctrico. [36]

Esta corriente proporciona información sobre la densidad de la superficie de carga, que es un parámetro importante en el momento de determinar la estabilidad del jet.

### 1.3.2. Componentes básicos del equipo

El sistema de electrohilado consta de cuatro componentes principales:

- Fuente de alimentación de alto voltaje.
- Colector (vidrio, placa de metal, aluminio, ITO, etc.)
- Jeringa con su aguja y tubos capilares correspondientes.
- Bomba de flujo programable que permita mantener un caudal constante.





# PARÁMETROS INFLUYENTES

## 2. PARÁMETROS INFLUYENTES

Durante el desarrollo del proceso de electrohilado existen una serie de variables operativas que influyen en las características de las fibras obtenidas, ya sea porque están ligadas a las características del material base o porque su desempeño está relacionado con otros parámetros dentro del proceso.

Podemos clasificar los parámetros que intervienen en el proceso, en base a tres criterios: parámetros de la disolución, parámetros del proceso y condiciones ambientales.

Si bien un número de relaciones generales entre los parámetros del proceso y la morfología de las fibras se pueden argumentar, es importante tener en cuenta de que su interrelación será diferente dependiendo del polímero y disolvente utilizados.

### 2.1. Parámetros de la Disolución

Dependiendo de una serie de parámetros intrínsecos de la solución se obtendrán diferentes resultados. Por lo tanto, es difícil dar relaciones cuantitativas que se puedan aplicar a una amplia gama de polímeros y sistemas de disolventes. Aclarado esto, hay tendencias generales que son útiles a la hora de determinar las condiciones óptimas para una determinada solución. [37]

#### 2.1.1. Concentración de la disolución polimérica

Es uno de los parámetros determinantes del tamaño y la morfología de las fibras. La concentración de polímero en la solución influye tanto en la viscosidad como en la tensión superficial de esta. [38] La viscosidad de una solución de polímero está relacionada con el entramado de las cadenas poliméricas, si las cadenas poseen un entramado menor, la solución tendrá una viscosidad baja y viceversa. Mientras que un aumento en la concentración del polímero implica un aumento en la viscosidad. El diámetro de las fibras tiende a aumentar con el aumento de la concentración de la solución. [39] Si la solución está muy diluida las fibras de polímero se rompen en gotas antes de llegar al plato colector debido al efecto de la tensión superficial, de igual forma si la solución está muy concentrada entonces las fibras no se podrán formar debido a la alta viscosidad, lo que dificulta el paso de la solución a través del capilar. [40]

#### 2.1.2. Viscosidad

Antes de comenzar a describir este parámetro, es importante diferenciar la viscosidad debido a la concentración de la solución y la viscosidad intrínseca del polímero a utilizar. Mientras que una depende de la cantidad de polímero en la solución, la otra depende del tipo de polímero utilizado. [41]

La viscosidad de la disolución es un aspecto clave en la determinación de la morfología de la fibra. Se ha demostrado que fibras finas y continuas no pueden ser obtenidas con baja viscosidad debido a que la tensión superficial es el factor dominante



y conlleva la formación grumos o *beads* (en adelante grumos), mientras que niveles muy elevados de viscosidad hacen muy difícil la eyección de fibras por la aguja. Un aumento de la viscosidad de la disolución origina un mayor y más uniforme diámetro de fibra. Por tanto, se requiere una viscosidad adecuada para el proceso de electrohilado que generalmente puede ser modificada ajustando la concentración polimérica. Es importante remarcar que viscosidad, concentración y peso molecular están directamente relacionados los unos con los otros a lo largo del proceso. [42]

### 2.1.3. Tensión Superficial

Doshi y Reneker [43] concluyeron que reduciendo la tensión superficial de una solución de polímero podrían obtenerse fibras sin presencia de grumos. La tensión superficial intenta reducir el área superficial por unidad de masa, cambiando los jets por esferas. Dependiendo de la fuerza visco elástica que se genere en la punta de la aguja, se produce una mayor o menor resistencia a los cambios rápidos en la forma final del cono de Taylor. El coeficiente de tensión superficial depende del polímero y del disolvente, la utilización de disolventes de menor tensión superficial supone una mejora en la fluidez del proceso. [44]

### 2.1.4. Conductividad de la disolución

Soluciones con conductividad alta tendrán mayor capacidad de transportar las cargas de la solución que aquellas con conductividad baja. La adición de sales a la solución incrementa la conductividad y por consiguiente la fuerza eléctrica para el estiramiento del jet, lo que promueve una reducción en el diámetro de las fibras. [45] Se ha encontrado que con el aumento de la conductividad eléctrica de la solución hay una disminución significativa en el diámetro de las fibras mientras que cuando la conductividad es baja se observa un alargamiento insuficiente del jet lo que impide la producción de fibras uniformes. [46]

### 2.1.5. Efecto dieléctrico del disolvente

Básicamente el disolvente cumple dos roles importantes dentro del proceso de electrohilado: en primer lugar disolver las moléculas de polímero para formar la fibra con carga eléctrica y en segundo lugar llevar las moléculas de polímero disueltas hasta el colector, es por ello que las propiedades del disolvente cumplen un rol fundamental dentro del proceso, la constante dieléctrica tiene gran influencia en el proceso de electrohilado, generalmente una solución con buenas propiedades dieléctricas reduce la formación de grumos y el diámetro de las fibras resultantes. [47] [48]

Las constantes dieléctricas de los disolventes más utilizados en electrohilado se encuentran en la tabla 2.1.



Disolvente	Constante Dielectrica	Punto de Ebullición (°C)	Tensión Superficial (mN/m)	Densidad (g/ml)
Trifluoroetanol	27	78	21.1	1.393
Cloroformo	4.8	61.6	26.5	1.498
Acetona	20.7	56.1	25.2	0.786
Etanol	24.55	78.3	21.9	0.789
Dimetilformamida	38.3	153	37.1	0.994
Agua	79	100	72.8	1
Metanol	33	64.5	22.3	0.791
Ac. Acético	26.9	118.1	26.9	1.049

Tabla 2.1: Propiedades de algunos disolventes comunes en Electrohilado.<sup>[49]</sup>

## 2.2. Parámetros del Proceso

### 2.2.1. Voltaje

Las fibras saldrán eyectadas del cono de Taylor, solamente cuando se aplique un voltaje que genere fuerzas electrostáticas que superen el umbral de las fuerzas generadas por la tensión superficial de la solución. Entonces, voltajes bajos implican que una gota está suspendida en la punta de la aguja y se produce un goteo constante de cuentas que pueden acabar en el colector por efecto del campo eléctrico. El voltaje es uno de los parámetros más importantes dentro del proceso de electrohilado, algunos autores afirman que al aplicar voltajes altos se produce un aumento en el volumen de solución transportado en el jet lo que resulta en fibras con diámetros mayores<sup>[50]</sup>, otros afirman que un incremento en la aplicación del voltaje disminuye el diámetro de las nanofibras<sup>[51]</sup> y aumenta la probabilidad de que se produzcan defectos o grumos. Lo cierto es que, en la mayoría de los casos un voltaje alto permite un mayor estiramiento de la solución debido a la presencia de fuerzas electrostáticas mayores en el jet y un fuerte campo eléctrico, todos estos factores promueven una reducción en el diámetro de las fibras. La influencia del voltaje depende además de las propiedades visco elásticas del material base, por ello es importante analizar el comportamiento de éste primer parámetro para cada polímero con su respectivo solvente.<sup>[52]</sup>

### 2.2.2. Flujo de Salida

Los estudios realizados en relación a la velocidad de flujo de alimentación y la morfología y tamaño de las fibras, determinaron que utilizando flujos bajos se obtenían fibras con diámetros menores, por lo que flujos bajos (del orden de los  $\mu\text{L}/\text{min}$ ) son ideales en el proceso de electrohilado.



Asimismo, cuando la velocidad de flujo es demasiado alta, se obtiene como resultado un diámetro mayor en las fibras y un aumento considerable de defectos, debido a que no logra evaporarse el disolvente antes de llegar al colector. <sup>[53][48]</sup> Se debe mantener un valor de volumen de solución mínimo a la salida del capilar para obtener un cono de Taylor estable, el flujo de salida determina la cantidad de solución disponible para el proceso de electrohilado. <sup>[54]</sup>

### 2.2.3. Distancia entre la punta de la aguja y el plato colector

Dependiendo de las propiedades de la solución, la variación de la distancia puede o no, tener efecto en la morfología de las fibras. Al trabajar con distancia muy grandes las fibras obtenidas podrían romperse debido a su propio peso, especialmente si las fibras son de diámetro pequeño. Una mínima distancia es requerida para dar a las fibras el tiempo suficiente para que el disolvente se evapore antes de alcanzar el plato colector, con distancias muy grandes o demasiado pequeñas se ha observado la aparición de grumos <sup>[55]</sup> o fibras húmedas que promueven la obtención de fibras aplanadas o con forma de cintas. La mayoría de los autores coinciden en que con mayores distancias la solución tendrá mayor tiempo de vuelo lo que promoverá un mayor estiramiento de las fibras antes de depositarse en el plato colector. <sup>[56]</sup>

## 2.3. Parámetros Ambientales

El último tipo de parámetros que tienen influencia en el proceso son los parámetros ambientales que fundamentalmente están conformados por la humedad relativa y la temperatura ambiente.

Se han realizado estudios para investigar el efecto de la temperatura en fibras de poliamida 6 variando de 25 a 60°C y se encontró que con el aumento de la temperatura se producen fibras de menores diámetros. Mit-Uppatham y colaboradores atribuyeron esta reducción en el diámetro a la disminución de la viscosidad de las soluciones poliméricas a altas temperaturas ya que existe una relación inversa entre viscosidad y temperatura. <sup>[57][58]</sup>

Se ha estudiado además la variación de la humedad durante el electrohilado de poliestireno y se ha demostrado que al aumentar la humedad ambiental se presenta una aparición de pequeños poros circulares en la superficie de las fibras. También se ha encontrado que en ambientes casi secos o de muy poca humedad, un solvente volátil se evapora más rápidamente. A veces la velocidad de evaporación es demasiado rápida, comparada con la eliminación del disolvente en la punta de la aguja, que se crea una deficiencia en el proceso de electrohilado al taparse la aguja después de pocos minutos de haber empezado el proceso. <sup>[59]</sup> Aunque otros investigadores, también han sugerido que ambientes muy húmedos pueden ayudar a la descarga de las fibras. <sup>[60][61]</sup>

En la figura 2.1 se muestran los entramados típicos que podrían obtenerse en un proceso de electrohilado.



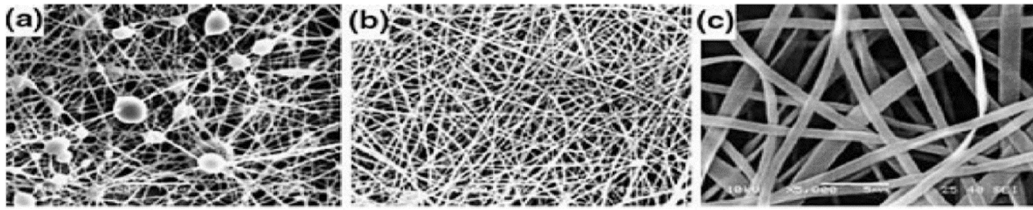


Figura 2.1: Microscopías de diferentes muestras de fibras producidas con electrohilado. a) Fibras con grumos b) Fibras de pequeño diámetro, c) Fibras observadas con un mayor aumento(5000X). [62]

A modo de resumen se presenta la tabla 2.2 donde se especifican los diferentes parámetros que pueden afectar al proceso:

Parámetro		Característica de la fibra
Concentración de la solución de polímero	↑	Dificulta el paso de la solución a través del capilar.
	↓	Las fibras se rompen en gotas antes de llegar al plato colector.
Tensión Superficial	↑	Aparición de grumos en las fibras.
	↓	Obtención de fibras lisas, para disminuir la tensión superficial se pueden adicionar solventes con baja tensión como el etanol.
Conductividad de la solución	↑	Mayor transporte de cargas, mayor estiramiento de la solución, fibras más delgadas.
	↓	Menor transporte de cargas, menor estiramiento de la solución, fibras más gruesas.
Voltaje	↑	Fibras gruesas, distorsión del jet, aparición de grumos.
	↓	Poco impulso para llegada de la solución al plato colector.
Flujo de salida	↑	Fibras más gruesas, grumos con mayores tamaños.
	↓	Mayor tiempo para evaporación del solvente, fibras sin defectos.
Distancia aguja-colector	↑	Las fibras pueden romperse debido a su propio peso. Mayor estiramiento de la solución, obtención de fibras delgadas



	↑↑	Aparición de defectos (grumos) en las fibras al trabajar con muy altas o muy bajas distancias.
	↓↓	
	↓	Poco tiempo para la evaporación del solvente, por tanto, las fibras llegan húmedas al plato colector.
Humedad relativa	↑	Aparición de poros en las nanofibras.

*Tabla 2.2: Resumen de los efectos de la variación de cada parámetro en las fibras resultantes. [63]*





The image features a dark, textured background with a white diagonal band running from the top-left to the bottom-right. The word "OBJETIVOS" is centered within the white band.

# OBJETIVOS

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1. Objetivo General

En este trabajo se plantea el diseño e implementación de un equipo de electrohilado con el objeto de obtener fibras nanométricas de un polímero natural (gelatina) con hidroxiapatita.

#### 3.2. Objetivos Particulares

Objetivos Particulares del proyecto integrador:

- Fabricación de un equipo de electrohilado.
- Determinar las condiciones óptimas de flujo y valor de alta tensión para la obtención de fibras nanométricas a través de la técnica de electrohilado, mediante el uso de diferentes concentraciones de gelatina en distintos solventes, para comprender la funcionalidad del equipo diseñado.
- Catalogar las fibras de acuerdo con los parámetros seleccionados: tipo de polímero, tamaño de jeringa, flujo, voltaje y distancia aguja-colector.

#### 3.3. Diagrama en Bloques

El diagrama en bloques de la figura 3.1 resume de manera gráfica el sistema implementado junto con las variables a tener en cuenta.

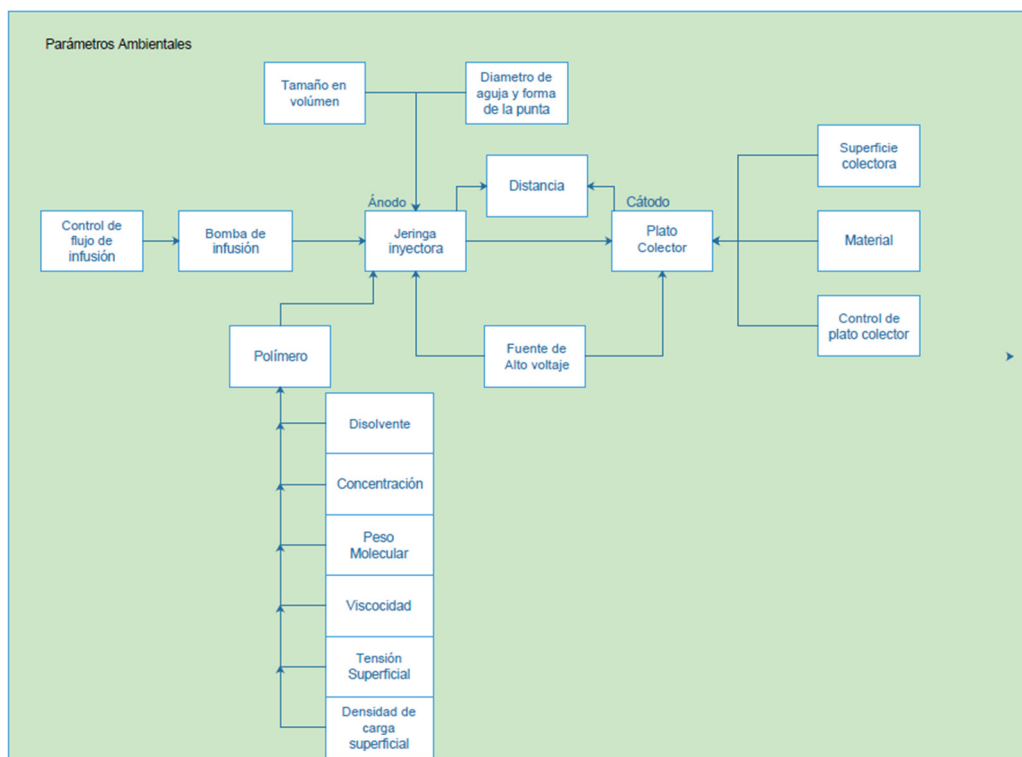


Figura 3.1: Diagrama en bloques del sistema de electrohilado.



### 3.4. Metodología de Trabajo

El proyecto se desarrolló en diferentes etapas. Cada bloque del equipo de electrohilado se implementó por separado, y puesto a prueba y medido de tal manera que cumpla con las características requeridas. Luego, todos los bloques fueron conectados entre sí, para verificar la funcionalidad total, mediante las mediciones correspondientes.

Las distintas etapas de trabajo se listan a continuación:

**Etapa 1:** Estudio completo y exhaustivo de la teoría relacionada al electrohilado.

**Etapa 2:** Diseño de los diferentes bloques que forman parte del equipo de electrohilado.

**Etapa 3:** Implementación y control de cada uno de los bloques por separado. Si no se cumplen con las características requeridas, dicho bloque será rediseñado

**Etapa 4:** Unión de todos los bloques, para la verificación del correcto funcionamiento de cada uno de ellos funcionando como un solo sistema.

**Etapa 5:** Realización de ensayos, para su posterior análisis.

**Etapa 6:** Microscopía en Laboratorio de Microscopía Electrónica y Análisis por Rayos X (LAMARX), para la visualización y medición de las muestras.

**Etapa 7:** Caracterización de muestras y obtención de resultados y conclusiones.





**MATERIALES Y  
MÉTODOS**

## 4. MATERIALES Y MÉTODOS

El equipo fabricado en este trabajo consta de cinco partes constitutivas como se puede observar en la figura 4.1 a saber:

1. La bomba de infusión.
2. Circuito de alta tensión.
3. La placa colectora.
4. La fuente de alimentación.
5. Sistema de control y sensado.

Y materiales accesorios utilizados:

6. Instrumental de medición
7. Software

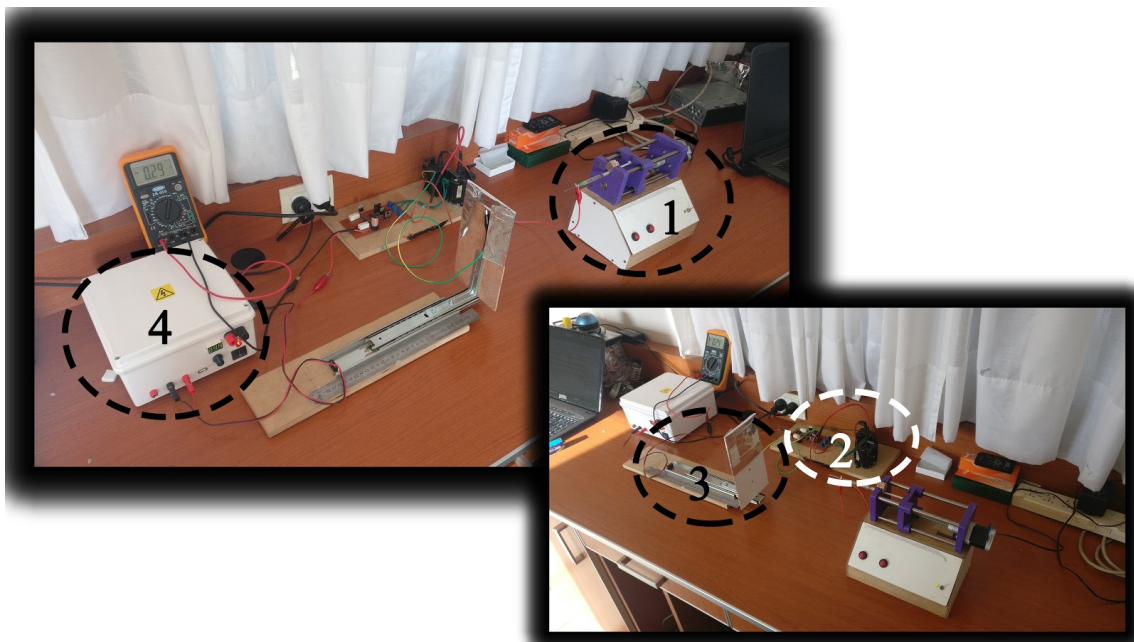


Figura 4.1: Equipo de electrohilado. Partes constitutivas.

### 4.1. Bomba de Infusión

La bomba de infusión se diseñó con la idea de que sea simple de trasladar, utilizar y programar, y que al mismo tiempo tenga la potencia y la precisión suficiente como para inyectar la solución a tasas de flujos que varíen desde los 5  $\mu\text{L}/\text{min}$  a los 150  $\mu\text{L}/\text{min}$  (si bien la bomba admite un rango de flujo más amplio, a los fines de su utilización en este proyecto el rango útil es el expresado anteriormente).



Se realizó un estudio de las bombas de infusión a jeringa existentes en el mercado (ya que era necesario poder adaptar cualquier tipo de jeringa a la misma), y los precios de las mismas (mayores a AR\$10.000) nos motivaron a investigar cómo fabricar una, utilizando elementos más económicos.

Inicialmente y teniendo en cuenta la precisión en cuanto a flujo y volumen que se requería se optó por utilizar un motor paso a paso controlado por una placa Arduino. El primer diseño de la misma se observa en la figura 4.2:

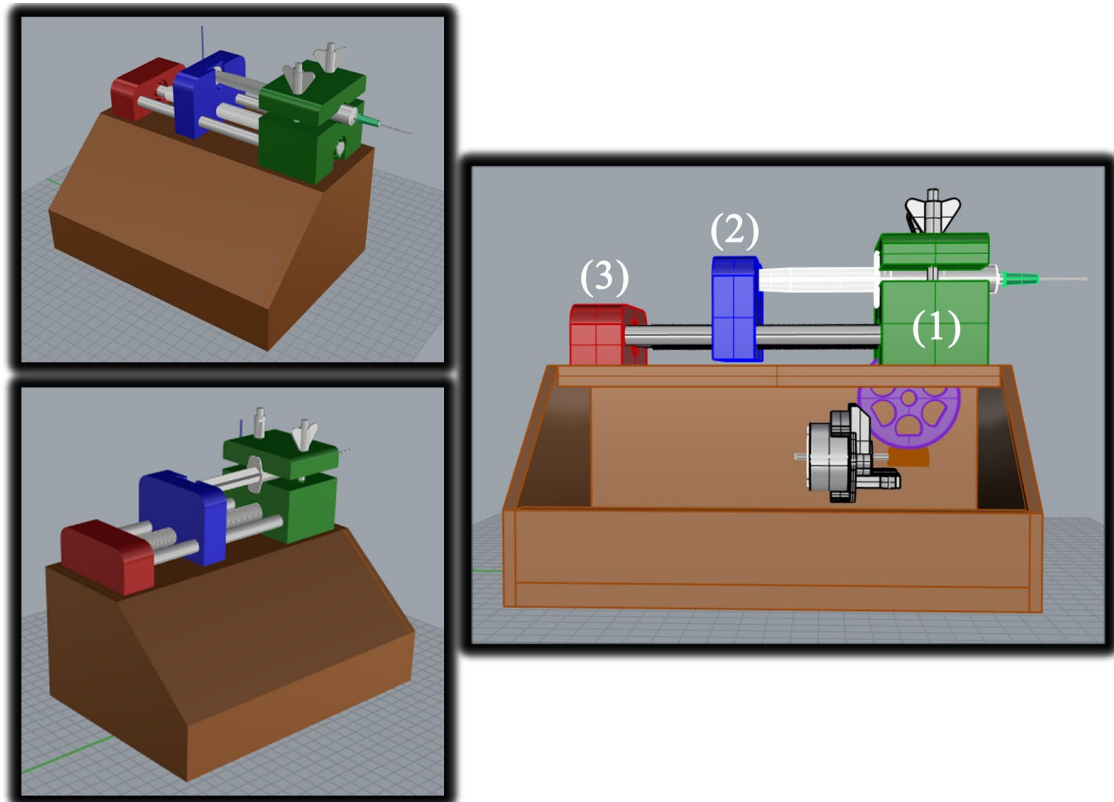


Figura 4.2: Diseño preliminar de la bomba

La cual constaba de un motor paso a paso (en adelante PAP) de impresora modelo PM35L-048 de  $7,5^\circ$  por paso ubicado dentro de una caja cerrada de madera donde también se ubicaría la placa Arduino para controlarlo y mediante un sistema de engranajes se transmite el movimiento de rotación del motor a una varilla roscada que desplazaría la pieza central (2) del soporte de la jeringa, moviendo así el émbolo.

Dependiendo de la velocidad de los pasos del motor y la relación de transferencia del juego de engranajes se obtendría una velocidad de avance que luego, en función de la jeringa utilizada, nos serviría para calcular el flujo configurado.

El problema de este diseño se puso en evidencia a la hora de alinear correctamente el engranaje y el motor dentro de la caja para que no se produzcan saltos de pasos y, además, notamos que esta transferencia de movimiento generaría demasiadas pérdidas de



potencia con lo que el torque del motor debería ser muy alto para mover finalmente el émbolo. Debido a esto se reevaluó el diseño de la bomba, incorporando un motor PAP de impresión 3D modelo NEMA 17 (ver especificaciones en ANEXO H) de  $1,8^\circ$  por paso y  $4,4 \text{ Kg/cm}$  de torque, dispuesto según se muestra en la figura 4.3.

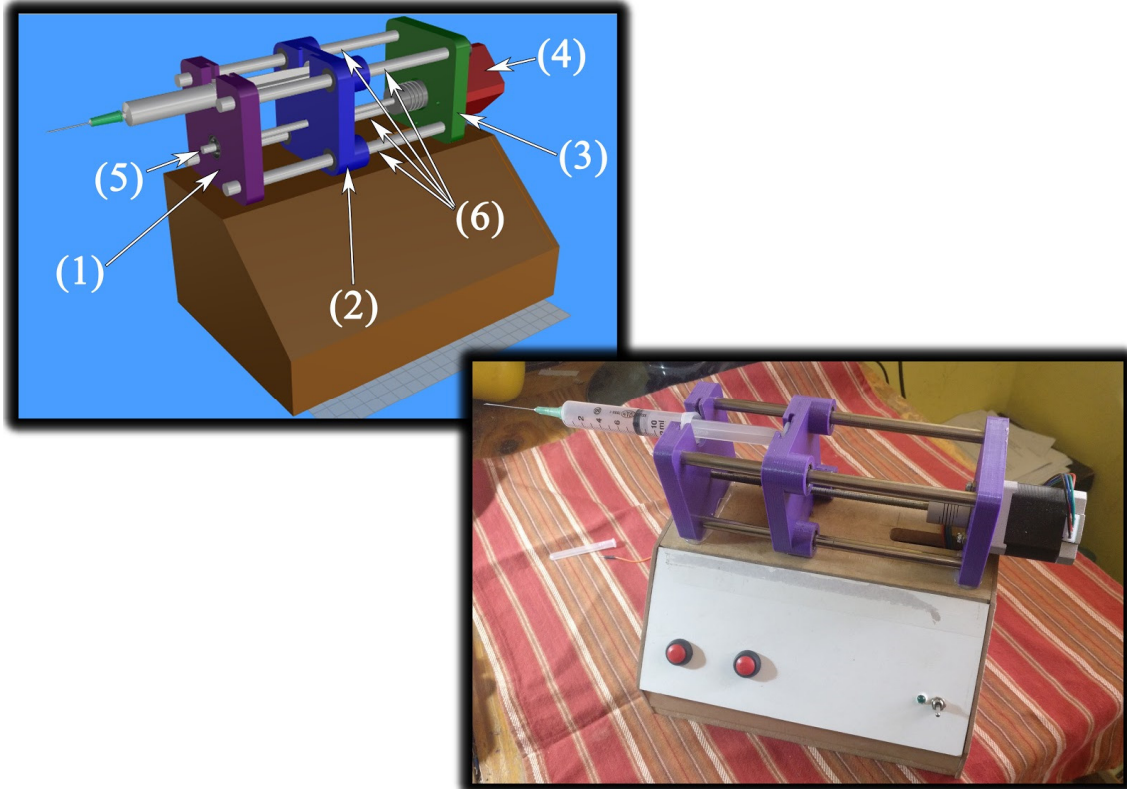


Figura 4.3: Rediseño de bomba de infusión

Este diseño permite una mejor transmisión del movimiento de rotación del motor (4) a la varilla roscada (5) (de paso  $0,8\text{mm}$  y  $5\text{mm}$  de diámetro) sin pérdidas innecesarias de potencia ya que, al estar conectada directamente al eje del motor, solo se pierde potencia en la rosca de la pieza central móvil (2). Ésta varilla nos da como resultado un avance de  $4 \mu\text{m}$  lineales de la pieza central móvil por cada paso completo del motor. Si a esto le sumamos el microstepping que permite realizar el driver del motor (DVR8825) nos da un avance por micropaso ( $1/32$ ) de  $0,125 \mu\text{m}$ .

Las piezas de soporte de la jeringa y del motor (1) y (3) respectivamente y la pieza central móvil (2) una vez diseñadas en el software CAD Rhinoceros, fueron exportadas a formato “stl” para su impresión 3D en PLA al 30% de relleno.

Las varillas estructurales (6) tienen un diámetro de  $8\text{mm}$  y una longitud de  $190\text{mm}$  y además de unir las 3 piezas de soporte sirven de guía para el correcto desplazamiento de la pieza central móvil.



Se compraron rulemanes lineales de 8mm de diámetro interno para colocar en la pieza central móvil y así reducir el rozamiento con las varillas estructurales en los puntos de contacto.

Esta estructura (piezas de soporte, varilla roscada y motor) forma un bloque compacto y robusto que se adhirió a la caja de madera dentro de la cual simplemente se colocó la electrónica necesaria, a saber:

- a. Placa Arduino.
- b. Driver Pololu DVR8825.
- c. Botones físicos de control y encendido.

#### 4.1.1. Placa Arduino

La programación de la placa Arduino UNO para el control de la bomba de infusión busca simplificar la configuración del flujo y el volumen a inyectar en función de la jeringa que esté colocada en el equipo.

Está programado para jeringas de 1 ml, 5 ml y 10 ml. Sabiendo el avance por micropaso de la pieza central móvil y el volumen que se inyecta al moverse el émbolo esa distancia, se calculan la cantidad de micropasos necesarios para que con determinada jeringa se inyecte un volumen definido por el usuario:

$$\text{Micropasos} = \text{Volumen a inyectar} / \text{Volumen por micropaso}$$

El flujo se controla estableciendo el tiempo de retardo entre paso y paso, y para ello se utiliza la ecuación 5.2:

$$\text{T tiempo por paso [us]} = \frac{\text{Volumen por micropaso [ml]}}{\text{Flujo deseado [ml/min]}} * 60 * 10^6 [\mu\text{s/min}] \quad (4.1)$$

Vale aclarar que el volumen por micropaso varía con el tipo de jeringa que se utilice (de 1 ml, de 5 ml o de 10 ml) y están programados por software para cada una.

#### 4.1.2. Driver Pololu DVR8825

Para realizar el control de potencia del motor Paso a Paso (PAP) es necesario un driver que reciba la señal proveniente de la placa Arduino y la codifique en el tren de pulsos acorde al movimiento deseado.

Existen muchos drivers comerciales para esta tarea, pero el DVR8825 (Figura 4.4) está diseñado para controlar motores de hasta 2A de corriente por bobina por lo que lo hace ideal para el NEMA 17 que adquirimos ya que al tener alto torque su consumo máximo es de aproximadamente 1,6A por bobina.





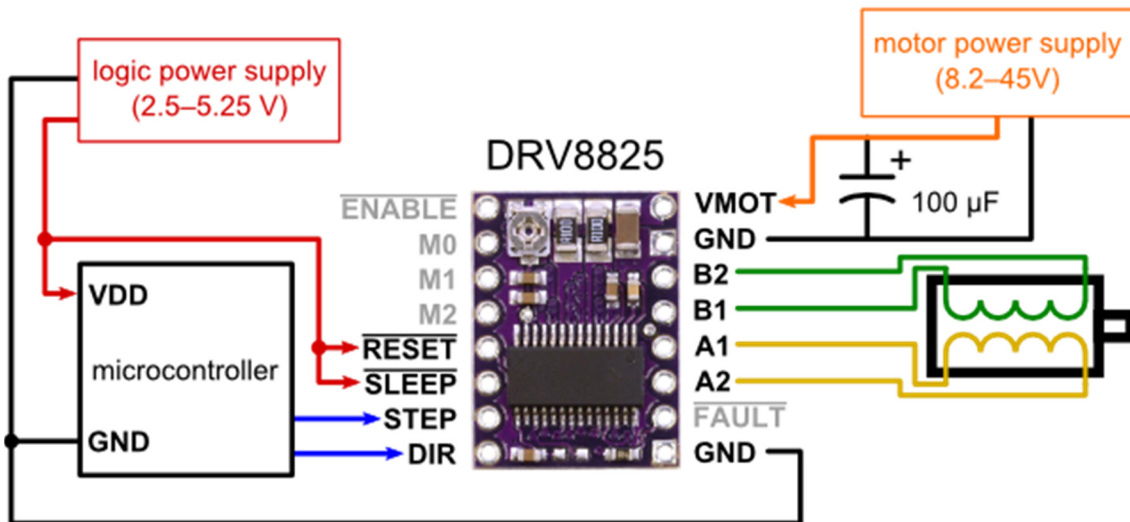


Figura 4.4: Conexión básica DVR8825

Tiene la opción de configurarlo para realizar microstepping de hasta 1/32, esto permite que se efectúen 32 micropasos por cada paso completo del motor, aumentando así la precisión y suavidad de movimientos.

#### 4.2. Circuito de alta tensión

Para el diseño e implementación del circuito de alta tensión se construyó un driver, denominado “Mazzilli ZVS”, el cual a su salida genera una señal pulsada de alta frecuencia (en el orden de los 60 kHz). Esta señal es enviada al núcleo de dos transformadores tipo Flyback, conectados en serie. Éstos últimos son los encargados de generar alta tensión a su salida, para generar el campo electrostático en el cual se inyecta el fluido.

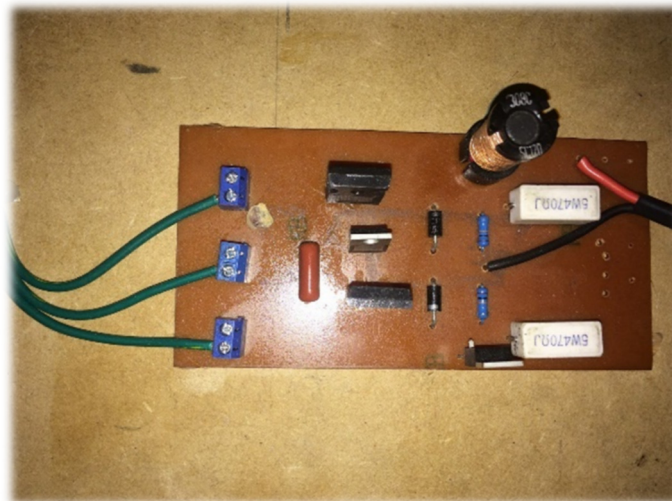
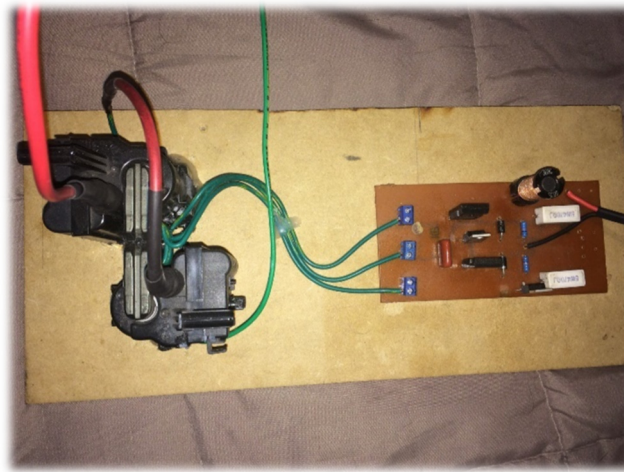


Figura 4.5: Driver Mazzilli ZVS diseñado para el proyecto.



Se decidió el armado de un circuito de alta tensión, debido a que el costo comercial de una fuente de alta tensión era demasiado elevado (AR\$20.000).



*Figura 4.6: Circuito de alta tensión.*

El diseño del PCB (Printed Circuit Board) se encuentra en el ANEXO A.

Componentes necesarios para el armado del circuito de alta tensión:

- Resistencias de  $10k\Omega$  (dos).
- Resistencias de  $470\Omega$  5W (dos).
- Diodos Zener 1N5349B (dos).
- Mosfet IRFP250N (dos).
- Diodos rápidos MURF1660 (dos).
- Bobina de 120uH.
- Capacitor de poliester 250V 0,15 $\mu$ F.
- Flybacks (dos).
- Borneras (tres).

A continuación, se detalla muy brevemente el funcionamiento de este circuito:

Tiene como fundamento las diferencias mínimas que pueden existir entre ambos Mosfet, ya que es imposible fabricar dos exactamente idénticos (si así fuera este diseño no funcionaría). Siempre uno es más o menos rápido que el otro. Esto hace que, al conectar la alimentación al circuito, uno dispare antes que el otro, forzando que el segundo se apague.

El circuito LC sirve como resonador, generando una señal sinusoidal alterna. Esta señal es la que provoca que los Mosfet se enciendan y apaguen en forma alternada, de lo contrario, si solo uno se disparara de forma continua, se produciría un cortocircuito y se dañaría el Mosfet.

El resultado final es una señal cuadrada alterna de alta frecuencia, la cual se utiliza para alimentar los núcleos de los flyback para generar el alto voltaje.



- Las resistencias de 470 ohmios limitan la corriente que carga las compuertas.
- Las resistencias de 10K tiran de las compuertas a masa para evitar el enclavamiento (Latch-Up); un proceso en el cual el Mosfet se atasca.
- Los diodos zener evitan que el voltaje de la compuerta exceda de 12, 15 o 18 V dependiendo de los zeners que usen.
- Los diodos MURF1660 tiran de las compuertas a masa cuando el voltaje en la pata opuesta del circuito LC está también a masa.
- La bobina colocada entre la alimentación y los núcleos del flyback evita la generación de un pico de corriente alto, es decir funciona como un limitador. De manera tal que no se dañe el circuito por picos y sobretensiones.

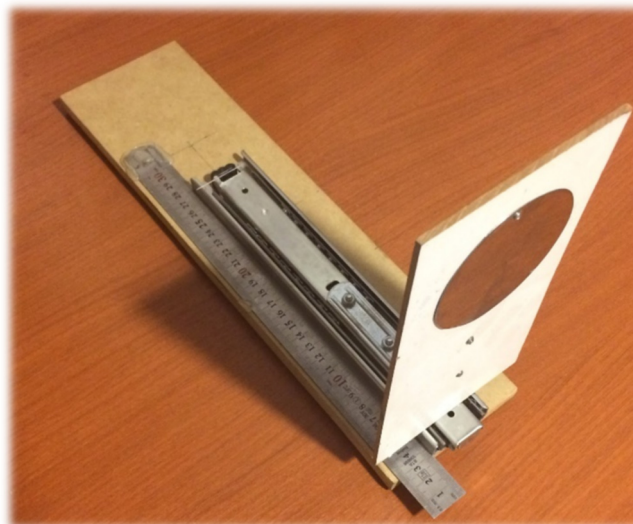
### 4.3. Placa colectora

Este elemento consta de un disco de material conductor, al cual se le conecta uno de los terminales de la fuente de alta tensión. Es la placa que recibe el fluido en forma de hilos de tamaño nanométrico o micrométrico. La deposición no se realizó directamente sobre la placa, se utilizó un portaobjetos encima de ésta con el fin de poder observar luego las muestras en un microscopio.

La placa se acopló a un riel de desplazamiento longitudinal con el fin de otorgarle movilidad horizontal, y así poder modificar libremente la distancia existente entre la aguja de la jeringa y el plato. Esta es determinada a través de una regla metálica graduada colocada sobre la base del acople.

Dimensiones de la placa colectora:

- Espesor: 0,5 mm
- Diámetro: 78,5 mm



*Figura 4.7: Placa colectora.*



#### 4.4. Fuente de alimentación

Fuente de tensión regulada de 0 a 50V, corriente nominal 1A. Es la fuente utilizada para alimentar el circuito de alta tensión. Se utiliza una fuente regulada de tal manera de poder generar distintos niveles de alto voltaje a la salida de los flyback.

#### 4.5. Sistema de control

El sistema se programa en una placa Arduino distinta a la que controla el motor PAP, a la cual se le colocó un módulo display de LCD con teclado.

La etapa de control consiste en la selección de parámetros, tales como velocidad de flujo, volumen total a infundir, tipo de jeringa, entre otros. Esto se logra mediante la implementación de un código, el cual utiliza el display para mostrar uno por uno dichos parámetros, para que éstos sean modificados a través de los botones incorporados en el módulo. El código se muestra en el ANEXO D y el ANEXO G se muestra la distribución de los botones

El sistema fue diseñado de manera tal que sea de uso sencillo para el operador y que pueda ser comprendido correctamente por cualquier personal idóneo.

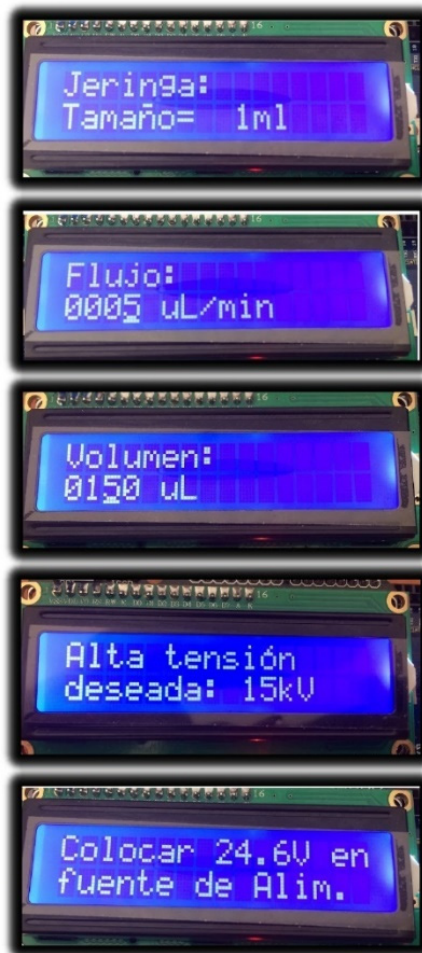


Figura 4.8: Sistema de control con Arduino.



## 4.6. Instrumental de medición

A lo largo del proyecto fue necesario realizar mediciones específicas y que requirieron la utilización de instrumental igualmente específico, el cual se detalla a continuación.

### 4.6.1. Punta de alta tensión

Se procedió al armado de esta punta reductora debido a que los instrumentos básicos de medición de variables eléctricas, como un tester o pinza amperométrica poseen un rango máximo de 1000V, valor insuficiente para medir la etapa de alta tensión de nuestro proyecto. La ecuación (4.2) explica la reducción que se buscaba lograr con la punta:

$$V_{Lectura} = \frac{V_{Real}}{k} \quad (4.2)$$

A partir de esta ecuación se confeccionó la Tabla 5.1 para calcular el coeficiente de reducción (k) para la punta de alta tensión.

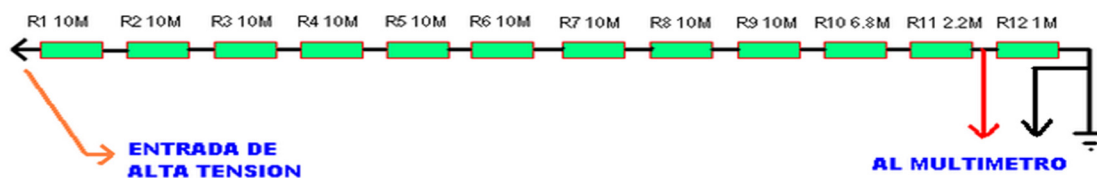


Figura 4.9: Esquema de la punta de alta tensión.

La punta de alta tensión se diseñó con los siguientes elementos:

- Resistencias, de tolerancia 10% y 2W de potencia:
  - Nueve de 10 MΩ.
  - Una de 6,8 MΩ.
  - Una de 2,2 MΩ.
  - Una de 1 MΩ.
- Conectores banana para multímetro.
- Pinzas cocodrilo para terminales de medición.
- Pistola Encoladora de Silicona (aislante).
- Tubo plástico (elemento de sostén).





Figura 4.10: Punta de alta tensión fabricada para el proyecto.

#### 4.6.2. Medidor de inductancias

Para poder determinar correctamente el valor de la inductancia utilizada en el Driver Mazzilli, fue necesaria la fabricación de un dispositivo capaz de medir dicho valor. Para ello existe un sencillo diseño que sumado a una placa Arduino otorgan de una manera eficaz el valor de inductancias en  $\mu\text{Hy}$ .

Este diseño posee como base de funcionamiento un oscilador LC del cual sabemos el valor del capacitor y de la frecuencia, por lo cual, en base al siguiente desarrollo matemático podremos calcular el valor de la inductancia. La ecuación (4.3) describe la frecuencia de oscilación de un circuito LC en función del valor del capacitor y la inductancia.

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (4.3)$$

Despejando el valor de L obtenemos:

$$\sqrt{LC} = \frac{1}{2\pi f}$$

$$LC = \frac{1}{4\pi^2 f^2}$$

$$L = \frac{1}{4\pi^2 f^2 C} \quad (4.4)$$

Donde  $f$  es la frecuencia en Hz y  $C$  es el valor del capacitor en Faradios.

Para determinar la frecuencia de oscilación, se genera un pulso de alimentación desde el Arduino, y luego se mide la duración en segundos del pulso que se genera cuando la alimentación se retira. Luego la frecuencia se determina con la ecuación (4.5).

$$f = \frac{1}{2 * t_{\text{pulso osc}}} \quad (4.5)$$



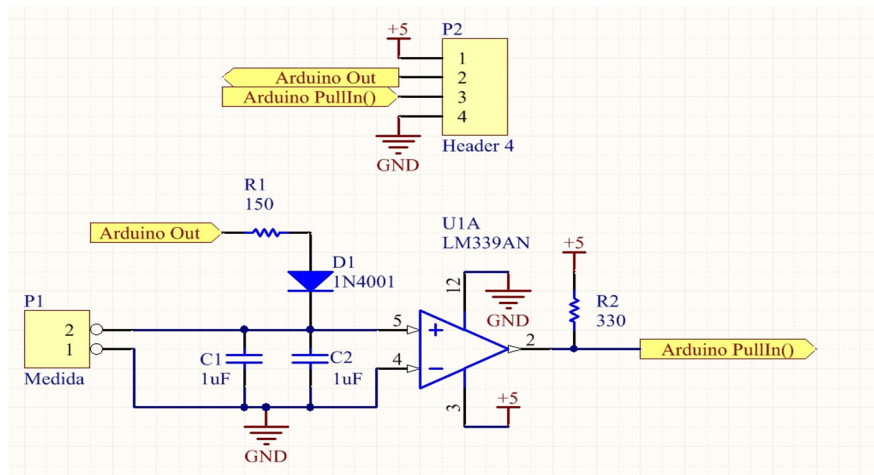


Figura 4.11: Circuito esquemático del medidor de inductancias.

De este modo y de forma muy sencilla se logró medir el valor de la bobina de 220uH utilizada en el Driver Mazzilli ZVS.

#### 4.6.3. Sensor de temperatura y humedad

Los parámetros sensados fueron temperatura y humedad relativa, a través del sensor DHT 11, que se muestra a continuación en la Figura 5.12:

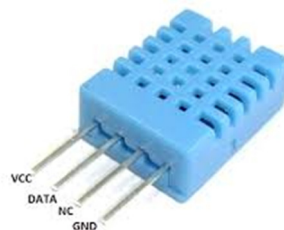


Figura 4.12: Sensor de temperatura y Humedad.

Los valores de temperatura y humedad son importantes a saber, ver sección 3.3. Parámetros Ambientales, ya que pueden influir en el proceso de obtención de las fibras.

#### 4.6.4. Osciloscopio

Se utilizó un osciloscopio digital marca GW INSTEK modelo GDS-2062, para medir la salida de alta frecuencia del driver de los Flybacks: Tensión entre extremos del bobinado primario de los flyback: 132V – 70kHz con una tensión de alimentación del driver de 20V continua.



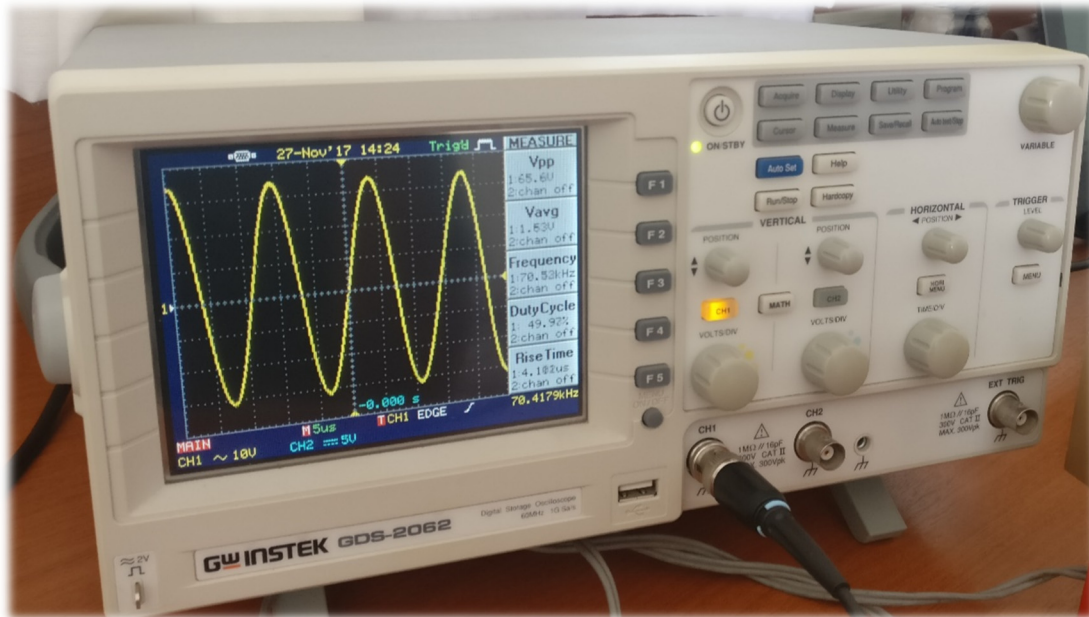


Figura 4.13: Osciloscopio utilizado midiendo la salida del Driver Mazzilli ZVS.

#### 4.6.5. Microscopio Confocal

El microscopio LEXT OLS4000 está diseñado para realizar mediciones nanométricas, con obtención de imágenes, a través de un láser de 405 nm, con un poder de magnificación de 108x a 17280x, y una resolución de  $0.01\mu\text{m}$ . Para la utilización de este equipo se asistió al Laboratorio de Microscopía Electrónica y Análisis por Rayos X (LAMARX), ubicado en la Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación (FAMAF).

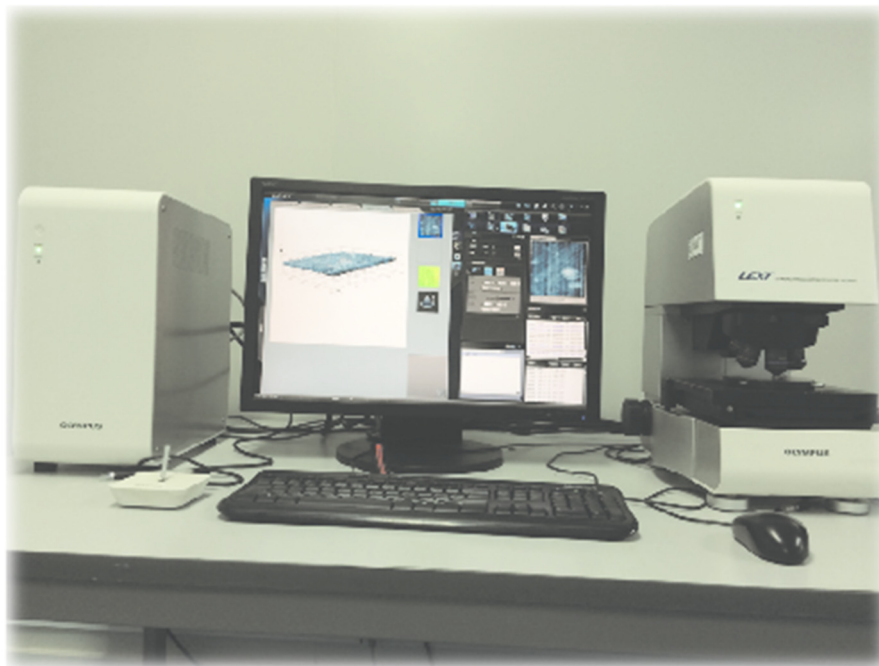


Figura 4.14: Microscopio Confocal LEXT OLS4000.



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”  
~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~





#### 4.6.6. Cámara de alta resolución

Para registrar las imágenes macroscópicas del cono de Taylor y el Jet se utilizó la cámara de un teléfono celular cuya resolución es de 16MP, con estabilización óptica de la imagen y apertura máxima de la cámara con enfoque macro f2.0.

#### 4.7. Software

El software utilizado en este proyecto integrador está conformado por los siguientes programas:

- A) Rhinoceros 3D 5.0.
- B) IDE Arduino.
- C) Proteus Design Suite 8.5 Professional.
- D) Eagle 7.3.0.
- E) Spectral Audio (Arduino).
- F) Edraw 7.
- G) LEXT OLS 4100

#### 4.8. Obtención de la solución polimérica

A lo largo de todo el proyecto, fue necesaria la elaboración de diferentes soluciones poliméricas para lo cual se utilizaron instrumentos y equipamiento presente en el Departamento de Química de la FCEFyN.

En este trabajo se utilizó como soluto colágeno desnaturalizado (gelatina) y una mezcla de colágeno desnaturalizado e hidroxiapatita (HA).

La HA es una cerámica biocompatible que puede ser de origen natural o sintética. Es uno de los minerales encontrado en mayor cantidad en la matriz ósea y posee una alta biocompatibilidad. Provee de sitios activos para la biomineralización y adhesión celular y posee propiedades de osteoconducción, osteointegración y osteoinducción. <sup>[64]</sup>

Como solventes se utilizaron agua, PBS (Buffer fosfato salino), y mezclas de ácido acético:agua (5:95) y etanol:agua (50:50).

Para la elaboración de la solución se realizaron los siguientes pasos:

1°) Se calcula y pesa la cantidad de gelatina necesaria para obtener la concentración deseada. Se ensayaron concentraciones en el rango de 0,5% a 15% p/v.

2°) Se mezcla este soluto con la proporción de solvente calculada para la solución, utilizando un agitador magnético durante 4 horas a temperatura ambiente para lograr una correcta disolución. Tener en cuenta que, si se utiliza etanol, debe mezclarse primero el soluto con la proporción de agua correspondiente y luego de agitar durante 4 horas, colocar la proporción de etanol correspondiente ya que el soluto no se disuelve



fácilmente en etanol. La HA se agregó a la solución de gelatina en una proporción de 10, 15 o 20% con respecto a la gelatina.

## 4.9. Protocolo

En esta sección se listan, en forma resumida, los distintos puntos críticos a tener en cuenta a la hora de llevar a cabo el proceso de electrohilado.

### 4.9.1. Elección del polímero

Se debe seleccionar un polímero en base a las especificaciones necesarias (biodegradable, termoplástico, etc.), y un solvente para el mismo.

Elegir a continuación el sustrato correspondiente (vidrio, plástico, metal, etc.).

### 4.9.2. Selección del plato colector

La selección del tipo y geometría del plato colector depende específicamente del tipo de entramado que se desee realizar.

Utilizando un colector estático, se obtiene un entramado aleatorio.

Por otro lado, fibras alineadas pueden obtenerse a través de un colector de movimiento rápido, como un cilindro giratorio.

El colector debe ser siempre conductivo, y en caso de utilizar uno giratorio, el mismo debe estar aislado de su eje de rotación.

### 4.9.3. Concentración del polímero

Se deben preparar varias soluciones candidatas a diferentes concentraciones, para luego seleccionar aquella que mejor se adapte al proceso de electrohilado a realizar.

Instalar y configurar el equipo. Colocar la jeringa en posición y seleccionar un flujo tal que, si se limpia la gota de solución que se forma en la aguja, ésta aparezca de nuevo rápidamente. Asegurarse que la fuente de alto voltaje esté en cero antes de comenzar. Conectar el terminal positivo a la jeringa y el terminal negativo al colector.

Observar cómo fluye el polímero a medida que se incrementa lentamente el valor del voltaje. Ajustar el mismo hasta observar que se forme un hilo estable hacia el plato colector. Si no se lograra una correcta estabilidad, cambiar la concentración del polímero.

### 4.9.4. Corriente polimérica

1. Goteo en la punta de la jeringa:
  - a. Si el polímero gotea en dirección vertical como si no hubiese atracción desde el plato colector, asegurarse de que los terminales de alto voltaje están correctamente colocados, y que la fuente esté encendida y funcionando de manera adecuada.



- b. Si el polímero gotea en sentido hacia el plato colector, como si tuviese cierto grado de atracción hacia él, incrementar el voltaje. La calidad de la corriente del polímero puede ser ajustada variando tanto la distancia como el voltaje hasta lograr una corriente estable y visible.
2. Acumulación en la jeringa: cuando la solución polimérica comience a acumularse y endurecerse en la punta de la aguja, limpie la punta con un papel seco.
3. Oscilaciones en la corriente polimérica: si se producen oscilaciones muy grandes (que puedan ser observadas) disminuya el voltaje o aumente la separación entre la punta de la aguja y el plato colector. Si continúa oscilando, utilizar un polímero de mayor concentración o agregar un poco de solvente para disminuir la evaporación.
4. Corrientes cortas o discontinuas: cuando la corriente polimérica sea corta o discontinua, disminuir la concentración de la misma, agregar más solvente de manera tal que se retrase la evaporación; y ajustando el voltaje se mejora la longitud y estabilidad de la corriente.

#### **4.9.5. Morfología de la fibra**

1. Imperfecciones. Cuando se descubren imperfecciones en la fibra, disminuir la concentración del polímero, asegurarse que el plato colector y la aguja realicen buen contacto con los terminales de alto voltaje correspondientes.
2. Fibras con forma de cinta. Cuando las fibras tengan un aspecto de cinta plana, usar una solución polimérica de mayor concentración o un solvente con un grado mayor de evaporación (más volátil).
3. Porosidad. Si se desea porosidad, utilizar solventes de rápida evaporación. Caso contrario, agregar pequeñas cantidades de algún cosolvente que sea menos volátil que el solvente de mayor concentración.



4.10. Tabla de Pruebas

Prueba	Solución		Voltaje (kV)	Distancia (cm)	Flujo (mL/min)	Volumen (ml)	Diámetro aguja (mm)	Temperatura (°C)	Humedad (rH%)
	Soluto (Gelatina)	Solvente							
1	0,5%	Agua	15	15	0,05	-	0,8	-	-
2	0,5%	Agua	15	15	0,15	-	0,8	-	-
3	0,5%	Agua	15	14	0,15	-	0,5	-	-
4	0,5%	Agua	15	15	0,07 / 0,1	-	0,8	-	-
5	0,5%	Agua	15	15	0,005	-	0,8	-	-
6	15,0%	Agua	15	15	0,005 / 0,03	-	0,8	-	-
7	15,0%	PBS	15	15	0,07	-	0,8	-	-
8	7,5%	PBS	15	15	0,005	-	0,8	24	44
9	7,5%	PBS	15	15	0,07	-	0,8	24	44
10	7,5%	PBS	22,7	15	0,07	-	0,8	24	44
11	15,0%	Agua 95%, Acetico 5%	21	15	0,005	-	0,8	-	-
12	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,1	0,8	24	44
13	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,01	0,2	0,8	24	44
14	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,2	0,8	24	44
15	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,0075	0,005	0,8	24	34
16	10,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,005	0,8	24	34
17	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,0075	0,2	0,8	22	35
18	7,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,006	0,2	0,8	22	35
19	10,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,1	0,8	25	-
20	10,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	10	0,005	0,05	0,8	25	-
21	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,05	0,8	27	-
22	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	27	-
23	20,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	27	-
24	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,2	0,8	21	40
25	12,5%	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	21	40
26	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	18,75	25	0,005	0,05	0,8	21	40
27	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	22,5	30	0,005	0,05	0,8	21	40
28	15,0%	Agua 50%, Etanol 50%	15	25	0,005	0,05	0,8	21	40
29	15,0%	Agua 40%, Etanol 60%	15	20	0,005	0,05	0,8	21	40
30	15,0%	Agua 40%, Etanol 60%	15	20	0,007	0,05	0,8	23	39
31	15,0%	Agua 40%, Etanol 60%	15	20	0,01	0,05	0,8	23	39
32	10% (10%HA + 90%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,05	0,8	25	-
33	10% (10%HA + 90%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	25	-
34	10% (20%HA + 80%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	15	0,005	0,05	0,8	25	-
35	10% (20%HA + 80%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	25	-
36	15% (16,6%HA + 83,3%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,005	0,05	0,8	23	38
37	15% (16,6%HA + 83,3%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,007	0,05	0,8	23	38
38	15% (16,6%HA + 83,3%Gel)	Agua 50%, Etanol 50%	15	20	0,01	0,05	0,8	23	38

Tabla 4.1: Parámetros configurados para cada prueba realizada





# **RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

## 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Dividiremos el desarrollo de los resultados en 3 etapas a saber:

1. Resultados en la fabricación del equipo.
2. Resultados de pruebas preliminares.
3. Resultados de pruebas finales.

### 5.1. Resultados en la fabricación del equipo

Uno de los objetivos del proyecto era el diseño e implementación de un equipo de electrohilado ya que la facultad no contaba con uno, por lo que se planteó su fabricación con materiales económicos y que puedan ser reemplazados fácilmente ante algún desperfecto o avería.

La configuración y control de los parámetros de la bomba de infusión (Jeringa a utilizar, flujo deseado y volumen del bolo) se realiza a través de dos placas Arduino conectadas a través de una comunicación serial. Una de estas placas controla el driver del motor PAP, se encarga exclusivamente del cálculo y ejecución de los parámetros intervinientes en dicho proceso de inyección y se encuentra dentro del gabinete de la bomba de infusión. La otra placa Arduino, se encarga de la interfaz con el usuario a través de la pantalla LCD y los botones presentes en el “shield” seleccionado (DFR0009). Gracias a esta interfaz el usuario puede configurar los parámetros deseados para la inyección que luego son enviados a través de la conexión serial antes mencionada a la placa de control del PAP. También tiene la posibilidad de colocar el valor de alta tensión deseado y el display devuelve el valor al cual debe regularse la fuente de baja tensión para obtener a la salida un aproximado del valor de AT. Por último, en base al flujo y volumen configurado se calcula y se muestra el tiempo que resta para que el proceso finalice, y gracias al sensor de humedad y temperatura podemos observar también estos parámetros que tan importantes son para la correcta ejecución del proceso.

Para poder determinar correctamente la distancia existente entre el ánodo y el cátodo se utiliza el método detallado en el ANEXO L, Manual de Usuario. PRECAUCIÓN: no realizar este procedimiento con alta tensión presente. Riesgo de choque y/o arco eléctrico.

En cuanto a la fabricación de la fuente de alta tensión, los resultados fueron satisfactorios ya que se logró generar un máximo de 22 kV con una fuente de alimentación continua de 36 V máximo, más que suficiente para realizar electrohilado con el polímero seleccionado. Gracias a que la fuente de baja tensión es regulable, se puede configurar el valor de alta tensión deseado en función del voltaje de salida configurado en la fuente (ver ANEXO L en el Manual de Usuario). IMPORTANTE: tener en cuenta que al producirse una circulación de corriente neta entre las puntas de alta tensión (debido a la distancia entre el colector y el emisor) el consumo del driver es relativamente bajo (en el



orden de los 650 mA) pero si se produce la ruptura del dieléctrico del aire (arco eléctrico) este consumo se eleva rápidamente llegando a los 4 A, con lo cual, se corre el riesgo de dañar los componentes de driver y de la fuente de alimentación.

A lo largo del proyecto fue necesario realizar mediciones y verificaciones de los parámetros que se estaban manejando. A continuación, se especifican los resultados de dichas mediciones y cálculos pertinentes.

### 5.1.1. Coeficiente de reducción “k”

Como se describió en el apartado 4.6.1, se realizaron mediciones para determinar el coeficiente de reducción “k” (ver ecuación 4.2). A continuación, se detalla la tabla de resultados obtenidos.

Valor de baja tensión sin reducción	Valor de baja tensión con reducción	Coeficiente de reducción
1,293	0,0112	115,446429
4,16	0,0368	113,043478
5,76	0,0511	112,720157
8,45	0,0745	113,422819
11,42	0,1	114,200000
14,06	0,123	114,308943
15,44	0,135	114,370370
18,96	0,166	114,216867
20,2	0,177	114,124294
22,5	0,198	113,636364
25,1	0,219	114,611872
28,3	0,248	114,112903
31	0,272	113,970588
33,5	0,293	114,334471
45,1	0,398	113,316583
45,2	0,396	114,141414

Tabla 5.1: Determinación del coeficiente de reducción.

Realizando un promedio algebraico entre los 16 valores obtenidos se determinó el coeficiente de reducción de nuestra punta de alta tensión que resultó en un valor de 114.

### 5.1.2. Factor de Alta Tensión

Este factor se utiliza para determinar el kilo voltaje que se obtiene a la salida del circuito de alta tensión a partir del voltaje utilizado para alimentar mismo. El factor se obtiene realizando el siguiente procedimiento:

1. Medir el valor de la fuente de alimentación (BT).
2. Simultáneamente, con otro tester medir el voltaje a la salida del flyback con la punta de alta tensión.



3. Multiplicar este último valor por el coeficiente de reducción calculado para la punta de alta tensión (ver ecuación 4.2) obteniendo así el valor de alta tensión calculado (AT).
4. Realizar el cociente entre el valor de alta tensión (AT) calculado en el paso anterior con el valor de la fuente de alimentación (BT).
5. Repetir los pasos anteriores para todo el rango de variación de la fuente de baja tensión.

Voltaje Fuente BT [V]	Voltaje Salida Flyback AT (calculado) [V]	AT/BT
10	5813,93	581,39
11,6	6782,92	584,73
12,4	7295,91	588,38
14	8321,90	594,42
15,4	9233,89	599,60
17	10259,87	603,52
18	10829,87	601,66
19	11627,86	611,99
21,4	13109,84	612,61
22,4	13793,83	615,80
25	15389,81	615,59
26	16073,80	618,22
28	17327,79	618,85
29,5	18353,77	622,16
34,9	22115,73	633,69
35,3	22571,72	639,43

*Tabla 5.2: Obtención del factor de alta tensión.*

A continuación, se procedió a calcular el promedio de los valores obtenidos en la tercera columna de la tabla, que es finalmente el factor de alta tensión. El valor promedio obtenido fue 608,88.

El siguiente gráfico muestra el comportamiento a la salida del circuito de alta tensión, según los voltajes aplicados a la entrada.





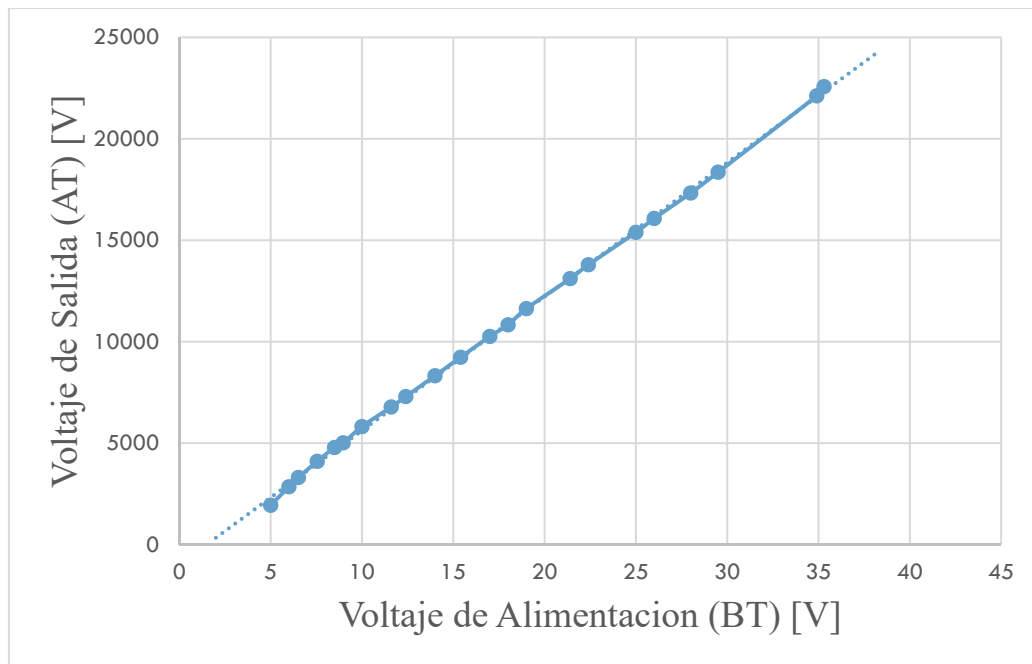


Figura 5.1: Comportamiento de flybacks a partir del voltaje de alimentación del circuito de alta tensión.

Como podemos observar en el gráfico, los flybacks tienen un comportamiento lineal, lo que facilita su uso y regulación para generar el kV deseado.

### 5.1.3. Consumos eléctricos

El consumo total del equipo se puede dividir en dos partes por separado. Una primera parte que corresponde a la alimentación del circuito de alta tensión, y la segunda al consumo de la bomba de infusión durante el proceso de electrohilado.

El consumo de la fuente de alimentación puede obtenerse fácilmente mediante las mediciones de voltaje de la fuente regulada, y la corriente de consumo del circuito de alto voltaje. Obteniéndose un consumo aproximado de  $0,63\text{A} \cdot 25\text{V} = 15,75\text{ W}$ .

La corriente máxima medida en la bomba de infusión fue de 300mA. Sabiendo que la fuente de alimentación es de 12 V cc, el consumo máximo resultó ser de 3,6 W.

### 5.1.4. Comprobación de campo

Se realizó un experimento empírico, el cual se llevó a cabo en un contenedor plástico con aceite de maíz. En su interior se colocaron dos tornillos adheridos al fondo del recipiente para que funcionen como electrodos. A continuación, se conectaron los terminales del flyback a dichos tornillos y se colocaron semillas en el aceite de tal manera que, si estuvieran en presencia de un campo eléctrico, se produzca la alineación de las mismas a lo largo de las líneas de campo.



El experimento se muestra en la figura 5.2 y como puede observarse existe una alineación clara, lo que indica que efectivamente se estaba produciendo un campo electrostático considerable:



Figura 5.2: Comprobación empírica de la existencia de campo electrostático.

#### 5.1.5. Avance por paso

Este factor es necesario para luego definir el volumen por paso. Considerando que una vuelta completa del motor tiene 200 pasos completos (como se especifica en la hoja de datos del motor), se procedió a realizar un avance de 2000 pasos realizando marcas precisas en la posición inicial y la posición final. La medición con el calibre arrojó una media de 8mm para estos 2000 pasos, por lo tanto, realizando la división correspondiente, se obtiene un avance por paso completo de 4  $\mu\text{m}$ . Esto se ve modificado al programar los micropasos, ya que esto divide un paso completo en “n” micropasos que, en el caso de este proyecto es de 32 micropasos por paso.

#### 5.1.6. Volumen por paso

Una vez definido el avance por paso de la pieza móvil central (4  $\mu\text{m}$ /paso) es posible definir el volumen de líquido que se inyectará para un determinado tipo y volumen de jeringa (no es lo mismo un avance de 8 mm del émbolo de una jeringa de 10 ml que el de una jeringa de 1 ml).

Para definir correctamente el volumen por paso para cada tipo de jeringa utilizada, se midieron los diámetros internos de las mismas y en base es esto se programó la bomba.



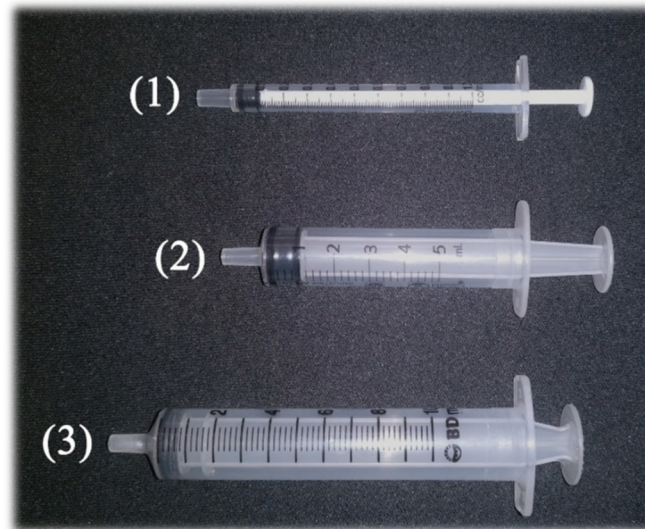


Figura 5.3: Jeringas utilizadas en la programación de la bomba. 1) Jeringa 1 ml; 2) Jeringa 5 ml; 3) Jeringa 10 ml

La jeringa 1 tiene un diámetro interno de 4,5 mm, la jeringa 2 uno de 12 mm y finalmente la jeringa 3 uno de 14,5 mm.

Estas medidas buscan ser simplemente una guía para saber si la jeringa adquirida puede ser utilizada en la bomba o no.

El volumen por paso de cada jeringa se determina midiendo con el calibre la distancia existente entre dos divisiones principales de la escala para luego, realizar una división simple como se muestra en la ecuación (5.1).

$$\text{Volumen por paso} = \frac{4\mu\text{m} * \text{Volumen entre divisiones principales}}{\text{Distancia entre divisiones principales}} \quad (5.1)$$

Para las jeringas utilizadas en este trabajo, los valores de volumen por paso de cada una son:

1.  $7 * 10^{-5}$  mL/paso
2.  $5 * 10^{-4}$  mL/paso
3.  $7,175 * 10^{-4}$  mL/paso

#### 5.1.7. Flujo de infusión

En función del flujo de infusión deseado (ingresado en  $\mu\text{L}/\text{min}$ ) y conociendo el volumen de infusión por paso de la jeringa configurada, se determina el tiempo por paso en “ $\mu\text{s}$ ” necesario para obtener dicho flujo. La ecuación (4.1) establece las variables que se utilizan para tal fin, siendo el “volumen por micropaso” la división entre el volumen por paso y los micropasos configurados (32).



Como se puede observar este parámetro depende de la jeringa utilizada por lo que, al realizar un cambio de jeringa, se deberá realizar un reinicio de la placa Arduino, para así introducir nuevamente el flujo deseado y reprogramar el tiempo por paso.

### 5.1.8. Volumen de infusión

Para que la bomba inyecte un volumen específico de solución, se calcula la cantidad de pasos necesarios para que el avance del émbolo se corresponda con el volumen configurado en la jeringa elegida. Una vez iniciado el proceso de infusión, el programa no aceptará nuevos comandos hasta que no termine de inyectar la totalidad del volumen previamente configurado (a menos que se produzca una parada de emergencia). Esto evita que se produzcan interrupciones por error del operario. El control manual realiza un avance de a un paso por vez.

$$Pasos = \frac{\text{Volumen a inyectar [mL]}}{\text{Volumen por micropaso [mL/micropaso]}} \quad (5.2)$$

Como se puede observar también este parámetro depende de la jeringa utilizada por lo que, al realizar un cambio de jeringa se deberá realizar un reinicio de la placa Arduino.

## 5.2. Resultados de pruebas preliminares

A continuación, se describen los resultados obtenidos en las diferentes “pruebas” realizadas con el equipo funcionando correctamente y que van desde la **prueba 1 a la 19** inclusive. En la Tabla 4.1 se detallan los parámetros configurados para cada una de estas pruebas.

En estas pruebas preliminares se prepararon soluciones con diferentes concentraciones de gelatina en distintos solventes y se fueron modificando los parámetros críticos como el flujo y el valor de alta tensión para determinar las condiciones óptimas en las que el proceso de electrohilado se hace efectivo. Como solventes para estas pruebas se utilizaron: agua, PBS, una mezcla de ácido acético:agua y una mezcla de etanol:agua.

La figura 5.4a muestra el proceso de electrohilado para la **prueba 1**, donde se usó agua como solvente y una concentración baja de polímero (0,5% p/v). Como puede observarse en la figura 5.5 se produce una deposición demasiado líquida y un goteo en el colector por acumulación de agua. Modificando la velocidad de flujo o la distancia entre el colector y la punta de la aguja (**pruebas 2-5**) se obtuvo el mismo resultado. Como ya se mencionó la concentración del polímero es un factor importante para el proceso de electrohilado y bajas concentraciones generan electrospray en lugar de fibras. <sup>[40]</sup>

Cuando la concentración del polímero se aumentó a un 15% p/v (**prueba 6**), se obtuvo una acumulación de solución en la punta de la aguja sin formación de jet (Figura 5.4b). Lo cual nos plantea un límite de concentración a partir del cual no se produce jet con agua como solvente.



A continuación, se utilizó PBS como solvente (**pruebas 7-10**). La adición de sales a la solución incrementa la conductividad y por consiguiente la fuerza eléctrica para el estiramiento del jet. <sup>[45]</sup> Sin embargo, independientemente de la concentración del polímero o de la velocidad de flujo utilizada, se observó la formación de una cadena polimérica macroscópica de aproximadamente 2 cm de largo (Figura 5.4c). Esta cadena luego es expulsada por su propio movimiento con una dirección resultante de la composición de las fuerzas generadas por el campo electrostático y las generadas por la inercia de movimiento que posee. La utilización de una mezcla de ácido acético:agua (5:95) como solvente mostró resultados similares aun utilizando un valor de tensión mayor (**prueba 11**). El ácido acético si bien posee baja volatilidad, presenta una menor tensión superficial que el agua y el PBS, <sup>[49]</sup> sin embargo en este experimento se utilizó una baja concentración del mismo, que no fue suficiente para disminuir la tensión superficial de la mezcla, y por lo tanto variar los resultados del proceso.

En cuanto al flujo, en estas primeras pruebas, no se pudo determinar la influencia que éste tiene en el proceso, a pesar de que la variación del mismo cubrió un rango que va desde los 5  $\mu\text{L}/\text{min}$  hasta los 150  $\mu\text{L}/\text{min}$ . Esto se debe a que los solventes elegidos y la concentración del polímero no fueron adecuados para generar electrohilado. Sin embargo y teniendo en cuenta la bibliografía <sup>[65]</sup> se estableció que el flujo no debía superar los 70  $\mu\text{L}/\text{min}$  en las pruebas finales.

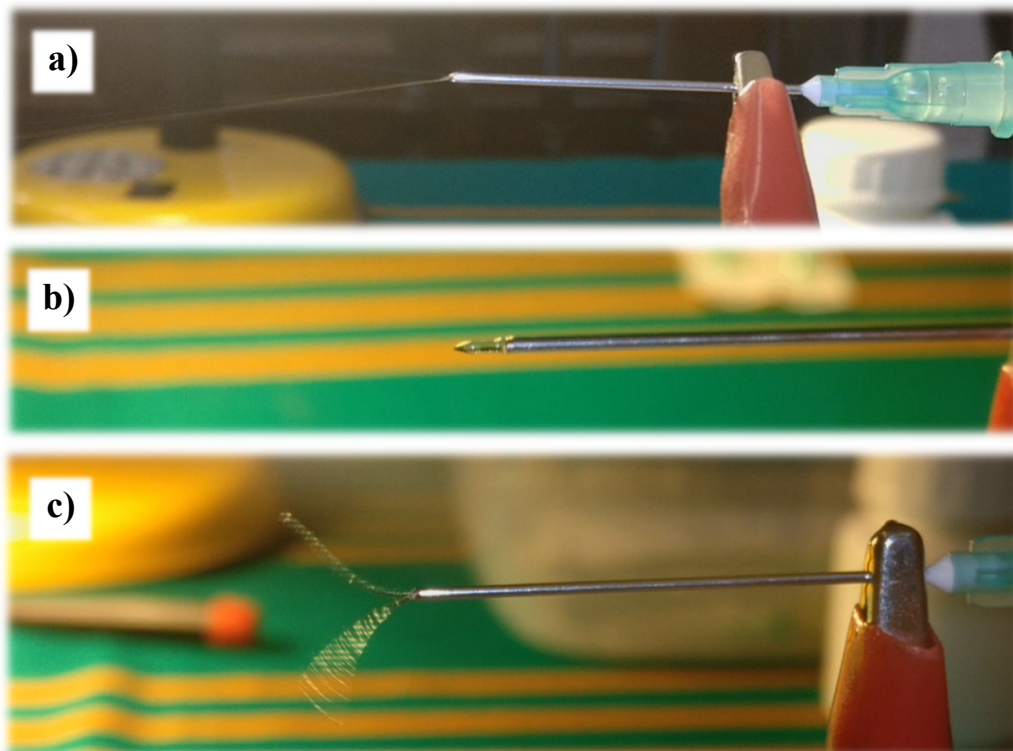


Figura 5.4: Pruebas preliminares. a) Prueba 1; b) Prueba 6; c) Prueba 7

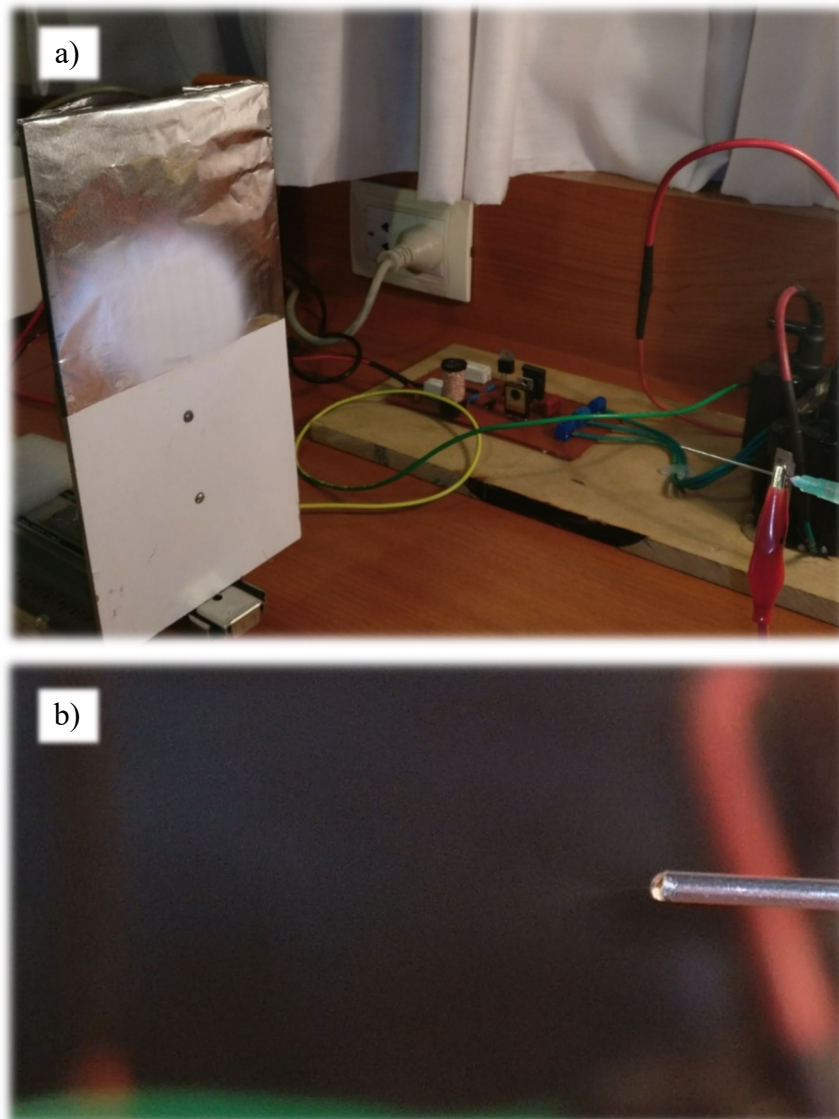




*Figura 5.5: Gotas de solución en el colector. Prueba 1, 2, 3, 4 y 5*

A partir de la **prueba 12** se utilizó como solvente una mezcla de agua:etanol (50:50), aumentando así la volatilidad y disminuyendo la tensión superficial del solvente.<sup>[49]</sup> La figura 5.6 muestra imágenes macroscópicas del proceso de electrohilado para la prueba 12 (gelatina 7,5% p/v). Inicialmente parecía que no se producía el jet después del cono, pero observando detalladamente el colector, se destacaba una deposición de polímero en el mismo (Figura 5.6a). Gracias a esta observación se prestó más atención al jet y se logró observar con la cámara aplicando zoom en modo macro (Figura 5.6b).





*Figura 5.6: Prueba 12. a) Deposición en el colector.  
b) Formación del cono de Taylor y Jet.*

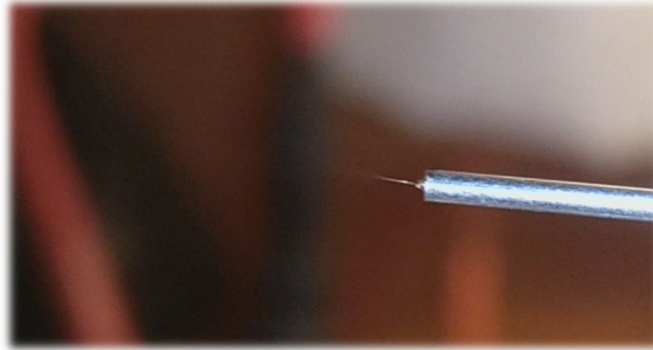
El solvente elegido, debe permitir una disolución homogénea del polímero y mejorar las propiedades dieléctricas de la solución, favoreciendo la formación de fibras con menos estructuras defectuosas. [47] [48] Si el polímero no se encuentra correctamente disuelto, puede producirse obstrucción del capilar de la aguja durante el proceso. A la vez, ésta correcta dilución promueve la obtención de fibras homogéneas. [62]

Consideramos esta prueba el punto de inflexión en el proyecto ya que fue el primer jet que se obtuvo con las características propias del proceso de electrohilado.

Continuando con la evaluación de los parámetros, se modificó la velocidad de flujo y la concentración de la solución. Las **pruebas 13 a 18** reflejan estos cambios y en todos los casos se observó el proceso de electrohilado con producción de jet después del cono de Taylor con deposición de material en el colector.

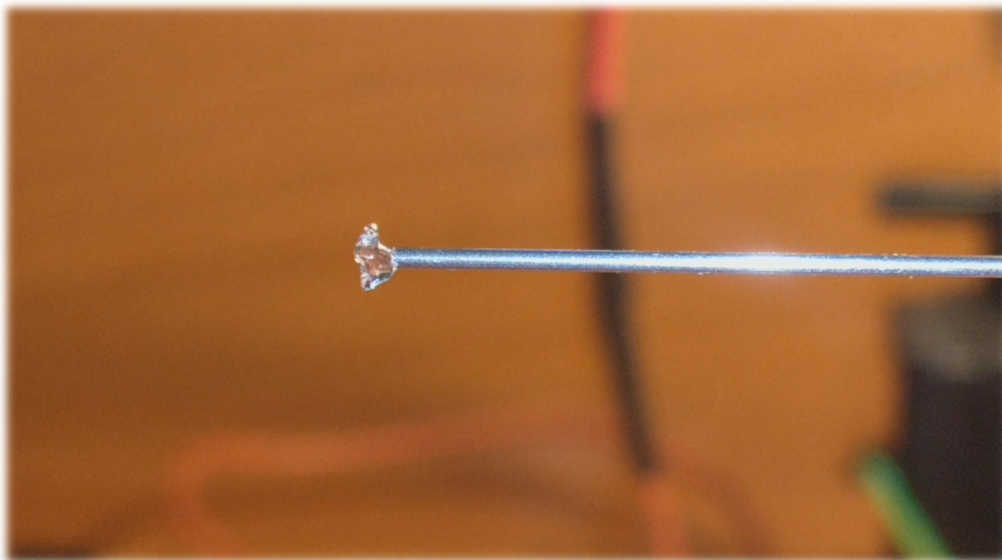


Aunque pudo lograrse esta deposición en el colector, en la figura 5.7 se observa que no se forma correctamente el cono de Taylor fuera de la aguja. Esto podría deberse a que el avance de la bomba no es continuo y el cono se consume más rápido de lo que se regenera. Cabe aclarar que no se había incluido en la programación de la bomba la realización de micropasos, por lo que el flujo se manifestaba pulsátil. A partir de la **prueba 19**, una vez aplicada la programación de micropasos, se observa un flujo más continuo y estable.



*Figura 5.7: Prueba 13; cono de Taylor pequeño, Jet presente.*

Se corroboró la importancia del monitoreo de la temperatura ambiente y la humedad relativa en el proceso ya que el polímero cambió sus propiedades a medida que se enfriaba, generando una acumulación de solución en la punta de la aguja (Figura 5.8). Para solventar este inconveniente, se realizó un calentamiento de la solución previo a la ejecución del proceso, con lo que se mejoró la fluidez de la misma a través de la aguja.



*Figura 5.8: Prueba 16. Acumulación de solución en la punta de la aguja por enfriamiento de la solución.*





### 5.3. Resultados de pruebas finales

Una vez realizada e implementada la programación de los micropasos, se puede observar que el cono de Taylor está perfectamente formado y el Jet es estable, sin embargo, en la primera microscopía realizada (Figura 5.9b) se observan discontinuidades y fallas en el entramado del hilado, consistente con un patrón tipo electrospray. Si bien se existen fibras, éstas son inconstantes. La solución utilizada en esta prueba fue gelatina al 10% y como solvente etanol:agua (50:50).

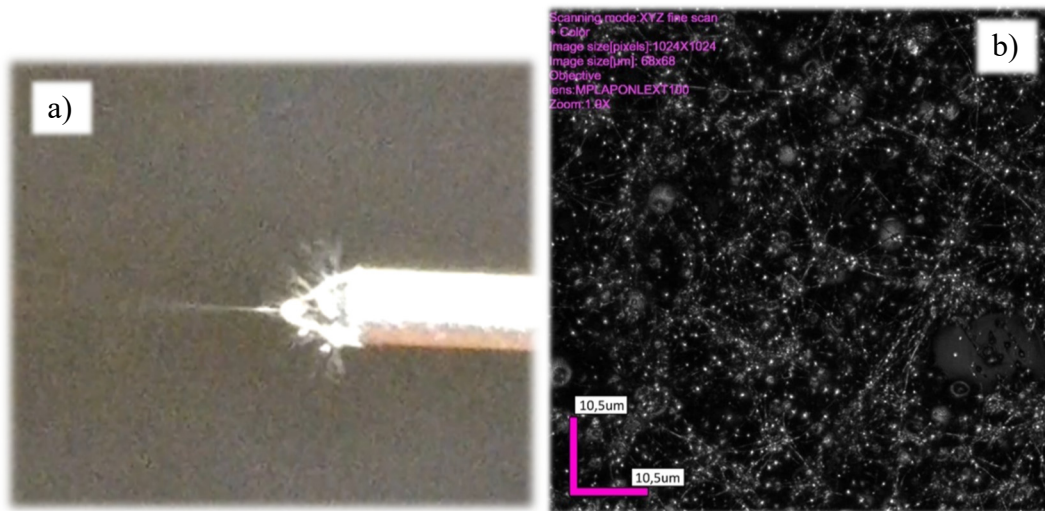


Figura 5.9: Prueba 19. a) Cono de Taylor. b) Microscopia confocal. Magnificación 4051X

Las fallas en la formación de fibras podrían atribuirse a que no se produce electrohilado debido a la baja concentración de la solución.

En las **pruebas 21 y 22**, se utilizó una concentración de gelatina mayor (15% p/v). el único parámetro que se varía entre ambas muestras es la distancia entre la punta de la aguja y el plato colector. Para la prueba 21 se estableció una distancia punta-colector de 15 cm, mientras que para la prueba 22, ésta fue de 20 cm.

En la figura 5.10 se observa en ambas pruebas, un entramado continuo y con buenas características de electrohilado. Esto es debido al aumento de la concentración del polímero. Para la **prueba 22** se destaca un entramado más denso.

Analizando las imágenes, en función del único parámetro modificado, la mayor presencia de grumos en la prueba 21 podrían deberse a que, al aumentar la distancia de separación se produce un mayor estiramiento de la fibra y, además, un incremento en el tiempo de vuelo del Jet para lograr una correcta evaporación del solvente, lo que disminuiría la formación de grumos en la prueba 22. [63]



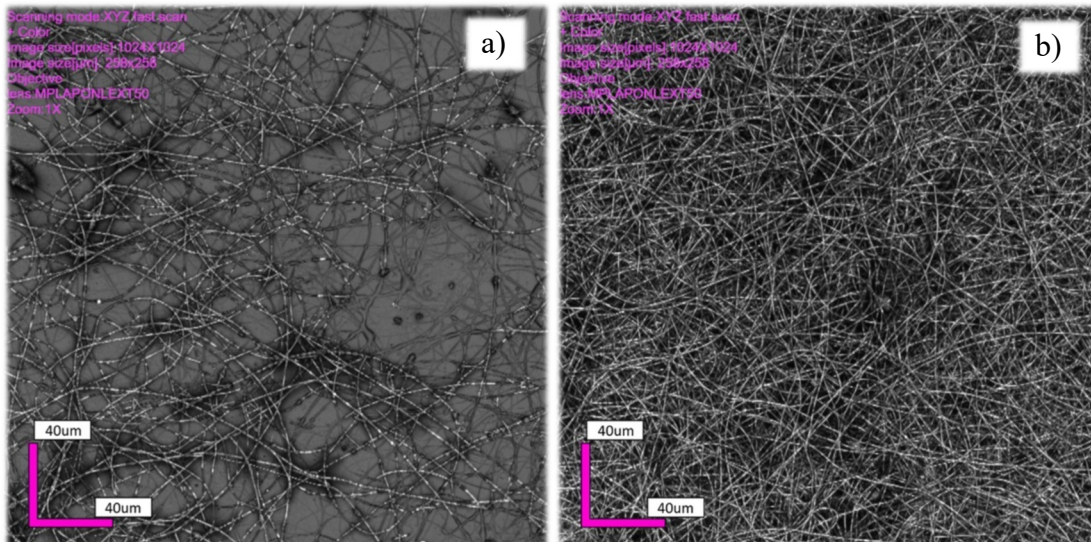


Figura 5.10: Microscopia confocal. Magnificación: 1070X a) Prueba 21. b) Prueba 22.

Aumentando el tiempo de deposición en la **prueba 22** pudo obtenerse un tejido lo suficientemente resistente como para poder ser extraída del colector sin que se dañara. En la figura 5.11 se observa el resultado de esta extracción en forma de un tejido ultra fino.

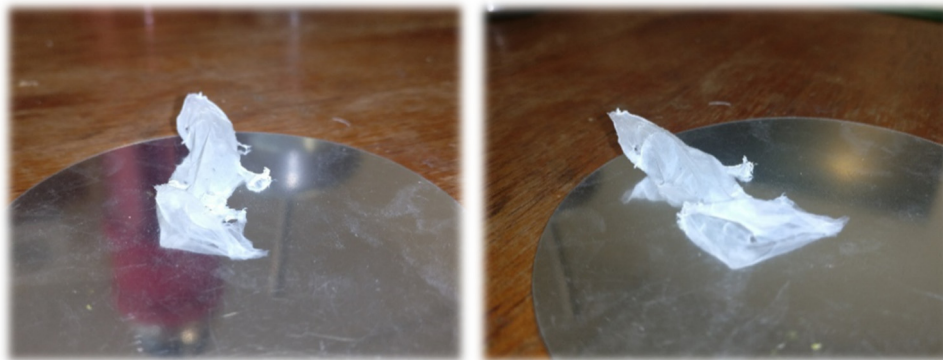


Figura 5.11: Tejido obtenido luego de quitarlo del plato colector. Electrohilado realizado con los parámetros de la prueba 22 y un mayor volumen de deposición (200 µl).

Cuando la distancia aguja-colector se incrementa aún más (a 25 cm, **prueba 28**) se comienza a observar un incremento en la formación de grumos presentes a lo largo de las mismas. En la figura 5.12 se compara el entramado de la prueba 22 y la 28.



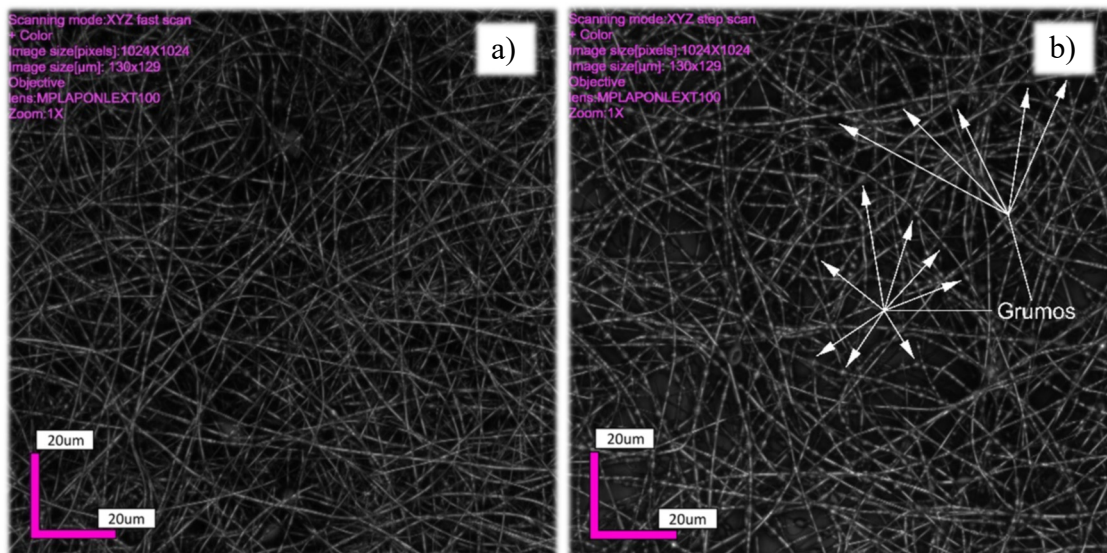


Figura 5.12: Microscopía confocal, magnificación 2132X. a) Prueba 22. b) Prueba 28.

Para la **prueba 23**, se aumentó la concentración de la gelatina a un 20% p/v, lo cual provocó una aglomeración de polímero en la punta de la aguja, que terminó por obstruir la misma. Se consideró entonces, que la concentración óptima para generar nanofibras de gelatina en etanol:agua (50:50) fue de 15% p/v.

Realizando una nueva **prueba (24)**, se utilizó otra vez una concentración de gelatina al 15% p/v y se tuvo en cuenta el cambio en la temperatura ambiente. La **prueba 22** fue realizada a 27°C mientras que la **prueba 24** se realizó a 21°C, manteniéndose constantes el resto de los parámetros involucrados.

En la figura 5.13, se observa cualitativamente un aumento en la cantidad de grumos en el entramado obtenido en la prueba 24.

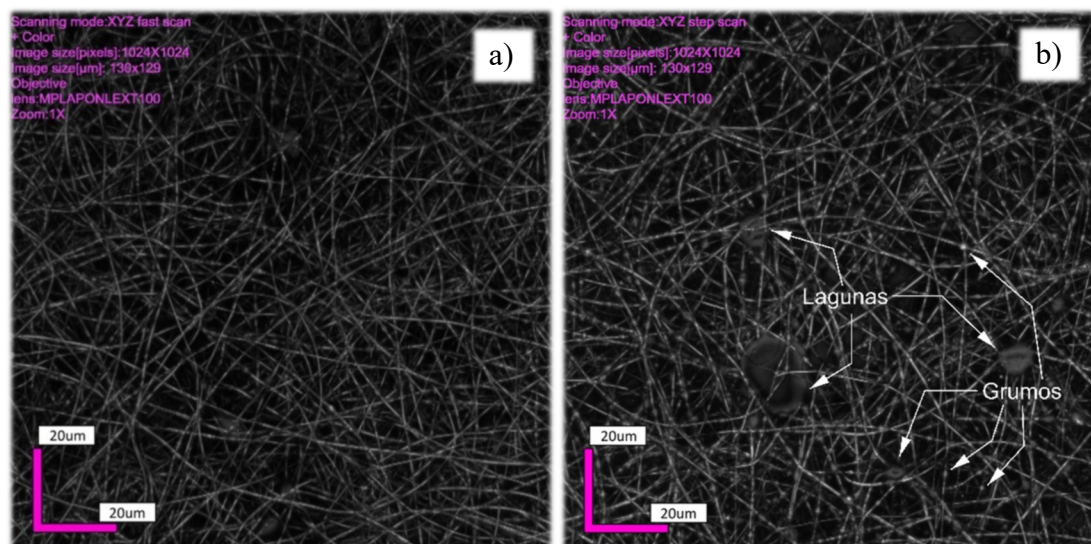


Figura 5.13: Microscopía confocal. Magnificación: 2132X: a) Prueba 22 b) Prueba 24.



Este incremento en los defectos podría deberse a que una disminución en la temperatura produciría un efecto retardante en la evaporación del solvente. [57] [58]

Para evaluar la influencia del tiempo de vuelo de jet en el proceso se realizaron nuevas pruebas, manteniendo constante la relación voltaje-distancia, pero modificando la distancia aguja-colector y el valor de tensión. Esto no modificó el valor neto del campo electrostático. [66]

Como puede verse en la figura 5.14 un aumento en el tiempo de vuelo del jet (**pruebas 26 y 27**) genera un entramado poco denso y con muchas imperfecciones.

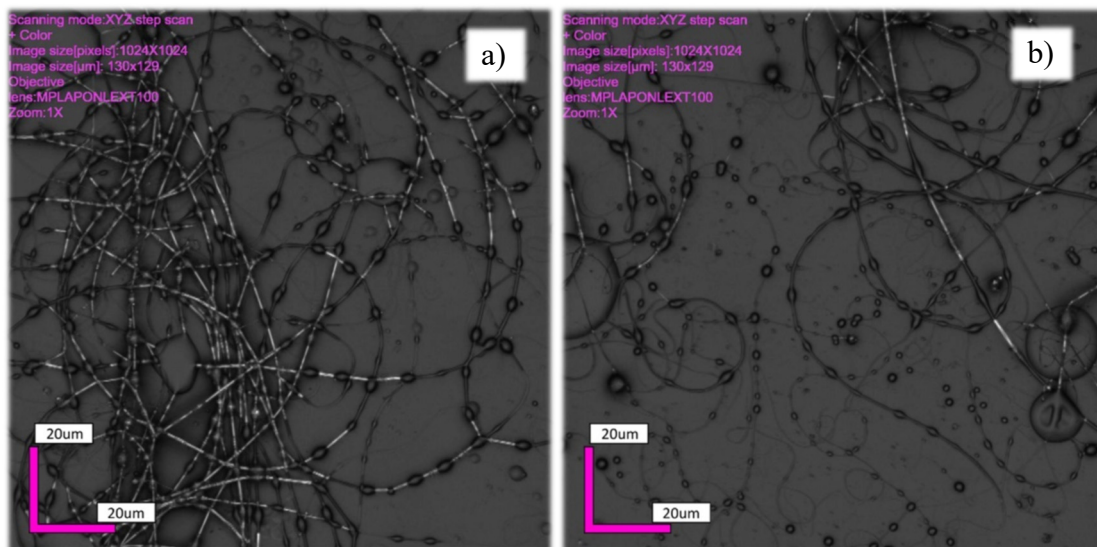


Figura 5.14: Microscopia confocal. Magnificación: 2132X a) Prueba 26 b) Prueba 27.

Comparando estos resultados con la bibliografía [56] se corrobora que el aumento en el tiempo de vuelo produce discontinuidades en el entramado y un aumento en la cantidad de defectos.

En la **prueba 28**, se redujo el valor de alta tensión y se mantuvo la distancia. Se contrastó con la **prueba 26** ya que esta fue la que mejores características arrojó.

Como puede verse en la figura 5.15, existe una mejoría en el entramado y una menor presencia de grumos.

Se puede decir que como se indica en la bibliografía [52] ante una reducción de la tensión y consecuentemente del campo electrostático, se produce una disminución en el diámetro de las fibras acompañado de una menor cantidad de defectos debido a una mejoría en la estabilidad del jet.



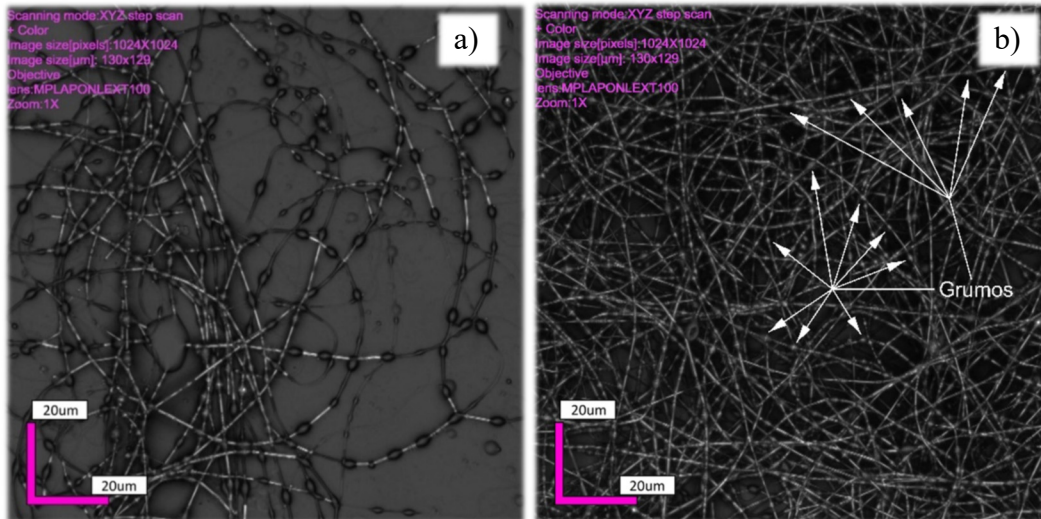


Figura 5.15: Microscopia confocal. Magnificación: 2134X a) Prueba 26 b) Prueba 28.

A continuación, se utilizó una solución de gelatina 15% p/v en etanol:agua (60:40). Con esta modificación se buscaba observar los efectos de utilizar un solvente más volátil para la reducción de la presencia de grumos, ya que esto puede deberse a solvente que no alcanza a evaporarse antes de que las fibras se depositen sobre el colector. [55] Sumado a esto, también se realizaron modificaciones en las velocidades de flujo para ver cómo estas afectaban la formación de fibras.

En la figura 5.16 se muestran los resultados de las **pruebas 29, 30 y 31** respectivamente.

Los resultados mostraron que el cambio del solvente no redujo la cantidad de defectos en el entramado, por el contrario, se ve una malla con mayores imperfecciones, probablemente sea necesaria una mayor proporción de etanol en la mezcla, sin embargo, esto no es posible de realizar porque no puede solubilizarse la gelatina. Este efecto puede observarse en las micrografías obtenidas, donde una proporción de etanol:agua (60:40) no alcanza a disolver correctamente el polímero generando una mayor cantidad de grumos en las fibras. Deberían probarse otros solventes más volátiles. [49] En cuanto a la variación en el flujo, no se evidenciaron diferencias entre las distintas pruebas con este solvente.



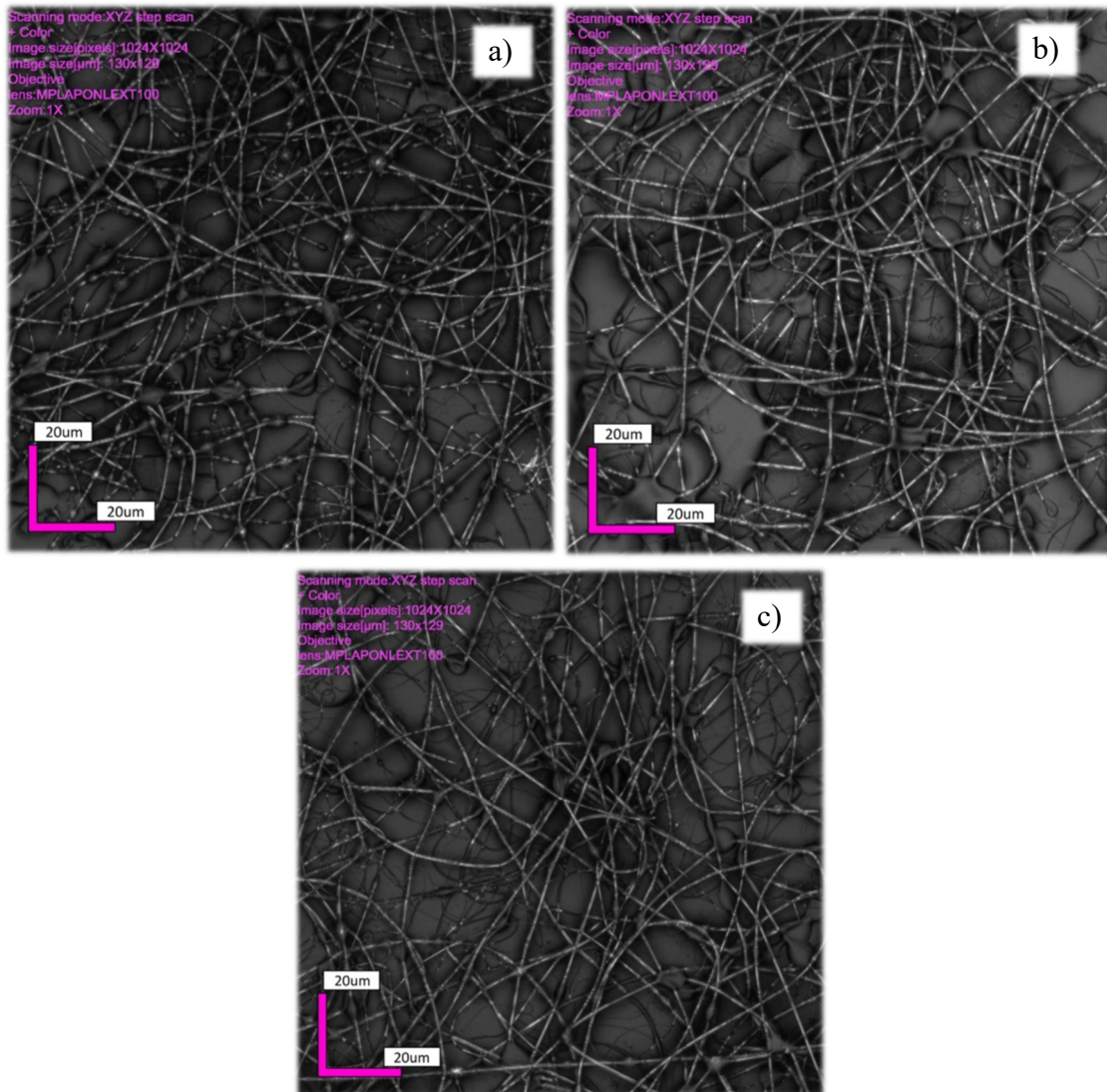


Figura 5.16: Microscopia confocal. Magnificación: 2132X a) Prueba 29 b) Prueba 30 c) Prueba 31.

Luego, se incorporó HA con la intención de generar fibras de gelatina-HA. Para las **pruebas 32 y 33** se utilizó una solución 10% p/v en etanol:agua (50:50), donde el soluto se compone de una mezcla de HA-gelatina 10%-90%. En ambas pruebas se observó una deposición de granos de HA sin formación de fibras. La figura 5.17 ilustra dicha deposición.

Este patrón tipo electrospray puede deberse a que los granos de HA interrumpen la continuidad del Jet o a la baja concentración de la solución. Como se observó anteriormente en la **prueba 19**, a esta concentración de gelatina no es posible generar fibras.



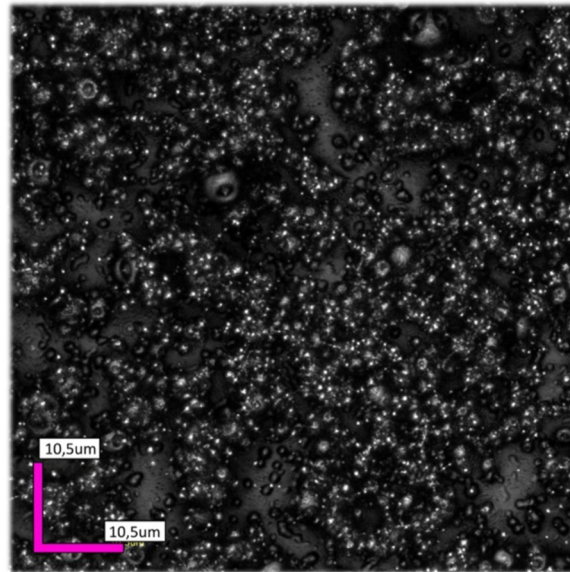


Figura 5.17: Microscopia confocal. Magnificación: 4051X. Prueba 32. Granos de HA.

En vista de estos resultados, se aumentó la concentración de gelatina e HA en la solución obteniendo una concentración de soluto 15% p/v, y una proporción de HA-gelatina 16,6%-83,7%. Se realizaron 3 **pruebas (36 a 38)** en las cuales la velocidad de flujo fue modificada y cuyos valores se fueron incrementando de 5  $\mu\text{L}/\text{min}$  a 10  $\mu\text{L}/\text{min}$ .

En las microscopías (Figura 5.18) se observan fibras de tamaño nanométrico (de 250 nm a 400 nm) con cristales de HA. También pueden distinguirse variaciones cualitativas en la cantidad de grumos en el entramado a medida que se modifica el flujo de infusión, siendo la **prueba 37**, realizada a 7  $\mu\text{L}/\text{min}$ , la que menos defectos de este tipo tiene y la que posee un entramado más denso.

Se puede ver como el incremento en la concentración de la solución llevó a resultados más prometedores, ya que en estas pruebas se evidencia la presencia de fibras con HA intercalada en su trayectoria, cosa que no pudo ser obtenida anteriormente.



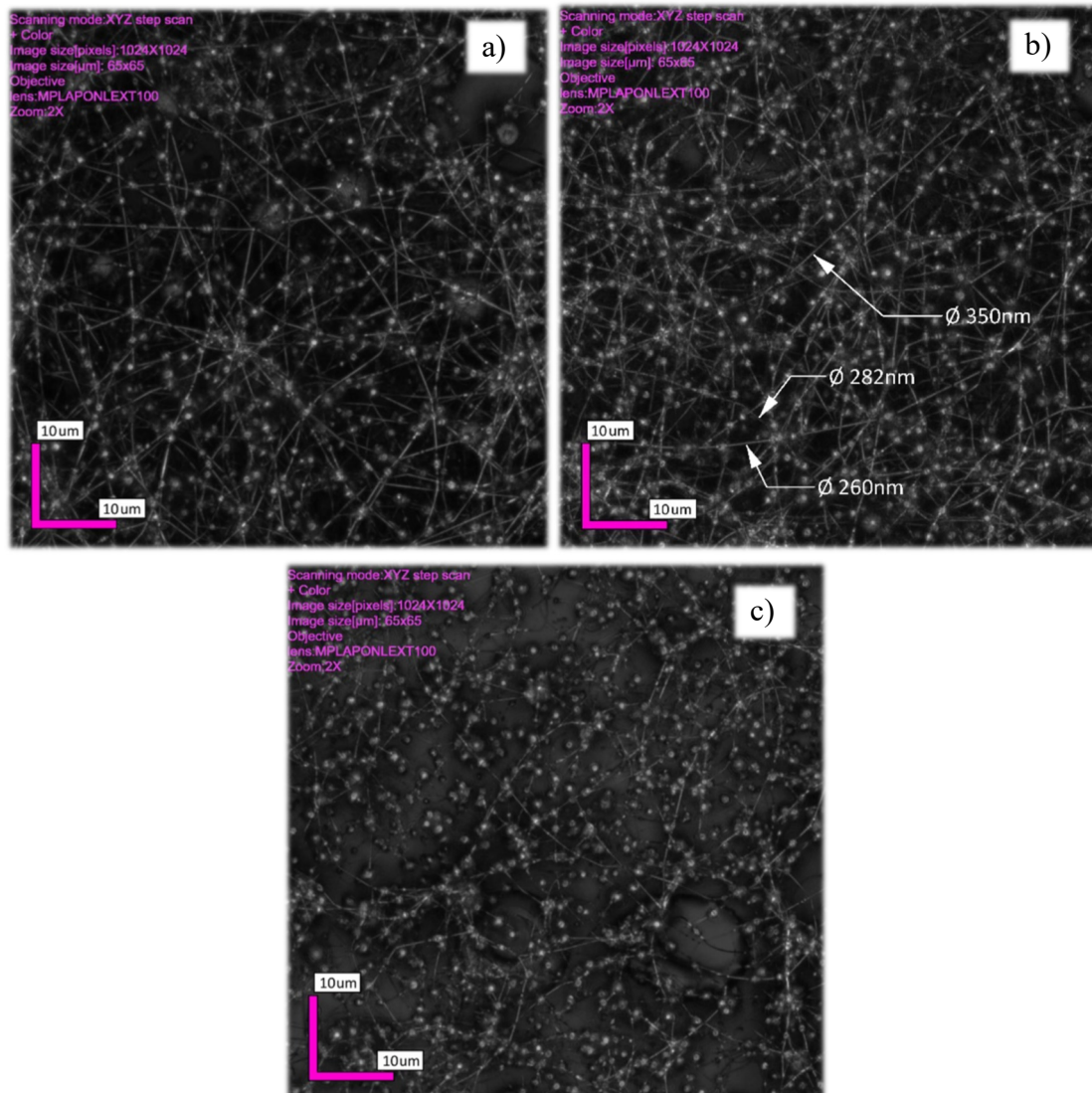


Figura 5.18: Microscopía confocal. Magnificación: 4264X: a) Prueba 36 b) Prueba 37  
c) Prueba 38.

Como control se realizó una prueba (**25**) con una solución al 12,5% p/v (la misma que en las anteriores) pero sin HA y las imágenes de las nanofibras obtenidas se muestran en la figura 5.19.





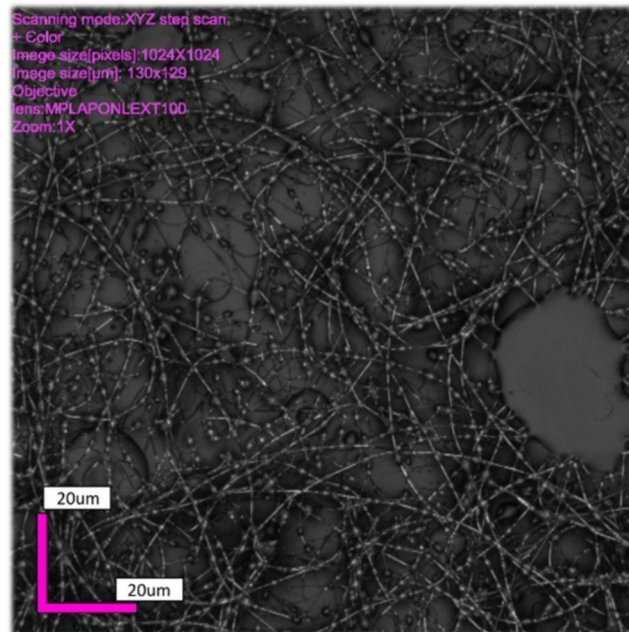


Figura 5.19: Microscopía confocal. Magnificación: 2132X prueba 25.

Analizando estos resultados, podemos concluir que el parámetro de velocidad de flujo óptimo para soluciones de gelatina al 15% p/v sin HA es de 5  $\mu\text{L}/\text{min}$ , pero al momento de incorporar HA, este valor se eleva a 7  $\mu\text{L}/\text{min}$ .

Todos los resultados obtenidos en las pruebas finales otorgan una visión general de los parámetros a utilizar cuando se desea realizar un proceso de electrohilado con el equipo diseñado en el proyecto. Se consideran los valores presentes en la tabla 5.1 como referencias a partir de los cuales pueden efectuarse comparaciones y realizar nuevos ensayos, variando los mismos y evaluando los diferentes resultados como se realizó a lo largo de toda esta sección.

Parámetro	Valor
Solución	Gelatina al 15% p/v en etanol:agua (50:50)
Voltaje	15 kV
Distancia	20 cm
Flujo	5 $\mu\text{L}/\text{min}$
T° ambiente	27°C
Humedad Relativa	40%
Diámetro interno aguja	0,8 mm

Tabla 5.1: Valores de referencia para la fabricación de nanofibras.





# CONCLUSIONES

## 6. CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos, el trabajo de investigación y el diseño realizado a lo largo de todo este proyecto integrador se puede decir que, el equipo de electrohilado fabricado cuenta con las características necesarias para ser utilizado por personal idóneo de forma sencilla e intuitiva y obtener resultados satisfactorios en la fabricación de nanofibras.

Si bien el equipo puede mejorarse significativamente y los resultados se limitan a la obtención de nanofibras de gelatina con hidroxiapatita, se sentaron las bases para un gran abanico de futuros proyectos, ya sea en el área de investigación con nanofibras, la producción de fármacos de liberación controlada, el diseño de estructuras o andamios para probar métodos de crecimiento celular, la fabricación de nuevos biomateriales y mejora de la biocompatibilidad de tejidos; como también proyectos que tengan que ver con la electrónica de programación y de potencia.

El hecho de que la Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales pueda contar con un equipo de estas características para uso cotidiano y propio, le permite introducirse en un campo de investigación que actualmente está en crecimiento constante: el de la Nanotecnología.

Revisando detalladamente las diferentes etapas del proyecto se destacan múltiples mejoras que podrían realizarse para optimizar el proceso y obtener aún mejores resultados, o ampliar estos resultados a otras aplicaciones.





# PERSPECTIVAS

## 7. PERSPECTIVAS

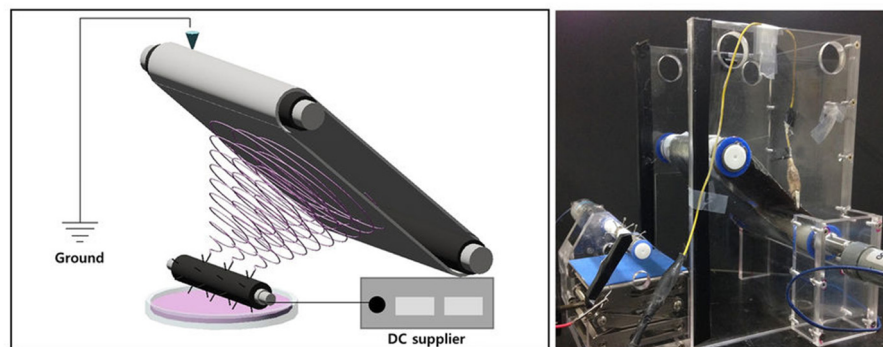
Al finalizar el proyecto se realizó un análisis acerca de las posibles mejoras que pueden implementarse el equipo de electrohilado, a fin de mejorar su rendimiento, y además poder obtener otro tipo de tejidos.

- Realizar los experimentos en un ambiente controlado: como se observó a lo largo del proyecto, uno de los puntos críticos del proceso es el mantenimiento de los parámetros ambientales que afectan al mismo. La implementación de una cámara de acrílico de manera tal de aislar el sistema sería una solución viable. De esta forma, se facilita el control de la temperatura y humedad, que deben mantenerse estables a lo largo de cada proceso.
- Rediseño del sistema colector: ya que este es poco eficiente y puede generar pérdidas, principalmente debido a que el riel es metálico y se encuentra a poca distancia al terminal negativo en donde se conecta el flyback, provocando así, pérdidas en la distribución de las cargas para formar el campo electrostático. Esto podría solucionarse implementando un colector fijo sobre un acrílico, y diseñar un método que permita ajustar la distancia colector-aguja mediante el desplazamiento de la bomba, evitando así la pérdida de carga.
- Realizar diferentes tipos de colectores: con el fin de poder obtener tejidos alineados, ya que en el proyecto actual se optó por un colector fijo, obteniéndose así tejidos de disposición aleatoria. Para obtener un tejido alineado se implementa un colector de tipo disco giratorio, de manera tal que el mismo recoja las nanofibras y las alinea en forma concéntrica. Se puede implementar también un colector de tipo rodillo, para que la recolección de las fibras sea paralela.
- Adquirir una fuente comercial de alto Voltaje: debido que al tener que realizar una serie de cálculos para conocer el valor de voltaje a la salida de los flyback, se pueden arrastrar muchos errores, generando diferencias entre el valor de alta tensión real y el calculado.
- Implementar un sistema de seguridad eléctrica: En este proyecto se manejan voltajes muy elevados que pueden resultar peligrosos si no se tienen los debidos cuidados a la hora de manipular el equipo. Por lo que podría implementarse un sistema que, ante un aumento del consumo del driver del flyback, corte la energía. El incremento en el consumo del driver se puede detectar muy fácilmente debido a que, al generarse un campo electrostático, no hay circulación de corriente a la salida de los flyback. Así, si se produjera algún cortocircuito o descarga, el consumo del driver incrementará de forma rápida, accionando un dispositivo de seguridad que corte la alimentación, como un fusible.
- Ensamblar todo el sistema como uno: ya que el proyecto se realizó por etapas y módulos separados. Así, se podría reducir el espacio utilizado para la realización



de los ensayos, y facilitar el uso del equipo, eliminando los pulsadores de desplazamiento manual del gabinete de la bomba, y lograr que el control total se realice desde un solo tablero de comandos.

- Electrohilado con sondeo helicoidal <sup>[67]</sup>: La mayoría de los problemas en electrohilado surgen del uso de un sistema basado en jeringas, en el cual es crítico el mantenimiento del estado eléctrico en la distribución de cargas que influye en la realización de un electrohilado exitoso. Para superar esta limitación, se ha desarrollado una técnica de electrohilado sin jeringas como medio alternativo y eficiente para preparar una red de nanofibras. Esta nueva técnica utiliza un cilindro rotatorio con sondeo helicoidal (Figura 7.1).



*Figura 7.1: Electrohilado con Sondeo Helicoidal.*

Finalmente, este procedimiento de electrohilado sin jeringa contribuirá a la producción en masa de redes de nanofibras y podría conducir a la búsqueda de nuevas aplicaciones para nanofibras en campos biológicos, químicos y médicos. [34]





# BIBLIOGRAFÍA

## 8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] W. Gilbert, De Magnete, Magneticisque Corporibus, de Magno Magnete Tellur; “On the Magnet and Magnetic Bodies, and on That Great Magnet the Earth”; Peter Short, London, UK, (1628).
- [2] J.F. Cooley; “Apparatus for electrically dispersing fluids”; Patent US 692631; (1902).
- [3] Zeleny, J. "The Electrical Discharge from Liquid Points, and a Hydrostatic Method of Measuring the Electric Intensity at Their Surfaces". *Physical Review* (1914); 3:69–91.
- [4] Reneker DH Yarin AL, Kooimbhongse S.; “Taylor cone and jetting from liquid droplets in electrospinning of nanofibers”; *Journal of Applied Physics* (2001), 90(9):4836-4846.
- [5] Taylor, G.; “Disintegration of Water Drops in an Electric Field”; *Proceedings of the Royal Society A*. (1964); 280:383–397.
- [6] J. Doshi and D.H. Reneker; “Electrospinning Process and Applications of Electrospun Fibres”; *Journal of Electrostatics* (1995); 35:2-3:151.
- [7] Hohman, M. M., Shin, M., Rutledge, G. and Brenner, M. P.; “Electrospinning and electrically forced jets. I. Stability theory”; *Physics of Fluids* (2001); 13:2201.
- [8] L. Moroni, R. Licht, J. De Boer, J.R. De Wijn and C.A. Van Blitterswijk; “Fiber diameter and texture of electrospun PEOT/PBT scaffolds influence human mesenchymal stem cell proliferation and morphology, and the release of incorporated compounds”; *Biomaterials* (2006); 27-28:4911.
- [9] Pablo C. Caracciolo, Pablo R. Cortez Tornello, Fabian Buffa, Florencia Montini Ballarin, Teresita R. Cuadrado, Gustavo A. Abraham; “Pequeñas fibras, grandes aplicaciones”; (2001); 4.
- [10] Pablo C. Caracciolo, Pablo R. Cortez Tornello, Fabian Buffa, Florencia Montini Ballarin, Teresita R. Cuadrado, Gustavo A. Abraham; “Pequeñas fibras, grandes aplicaciones”; (2001).
- [11] Jiang S, Ma BC, Reinholz J, Li Q, Wang J, Zhang KA, Landfester K, Crespy D.; “Efficient Nanofibrous Membranes for Antibacterial Wound Dressing and UV Protection”; (2016).
- [12] Iqbal S, Rashid MH, Arbab AS, Khan M; “Encapsulation of Anticancer Drugs (5-Fluorouracil and Paclitaxel) into Polycaprolactone (PCL) Nanofibers and In Vitro Testing for Sustained and Targeted Therapy”; (2017).
- [13] <http://www.agenciasinc.es/Noticias/Nuevo-tejido-de-nanofibras-para-el-tratamiento-local-del-cancer>.
- [14] Gunatilake UB, Bandara J; “Efficient removal of oil from oil contaminated water by superhydrophilic and underwater superoleophobic nano/micro structured TiO<sub>2</sub> nanofibers coated mesh”; (2017).
- [15] Kabay G, Kaleli Can G, Mutlu M.; “Amyloid-like protein nanofibrous membranes as a sensing layer infrastructure for the design of mass-sensitive biosensors”; (2017).
- [16] Leonardo Murruni, Andrés J Kreiner Mario E Debray y Valeria Solanes; “Aerosoles en los subterráneos de Buenos Aires”, *Revista Ciencia Hoy* (2010); vol.20, N°116, p.24 (<http://www.cienciahoy.org.ar/ch/ln/hoy116/Subtes.pdf>)
- [17] Wang N, Zhu Z, Sheng J, Al-Deyab Ss, Yu J, Ding B.; “Superamphiphobic nanofibrous membranes for effective filtration of fine particles”; (2014).
- [18] Lee J, Kim JG, Chang JY.; “Fabrication of a conjugated microporous polymer membrane and its application for membrane catalysis.”; (2017)
- [19] Skaria SD, Smaldone GC.; “Respiratory source control using surgical masks with nanofiber media”; (2014).
- [20] Nora Aleyda García Gómez, Domingo Ixcóatl García Gutiérrez, Eduardo M. Sánchez; “Producción de bioelectricidad utilizando nanofibras duales de NONOFIBER CLOTHES TiO<sub>2</sub>/carbón como electrodo de una celda de combustible microbiana”; (2015).





- [21] C. Kim, K. S. Yang, M. Kojima, K. Yoshida, Y. J. Kim, Y. A. Kim, M. Endo; “Fabrication of Electrospinning-Derived Carbon Nanofiber Webs for the Anode Material of Lithium-Ion Secondary Batteries”; (2006).
- [22] Mohammad Mirjalili, Salar Zohoori; “Review for application of electrospinning and electrospun nanofibers technology in textile industry”; (2016).
- [23] Alexander Hartung, Sven Brueckner, Hartmut Bartelt; “Limits of light guidance in optical nanofibers”; (2010).
- [24] N. J. Pinto, A. T. Johnson Jr., A. G. MacDiarmid, C. H. Mueller, N. Theofylaktos, D. C. Robinson, F. A. Miranda; “Electrospun polyaniline/polyethylene oxide nanofiber field-effect transistor”; (2003).
- [25] G. T. Kim, J. Muster, V. Krstic, J. G. Park and Y. W. Park, S. Roth, M. Burghard; “Field-effect transistor made of individual V2O5 nanofibers”; (2000).
- [26] Ziabicki, A.; “Fundamentals of fiber formation”; *Ed. John Wiley and Sons*; London (1976); ISBN 0-471-98220-2.
- [27] Liang D, Hsiao BS, Chu B.; “Functional electrospun nanofibrous scaffolds for biomedical applications”. *Adv Drug Deliv Rev* (2007); 59:1392:412.
- [28] Duque L.M.; “Electrospinning: la era de las nanofibras”. *Revista Iberoamericana de Polímeros, Vol.14* (2013); 14.
- [29] Bhardwaj, N. & Kundu, S. C.; “Electrospinning: a fascinating fiber fabrication technique”; *Biotechnology Advances, vol 28* (2010); 326.
- [30] Adler RH Fano MR, Chun LJ; “Electromagnetic Fields, Energy, and Forces”; *Ed. John Wiley & Sons* (1987).
- [31] Sir Geoffrey Taylor; “Disintegration of water drops in an electric field”; (1964).
- [32] Duke Sanchez, Lina Marcela; Rodriguez, Leonardo; Lopez, Marcos; “Electrospinning: La era de las nanofibras”; (2013); 12.
- [33] W. Gilbert; “De Magnete, Magneticisque Corporibus, et de Magno Magnete Tellur”; “On the Magnet and Magnetic Bodies, and on That Great Magnet the Earth”; Facsímil de la traducción de Mottelay, *Dover Books* (1991), ISBN 0-486-26761-X.
- [34] Ramakrishna S, Fujihara K, Teo WE, Lim TC, Ma Z; “An Introduction to Electrospinning and Nanofibers”; *National University of Singapore* (2005).
- [35] Xinyun Wu, Richard D. Oleschuk and Natalie M. Cann; “Characterization of microstructured fibre emitters: in pursuit of improved nano electro spray ionization performance”; (2012); 2.
- [36] P.K. Bhattacharjee, T. M. Schneider, M. P. Brenner, G. H. McKinley, G. C. Rutledge; “On the measured current in electrospinning”; *Journal of Applied Physics, Volume 107, Issue 4* (2010); 6.
- [37] P. C. Caracciolo, F. A. Buffa y G. A. Abraham; “Matrices poliuretánicas nanofibrosas obtenidas por el proceso de electrospinning”; *2do Encuentro de Jóvenes Investigadores en Ciencia y Tecnología de Materiales - Posadas - Misiones - Argentina* (2008).
- [38] Iraima J. Fernández; “Polímeros en solución y aplicación de los polímeros en la industria petrolera”; *PDVSA-Intevep*; 9.
- [39] Vince Beachleya, Xuejun Wenabc; “Effect of electrospinning parameters on the nanofiber diameter and length”; (2009).
- [40] Ailiñ Mawen Quintana; “Generación de un protocolo para la obtención de micro y nanofibras con morfología core-shell a base de biopolímeros”; (2016).
- [41] Robert L. Mott; “Mecánica de los Fluidos”; *Pearson Educación, Sexta Edición* (2006); 32.
- [42] Dzikowski M, Castanié N, Guedon A, Verrier B, Primard C, Sohier J; “Antibiotic incorporation in jet-sprayed nanofibrillar biodegradable scaffolds for wound healing”; (2017).
- [43] Reneker DH Doshi J.; “Electrospinning process and applications of electrospun fibers. J. Electrostatics”; (1995); 35:151.



- [44] Hohman MM, Shin M, Rutledge G, Brenner MP. “Electrospinning and electrically forced jets. II. Applications” *American Institute of Physics* (2001); 13:2221:36.
- [45] Kim HY Kanjwal MA, Sheikh FA; “Spidernet within the n6 pva and pu electrospun nanofiber mats using salt addition: Novel strategy in the electrospinning process” *Polymer, Volume 50, Issue 18*, (2009); 50:4389;
- [46] Hayati I, Bailey AI, Tadros TF; “Investigations into the mechanisms of electrohydrodynamic spraying of liquids. I. Effect of electric-field and the environment on pendant drops and factors affecting the formation of stable jets and atomization”; *Journal of Colloid and Interface Science* (1987); 21:117-205.
- [47] Beck T Kleinmeyer J, Harris D.; “The effect of processing variables on the morphology of electrospun nanofibers and textiles”; *Polymer, Volume 42, Issue 1* (2001); 42:261.
- [48] Wannatong L, Sirivat A, Supaphol P.; “Effects of solvents on electrospun polymeric fibers: preliminary study on polystyrene”; *Polymer International, Volume 53, Issue 11* (2004); 53:1851:9.
- [49] Calzón Gutiérrez, Adrián; “Desarrollo de un equipo de electrospinning para obtención de nanofibras alineadas de recombinámeros tipo elastina”; *Universidad de Valladolid. Escuela de Ingenierías Industriales* (2016); 33.
- [50] Ramakrishna S Huang ZM, Kotaki M; “A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites”; *Composite Science Technology* (2003), 63:2223.
- [51] Correia DM Sencadas V.; “Determination of the parameters affecting electrospun chitosan fiber size distribution and morphology” *Carbohydrate Polymers, Volume 87, Issue 2* (2012); 87:1295.
- [52] Yordem OS, Papila M, Menceloğlu YZ; “Effects of electrospinning parameters on polyacrylonitrile nanofiber diameter: an investigation by response surface methodology”; *Material & Design Volume 29, Issue 1* (2008); 29:34-44.
- [53] Mikos AG Pham QP, Sharma U. “Electrospinning of polymeric nanofibers for tissue engineering applications: a review”; *Tissue Engineering, Volume 12, Issue 5* (2006); 12:1197-1211.
- [54] Yuan XY, Zhang YY, Dong CH, Sheng J; “Morphology of ultrafine polysulfone fibers prepared by electrospinning”; *Polymer International, Volume 53, Issue 11* (2004); 10:53:1704.
- [55] Baek DH Ki CS; “Characterization of gelatin nanofiber prepared from gelatin formic acid solution. Polymer”; (2005); 46:5094
- [56] Zhu Y Kang H; “Fabrication and electrochemical property of Ag doped SiO<sub>2</sub> nanostructured ribbons”; *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, Volume 356, Issues 1–3* (2010); 356:120.
- [57] Guo-Dong Fu, Guo Liang Li, K.G. Neoh, E.T. Kangb; “Hollow polymeric nanostructures synthesis, morphology and function”; *Progress in Polymer Science, Volume 36, Issue 1* (2011); 36:127.
- [58] Mit-uppatham C, Nithitanakul M, Supaphol P; “Ultrafine electrospun polyamide-6 fibers: effect of solution conditions on morphology and average fiber diameter”; *Macromolecular Chemistry and Physics, Volume 205, Issue 17* (2004); 205:2327:38.
- [59] Baumgarten PK; “Electrostatic spinning of acrylic microfibers”; *Journal of Colloid and Interface Science, Volume 36, Issue 1* (1971); 36:71.
- [60] Chu B Liang D, Hsiao BS; “Functional electrospun nanofibrous scaffolds for biomedical applications”; *Advanced drug delivery reviews, volume 59, issue 14* (2007), 59(14):1392\_1412, 2007.
- [61] Ramakrishna S Chong EJ, Phan TT. Evaluation of electrospun pcl gelatin nanofibrous scaffold for wound healing and layered dermal reconstitution. *Acta Mater*, 3:321\_30, 2007.
- [62] Calzón Gutiérrez, Adrián; “Desarrollo de un equipo de electrospinning para obtención de nanofibras alineadas de recombinámeros tipo elastina”; *Universidad de Valladolid. Escuela de Ingenierías Industriales* (2016); 30.



- [63] Duke Sanchez, Lina Marcela. Rodriguez, Leonardo. Lopez, Marcos; “Electrospinning: La era de las nanofibras”; (2013); 14.
- [64] Doshi J., Reneker D. H.; "Electrospinning process and application of electro-spun fibers"; *Electrostatics* (1995); 35:151-160.
- [65] Calzón Gutiérrez, Adrián; “Desarrollo de un equipo de electrospinning para obtención de nanofibras alineadas de recombinámeros tipo elastina”; *Universidad de Valladolid. Escuela de Ingenierías Industriales* (2016); 50.
- [66] Sears, Zemansky; “Física universitaria con física moderna. Volumen 2”; *Ed. Addison-Wesley, Decimisegunda edición* (2009); ISBN: 978-607-442-304-4; 790.
- [67] Seongjun Moon, Manjae Gil, Kyung Jin Lee; “Syringeless Electrospinning toward Versatile Fabrication of Nanofiber Web”; *Scientific Reports* 7, *Article number: 41424* (2017).

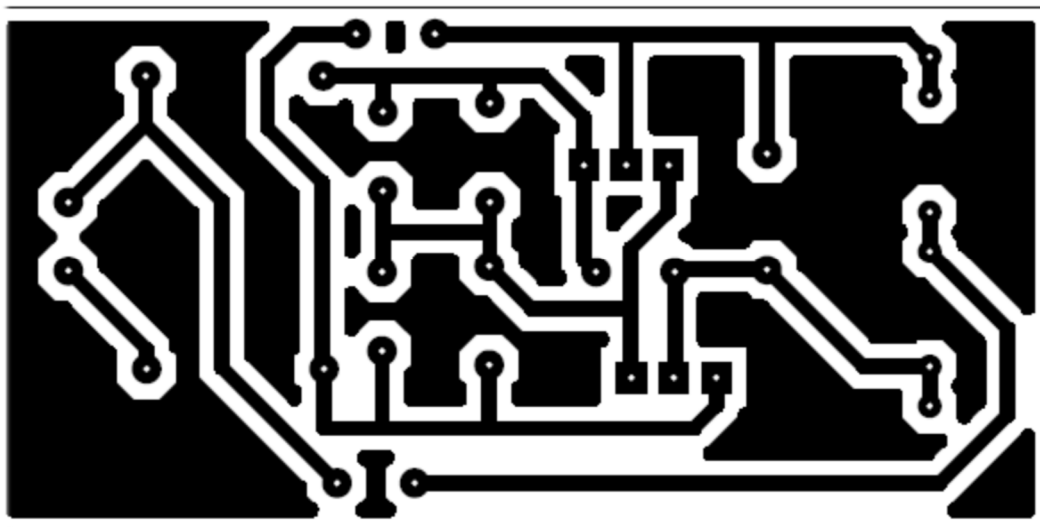
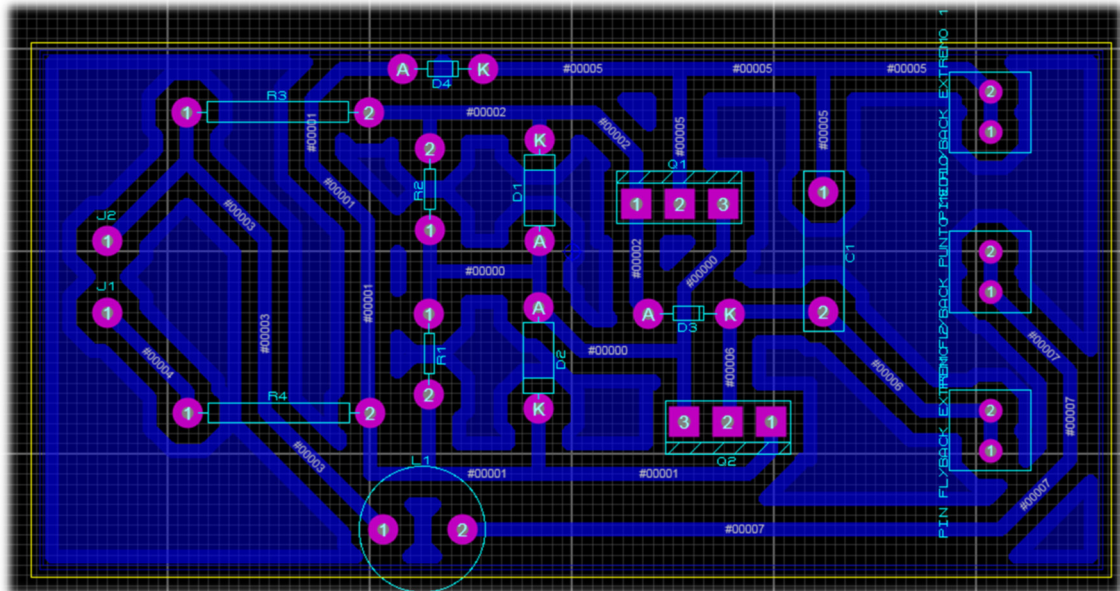




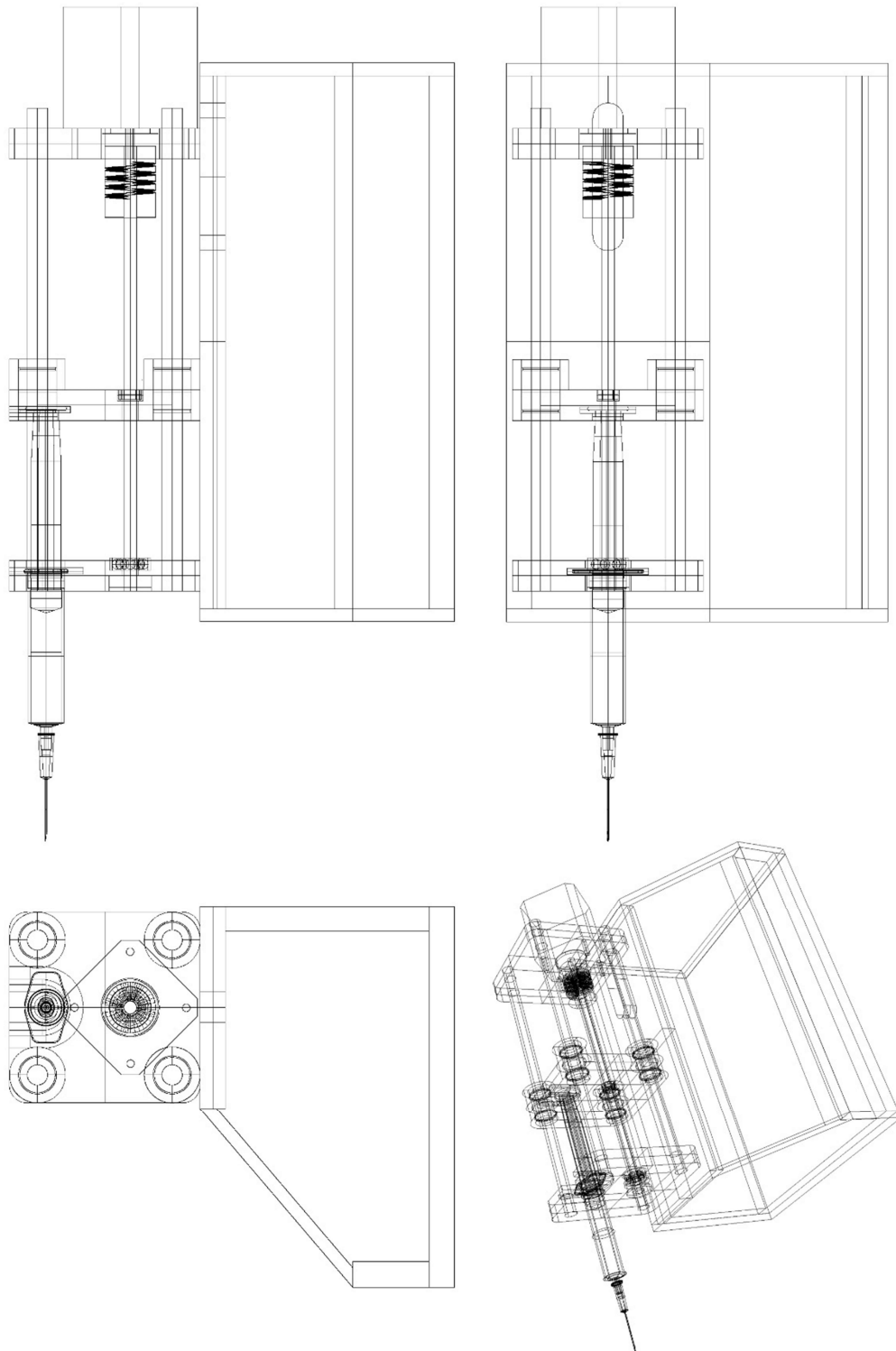
# ANEXOS

## 9. ANEXOS

### 9.1. ANEXO A: Diseño PCB driver Flyback



## 9.2. ANEXO B: Croquis del diseño de bomba de infusión



### 9.3. ANEXO C: Código de control del motor PAP

```

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BT (3, 4); //RX, TX

/* Variables Driver Paso a Paso */
const int enable = 5;
const int btn_avanza = 6;
const int btn_retrocede = 7;
const int dirPin = 8;
const int stepPin = 9;
const int MODE_0 = 10;
const int MODE_1 = 11;
const int MODE_2 = 12;
const int control_led = 13;
const int STOP_pin = 19; // uso el A5 como salida digital

float steps = 1; // se configura con el seteo del volumen
unsigned long steps_prev;
unsigned long stepDelay = 25; // se configura con el seteo del flujo
unsigned long stepDelay_prev;
unsigned long stepDelay_entero;
unsigned int stepDelay_decimal;
int jeringa;
int flujo;
int volumen;
//unsigned long contador = 0; //para developers, cuenta el nro de pasos.
int micro_step = 32;
bool flag_manual = 0; //inicializa en manual ya que se ejecuta la funcion al principio del programa
bool flag_STOP = 0;
/* Variables Driver Paso a Paso */

void setup() {
  BT.begin (115200);
  Serial.begin (115200);
  /* Pines Driver Paso a Paso */
  pinMode (enable, OUTPUT); // activar o desactivar Salida al motor
  digitalWrite (enable, HIGH); //HIGH : Salidas desactivadas al inicio
  pinMode(dirPin, OUTPUT);
  pinMode(stepPin, OUTPUT);
  pinMode(btn_avanza, INPUT);
  pinMode(btn_retrocede, INPUT);
  pinMode(MODE_0, OUTPUT); // microstepping MODE 0
  pinMode(MODE_1, OUTPUT); // microstepping MODE 1
  pinMode(MODE_2, OUTPUT); // microstepping MODE 2
  pinMode(control_led, OUTPUT); //LED DE CONTROL (para confirmacion de envio y recepcion de datos) funcion
  "blink_led()"
  pinMode (STOP_pin, OUTPUT);
  digitalWrite (STOP_pin, LOW);
  digitalWrite (MODE_0, HIGH); // configuracion a 1/16 1;1;1 .... POLOLU a4988
  digitalWrite (MODE_1, HIGH);
  digitalWrite (MODE_2, HIGH);
  digitalWrite (control_led, LOW);
  attachInterrupt( 0, Emergencia, RISING); //linea de interrupcion de emergencia
  /* Pines Driver Paso a Paso */
  control_ManAuto(); //inicia en modo manual
}

void loop() {

  if (flag_STOP == 1){ //reviso si el boton de emergencia fue presionado
    STOP();
  }
  /*Logica del Serial*/

```



```

if (BT.available () ) {
  String bufferString = "";
  while (BT.available() > 0) { //construyo la palabra completa
    bufferString += char (BT.read());
  }
  Serial.println (bufferString); //no puedo usar un switch porque es un string la variable
  if (bufferString == "JER") {
    blink_led (2);
    cambiar_jeringa ();
  }
  else if (bufferString == "VOL") {
    blink_led (2);
    cambiar_vol ();
  }
  else if (bufferString == "FLUJO") {
    blink_led (2);
    cambiar_flujo ();
  }
  else if (bufferString == "MA") { // cambio entre mando manual y automatico.
    control_ManAuto();
  }
  else if (bufferString == ">") {
    avanzar ();
  }
  else if (bufferString == "<") { //boton seteado en el maestro
    retroceder();
  }
  else {
    blink_led (3);
    BT.println ('0'); //mando un cero para avisar que hay un error de comando
    Serial.println ("error de comando");
  }
}
/*Logica del Serial*/

/*Logica de los Pulsadores*/
if (digitalRead (btn_avanza) == HIGH && digitalRead (btn_retrocede) == LOW) {
  avanzar ();
}
else if (digitalRead (btn_avanza) == LOW && digitalRead (btn_retrocede) == HIGH) {
  retroceder();
}
else if (digitalRead (btn_avanza) == HIGH && digitalRead (btn_retrocede) == HIGH) {
  blink_led(3); //blinqueo 3 veces el led
  delay (500);
}
/*Logica de los Pulsadores*/
}

void control_ManAuto () { //debo guardar los valores previamente configurados, cambiar para velocidad rapida y
luego recuperar los valores previos.
  flag_manual =! flag_manual;
  if (flag_manual == 1){
    steps_prev = steps;
    stepDelay_prev = stepDelay;
    steps = 50;
    stepDelay = 25; //maximo permitido para que el motor no salte pasos)
    stepDelay_entero = int(stepDelay/1000); //Obtengo solo la parte entera en mS. Esto es lo que se demora la funcion
delay
    stepDelay_decimal = stepDelay - (stepDelay_entero*1000); //obtengo la parte decimal y la paso a uS. Esto es lo
que se demora la funcion delayMicrosecond (MAX: 16383)
    blink_led (2);
    BT.print ('M'); //envio una M para avisar que esta en modo manual

```





```

    Serial.println ("Control Manual");
}
else {
    steps = steps_prev;
    stepDelay = stepDelay_prev;
    stepDelay_entero = int(stepDelay/1000); //Obtengo solo la parte entera en mS. Esto es lo que se demora la funcion
delay
    stepDelay_decimal = stepDelay - (stepDelay_entero*1000); //obtengo la parte decimal y la paso a uS. Esto es lo
que se demora la funcion delayMicrosecond (MAX: 16383)
    blink_led (2);
    BT.print ('A'); //envio una A para avisar que esta en modo automatico
    Serial.println ("Control Automatico");
}
}

void cambiar_jeringa () {
if (flag_STOP == 1){ //reviso si el boton de emergencia fue presionado
    STOP();
}
Serial.print ("Jeringa: ");
while (BT.available () == 0) {
} //espero a recibir un valor por serial
if (BT.available () ) {
    char aux = BT.read();
    delay(10);
    Serial.println(aux);
    blink_led(2); //confirmacion de recepcion de dato
    if (aux == '1') {
        jeringa = 1;
        BT.print ('1'); // jeringa configurada correctamente
        BT.flush();
    }
    else if (aux == '2') {
        jeringa = 2;
        BT.print ('1');
        BT.flush();
    }
    else if (aux == '3') {
        jeringa = 3;
        BT.print ('1');
        BT.flush();
    }
    else {
        BT.print ('0'); //envio un cero para avisar que hubo un error
        BT.flush();
        cambiar_jeringa();
    }
}
}
cambiar_flujo ();
cambiar_vol ();
}

void cambiar_flujo () { //se ingresa en ul/min
if (flag_STOP == 1){ //reviso si el boton de emergencia fue presionado
    STOP();
}
Serial.print ("Flujo: ");
while (BT.available () == 0) {
} //espero a recibir un valor por serial
if (BT.available () ) {
    String bufferString_flujo = "";
    while (BT.available() > 0) { //construyo la palabra completa
        bufferString_flujo += char (BT.read());
    }
}
}

```



```

    flujo = bufferString_flujo.toInt(); //convierto a INT el string
    Serial.println (flujo); //borrar dps
    blink_led (2); //Led 13 parpadea 2 veces para indicar OK
  }
  cambiar_vel(); // una vez seteado el flujo debo cambiar la velocidad del paso dependiendo de la jeringa
  seleccionada.
  //Serial.print ("dato enviado ");
  //BT.flush(); //me aseguro de limpiar el BUS de envio
}

void cambiar_vel () {
  Serial.print ("Step delay [us]: ");
  switch (jeringa) {
    case (1):
      stepDelay = (float)(7E-2 / (flujo * micro_step)) * 60E6; //tiempo_por_paso [us]=
      (volumen_por_paso/flujo_deseado*micropasos_por_paso)*60000000 ; si 2000 pasos son 0,14mL....1 paso son
      7*10^-5 mL = 7*10^-2 ul
      Serial.println (stepDelay);
      if (stepDelay < 25) {
        BT.print ('0'); //envío un 0 para comunicar que el dato ingresado no es valido
        cambiar_flujo();
      }
      else {
        BT.print ('1'); //con comillas simples ya que es UN solo caracter ; envio un 1 para comunicar que el valor
        seteado es correcto
        BT.flush();
      }
      break;
    case (2):
      stepDelay = (0.5 / (flujo * micro_step)) * 60E6; //si 2000 pasos son 1mL....1 paso son 5*10^-4 mL
      Serial.println (stepDelay);
      if (stepDelay < 25) {
        BT.println ('0');
        cambiar_flujo();
      }
      else {
        BT.println ('1');
        //BT.flush();
      }
      break;
    case (3):
      stepDelay = (0.7175 / (flujo * micro_step)) * 60E6; //si 2787.5 pasos son 2mL....1 paso son 7.175*10^-4 mL
      Serial.println (stepDelay);
      if (stepDelay < 25) {
        BT.println ('0');
        cambiar_flujo();
      }
      else {
        BT.println ('1');
        BT.flush();
      }
      break;
  }
  /* calculo exacto del delay para solventar problemas de decimales no realizados en delay y delayMicroseconds*/
  stepDelay_entero = int(stepDelay/1000); //Obtengo solo la parte entera en mS. Esto es lo que se demora la funcion
  delay
  stepDelay_decimal = stepDelay - (stepDelay_entero*1000); //obtengo la parte decimal y la paso a uS. Esto es lo que
  se demora la funcion delayMicrosecond (MAX: 16383)
  Serial.println (stepDelay_entero);
  Serial.println (stepDelay_decimal);
  /* calculo exacto del delay para solventar problemas de decimales no realizados en delay y delayMicroseconds*/
}

void cambiar_vol () { //se debe ingresar en ul

```



```

if (flag_STOP == 1){ //reviso si el boton de emergencia fue presionado
  STOP();
}
Serial.print ("Volumen: ");
while (BT.available () == 0) {
} //espero a recibir un valor por serial
if (BT.available () ) {
  String bufferString_vol = "";
  while (BT.available() > 0) { //construyo la palabra completa
    bufferString_vol += (char)BT.read();
  }
  volumen = bufferString_vol.toInt();
}
blink_led(2); //dato recibido correctamente
cambiar_steps (); //debo setear la cantidad de pasos a realizar en funcion del volumen ingresado en ul y la jeringa
seleccionada
Serial.println (volumen);
BT.println ('1'); //envio un dato de OK
BT.flush();
}

void cambiar_steps () {
/*
  DATOS IMPORTANTES: Para un motor NEMA 17 de 1,8° por paso
  y una varilla roscada de 0,8mm de paso X 5mm de diametro,
  1 paso full step = 4 micrómetros => 2000 pasos = 8 mm
*/
  float volumen_aux = volumen * 1E-3; //por cuestiones tecnicas de arduino hizo falta definir esta variable.
  switch (jeringa) {
    case (1):
      steps = (float)(volumen_aux * micro_step * 2000)/140; // Cálculo realizado para jeringa estandar de 1ml
      (depende del diametro del émbolo) y los "DATOS IMPORTANTES"
      steps = steps * 1E3;
      //Serial.println (steps);
      break;
    case (2):
      steps = (float)(volumen_aux * micro_step * 2000) / 1000; // Cálculo realizado para jeringa estandar de 5ml
      steps = steps * 1E3;
      break;
    case (3):
      steps = (float) volumen * micro_step; // Cálculo realizado para jeringa estandar de 10ml
      steps = steps * 1E3;
      break;
  }
}

void avanzar () {
digitalWrite (enable, LOW); //Activo las salidas del driver
digitalWrite(dirPin, HIGH); //set de la dirección de giro, OJO depende de la conexion del motor al driver
//unsigned long t0 = millis(); //para registrar el tiempo que tarda en avanzar los "n" pasos
for (long x = 0; x < steps; x++) {
  digitalWrite(stepPin, HIGH);
  delay(stepDelay_entero);
  delayMicroseconds(stepDelay_decimal);
  digitalWrite(stepPin, LOW);
}
//Serial.println (millis() - t0); // descomentar para imprimir el tiempo total por por bolo
digitalWrite (enable, HIGH); //Desactivo las salidas del driver
}

void retroceder () {
digitalWrite (enable, LOW); //Activo las salidas del driver
digitalWrite(dirPin, LOW); // OJO depende de la coneccion del motor al driver
for (long x = 0; x < steps; x++) {

```



```

digitalWrite(stepPin, HIGH);
delay(stepDelay_entero);
delayMicroseconds(stepDelay_decimal);
digitalWrite(stepPin, LOW);
}
digitalWrite (enable, HIGH); //Desactivo las salidas del driver
}

void Emergencia () {
digitalWrite (enable, HIGH); //Desactivo las salidas del driver
steps = 0; //finalizo cualquier avance o retroceso que haya estado en proceso
flag_STOP = 1;
}

void STOP () {
digitalWrite (STOP_pin, HIGH); //reseteo el otro arduino y espero confirmacion de él
delay(50);
digitalWrite (STOP_pin, LOW);
Serial.println ("STOP");
while (BT.available () == 0) {
  blink_led (1); //parpadea el led hasta recibir la orden de emergencia solucionada
} //espero a recibir un valor por serial para salir de la emergencia
if (BT.available ()) {
  char aux = BT.read();
  if (aux == 'R') { //señal de emergencia solucionada. Reseteo el arduino.
    flag_STOP = 0;
    asm volatile ("jmp 0"); //reseteo el arduino
  }
}
}

void blink_led (int n){
delay (500); //espero medio segundo para efectuar otro ciclo si fue enviado
for (int i=0; i<n; i++){
  digitalWrite (control_led, HIGH);
  delay (250);
  digitalWrite (control_led, LOW);
  delay (50);
}
}
}

```



## 9.4. ANEXO D: Código de control y selección de parámetros de proceso

```

#include <SoftwareSerial.h>
#include <LiquidCrystal.h> //libreria del display
LiquidCrystal lcd(8, 9, 4, 5, 6, 7);
SoftwareSerial SoftSerial (12, 13); //RX, TX
#include <DHT11.h> //libreria del sensor de T/H
#define pinemergencia 19 //para enviar un estado de
emergencia
#define altatensionmax 30
#define factorAT 608.88
DHT11 dht11(11); //pin de lectura del sensor de
temp y hum
byte enie[8] =
{
  B01110,
  B00000,
  B10110,
  B11001,
  B10001,
  B10001,
  B10001,
  B00000
}; // definicion de letra ñ
byte grado[8] =
{
  B00110,
  B01001,
  B01001,
  B00110,
  B00000,
  B00000,
  B00000,
  B00000
}; // definicion caracter grado
byte oacento[8] = {
  B00010,
  B00100,
  B01110,
  B10001,
  B10001,
  B10001,
  B01110,
  B00000
}; // definicion del caracter ó
//definicion de variables
int tamanojeringa=1; //valor por defecto 1
String bufferValor;
int FlujoEntero=0;
int VolumenEntero=0;
int incpantalla=0;
int pantalla=0;
float temp=0;
float hum=0;
unsigned long aux_timer = millis();
int hs = 0;
int minutos = 0;
int segundos = 0;
float tiempo = 0; //en minutos
float tiempoprev = 0;

float tension=0;
int altatension=0;
unsigned long tmaximo=250;
unsigned long taux=0;
unsigned long pulsacion=0;
bool flag_STOP=0;

// definicion de teclas y estados
int lcd_key = 0;
int adc_key_in = 0;
#define btnRIGHT 0
#define btnUP 1
#define btnDOWN 2
#define btnLEFT 3
#define btnSELECT 4
#define btnNONE 5

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  SoftSerial.begin (115200);
  Serial.flush();
  SoftSerial.flush();
  pinMode(pinemergencia,OUTPUT);
  digitalWrite(pinemergencia ,LOW);
  attachInterrupt(0, Emergencia, RISING); //pin de
interrupcion externa es el 2
  lcd.begin(16,2); // inicia libreria
  delay(250); //espera de onda
  lcd.createChar(1,enie); //crea el caracter
  lcd.createChar(2,grado); //crea el caracter
  lcd.createChar(3,oacento);
  lcd.clear(); //limpia LCD
  lcd.setCursor(2,0);
  lcd.print("Presionar botones para ubicar jeringa");
  lcd.setCursor(2,1);
  lcd.print("Select para continuar");
  digitalWrite(pinemergencia,HIGH);
  delay(50);
  digitalWrite(pinemergencia,LOW);
  delay(1000);
  SoftSerial.print('R');
  delay(20);
  flag_STOP=0;
  ubicacionjeringa();
  cambiar_jer();
  cambiar_flujo();
  cambiar_volumen();
  bajatension();
  inicio();
}

void loop()
{
  if (flag_STOP == 1){
    STOP();
  }

  if (millis() - aux_timer > 1000){

```



```

if (tiempo > 0.0){
  timer(); //invoca la rutina de funciones del timer
}
else {
  reinicio();
  aux_timer = millis();
}
}
}
int read_LCD_buttons() //rutina de lectura de la
botonera del lcd
{
  adc_key_in = analogRead(0); // read the value
from the sensor
  delay(20);
  // my buttons when read are centered at these values:
0, 144, 329, 504, 741
  // we add approx 50 to those values and check to see
if we are close
  if (adc_key_in > 1000) return btnNONE; // We make
this the 1st option for speed reasons since it will be
the most likely result
  if (adc_key_in < 50) return btnRIGHT;
  if (adc_key_in < 195) return btnUP;
  if (adc_key_in < 380) return btnDOWN;
  if (adc_key_in < 555) return btnLEFT;
  if (adc_key_in < 790) return btnSELECT;
  return btnNONE; // when all others fail, return this...
}
void ubicacionjeringa() //funcion que permite ubicar
la jeringa manualmente
{
  do
  { if (flag_STOP == 1){
    STOP();
  }
  lcd.scrollDisplayLeft(); //desplaza los caracteres
hacia la izquierda
  delay(250); //delay para evitar un
desplazamiento rapido
  lcd_key=read_LCD_buttons();//lectura de los
botones
  } while (lcd_key!= btnSELECT);// si se presiona
select sale del bucle

  SoftSerial.print("MA\0"); //comanda la bobma a
modo automatico
  SoftSerial.flush();
  delay(100);
  SoftSerial.print("JER\0"); //comando para que se
seleccione valor de jeringa
  SoftSerial.flush();
  delay(100);
  lcd_key=btnNONE; //elimina el valor presionado de
las teclas
}

void cambiar_jer() //rutina que permite seleccionar el
tamaño de la jeringa
{
  delay(500);
  char datojer='1'; //variable a enviar por puerto serie

  //impresion en pantalla de LCD de tamaño de jeringa
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Jeringa:");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Tama o= ");
  lcd.setCursor(4,1);
  lcd.write(1); //impresion de caracter ñ
  lcd.setCursor(9,1);
  lcd.print("1");
  lcd.setCursor(10,1);
  lcd.print("ml");
  do
  {
  do
  {
  lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
presione alguna tecla
  }while (lcd_key == btnNONE);
  if (lcd_key== btnUP) //si se presiona UP
incrementa valor de ml
  {
  tamañojeringa++;
  if (tamañojeringa>3)
  tamañojeringa=1;
  }
  if (lcd_key== btnDOWN) //si se presiona DOWN
decrementa valor de ml
  {
  tamañojeringa--;
  if (tamañojeringa<1)
  tamañojeringa=3;
  }
  switch (tamañojeringa) //muestreo en pantalla del
valor elegido
  {
  case 1:
  lcd.setCursor(8,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(9,1);
  lcd.print("1");
  datojer='1'; //dato a enviar por puerto serie al
control del motor
  break;
  case 2:
  lcd.setCursor(8,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(9,1);
  lcd.print("5");
  datojer='2'; //dato a enviar por puerto serie al
control del motor
  break;
  case 3:
  lcd.setCursor(9,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(8,1);
  lcd.print("10");
  datojer='3'; //dato a enviar por puerto serie al
control del motor
  break;
  }
  while (lcd_key != btnNONE) //espera que se suelte
la tecla apretada
  {
  lcd_key= read_LCD_buttons();

```



```

        if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
        Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
        do while
            break;
        }
    } while (lcd_key != btnSELECT); //vuelve al
    comienzo si no se acepta el valor

    SoftSerial.print(datojer); //envio de dato al control
    de motor
    SoftSerial.flush(); //espera que se vacie la
    transmision
}

void cambiar_flujo() //rutina de seleccion de flujo
{
    inicioflujo:
    delay(1000);
    int Flujo[]={0,0,0,0}; //variable puesta en un arreglo
    int seleccion=0; //variable para elegir que entero se
    modifica

    //impresion en pantalla LCD de flujo
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Flujo:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" uL/min");

    //primera impresion de la variable flujo
    for (int i=0; i<4; i++)
    {
        lcd.setCursor(i,1);
        lcd.print(Flujo[i]);
    }
    lcd.setCursor(3,1);
    lcd.cursor(); //muestra donde se hace el cambio de
    valor!
    do
    {
        do
        {
            lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
            presione alguna tecla
        } while (lcd_key == btnNONE);
        switch (lcd_key) //muestreo en pantalla del valor
        elegido
        {
            case btnRIGHT: //desplaza el cursor hacia la
            derecha
                seleccion--;
                if (seleccion<0)
                    seleccion=3;
                lcd.setCursor(3-seleccion,1); //corrige la
                posicion del cursor si se pasa
                lcd.cursor();
                break;

            case btnLEFT: //desplaza el cursor hacia la
            izquierda
                seleccion++;
                if (seleccion>3)
                    seleccion=0;

                lcd.setCursor(3-seleccion,1); //corrige la
                posicion del cursor si se pasa
                lcd.cursor();
                break;

            case btnDOWN: //decrementa el valor de flujo
            lcd.noCursor();
            Flujo[seleccion]--;
            if (Flujo[seleccion]<0) //evita que flujo sea
            negativo
                Flujo[seleccion]=9;
                lcd.setCursor(3-seleccion,1);
                lcd.print(Flujo[seleccion]);
                lcd.setCursor(3-seleccion,1);
                lcd.cursor();
                break;
        }
        while (lcd_key != btnNONE) //espera que se
        suelte la tecla apretada
        {
            lcd_key= read_LCD_buttons();
            if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
            Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
            do while
                break;
        }
    } while (lcd_key != btnSELECT); //vuelve al
    comienzo si no se acepta el valor

    char DatoFlujo[5]='0','0','0','0','0'; //variable a
    enviar por puerto serie
    bufferValor=""; //variable que luego se convierte a
    entero para control
    for (int j=0; j<=3; j++)
    {
        DatoFlujo[j]+=char(Flujo[3-j]);
        bufferValor += String(Flujo[3-j]);
    }
    FlujoEntero=bufferValor.toInt(); //conversion de
    string a int

    if (FlujoEntero==0) //no se puede ingresar flujo 0
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("Flujo no puede");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print(" ser cero ");
        SoftSerial.flush();
        delay(1000);
        goto inicioflujo;
    }
}

```



```

lcd_key= btnNONE; //se borra el valor de tecla
presionado
SoftSerial.print(DatoFlujo); //envio de datos al
arduino secundario
SoftSerial.flush();
}

void cambiar_volumen()
{
delay(1000);
switch (tamanojeringa)
{
case 1:
jeringa1ml();
break;
case 2:
jeringa5ml();
break;
case 3:
jeringa10ml();
break;
}
}

void jeringa1ml()
{
jeringa1:
delay(1000);
int Volumen[]={0,0,0,0};
int seleccion=0; //variable para elegir que entero se
modifica
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Volumen:");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" uL");
for (int i=0; i<4; i++)
{
lcd.setCursor(i,1);
lcd.print(Volumen[i]);
}
lcd.setCursor(3,1);
lcd.cursor();
do
{
do
{
lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
presione alguna tecla
}while (lcd_key == btnNONE);
switch (lcd_key) //muestreo en pantalla del valor
elegido
{
case btnRIGHT:
seleccion--;
if (seleccion<0)
seleccion=3;
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
break;

case btnLEFT:
seleccion++;
if (seleccion>3)
seleccion=0;
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
break;

case btnUP:
Volumen[seleccion]++;
if (Volumen[3]>=1)
{
Volumen[0]=0;
Volumen[1]=0;
Volumen[2]=0;
Volumen[3]=1;
for (int i=0; i<4; i++)
{
lcd.setCursor(i,1);
lcd.print(Volumen[3-i]);
}
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
}
else if (Volumen[3]==0)
{
if (Volumen[seleccion]>9)
Volumen[seleccion]=0;
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.print(Volumen[seleccion]);
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
}
break;

case btnDOWN:
if (Volumen[3]==0)
{
lcd.noCursor();
Volumen[seleccion]--;

if (Volumen[seleccion]<0)
{
Volumen[seleccion]=9;
}
if (Volumen[3]==9)
{
Volumen[3]=0;
}
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.print(Volumen[seleccion]);
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
}
if (Volumen[3]==1 && seleccion==3)
{
Volumen[seleccion]--;
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.print(Volumen[seleccion]);
lcd.setCursor(3-seleccion,1);
lcd.cursor();
}
break;
}
}
while (lcd_key != btnNONE)
{

```





```

    lcd_key= read_LCD_buttons();
    if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
    Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
    do while
        break;
    }
} while (lcd_key != btnSELECT); //vuelve al
comienzo si no se acepta el valor
char DatoVolumen[5]={'0','0','0','0','0'}; //variable a
enviar por puerto serie
bufferValor=""; //variable a convertir en entero para
control

//construccion de variables
for (int j=0; j<=3; j++)
{
    DatoVolumen[j]+=char(Volumen[3-j]);
    bufferValor += String(Volumen[3-j]);
}
VolumenEntero=bufferValor.toInt(); //conversion de
string a int
if (VolumenEntero==0) //el volumen seleccionado
no puede ser 0
{
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Volumen no puede");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ser cero ");
    SoftSerial.flush();
    delay(1000);
    goto jeringa1;
}

lcd_key= btnNONE; //borra el valor de la tecla
presionada
SoftSerial.print(DatoVolumen); //envio de datos al
arduino esclavo
SoftSerial.flush();
delay(1000);
lcd.noCursor();
}

void jeringa5ml()
{
    jeringa5;
    delay(1000);
    int Volumen[]={0,0,0,0};
    int seleccion=0; //variable para elegir que entero se
modifica
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Volumen:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" uL");

    for (int i=0; i<4; i++)
    {
        lcd.setCursor(i,1);
        lcd.print(Volumen[i]);
    }
    lcd.setCursor(3,1);
    lcd.cursor();
do

```

```

{
do
{
    lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
presione alguna tecla
} while (lcd_key == btnNONE);
switch (lcd_key) //muestreo en pantalla del valor
elegido
{
    case btnRIGHT:
        seleccion--;
        if (seleccion<0)
            seleccion=3;
        lcd.setCursor(3-seleccion,1);
        lcd.cursor();
        break;

    case btnLEFT:
        seleccion++;
        if (seleccion>3)
            seleccion=0;
        lcd.setCursor(3-seleccion,1);
        lcd.cursor();
        break;

    case btnUP:
        Volumen[seleccion]++;
        if (Volumen[3]>=5)
        {
            Volumen[0]=0;
            Volumen[1]=0;
            Volumen[2]=0;
            Volumen[3]=5;
            for (int i=0; i<4; i++)
            {
                lcd.setCursor(i,1);
                lcd.print(Volumen[3-i]);
            }
            lcd.setCursor(3-seleccion,1);
            lcd.cursor();
        }
        else if (Volumen[3]<=4)
        {
            if (Volumen[seleccion]>9)
                Volumen[seleccion]=0;
            lcd.setCursor(3-seleccion,1);
            lcd.print(Volumen[seleccion]);
            lcd.setCursor(3-seleccion,1);
            lcd.cursor();
        }
        break;

    case btnDOWN:
        if (Volumen[3]<=4)
        {
            lcd.noCursor();
            Volumen[seleccion]--;

            if (Volumen[seleccion]<0)
            {
                Volumen[seleccion]=9;
            }
            if (Volumen[3]==9)
            {

```



```

    Volumen[3]=0;
  }
  lcd.setCursor(3-seleccion,1);
  lcd.print(Volumen[seleccion]);
  lcd.setCursor(3-seleccion,1);
  lcd.cursor();
}
if (Volumen[3]==5 && seleccion==3)
{
  Volumen[seleccion]--;
  lcd.setCursor(3-seleccion,1);
  lcd.print(Volumen[seleccion]);
  lcd.setCursor(3-seleccion,1);
  lcd.cursor();
}
break;
}
while (lcd_key != btnNONE)
{
  lcd_key= read_LCD_buttons();
  if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
  Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
  do while
  break;
}
}while(lcd_key != btnSELECT); //vuelve al
comienzo si no se acepta el valor
char DatoVolumen[5]='0','0','0','0','0'; //variable a
enviar por puerto serie
bufferValor=""; //variable a convertir en entero para
control

//construccion de variables
for (int j=0; j<=3; j++)
{
  DatoVolumen[j]+=char(Volumen[3-j]);
  bufferValor += String(Volumen[3-j]);
}
VolumenEntero=bufferValor.toInt(); //conversion de
string a int
if (VolumenEntero==0) //el volumen seleccionado
no puede ser 0
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Volumen no puede");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" ser cero ");
  delay(1000);
  goto jeringa5;
}
lcd_key= btnNONE; //borra el valor de la tecla
presionada
SoftSerial.print(DatoVolumen); //envio de datos al
arduino esclavo
SoftSerial.flush();
delay(1000);
lcd.noCursor();
}

void jeringa10ml()
{
  // impresion en pantalla de LCD de Volumen
  jeringa10:
  delay(1000);
  int Volumen[]={0,0,0,0}; //arreglo de entero para
  modificar volumen
  int seleccion=0; //variable para elegir que entero se
  modifica
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Volumen:");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" uL");

  //primera impresion de los valores
  for (int i=0; i<4; i++)
  {
    lcd.setCursor(i,1);
    lcd.print(Volumen[i]);
  }
  lcd.setCursor(3,1);
  lcd.cursor();
  do
  {
    do
    {
      lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
      presione alguna tecla
    }while (lcd_key == btnNONE);
    switch (lcd_key) //muestreo en pantalla del valor
    elegido
    {
      case btnRIGHT: //desplaza el cursor de
      seleccion a la derecha
      seleccion--;
      if (seleccion<0)
      seleccion=3;
      lcd.setCursor(3-seleccion,1); //corrige la
      posicion del cursor si se pasa
      lcd.cursor();
      break;

      case btnLEFT: //desplaza el cursor de seleccion
      a la izquierda
      seleccion++;
      if (seleccion>3)
      seleccion=0;
      lcd.setCursor(3-seleccion,1); //corrige la
      posicion del cursor si se pasa
      lcd.cursor();
      break;

      case btnUP: //incrementa valor de volumen
      lcd.noCursor();
      Volumen[seleccion]++;
      if (Volumen[seleccion]>9) //evita que se
      produzcan incrementos de 10
      Volumen[seleccion]=0;
      lcd.setCursor(3-seleccion,1);
      lcd.print(Volumen[seleccion]);
      lcd.setCursor(3-seleccion,1);
      lcd.cursor();
      break;

      case btnDOWN: //decrementa valor de volumen
      lcd.noCursor();

```



```

    Volumen[seleccion]--;
    if (Volumen[seleccion]<0) //evita valores
negativos de volumen
    Volumen[seleccion]=9;
    lcd.setCursor(3-seleccion,1);
    lcd.print(Volumen[seleccion]);
    lcd.setCursor(3-seleccion,1);
    lcd.cursor();
    break;
}
while (lcd_key != btnNONE) //espera que se
suelte la tecla presionada
{
    lcd_key= read_LCD_buttons();
    if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
do while
        break;
}
}
while (lcd_key != btnSELECT); //vuelve al comienzo
si no se acepta el valor
char DatoVolumen[5]={'0','0','0','0','0'}; //variable a
enviar por puerto serie
bufferValor=""; //variable a convertir en entero para
control

//construccion de variables
for (int j=0; j<=3; j++)
{
    DatoVolumen[j]+=char(Volumen[3-j]);
    bufferValor += String(Volumen[3-j]);
}
VolumenEntero=bufferValor.toInt(); //conversion de
string a int
if (VolumenEntero==0) //el volumen seleccionado
no puede ser 0
{
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Volumen no puede");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ser cero ");
    SoftSerial.flush();
    delay(1000);
    goto jeringa10;
}
lcd_key= btnNONE; //borra el valor de la tecla
presionada
SoftSerial.print(DatoVolumen); //envio de datos al
arduino esclavo
SoftSerial.flush();
delay(1000);
lcd.noCursor();
}

void bajatension()
{
    delay(1000);
    //impresion en LCD seleccion de alta tension
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Alta tensi n");
    lcd.setCursor(10,0);
    lcd.write(3);
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("deseada: kV");
    lcd.setCursor(9,1);
    lcd.print("00");
    do
    {
        do
        {
            lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera que se
presione alguna tecla
            if (lcd_key==btnSELECT)
                goto mostrarseleccion;
            //rutina de incremento del valor presionando o
mantenimiento apretado UP
            while (lcd_key == btnUP)
            {
                lcd_key=read_LCD_buttons();
                taux++; //variable auxiliar para cambios rapidos
de voltaje
                if (millis()-pulsacion >= tmaximo)
                {
                    altatension++;
                    if (altatension>altatensionmax) //sentencia que
evita que se supere el valor maximo
                        altatension=altatensionmax;
                    pulsacion=millis();
                    if (altatension<10) //desplaza la impresion
cuando el valor toma digito.
                    {
                        lcd.setCursor(9,1);
                        lcd.print(0);
                        lcd.setCursor(10,1);
                        lcd.print(altatension);
                    }
                }
                else
                {
                    lcd.setCursor(9,1);
                    lcd.print(altatension);
                }
            }
            if (taux>=150) //permite el incremento con
mayor velocidad
            {
                tmaximo=50;
            }
        }
    }
    //rutina de decremento del valor presionando o
mantenimiento apretado UP
    while (lcd_key == btnDOWN)
    {
        lcd_key=read_LCD_buttons();
        taux++;
        if (millis()-pulsacion >= tmaximo)
        {
            altatension--;
            if (altatension<0) //sentencia que evita valores
de voltaje negativo
                altatension=0;
            pulsacion=millis();
            if (altatension<10) //desplaza la impresion
cuando el valor toma digito.
            {
                lcd.setCursor(9,1);

```



```

        lcd.print(0);
        lcd.setCursor(10,1);
        lcd.print(altatension);
    }
    else
    {
        lcd.setCursor(9,1);
        lcd.print(altatension);
    }
    if (taux>=150) //permite el decremento con
    mayor velocidad
    {
        tmaximo=50;
    }
}
if (lcd_key == btnNONE) //restauracion de
valores cuando no se presionan teclas
{
    taux=0;
    tmaximo=250;
}
}
while(lcd_key!=btnNONE);
    lcd_key= read_LCD_buttons();
    if (lcd_key == btnSELECT) // cuando se aprieta
    Select se acepta el valor en pantalla, sale del ultimo
    do while
        break;
    } while(lcd_key!=btnSELECT);

mostrarseleccion:
delay(250);

//calculos para obtener el valor a colocar en fuente de
alimentacion
altatension=(altatension*1000); //pasaje de kV a
Voltios
tension=((float)altatension/factorAT); //conversion
mediante el factor
int tensionentero=(int)tension; //conversion a entero
del valor de tension
int tensiondecim=(tension-tensionentero)*10;
//separacion del valor decimal
//impresion en el LCD del valor a colocar
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Colocar . V en");
if (tensionentero>=10)
    lcd.setCursor(8,0);
else
    lcd.setCursor(9,0);
lcd.print(tensionentero);
lcd.setCursor(11,0);
lcd.print(tensiondecim);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("fuente de Alim.");
while(lcd_key!=btnNONE)
{
    lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera a que se
    suelten las teclas precionadas
}
while (lcd_key!= btnSELECT)
{
    lcd_key= read_LCD_buttons(); //espera a presionar
    select para continuar
}
}

void inicio()
{
    //impresion en LCD mensaje para el inicio del
    proceso
    lcd_key=btnNONE;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Select para");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("iniciar");
    delay(250);
    while(lcd_key!=btnSELECT) //queda esperando
    SELECT para continuar
    {
        lcd_key=read_LCD_buttons();
    }
    delay(1000);
    SoftSerial.print(">"); //envio de caracter
    correspondiente al arranque para la bomba de
    infusion
    SoftSerial.flush();
    lcd.clear();
    tiempo=((float)VolumenEntero/(float)FlujoEntero);
    //calculo para el tiempo que tarda el proceso
    tiempoprev=tiempo; //almacena el tiempo en un
    estado previo
}

void timer () //rutina que contorla el tiempo restante
del proceso
{
    tiempo=tiempo-(0.016666); //resto un segundo del
    tiempo total
    hs = tiempo / 60; //obtencion de hora restantes
    minutos = tiempo - hs*60; //obtencion de minutos
    restantes
    segundos = tiempo*60 - minutos*60 - hs*3600;
    //obtencion de segundos restantes
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print ("Fin:      ");
    // estructura de muestro de datos de tiempo restante
    en el LCD
    if (hs<10)
    {
        lcd.setCursor(6,0);
        lcd.print(0);
    }
    lcd.setCursor(7,0);
    lcd.print(hs);
    lcd.setCursor(8,0);
    lcd.print (":");
    if (minutos<10)
    {
        lcd.setCursor(9,0);
        lcd.print(0);
        lcd.setCursor(10,0);
        lcd.print(minutos);
    }
}

```



```

else
{
  lcd.setCursor(9,0);
  lcd.print(minutos);
}
lcd.setCursor(11,0);
lcd.print(":");
if (segundos<10)
{
  lcd.setCursor(12,0);
  lcd.print(0);
  lcd.setCursor(13,0);
  lcd.print(segundos);
}
else
{
  lcd.setCursor(12,0);
  lcd.print(segundos);
}
aux_timer = millis();
incpantalla++;
if (incpantalla==3)
{
  mostrardato(); //llama la rutina de muestro de
datos en LCD
  pantalla++;
  incpantalla=0;
}
}void mostrardato() //rutina que intercambia las
pantallas
{
switch (pantalla)
{
//muestro de temperatura
case 1:
  dht11.read(hum,temp);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Temperatura: C");
  lcd.setCursor(14,1);
  lcd.write(2);
  lcd.setCursor(12,1);
  lcd.print((int)temp);
  break;
//muestro de humedad
case 2:
  dht11.read(hum,temp);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Humedad: %RH ");
  lcd.setCursor(8,1);
  lcd.print((int)hum);
  break;
//muestro de flujo
case 3:
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Flujo: uL/min ");
  if (FlujoEntero<=9)
    lcd.setCursor(8,1);
  else if ((FlujoEntero>=9) && (FlujoEntero<=99))
    lcd.setCursor(7,1);
  else if (FlujoEntero>=99)
    lcd.setCursor(6,1);
  lcd.print(FlujoEntero);
  break;
//muestro del volaje
case 4:
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Voltaje: kV ");
  if ((altatension/100)>=10)
    lcd.setCursor(9,1);
  else
    lcd.setCursor(10,1);
  lcd.print(altatension/1000);
}
if (pantalla>=4) //da la vuelta si se excece el valor
de pantalla
{
  pantalla=0;
}
}

void reinicio() //rutina de reinicio una vez finalizado
el proceso
{
  lcd.clear();
  lcd.print(" Finalizado!");
  delay(2000);
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(3,1);
  lcd.print("RESET para nueva configuracion");
  lcd.setCursor(3,0);
  lcd.print("SELECT para nuevo bolo");
  do
  {
    lcd.scrollDisplayLeft();
    delay(250);
    lcd_key=read_LCD_buttons();
  } while (lcd_key!= btnSELECT);
  lcd_key=btnNONE;
  tiempo=tiempoprev;
  pantalla=1;
  incpantalla=0;
  inicio();
}

void STOP()
{
  lcd_key=btnNONE;
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print(" Emergencia!! ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Presionar Select para reiniciar");
  do
  {
    lcd.scrollDisplayLeft();
    delay(250);
    lcd_key=read_LCD_buttons();
  } while (lcd_key!= btnSELECT);
  flag_STOP = 0;
  setup();
}

void Emergencia () {
  flag_STOP = 1;
}

```



## 9.5. ANEXO E: Código de medición de inductancia

```
double pulso, frecuencia, capacidad, inductancia;
int t_impresion = 1000;
unsigned long t=millis();
void setup() {
  Serial.begin (115200);
  pinMode (11, INPUT); //Cable Blanco
  pinMode (13, OUTPUT); //Cable Amarillo
  Serial.println ("Medidor de Inductancia");
}
void loop() {
  digitalWrite (13,HIGH);
  delay(5);
  digitalWrite (13,LOW);
  delayMicroseconds (100);
  pulso = pulseIn(11,HIGH,5000);
  if (pulso>0.1){
    capacidad = 2.E-6; //se debe introducir el valor exacto de capacidad del circuito
    frecuencia = 1.E6/(2*pulso);
    inductancia = 1./(capacidad*frecuencia*frecuencia*4.*3.14159*3.14159);
    inductancia *= 1E6;
    if (millis()- t > t_impresion){
      impresion();
    }
  }
}
void impresion(){
  Serial.print ("Pulso en uS = ");
  Serial.println (pulso);
  Serial.print ("Frecuencia en Hz = ");
  Serial.println (frecuencia);
  Serial.print ("Inductancia L = ");
  Serial.print (inductancia);
  Serial.println (" uH");
  t=millis();
}
```

## 9.6. ANEXO F: DataSheet Pololu DVR8825



DRV8825

SLVSA73F – APRIL 2010 – REVISED JULY 2014

### DRV8825 Stepper Motor Controller IC

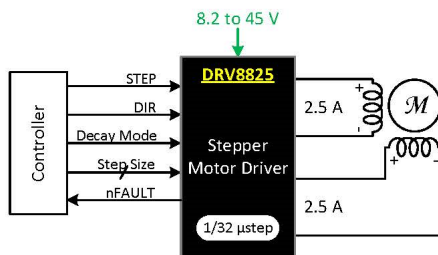
#### 1 Features

- PWM Microstepping Stepper Motor Driver
  - Built-In Microstepping Indexer
  - Up to 1/32 Microstepping
- Multiple Decay Modes
  - Mixed Decay
  - Slow Decay
  - Fast Decay
- 8.2-V to 45-V Operating Supply Voltage Range
- 2.5-A Maximum Drive Current at 24 V and  $T_A = 25^\circ\text{C}$
- Simple STEP/DIR Interface
- Low Current Sleep Mode
- Built-In 3.3-V Reference Output
- Small Package and Footprint
- Protection Features
  - Overcurrent Protection (OCP)
  - Thermal Shutdown (TSD)
  - VM Undervoltage Lockout (UVLO)
  - Fault Condition Indication Pin (nFAULT)

#### 2 Applications

- Automatic Teller Machines
- Money Handling Machines
- Video Security Cameras
- Printers
- Scanners
- Office Automation Machines
- Gaming Machines
- Factory Automation
- Robotics

#### 4 Simplified Schematic



#### 3 Description

The DRV8825 provides an integrated motor driver solution for printers, scanners, and other automated equipment applications. The device has two H-bridge drivers and a microstepping indexer, and is intended to drive a bipolar stepper motor. The output driver block consists of N-channel power MOSFETs configured as full H-bridges to drive the motor windings. The DRV8825 is capable of driving up to 2.5 A of current from each output (with proper heat sinking, at 24 V and  $25^\circ\text{C}$ ).

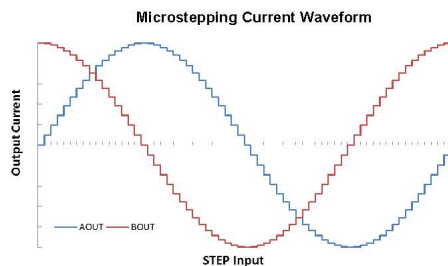
A simple STEP/DIR interface allows easy interfacing to controller circuits. Mode pins allow for configuration of the motor in full-step up to 1/32-step modes. Decay mode is configurable so that slow decay, fast decay, or mixed decay can be used. A low-power sleep mode is provided which shuts down internal circuitry to achieve very low quiescent current draw. This sleep mode can be set using a dedicated nSLEEP pin.

Internal shutdown functions are provided for overcurrent, short circuit, under voltage lockout and over temperature. Fault conditions are indicated via the nFAULT pin.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
DRV8825	HTSSOP (28)	9.70 mm × 6.40 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.



**⚠** An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



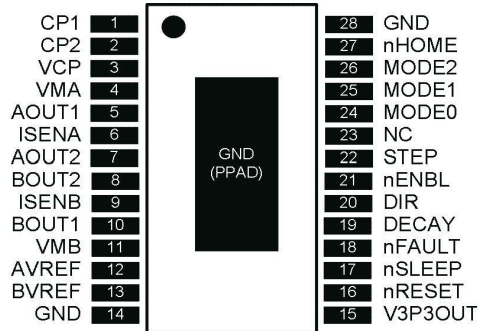


DRV8825

www.ti.com

SLVSA73F – APRIL 2010 – REVISED JULY 2014

## 6 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		I/O <sup>(1)</sup>	DESCRIPTION	EXTERNAL COMPONENTS OR CONNECTIONS
NAME	NO.			
<b>POWER AND GROUND</b>				
CP1	1	I/O	Charge pump flying capacitor	Connect a 0.01- $\mu$ F 50-V capacitor between CP1 and CP2.
CP2	2	I/O	Charge pump flying capacitor	
GND	14, 28	—	Device ground	
VCP	3	I/O	High-side gate drive voltage	Connect a 0.1- $\mu$ F 16-V ceramic capacitor and a 1-M $\Omega$ resistor to VM.
VMA	4	—	Bridge A power supply	Connect to motor supply (8.2 to 45 V). Both pins must be connected to the same supply, bypassed with a 0.1- $\mu$ F capacitor to GND, and connected to appropriate bulk capacitance.
VMB	11	—	Bridge B power supply	
V3P3OUT	15	O	3.3-V regulator output	Bypass to GND with a 0.47- $\mu$ F 6.3-V ceramic capacitor. Can be used to supply VREF.
<b>CONTROL</b>				
AVREF	12	I	Bridge A current set reference input	Reference voltage for winding current set. Normally AVREF and BVREF are connected to the same voltage. Can be connected to V3P3OUT.
BVREF	13	I	Bridge B current set reference input	
DECAY	19	I	Decay mode	Low = slow decay, open = mixed decay, high = fast decay. Internal pulldown and pullup.
DIR	20	I	Direction input	Level sets the direction of stepping. Internal pulldown.
MODE0	24	I	Microstep mode 0	MODE0 through MODE2 set the step mode - full, 1/2, 1/4, 1/8/1/16, or 1/32 step. Internal pulldown.
MODE1	25	I	Microstep mode 1	
MODE2	26	I	Microstep mode 2	
NC	23	—	No connect	Leave this pin unconnected.
nENBL	21	I	Enable input	Logic high to disable device outputs and indexer operation, logic low to enable. Internal pulldown.
nRESET	16	I	Reset input	Active-low reset input initializes the indexer logic and disables the H-bridge outputs. Internal pulldown.
nSLEEP	17	I	Sleep mode input	Logic high to enable device, logic low to enter low-power sleep mode. Internal pulldown.
STEP	22	I	Step input	Rising edge causes the indexer to move one step. Internal pulldown.
<b>STATUS</b>				
nFAULT	18	OD	Fault	Logic low when in fault condition (overtemp, overcurrent)

(1) Directions: I = input, O = output, OD = open-drain output, IO = input/output

Copyright © 2010–2014, Texas Instruments Incorporated

[Submit Documentation Feedback](#)

3

Product Folder Links: [DRV8825](#)



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”  
~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~







DRV8825

SLVSA73F –APRIL 2010–REVISED JULY 2014

www.ti.com

Pin Functions (continued)

PIN		I/O <sup>(1)</sup>	DESCRIPTION	EXTERNAL COMPONENTS OR CONNECTIONS
NAME	NO.			
nHOME	27	OD	Home position	Logic low when at home state of step table
<b>OUTPUT</b>				
AOUT1	5	O	Bridge A output 1	Connect to bipolar stepper motor winding A. Positive current is AOUT1 → AOUT2
AOUT2	7	O	Bridge A output 2	
BOUT1	10	O	Bridge B output 1	Connect to bipolar stepper motor winding B. Positive current is BOUT1 → BOUT2
BOUT2	8	O	Bridge B output 2	
ISENA	6	I/O	Bridge A ground / Isense	Connect to current sense resistor for bridge A.
ISENB	9	I/O	Bridge B ground / Isense	Connect to current sense resistor for bridge B.

7 Specifications

7.1 Absolute Maximum Ratings<sup>(1)(2)</sup>

		MIN	MAX	UNIT
V <sub>(VMX)</sub>	Power supply voltage	-0.3	47	V
	Power supply ramp rate		1	V/μs
	Digital pin voltage	-0.5	7	V
V <sub>(VREF)</sub>	Input voltage	-0.3	4	V
	ISENSEx pin voltage <sup>(3)</sup>	-0.8	0.8	V
	Peak motor drive output current, t < 1 μs		Internally limited	A
	Continuous motor drive output current <sup>(4)</sup>	0	2.5	A
	Continuous total power dissipation	See <a href="#">Thermal Information</a>		
T <sub>J</sub>	Operating junction temperature range	-40	150	°C

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) All voltage values are with respect to network ground terminal.
- (3) Transients of ±1 V for less than 25 ns are acceptable
- (4) Power dissipation and thermal limits must be observed.

7.2 Handling Ratings

		MIN	MAX	UNIT
T <sub>stg</sub>	Storage temperature range	-60	150	°C
V <sub>(ESD)</sub>	Electrostatic discharge	Human body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001, all pins <sup>(1)</sup>		V
		Charged device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101, all pins <sup>(2)</sup>		

- (1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.
- (2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

7.3 Recommended Operating Conditions

		MIN	NOM	MAX	UNIT
V <sub>(VMX)</sub>	Motor power supply voltage range <sup>(1)</sup>	8.2		45	V
V <sub>(VREF)</sub>	VREF input voltage <sup>(2)</sup>	1		3.5	V
I <sub>V3P3</sub>	V3P3OUT load current	0		1	mA

- (1) All V<sub>M</sub> pins must be connected to the same supply voltage.
- (2) Operational at VREF between 0 to 1 V, but accuracy is degraded.





DRV8825

www.ti.com

SLVSA73F – APRIL 2010 – REVISED JULY 2014

#### 7.4 Thermal Information

THERMAL METRIC <sup>(1)</sup>		DRV8825	UNIT
		PWP	
		28 PINS	
$R_{\theta JA}$	Junction-to-ambient thermal resistance <sup>(2)</sup>	31.6	°C/W
$R_{\theta JC(top)}$	Junction-to-case (top) thermal resistance <sup>(3)</sup>	15.9	
$R_{\theta JB}$	Junction-to-board thermal resistance <sup>(4)</sup>	5.6	
$\psi_{JT}$	Junction-to-top characterization parameter <sup>(5)</sup>	0.2	
$\psi_{JB}$	Junction-to-board characterization parameter <sup>(6)</sup>	5.5	
$R_{\theta JC(bot)}$	Junction-to-case (bottom) thermal resistance <sup>(7)</sup>	1.4	

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the *IC Package Thermal Metrics* application report, [SPRA953](#).

(2) The junction-to-ambient thermal resistance under natural convection is obtained in a simulation on a JEDEC-standard, high-K board, as specified in JESD51-7, in an environment described in JESD51-2a.

(3) The junction-to-case (top) thermal resistance is obtained by simulating a cold plate test on the package top. No specific JEDEC-standard test exists, but a close description can be found in the ANSI SEMI standard G30-88.

(4) The junction-to-board thermal resistance is obtained by simulating in an environment with a ring cold plate fixture to control the PCB temperature, as described in JESD51-8.

(5) The junction-to-top characterization parameter,  $\psi_{JT}$ , estimates the junction temperature of a device in a real system and is extracted from the simulation data for obtaining  $\theta_{JA}$ , using a procedure described in JESD51-2a (sections 6 and 7).

(6) The junction-to-board characterization parameter,  $\psi_{JB}$ , estimates the junction temperature of a device in a real system and is extracted from the simulation data for obtaining  $\theta_{JA}$ , using a procedure described in JESD51-2a (sections 6 and 7).

(7) The junction-to-case (bottom) thermal resistance is obtained by simulating a cold plate test on the exposed (power) pad. No specific JEDEC standard test exists, but a close description can be found in the ANSI SEMI standard G30-88.



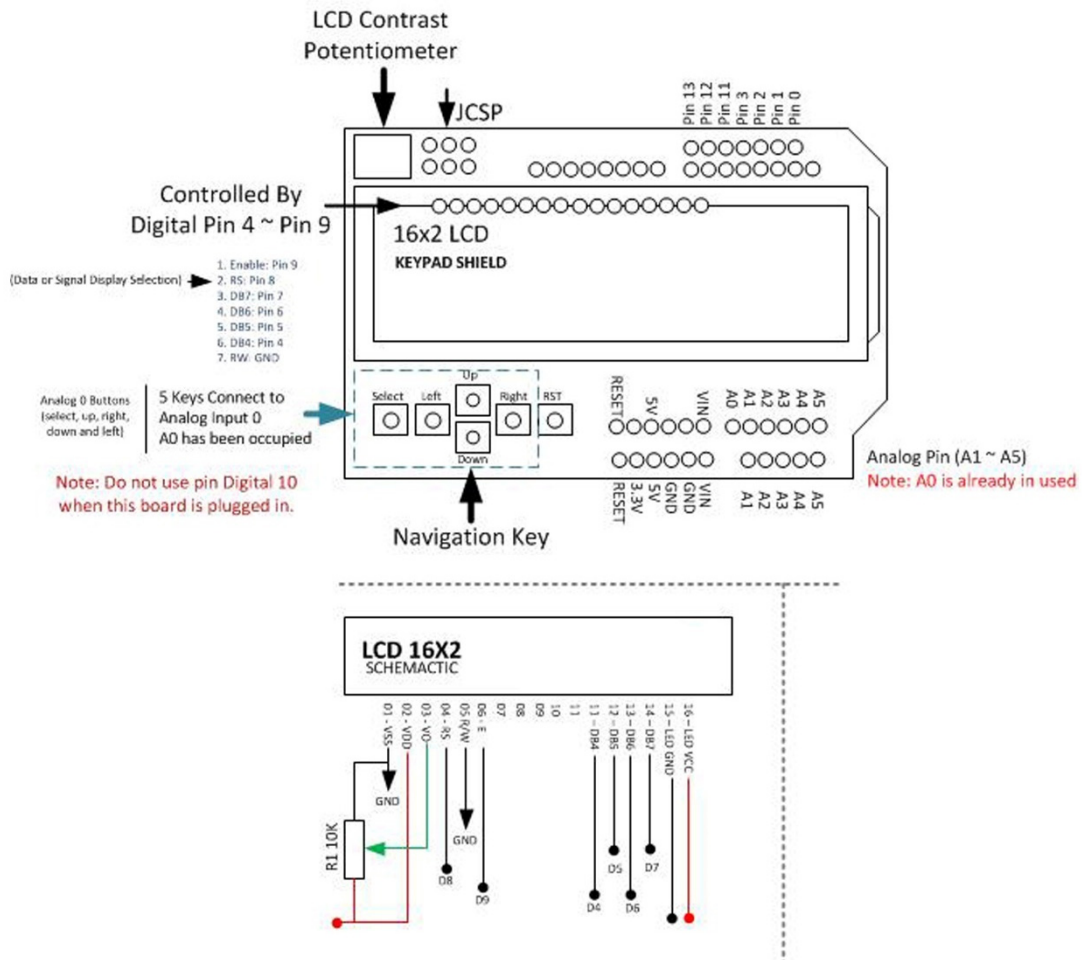
Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



## 9.7. ANEXO G: Arduino LCD KEY PAD



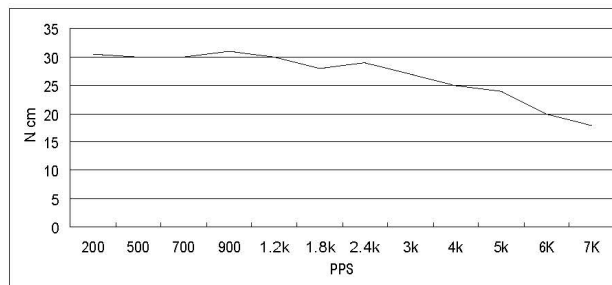
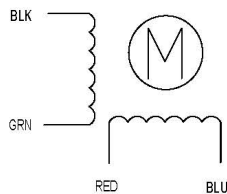
9.8. ANEXO H: Datasheet Nema 17

HIGH TORQUE HYBRID STEPPING MOTOR SPECIFICATIONS

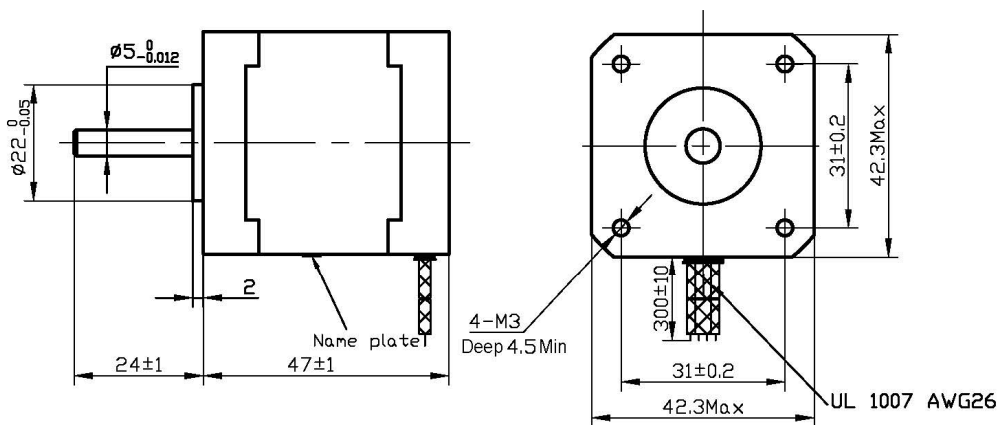
General specifications		Electrical specifications	
Step Angle (°)	1.8	Rated Voltage (V)	2.8
Temperature Rise (°C)	80 Max (rated current 2 phase on)	Rated Current (A)	1.68
Ambient temperature (°C)	-20~+50	Resistance Per Phase $\pm 10\%$	1.65 (25°C)
Number of Phase	2	Inductance Per Phase $\pm 20\%$ (mH)	2.8
Insulation Resistance	100M $\Omega$ , Min (500VDC)	Holding Torque (Kg.cm)	4.4
Insulation Class	Class B	Detent Torque (g.cm)	200
Max.radial force (N)	28 (20mm from the flange)	Rotor Inertia (g.cm <sup>2</sup> )	68
Max.axial force (N)	10	Weight (Kg)	0.365

● Pull out torque curve:  
VOLTAGE: 24VDC, CONSTANT CURRENT: 1.68A, HALF STEP

● Wiring Diagram:



● Dimensions:  
(unit=mm)



△					SY42STH47-1684A	TECHNICAL CONDITIONS
△						
REV	REVISIONS	DESCRIPTION	BY	DATE		
DRAW					CHANGZHOU SONGYANG MACHINERY & ELECTRONICS NEW TECHNIC INSTITUTE	
CHECK						
APPROVE						



## 9.9. ANEXO I: Datasheet IRFP250N



IRFP250

Data Sheet

January 2002

### 33A, 200V, 0.085 Ohm, N-Channel Power MOSFET

This N-Channel enhancement mode silicon gate power field effect transistor is an advanced power MOSFET designed, tested, and guaranteed to withstand a specified level of energy in the breakdown avalanche mode of operation. All of these power MOSFETs are designed for applications such as switching regulators, switching convertors, motor drivers, relay drivers, and drivers for high power bipolar switching transistors requiring high speed and low gate drive power. These types can be operated directly from integrated circuits.

Formerly developmental type TA9295.

### Ordering Information

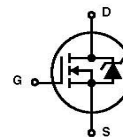
PART NUMBER	PACKAGE	BRAND
IRFP250	TO-247	IRFP250

NOTE: When ordering, use the entire part number.

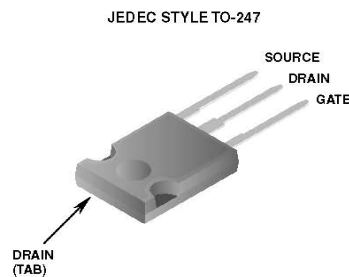
### Features

- 33A, 200V
- $r_{DS(ON)} = 0.085\Omega$
- Single Pulse Avalanche Energy Rated
- SOA is Power Dissipation Limited
- Nanosecond Switching Speeds
- Linear Transfer Characteristics
- High Input Impedance
- Related Literature
  - TB334 "Guidelines for Soldering Surface Mount Components to PC Boards"

### Symbol



### Packaging



**IRFP250**

**Absolute Maximum Ratings**  $T_C = 25^\circ\text{C}$ , Unless Otherwise Specified

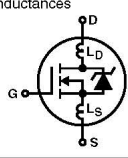
	IRFP250	UNITS
Drain to Source Voltage (Note 1)	200	V
Drain to Gate Voltage ( $R_{GS} = 20\text{k}\Omega$ ) (Note 1)	200	V
Continuous Drain Current	33	A
$T_C = 100^\circ\text{C}$	21	A
Pulsed Drain Current (Note 3)	130	A
Gate to Source Voltage	$\pm 20$	V
Maximum Power Dissipation	180	W
Linear Derating Factor	1.44	W/ $^\circ\text{C}$
Single Pulse Avalanche Energy Rating (Note 4)	810	mJ
Operating and Storage Temperature	-55 to 150	$^\circ\text{C}$
Maximum Temperature for Soldering		
Leads at 0.063in (1.6mm) from Case for 10s	300	$^\circ\text{C}$
Package Body for 10s. See Techbrief 334	260	$^\circ\text{C}$

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

- $T_J = 25^\circ\text{C}$  to  $125^\circ\text{C}$ .

**Electrical Specifications**  $T_C = 25^\circ\text{C}$ , Unless Otherwise Specified

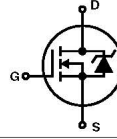
PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Drain to Source Breakdown Voltage	$BV_{DSS}$	$I_D = 250\mu\text{A}$ , $V_{GS} = 0\text{V}$ (Figure 10)	200	-	-	V
Gate Threshold Voltage	$V_{GS(TH)}$	$V_{GS} = V_{DS}$ , $I_D = 250\mu\text{A}$	2.0	-	4.0	V
Zero Gate Voltage Drain Current	$I_{DSS}$	$V_{DS} = \text{Rated } BV_{DSS}$ , $V_{GS} = 0\text{V}$	-	-	25	$\mu\text{A}$
		$V_{DS} = 0.8 \times \text{Rated } BV_{DSS}$ , $V_{GS} = 0\text{V}$ , $T_C = 125^\circ\text{C}$	-	-	250	$\mu\text{A}$
On-State Drain Current (Note 2)	$I_{D(ON)}$	$V_{DS} > I_{D(ON)} \times r_{DS(ON)MAX}$ , $V_{GS} = 10\text{V}$	33	-	-	A
Gate to Source Leakage Current	$I_{GSS}$	$V_{GS} = \pm 20\text{V}$	-	-	$\pm 100$	nA
Drain to Source On Resistance (Note 2)	$r_{DS(ON)}$	$I_D = 17\text{A}$ , $V_{GS} = 10\text{V}$ (Figures 8, 9)	-	0.07	0.085	$\Omega$
Forward Transconductance (Note 2)	$g_{fs}$	$V_{DS} \geq 50\text{V}$ , $I_D = 17\text{A}$ (Figure 12)	13	19	-	S
Turn-On Delay Time	$t_d(ON)$	$V_{DD} = 100\text{V}$ , $I_D = 30\text{A}$ , $R_{GS} = 6.2\Omega$ , $V_{GS} = 10\text{V}$ , $R_L = 3.2\Omega$	-	18	30	ns
Rise Time	$t_r$	MOSFET Switching Times are Essentially Independent of Operating Temperature	-	125	180	ns
Turn-Off Delay Time	$t_d(OFF)$		-	70	100	ns
Fall Time	$t_f$		-	80	120	ns
Total Gate Charge (Gate to Source + Gate to Drain)	$Q_g(TOT)$	$V_{GS} = 10\text{V}$ , $I_D = 30\text{A}$ , $V_{DS} = 0.8 \times \text{Rated } BV_{DSS}$ , $I_{G(REF)} = 1.5\text{mA}$ (Figure 14)	-	79	120	nC
Gate to Source Charge	$Q_{gs}$	Gate Charge is Essentially Independent of Operating Temperature	-	12	-	nC
Gate to Drain "Miller" Charge	$Q_{gd}$		-	42	-	nC
Input Capacitance	$C_{ISS}$	$V_{DS} = 25\text{V}$ , $V_{GS} = 0\text{V}$ , $f = 1\text{MHz}$ (Figure 11)	-	2000	-	pF
Output Capacitance	$C_{OSS}$		-	800	-	pF
Reverse Transfer Capacitance	$C_{RSS}$		-	300	-	pF
Internal Drain Inductance	$L_D$	Measured from the Contact Screw on Header Closer to Source and Gate Pins to Center of Die	-	5.0	-	nH
Internal Source Inductance	$L_S$	Measured from the Source Lead, 6.0mm (0.25in) from Header to Source Bonding Pad	-	12.5	-	nH
						
Thermal Resistance, Junction to Case	$R_{\theta JC}$		-	-	0.70	$^\circ\text{C/W}$
Thermal Resistance, Junction to Ambient	$R_{\theta JA}$	Free Air Operation	-	-	30	$^\circ\text{C/W}$



IRFP250

Source to Drain Diode Specifications

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Continuous Source to Drain Current	$I_{SD}$	Modified MOSFET Symbol Showing the Integral Reverse P-N Junction Rectifier	-	-	33	A
Pulse Source to Drain Current (Note 3)	$I_{SDM}$		-	-	130	A
Source to Drain Diode Voltage (Note 2)	$V_{SD}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$ , $I_{SD} = 33\text{A}$ , $V_{GS} = 0\text{V}$ (Figure 13)	-	-	2.0	V
Reverse Recovery Time	$t_{rr}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$ , $I_{SD} = 30\text{A}$ , $dI_{SD}/dt = 100\text{A}/\mu\text{s}$	140	-	630	ns
Reverse Recovery Charge	$Q_{RR}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$ , $I_{SD} = 30\text{A}$ , $dI_{SD}/dt = 100\text{A}/\mu\text{s}$	1.8	-	8.1	$\mu\text{C}$



NOTES:

- Pulse test: pulse width  $\leq 300\mu\text{s}$ , duty cycle  $\leq 2\%$ .
- Repetitive rating: pulse width limited by maximum junction temperature. See Transient Thermal Impedance curve (Figure 3).
- $V_{DD} = 50\text{V}$ , starting  $T_J = 25^\circ\text{C}$ ,  $L = 1.1\text{mH}$ ,  $R_G = 50\Omega$ , peak  $I_{AS} = 33\text{A}$ .

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified

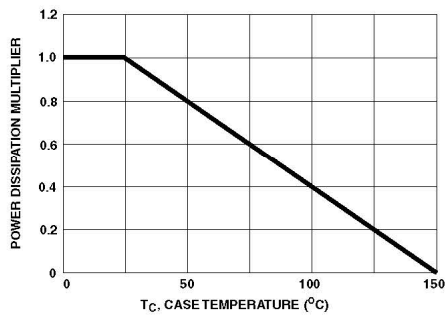


FIGURE 1. NORMALIZED POWER DISSIPATION vs CASE TEMPERATURE

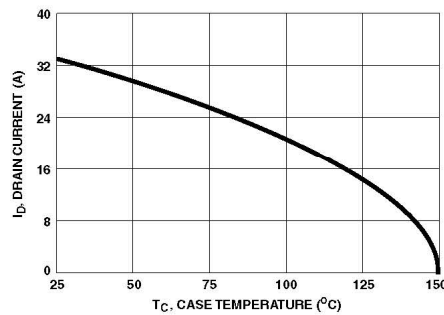


FIGURE 2. MAXIMUM CONTINUOUS DRAIN CURRENT vs CASE TEMPERATURE

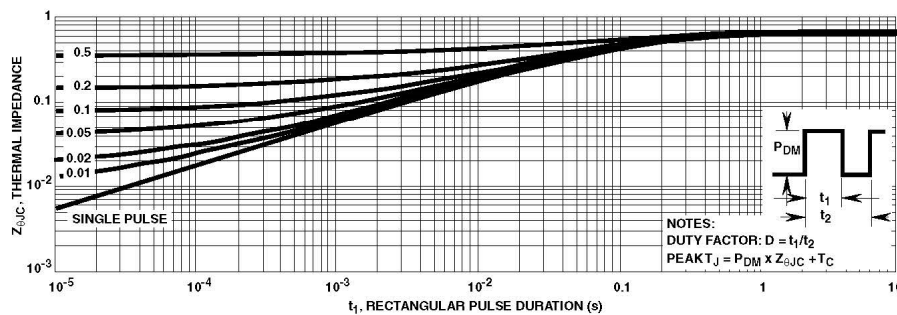


FIGURE 3. MAXIMUM TRANSIENT THERMAL IMPEDANCE



IRFP250

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified (Continued)

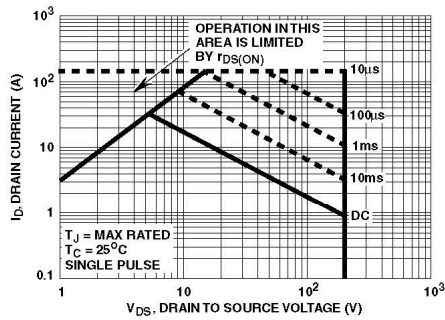


FIGURE 4. FORWARD BIAS SAFE OPERATING AREA

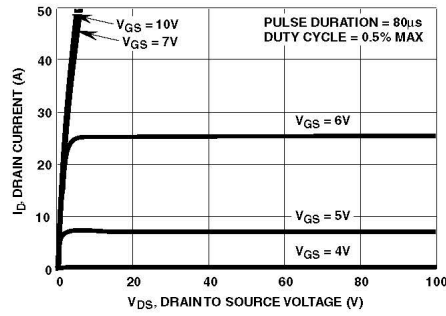


FIGURE 5. OUTPUT CHARACTERISTICS

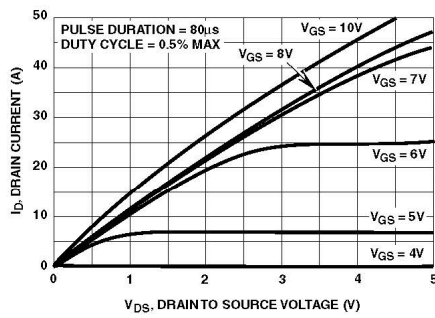


FIGURE 6. SATURATION CHARACTERISTICS

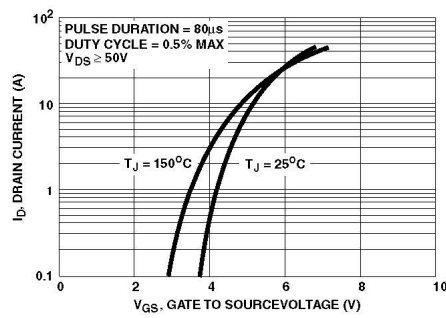
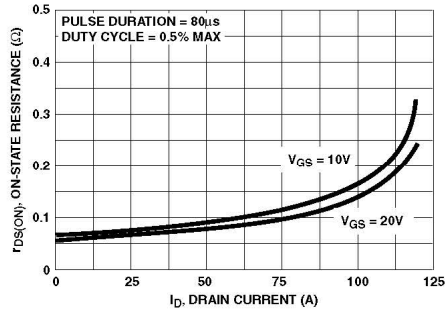


FIGURE 7. TRANSFER CHARACTERISTICS



NOTE: Heating effect of 2µs pulse is minimal.  
FIGURE 8. DRAIN TO SOURCE ON RESISTANCE vs GATE VOLTAGE AND DRAIN CURRENT

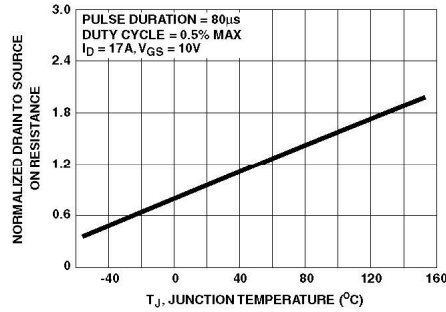


FIGURE 9. NORMALIZED DRAIN TO SOURCE ON RESISTANCE vs JUNCTION TEMPERATURE





IRFP250

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified (Continued)

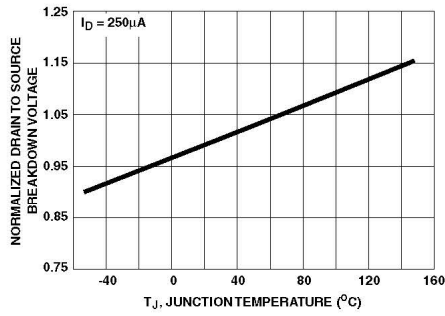


FIGURE 10. NORMALIZED DRAIN TO SOURCE BREAKDOWN VOLTAGE vs JUNCTION TEMPERATURE

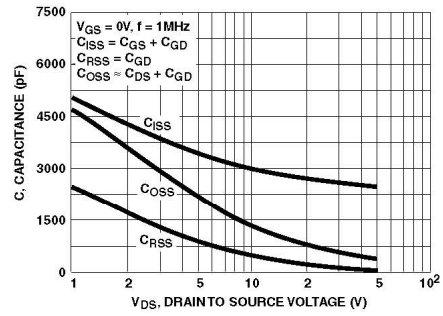


FIGURE 11. CAPACITANCE vs DRAIN TO SOURCE VOLTAGE

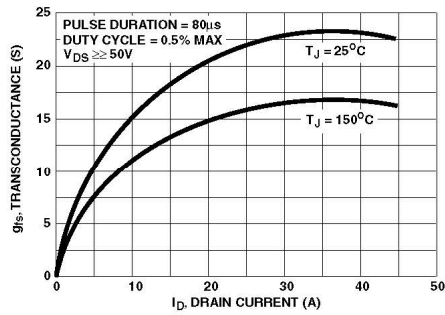


FIGURE 12. TRANSCONDUCTANCE vs DRAIN CURRENT

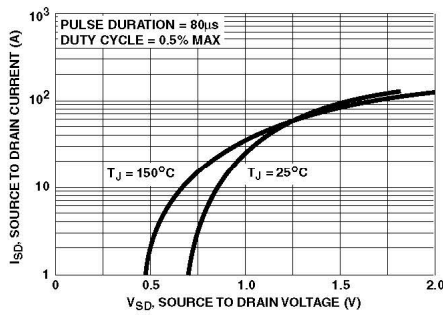


FIGURE 13. SOURCE TO DRAIN DIODE VOLTAGE

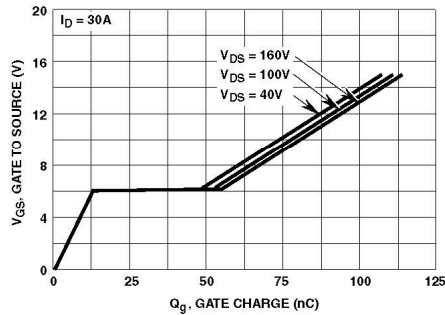


FIGURE 14. GATE TO SOURCE VOLTAGE vs GATE CHARGE



IRFP250

Test Circuits and Waveforms

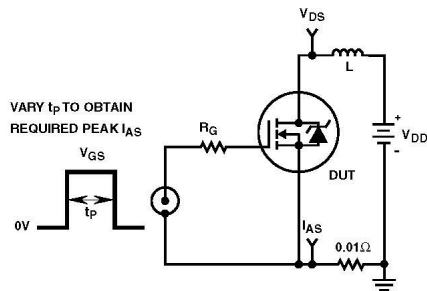


FIGURE 15. UNCLAMPED ENERGY TEST CIRCUIT

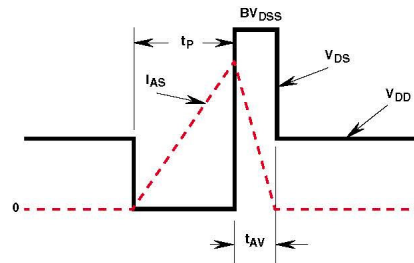


FIGURE 16. UNCLAMPED ENERGY WAVEFORMS

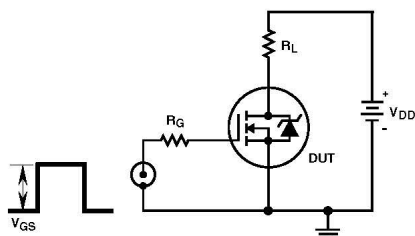


FIGURE 17. SWITCHING TIME TEST CIRCUIT

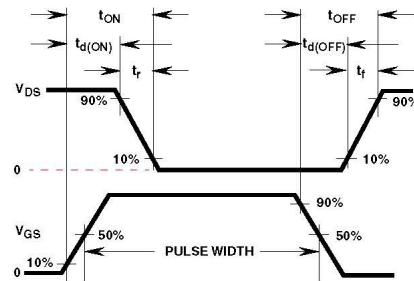


FIGURE 18. RESISTIVE SWITCHING WAVEFORMS

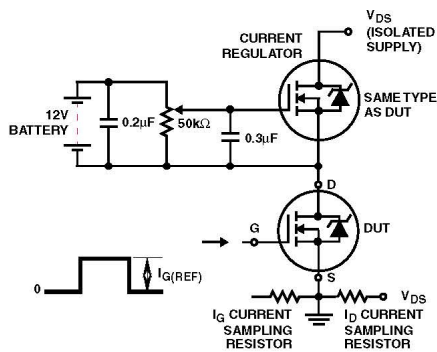


FIGURE 19. GATE CHARGE TEST CIRCUIT

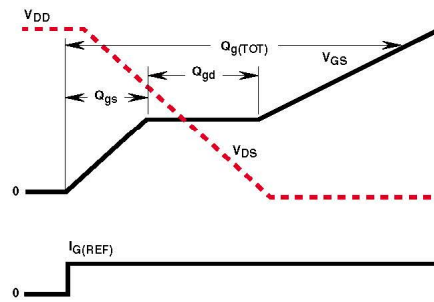


FIGURE 20. GATE CHARGE WAVEFORMS



TRADEMARKS				
The following are registered and unregistered trademarks Fairchild Semiconductor owns or is authorized to use and is not intended to be an exhaustive list of all such trademarks.				
ACEx™	FAST®	OPTOLOGIC™	SMART START™	VCX™
Bottomless™	FASTr™	OPTOPLANAR™	STAR*POWER™	
CoolFET™	FRFET™	PACMAN™	Stealth™	
CROSSVOLT™	GlobalOptoisolator™	POP™	SuperSOT™_3	
DenseTrench™	GTO™	Power247™	SuperSOT™_6	
DOVE™	HiSeC™	PowerTrench®	SuperSOT™_8	
EcoSPARK™	ISOPLANAR™	QFET™	SyncFET™	
E <sup>2</sup> CMOS™	LittleFET™	QST™	TinyLogic™	
EnSigna™	MicroFET™	QT Optoelectronics™	TruTranslation™	
FACT™	MicroPak™	Quiet Series™	UHC™	
FACT Quiet Series™	MICROWIRE™	SILENT SWITCHER®	UltraFET®	
STAR*POWER is used under license				
DISCLAIMER				
FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.				
LIFE SUPPORT POLICY				
FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:				
1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, or (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in significant injury to the user.		2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.		
PRODUCT STATUS DEFINITIONS				
Definition of Terms				
Datasheet Identification	Product Status	Definition		
Advance Information	Formative or In Design	This datasheet contains the design specifications for product development. Specifications may change in any manner without notice.		
Preliminary	First Production	This datasheet contains preliminary data, and supplementary data will be published at a later date. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.		
No Identification Needed	Full Production	This datasheet contains final specifications. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.		
Obsolete	Not In Production	This datasheet contains specifications on a product that has been discontinued by Fairchild semiconductor. The datasheet is printed for reference information only.		

Rev. H4



## 9.10. ANEXO J: Datasheet MURF1660

### MURF1660CT

Preferred Device

### SWITCHMODE™ Power Rectifier

Designed for use in switching power supplies, inverters and as free wheeling diodes, these state-of-the-art devices have the following features:

- Ultrafast 60 Nanosecond Recovery Times
- 150°C Operating Junction Temperature
- Epoxy Meets UL94, V<sub>0</sub> @ 1/8"
- High Temperature Glass Passivated Junction
- Low Leakage Specified @ 150°C Case Temperature
- Current Derating @ Both Case and Ambient Temperatures
- Electrically Isolated. No Isolation Hardware Required.
- UL Recognized File #E69369 (Note 1.)

#### Mechanical Characteristics

- Case: Epoxy, Molded
- Weight: 1.9 grams (approximately)
- Finish: All External Surfaces Corrosion Resistant and Terminal Leads are Readily Solderable
- Lead Temperature for Soldering Purposes: 260°C Max. for 10 Seconds
- Shipped 50 units per plastic tube
- Marking: U1660

#### MAXIMUM RATINGS

Please See the Table on the Following Page

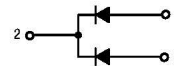
1. UL Recognized mounting method is per Figure 4.



ON Semiconductor™

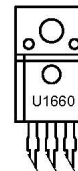
<http://onsemi.com>

**ULTRAFAST  
RECTIFIER  
16 AMPERES  
600 VOLTS**



ISOLATED TO-220  
CASE 221 D  
STYLE 3

#### MARKING DIAGRAM



U1660 = Device Code

#### ORDERING INFORMATION

Device	Package	Shipping
MURF1660CT	TO-220	50 Units/Rail

Preferred devices are recommended choices for future use and best overall value.



MURF1660CT

MAXIMUM RATINGS (Per Leg)

Rating	Symbol	Value	Unit
Peak Repetitive Reverse Voltage	$V_{RRM}$	600	Volts
Working Peak Reverse Voltage	$V_{RWM}$		
DC Blocking Voltage	$V_R$		
Average Rectified Forward Current Total Device, (Rated $V_R$ ), $T_C = 150^\circ\text{C}$	Per Diode $I_{F(AV)}$ Per Device	8 16	Amps
Peak Repetitive Forward Current (Rated $V_R$ , Square Wave, 20 kHz), $T_C = 150^\circ\text{C}$	$I_{FM}$	16	Amps
Non-repetitive Peak Surge Current (Surge applied at rated load conditions halfwave, single phase, 60 Hz)	$I_{FSM}$	100	Amps
Operating Junction and Storage Temperature	$T_J, T_{stg}$	- 65 to +150	$^\circ\text{C}$
RMS Isolation Voltage ( $t = 1$ second, R.H. $\leq 30\%$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$ ) (Note 3.)	Per Figure 3.	$V_{iso1}$	4500
	Per Figure 4. (Note 2.)	$V_{iso2}$	3500
	Per Figure 5.	$V_{iso3}$	1500

THERMAL CHARACTERISTICS (Per Leg)

Maximum Thermal Resistance, Junction to Case	$R_{\theta JC}$	3.0	$^\circ\text{C/W}$
Lead Temperature for Soldering Purposes: 1/8" from Case for 5 Seconds	$T_L$	260	$^\circ\text{C}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Per Leg)

Characteristic	Symbol	Value	Unit
Maximum Instantaneous Forward Voltage (Note 4.) ( $I_F = 8.0$ Amp, $T_C = 150^\circ\text{C}$ ) ( $I_F = 8.0$ Amp, $T_C = 25^\circ\text{C}$ )	$V_F$	1.20 1.50	Volts
Maximum Instantaneous Reverse Current (Note 4.) (Rated dc Voltage, $T_C = 150^\circ\text{C}$ ) (Rated dc Voltage, $T_C = 25^\circ\text{C}$ )	$I_R$	500 10	$\mu\text{A}$
Maximum Reverse Recovery Time ( $I_F = 1.0$ Amp, $di/dt = 50$ Amp/ $\mu\text{s}$ ) ( $I_F = 0.5$ Amp, $I_R = 1.0$ Amp, $I_{REG} = 0.25$ Amp)	$t_{rr}$	60 50	ns

2. UL Recognized mounting method is per Figure 4.
3. Proper strike and creepage distance must be provided.
4. Pulse Test: Pulse Width = 300  $\mu\text{s}$ , Duty Cycle  $\leq 2.0\%$ .

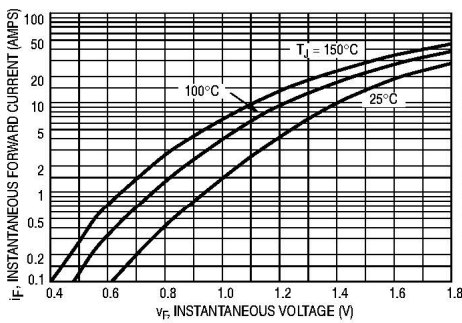


Figure 1. Typical Forward Voltage, Per Leg

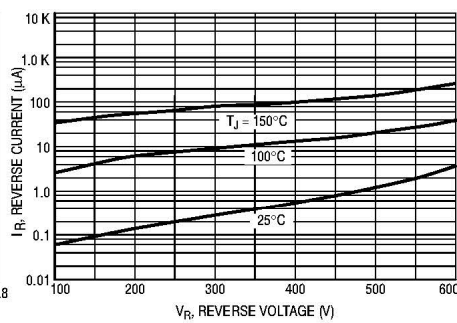


Figure 2. Typical Reverse Current, Per Leg\*



**MURF1660CT**

**TEST CONDITIONS FOR ISOLATION TESTS\***

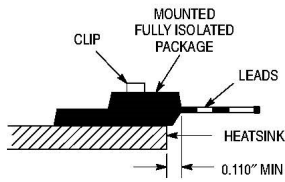


Figure 3. Clip Mounting Position for Isolation Test Number 1

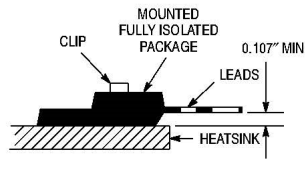


Figure 4. Clip Mounting Position for Isolation Test Number 2

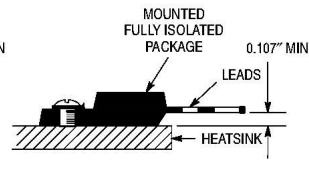
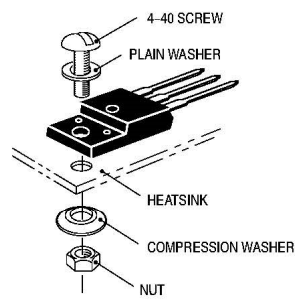


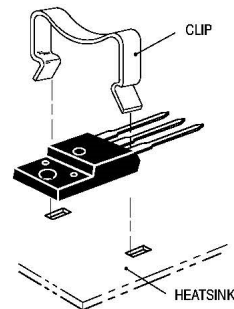
Figure 5. Screw Mounting Position for Isolation Test Number 3

\* Measurement made between leads and heatsink with all leads shorted together.

**MOUNTING INFORMATION\*\***



6a. Screw-Mounted



6b. Clip-Mounted

Figure 6. Typical Mounting Techniques

Laboratory tests on a limited number of samples indicate, when using the screw and compression washer mounting technique, a screw torque of 6 to 8 in · lbs is sufficient to provide maximum power dissipation capability. The compression washer helps to maintain a constant pressure on the package over time and during large temperature excursions.

Destructive laboratory tests show that using a hex head 4-40 screw, without washers, and applying a torque in excess of 20 in · lbs will cause the plastic to crack around the mounting hole, resulting in a loss of isolation capability.

Additional tests on slotted 4-40 screws indicate that the screw slot fails between 15 to 20 in · lbs without adversely affecting the package. However, in order to positively ensure the package integrity of the fully isolated device, ON Semiconductor does not recommend exceeding 10 in · lbs of mounting torque under any mounting conditions.

\*\*For more information about mounting power semiconductors see Application Note AN1040.

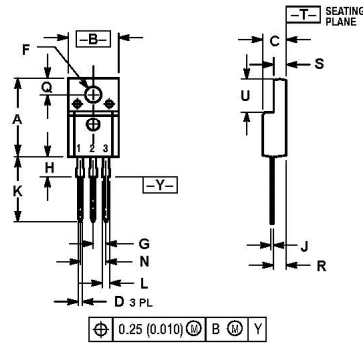


**MURF1660CT**

**PACKAGE DIMENSIONS**

**TO-220 FULLPAK TRANSISTOR**

CASE 221D-02  
ISSUE D



NOTES:  
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.  
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.621	0.629	15.78	15.97
B	0.384	0.402	10.01	10.21
C	0.181	0.189	4.60	4.80
D	0.026	0.034	0.67	0.86
F	0.121	0.129	3.08	3.27
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
H	0.123	0.129	3.13	3.27
J	0.018	0.023	0.46	0.54
K	0.500	0.562	12.70	14.27
L	0.045	0.060	1.14	1.52
N	0.200 BSC		5.08 BSC	
Q	0.126	0.134	3.21	3.40
R	0.107	0.111	2.72	2.81
S	0.096	0.104	2.44	2.64
U	0.259	0.267	6.58	6.78

STYLE 3:  
PIN 1. ANODE  
2. CATHODE  
3. ANODE

SWITCHMODE is a trademark of Semiconductor Components Industries, LLC.

ON Semiconductor and  are trademarks of Semiconductor Components Industries, LLC (SCILLC). SCILLC reserves the right to make changes without further notice to any products herein. SCILLC makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does SCILLC assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages. "Typical" parameters which may be provided in SCILLC data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals" must be validated for each customer application by customer's technical experts. SCILLC does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. SCILLC products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the SCILLC product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use SCILLC products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold SCILLC and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that SCILLC was negligent regarding the design or manufacture of the part. SCILLC is an Equal Opportunity/Affirmative Action Employer.

**PUBLICATION ORDERING INFORMATION**

**NORTH AMERICA Literature Fulfillment:**  
Literature Distribution Center for ON Semiconductor  
P.O. Box 5163, Denver, Colorado 80217 USA  
Phone: 303-675-2175 or 800-344-3860 Toll Free USA/Canada  
Fax: 303-675-2176 or 800-344-3867 Toll Free USA/Canada  
Email: ONlit@hibbertco.com  
Fax Response Line: 303-675-2167 or 800-344-3810 Toll Free USA/Canada

**N. American Technical Support:** 800-282-9855 Toll Free USA/Canada

**EUROPE:** LDC for ON Semiconductor – European Support  
**German Phone:** (+1) 303-308-7140 (Mon-Fri 2:30pm to 7:00pm CET)  
Email: ONlit-german@hibbertco.com  
**French Phone:** (+1) 303-308-7141 (Mon-Fri 2:00pm to 7:00pm CET)  
Email: ONlit-french@hibbertco.com  
**English Phone:** (+1) 303-308-7142 (Mon-Fri 12:00pm to 5:00pm GMT)  
Email: ONlit@hibbertco.com

**EUROPEAN TOLL-FREE ACCESS\*: 00-800-4422-3781**  
\*Available from Germany, France, Italy, UK, Ireland

**CENTRAL/SOUTH AMERICA:**  
**Spanish Phone:** 303-308-7143 (Mon-Fri 8:00am to 5:00pm MST)  
Email: ONlit-spanish@hibbertco.com  
**Toll-Free from Mexico:** Dial 01-800-288-2872 for Access – then Dial 866-297-9322

**ASIA/PACIFIC:** LDC for ON Semiconductor – Asia Support  
**Phone:** 303-675-2121 (Tue-Fri 9:00am to 1:00pm, Hong Kong Time)  
Toll Free from Hong Kong & Singapore:  
001-800-4422-3781  
Email: ONlit-asia@hibbertco.com

**JAPAN:** ON Semiconductor, Japan Customer Focus Center  
4-32-1 Nishi-Gotanda, Shinagawa-ku, Tokyo, Japan 141-0031  
**Phone:** 81-3-5740-2700  
Email: r14525@onsemi.com

**ON Semiconductor Website:** <http://onsemi.com>

For additional information, please contact your local Sales Representative.

MURF1660CT/D



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



## 9.11. ANEXO K: Diodo Zenner 1N5349B

**MOTOROLA  
SEMICONDUCTOR  
TECHNICAL DATA**

### 5 Watt Surmetic 40 Silicon Zener Diodes

This is a complete series of 5 Watt Zener Diodes with tight limits and better operating characteristics that reflect the superior capabilities of silicon-oxide-passivated junctions. All this is in an axial-lead, transfer-molded plastic package that offers protection in all common environmental conditions.

**Specification Features:**

- Up to 180 Watt Surge Rating @ 8.3 ms
- Maximum Limits Guaranteed on Seven Electrical Parameters

**Mechanical Characteristics:**

**CASE:** Void-free, transfer-molded, thermosetting plastic

**FINISH:** All external surfaces are corrosion resistant and leads are readily solderable

**POLARITY:** Cathode indicated by color band. When operated in zener mode, cathode will be positive with respect to anode

**MOUNTING POSITION:** Any

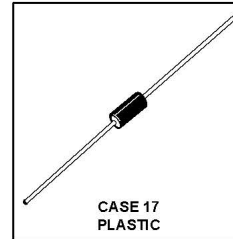
**WEIGHT:** 0.7 gram (approx)

**WAFER FAB LOCATION:** Phoenix, Arizona

**ASSEMBLY/TEST LOCATION:** Seoul, Korea

**1N5333B  
through  
1N5388B**

**5 WATT  
ZENER REGULATOR  
DIODES  
3.3-200 VOLTS**



**MAXIMUM RATINGS**

Rating	Symbol	Value	Unit
DC Power Dissipation @ $T_L = 75^\circ\text{C}$ Lead Length = 3/8" Derate above 75°C	$P_D$	5 40	Watts mW/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	$T_J, T_{stg}$	- 65 to +200	°C

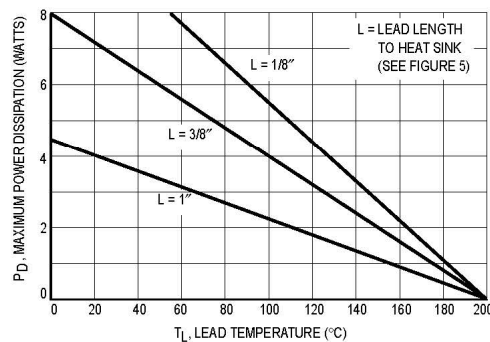


Figure 1. Power Temperature Derating Curve





1N5333B through 1N5388B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T<sub>A</sub> = 25°C unless otherwise noted, V<sub>F</sub> = 1.2 Max @ I<sub>F</sub> = 1 A for all types)

JEDEC Type No. (Note 1)	Nominal Zener Voltage V <sub>Z</sub> @ I <sub>ZT</sub> Volts (Note 2)	Test Current I <sub>ZT</sub> mA	Max Zener Impedance		Max Reverse Leakage Current		Max Surge Current I <sub>r</sub> Amps (Note 3)	Max Voltage Regulation ΔV <sub>Z</sub> , Volt (Note 4)	Maximum Regulator Current I <sub>ZM</sub> mA (Note 5)
			Z <sub>ZT</sub> @ I <sub>ZT</sub> Ohms (Note 2)	Z <sub>ZK</sub> @ I <sub>ZK</sub> = 1 mA Ohms (Note 2)	I <sub>R</sub> @ V <sub>R</sub> μA @ Volts				
<b>1N5333B</b>	3.3	<b>300</b>	3	<b>400</b>	<b>300</b>	<b>1</b>	<b>20</b>	<b>0.85</b>	<b>1440</b>
1N5334B	3.6	350	2.5	500	150	1	18.7	0.8	1320
1N5335B	3.9	320	2	500	50	1	17.6	0.54	1220
1N5336B	4.3	290	2	500	10	1	16.4	0.49	1100
<b>1N5337B</b>	<b>4.7</b>	<b>260</b>	<b>2</b>	<b>450</b>	<b>5</b>	<b>1</b>	<b>15.3</b>	<b>0.44</b>	<b>1010</b>
<b>1N5338B</b>	<b>5.1</b>	<b>240</b>	<b>1.5</b>	<b>400</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>14.4</b>	<b>0.39</b>	<b>930</b>
<b>1N5339B</b>	<b>5.6</b>	<b>220</b>	<b>1</b>	<b>400</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>13.4</b>	<b>0.25</b>	<b>865</b>
1N5340B	6	200	1	300	1	3	12.7	0.19	790
<b>1N5341B</b>	<b>6.2</b>	<b>200</b>	<b>1</b>	<b>200</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>12.4</b>	<b>0.1</b>	<b>765</b>
<b>1N5342B</b>	<b>6.8</b>	<b>175</b>	<b>1</b>	<b>200</b>	<b>10</b>	<b>5.2</b>	<b>11.5</b>	<b>0.15</b>	<b>700</b>
1N5343B	7.5	175	1.5	200	10	5.7	10.7	0.15	630
1N5344B	8.2	150	1.5	200	10	6.2	10	0.2	580
1N5345B	8.7	150	2	200	10	6.6	9.5	0.2	545
1N5346B	9.1	150	2	150	7.5	6.9	9.2	0.22	520
<b>1N5347B</b>	<b>10</b>	<b>125</b>	<b>2</b>	<b>125</b>	<b>5</b>	<b>7.6</b>	<b>8.6</b>	<b>0.22</b>	<b>475</b>
1N5348B	11	125	2.5	125	5	8.4	8	0.25	430
<b>1N5349B</b>	<b>12</b>	<b>100</b>	<b>2.5</b>	<b>125</b>	<b>2</b>	<b>9.1</b>	<b>7.5</b>	<b>0.25</b>	<b>395</b>
<b>1N5350B</b>	<b>13</b>	<b>100</b>	<b>2.5</b>	<b>100</b>	<b>1</b>	<b>9.9</b>	<b>7</b>	<b>0.25</b>	<b>365</b>
1N5351B	14	100	2.5	75	1	10.6	6.7	0.25	340
<b>1N5352B</b>	<b>15</b>	<b>75</b>	<b>2.5</b>	<b>75</b>	<b>1</b>	<b>11.5</b>	<b>6.3</b>	<b>0.25</b>	<b>315</b>
<b>1N5353B</b>	<b>16</b>	<b>75</b>	<b>2.5</b>	<b>75</b>	<b>1</b>	<b>12.2</b>	<b>6</b>	<b>0.3</b>	<b>295</b>
1N5354B	17	70	2.5	75	0.5	12.9	5.8	0.35	280
1N5355B	18	65	2.5	75	0.5	13.7	5.5	0.4	265
1N5356B	19	65	3	75	0.5	14.4	5.3	0.4	250
1N5357B	20	65	3	75	0.5	15.2	5.1	0.4	237
<b>1N5358B</b>	<b>22</b>	<b>50</b>	<b>3.5</b>	<b>75</b>	<b>0.5</b>	<b>16.7</b>	<b>4.7</b>	<b>0.45</b>	<b>216</b>
<b>1N5359B</b>	<b>24</b>	<b>50</b>	<b>3.5</b>	<b>100</b>	<b>0.5</b>	<b>18.2</b>	<b>4.4</b>	<b>0.55</b>	<b>198</b>
1N5360B	25	50	4	110	0.5	19	4.3	0.55	190
<b>1N5361B</b>	<b>27</b>	<b>50</b>	<b>5</b>	<b>120</b>	<b>0.5</b>	<b>20.6</b>	<b>4.1</b>	<b>0.6</b>	<b>176</b>
1N5362B	28	50	6	130	0.5	21.2	3.9	0.6	170
1N5363B	30	40	8	140	0.5	22.8	3.7	0.6	158
1N5364B	33	40	10	150	0.5	25.1	3.5	0.6	144
<b>1N5365B</b>	<b>36</b>	<b>30</b>	<b>11</b>	<b>160</b>	<b>0.5</b>	<b>27.4</b>	<b>3.3</b>	<b>0.65</b>	<b>132</b>
1N5366B	39	30	14	170	0.5	29.7	3.1	0.65	122
1N5367B	43	30	20	190	0.5	32.7	2.8	0.7	110
<b>1N5368B</b>	<b>47</b>	<b>25</b>	<b>25</b>	<b>210</b>	<b>0.5</b>	<b>35.8</b>	<b>2.7</b>	<b>0.8</b>	<b>100</b>
1N5369B	51	25	27	230	0.5	38.8	2.5	0.9	93
1N5370B	56	20	35	280	0.5	42.6	2.3	1	86
1N5371B	60	20	40	350	0.5	42.5	2.2	1.2	79
1N5372B	62	20	42	400	0.5	47.1	2.1	1.35	76
1N5373B	68	20	44	500	0.5	51.7	2	1.5	70
1N5374B	75	20	45	620	0.5	56	1.9	1.6	63
1N5375B	82	15	65	720	0.5	62.2	1.8	1.8	58
1N5376B	87	15	75	760	0.5	66	1.7	2	54.5
1N5377B	91	15	75	760	0.5	69.2	1.6	2.2	52.5
1N5378B	100	12	90	800	0.5	76	1.5	2.5	47.5
1N5379B	110	12	125	1000	0.5	83.6	1.4	2.5	43
1N5380B	120	10	170	1150	0.5	91.2	1.3	2.5	39.5
1N5381B	130	10	190	1250	0.5	98.8	1.2	2.5	36.6
1N5382B	140	8	230	1500	0.5	106	1.2	2.5	34

(continued)

Devices listed in bold, italic are Motorola preferred devices.



### 1N5333B through 1N5388B

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS — continued** ( $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $V_F = 1.2$  Max @  $I_F = 1$  A for all types)

JEDEC Type No. (Note 1)	Nominal Zener Voltage $V_Z$ @ $I_{ZT}$ Volts (Note 2)	Test Current $I_{ZT}$ mA	Max Zener Impedance		Max Reverse Leakage Current		Max Surge Current $i_F$ , Amps (Note 3)	Max Voltage Regulation $\Delta V_Z$ , Volt (Note 4)	Maximum Regulator Current $I_{ZM}$ mA (Note 5)
			$Z_{ZT}$ @ $I_{ZT}$ Ohms (Note 2)	$Z_{ZK}$ @ $I_{ZK} = 1$ mA Ohms (Note 2)	$I_R$ @ $V_R$ $\mu\text{A}$ Volts				
<b>1N5383B</b>	150	8	330	1500	0.5	114	1.1	3	31.6
1N5384B	160	8	350	1650	0.5	122	1.1	3	29.4
1N5385B	170	8	380	1750	0.5	129	1	3	28
1N5386B	180	5	430	1750	0.5	137	1	4	26.4
1N5387B	190	5	450	1850	0.5	144	0.9	5	25
1N5388B	200	5	480	1850	0.5	152	0.9	5	23.6

**NOTE 1. TOLERANCE AND TYPE NUMBER DESIGNATION**

The JEDEC type numbers shown indicate a tolerance of  $\pm 5\%$ .

**NOTE 2. ZENER VOLTAGE ( $V_Z$ ) AND IMPEDANCE ( $Z_{ZT}$  &  $Z_{ZK}$ )**

Test conditions for zener voltage and impedance are as follows:  $I_Z$  is applied  $40 \pm 10$  ms prior to reading. Mounting contacts are located  $3/8"$  to  $1/2"$  from the inside edge of mounting clips to the body of the diode. ( $T_A = 25^\circ\text{C} + 8, -2^\circ\text{C}$ .)

**NOTE 3. SURGE CURRENT ( $i_F$ )**

Surge current is specified as the maximum allowable peak, non-recurrent square-wave current with a pulse width,  $PW$ , of 8.3 ms. The data given in Figure 6 may be used to find the maximum surge current for a square wave of any pulse width between 1ms and 1000 ms by plotting the applicable points on logarithmic paper. Examples of this, using the 3.3 V and 200 V zeners, are shown in Figure 7. Mounting contact located as specified in Note 3. ( $T_A = 25^\circ\text{C} + 8, -2^\circ\text{C}$ .)

**NOTE 4. VOLTAGE REGULATION ( $\Delta V_Z$ )**

Test conditions for voltage regulation are as follows:  $V_Z$  measurements are made at 10% and then at 50% of the  $I_Z$  max value listed in the electrical characteristics table. The test current time duration for each  $V_Z$  measurement is  $40 \pm 10$  ms. ( $T_A = 25^\circ\text{C} + 8, -2^\circ\text{C}$ .) Mounting contact located as specified in Note 2.

**NOTE 5. MAXIMUM REGULATOR CURRENT ( $I_{ZM}$ )**

The maximum current shown is based on the maximum voltage of a 5% type unit, therefore, it applies only to the B-suffix device. The actual  $I_{ZM}$  for any device may not exceed the value of 5 watts divided by the actual  $V_Z$  of the device.  $T_L = 75^\circ\text{C}$  at  $3/8"$  maximum from the device body.

**NOTE 6. SPECIALS AVAILABLE INCLUDE:**

Nominal zener voltages between the voltages shown and tighter voltage tolerance such as  $\pm 1\%$  and  $\pm 2\%$ . Consult factory.

### TEMPERATURE COEFFICIENTS

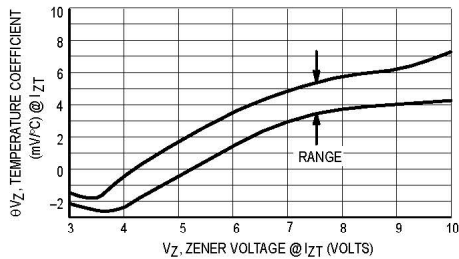


Figure 2. Temperature Coefficient-Range for Units 3 to 10 Volts

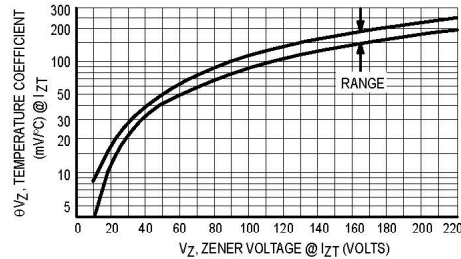


Figure 3. Temperature Coefficient-Range for Units 10 to 220 Volts

Devices listed in bold, italic are Motorola preferred devices.

Motorola TVS/Zener Device Data

5 Watt Surmetic 40 Data Sheet

6-3



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”

~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



1N5333B through 1N5388B

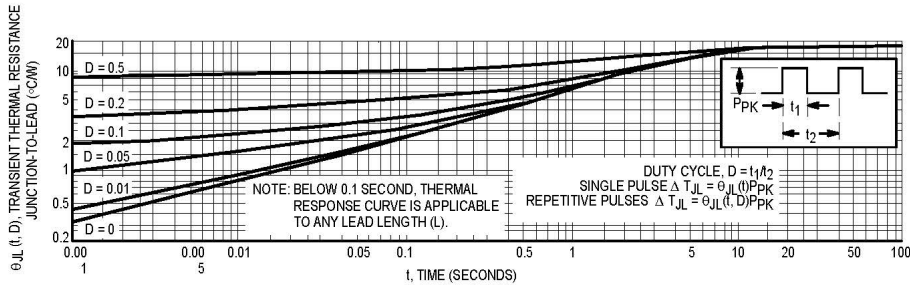


Figure 4. Typical Thermal Response  
L, Lead Length = 3/8 Inch

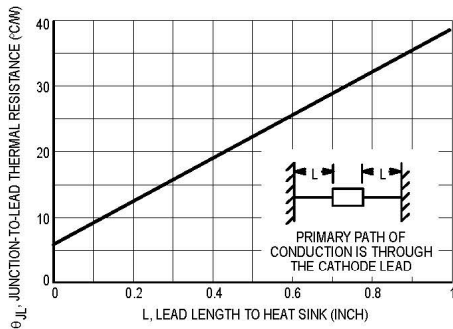


Figure 5. Typical Thermal Resistance

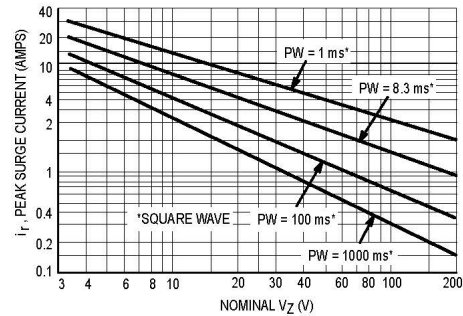


Figure 6. Maximum Non-Repetitive Surge Current  
versus Nominal Zener Voltage  
(See Note 3)

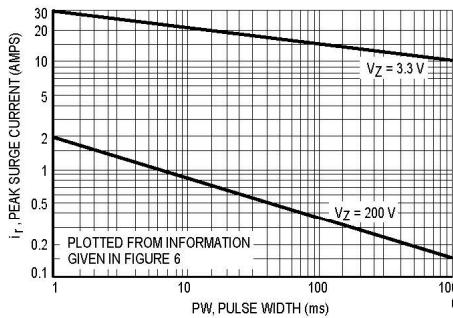


Figure 7. Peak Surge Current versus Pulse Width  
(See Note 3)

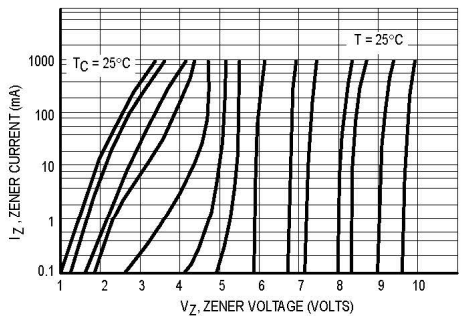


Figure 8. Zener Voltage versus Zener Current  
 $V_Z = 3.3$  thru 10 Volts



1N5333B through 1N5388B

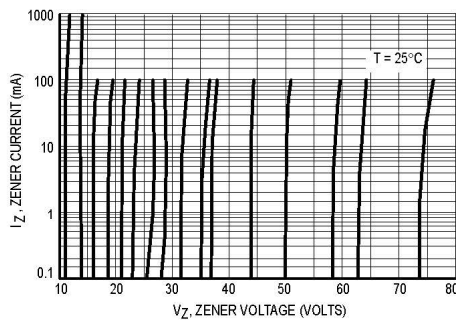


Figure 9. Zener Voltage versus Zener Current  
V<sub>Z</sub> = 11 thru 75 Volts

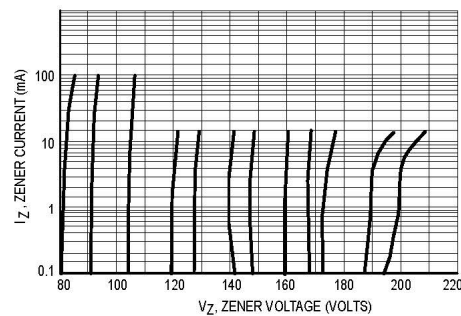


Figure 10. Zener Voltage versus Zener Current  
V<sub>Z</sub> = 82 thru 200 Volts

APPLICATION NOTE

Since the actual voltage available from a given zener diode is temperature dependent, it is necessary to determine junction temperature under any set of operating conditions in order to calculate its value. The following procedure is recommended:

Lead Temperature, T<sub>L</sub>, should be determined from:

$$T_L = \theta_{LA} P_D + T_A$$

$\theta_{LA}$  is the lead-to-ambient thermal resistance and P<sub>D</sub> is the power dissipation.

Junction Temperature, T<sub>J</sub>, may be found from:

$$T_J = T_L + \Delta T_{JL}$$

$\Delta T_{JL}$  is the increase in junction temperature above the lead temperature and may be found from Figure 4 for a train of power pulses or from Figure 5 for dc power.

$$\Delta T_{JL} = \theta_{JL} P_D$$

For worst-case design, using expected limits of I<sub>Z</sub>, limits of P<sub>D</sub> and the extremes of T<sub>J</sub> ( $\Delta T_J$ ) may be estimated. Changes in voltage, V<sub>Z</sub>, can then be found from:

$$\Delta V = \theta_{VZ} \Delta T_J$$

$\theta_{VZ}$ , the zener voltage temperature coefficient, is found from Figures 2 and 3.

Under high power-pulse operation, the zener voltage will vary with time and may also be affected significantly by the zener resistance. For best regulation, keep current excursions as low as possible.

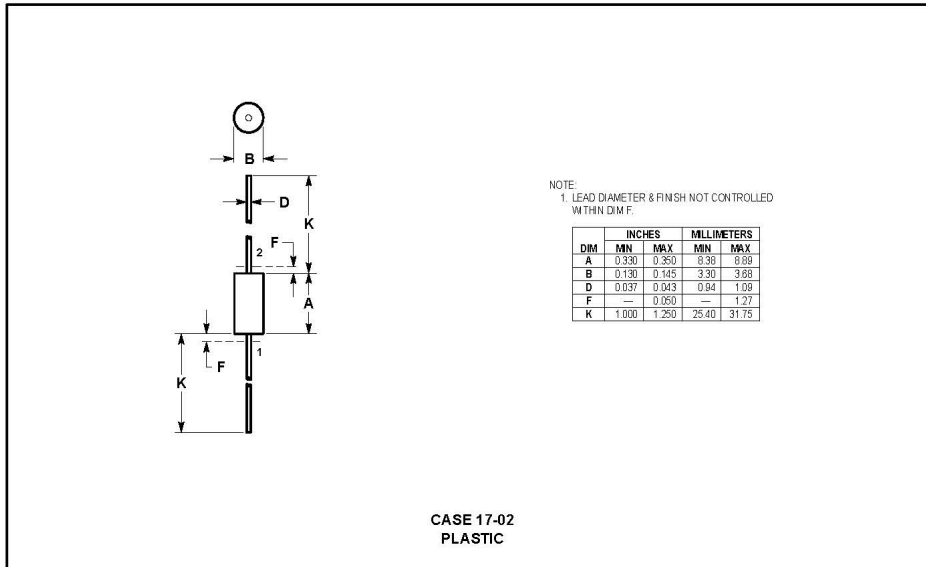
Data of Figure 4 should not be used to compute surge capability. Surge limitations are given in Figure 6. They are lower than would be expected by considering only junction temperature, as current crowding effects cause temperatures to be extremely high in small spots resulting in device degradation should the limits of Figure 6 be exceeded.



1N5333B through 1N5388B

## Zener Voltage Regulator Diodes — Axial Leaded

### 5 Watt Surmetic 40



(Refer to Section 10 for Surface Mount, Thermal Data and Footprint Information.)

#### MULTIPLE PACKAGE QUANTITY (MPQ) REQUIREMENTS

Package Option	Type No. Suffix	MPQ (Units)
Tape and Reel	RL	4K
Tape and Ammo	TA	2K

(Refer to Section 10 for more information on Packaging Specifications.)

Devices listed in bold, italic are Motorola preferred devices.

5 Watt Surmetic 40 Data Sheet  
6-6

Motorola TVS/Zener Device Data



Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales  
Ingeniería Biomédica

“Diseño e implementación de un equipo de electrohilado para la obtención de nanofibras de Hidroxiapatita en gelatina”  
~ Anún, Joaquín; Bagatello, Fabio José ~



## 9.12. ANEXO L: Manual de Usuario

1. Leer atentamente el protocolo en Sección 4.
2. Colocar todos los elementos (fuente de alimentación, plato colector, bomba de infusión, etc.) en una mesa bien nivelada y estable.
3. Colocar el colector inmediatamente al frente de la aguja de la jeringa, en forma perpendicular, y ajustar la distancia que las separa utilizando el riel del colector. Se debe estirar completamente el riel antes de colocarlo al frente de la aguja, lo que marcará el 0 en la regla milimetrada. A continuación, retroceder el riel hasta ubicarlo a la distancia deseada. Verificar la distancia mediante la regla metálica graduada.
4. Conectar y encender solamente la bomba de infusión.
5. Ajustar la bomba de infusión mediante los botones de desplazamiento manual para poder ubicar la jeringa correctamente.
6. Una vez confirmado que los pasos anteriores fueron realizados correctamente, colocar la punta negativa (cocodrilo negro) del flyback al colector, y la positiva (cocodrilo rojo) en la aguja de la jeringa. Asegurarse que, antes de conectar el driver del flyback, la fuente regulada esté colocada en 0 voltios.
7. Conectar el driver del flyback a la fuente de alimentación.
8. Seleccionar los parámetros de jeringa, flujo, volumen del bolo y valor de alta tensión (AT) a través del teclado del LCD. La selección de los valores se realiza a través de las teclas UP, DOWN, LEFT y RIGHT, y éstos se confirman presionando la tecla SELECT.
9. Una vez introducido en el display el valor de voltaje de AT y, luego de presionar “SELECT” se mostrará el valor de baja tensión al cual debe ajustarse la fuente para obtener dicho valor de AT. Con suma precaución encienda la fuente de baja tensión y regule el voltaje al indicado en el display.
11. Pulse SELECT para iniciar el proceso.

