



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño y desarrollo de un
porómetro de flujo capilar
para membranas
electrohiladas**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniera en Sistemas Biomédicos

P R E S E N T A

Mitzi Fernanda Medina Coeto

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Ricardo Vera Graziano



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2024

Diseño y desarrollo de un porómetro de flujo capilar para membranas electrohiladas

Por
Medina Coeto Mitzi Fernanda

Resumen

Actualmente la porometría de flujo capilar para membranas electrohiladas es una técnica de caracterización destructiva, ya que después de una medición las membranas quedan sin ningún uso posible debido a que estas se destruyen debido a los esfuerzos mecánicos a la que están sujetas durante la prueba. Las membranas electrohiladas han encontrado un amplio campo de desarrollo científico y tecnológico en múltiples áreas, como es el caso de la ingeniería de tejidos en aplicaciones biomédicas. Este tipo de membranas ofrecen bajos costos de fabricación y la fácil modificación de sus características físicas por medio de parámetros del proceso de electrohilado.

El desarrollo de nuevas aplicaciones para las membranas electrohiladas ha traído como consecuencia la necesidad del desarrollo tecnológico de un dispositivo de porometría específico para este tipo de materiales con la finalidad de obtener una caracterización de la estructura interna del material, como porosidad promedio y distribución de tamaño de poros micro y nanométricos para ser tomada en cuenta en la evaluación de la viabilidad de dicho andamio o membrana en el cuerpo humano. Este nuevo porómetro busca que las membranas electrohiladas sigan siendo de utilidad después del proceso de medición, para esto se requiere que el porómetro no destruya la estructura interna de las membranas. Esta característica implica un adecuado manejo de niveles de presión que eviten la generación de nuevos poros de mayor tamaño, o el colapso del propio material.

El porómetro de flujo capilar se diseñó siguiendo un enfoque de diseño sistemático (Pahl et al., 2007). La metodología contempló el establecimiento de necesidades y requerimientos identificados en otros dispositivos de características similares, posteriormente se plantearon diversas soluciones conceptuales las cuales se evaluaron de manera experimental por medio de estudios de detección en la variación de flujo másico o presión detectadas y un análisis matemático sencillo que permite conocer el tamaño de poro de la membrana.

El diseño no es un proceso lineal, por lo que se crean posibles diseños que permitan encontrar alternativas de solución, construyendo de este modo prototipos a los cuales se les realizan pruebas de funcionamiento. Por medio de la construcción y prueba del prototipo del porómetro se requiere establecer protocolos y procedimientos para garantizar mediciones consistentes, reproducibles y proponer posibles mejoras con la finalidad de ampliar su capacidad de caracterización.

Finalmente, el concepto seleccionado para el dispositivo final se estudió experimentalmente con diversas pruebas de funcionamiento con distintos intervalos de presión para membranas cuyas características de resistencia eran similares. Las pruebas se repitieron y se obtuvieron gráficas de caracterización de cada una de las pruebas, con las cuales por medio de un análisis matemático se obtuvo un rango de tamaños de poro el cual fue comparado con los datos obtenidos por medio de microscopia electrónica de barrido.

Design and development of a capillary flow porometer for electrospun membranes.

By
Medina Coeto Mitzi Fernanda

Abstract

Currently, capillary flow porometry for electrospun membranes is a destructive characterization technique, since after a measurement the membranes are left without any possible use because they are destroyed due to the mechanical stresses to which they are subjected during the test. Electrospun membranes have found a wide field of scientific and technological development in multiple areas, such as tissue engineering in biomedical applications. This type of membranes offer low manufacturing costs and easy modification of their physical characteristics through electrospinning process parameters.

The development of new applications for electrospun membranes has resulted in the need for the technological development of a specific porometry device for this type of materials in order to obtain a characterization of the internal structure of the material, such as average porosity and size distribution. of micro and nanometric pores to be considered in the evaluation of the viability of said scaffold or membrane in the human body. This new porometer seeks to ensure that the electrospun membranes continue to be useful after the measurement process. This requires that the porometer not destroy the internal structure of the membranes. This characteristic implies adequate management of pressure levels that avoid the generation of new larger pores, or the collapse of the material itself.

The capillary flow porometer was designed following a systematic design approach (Pahl et al., 2007). The methodology contemplated the establishment of needs and requirements identified in other devices with similar characteristics, subsequently various conceptual solutions were proposed which were evaluated experimentally through detection studies in the variation of mass flow or pressure detected and a simple mathematical analysis. which allows knowing the pore size of the membrane.

Design is not a linear process, so possible designs are created that allow finding alternative solutions, thus building prototypes on which performance tests are carried out. Through the construction and testing of the porometer prototype, it is necessary to establish protocols and procedures to guarantee consistent, reproducible measurements and propose possible improvements in order to expand its characterization capacity.

Finally, the concept selected for the final device was studied experimentally with various performance tests with different pressure ranges for membranes whose resistance characteristics were similar. The tests were repeated, and characterization graphs were obtained for each of the tests, with which, through a mathematical analysis, a range of pore sizes was obtained which was compared with the data obtained by means of scanning electron microscopy.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a mi familia. A mis padres, Nellely y Joel, por haberme brindado las herramientas para hacer de mí una persona que día con día busca crecer, por enseñarme y haberme formado en la persona que soy. Mamá, agradezco tu amor incondicional, nuestras noches de desvelo y las palabras que me decías cuando estaba a punto de rendirme, gracias por estar y por apoyarme aun con solo tu compañía, gracias por ser la excelente persona que eres y por ayudarme en la medida de lo posible a cumplir esta meta de mi vida profesional. Les dedico este trabajo y espero puedan sentirse orgullosos, de este, nuestro logro. Los amo mucho.

A mis hermanos Alberto y Daniela, Dani gracias por estar conmigo cuando la carga de trabajo era mucha, gracias por apoyarme y darme muestras de amor, por reírte conmigo de mis errores y por llenarme de amor el corazón siendo un gran apoyo emocional para mí, los quiero mucho. Agradezco a mi abuelita Mamá Chelo, quien el día de hoy desafortunadamente no pudo ver este logro, pero a quien sin duda alguna le agradezco su amor, sus abrazos, su compañía y su apoyo emocional y económico, abuelita te debo más de lo que en esta vida te pude llegar a pagar, te dedico esta tesis con amor, tu nieta favorita.

A mis tíos, Obed, Mario, Victoria, Armando quien día con día me demostraron lo orgullosos que se sentían de mí cada día, quienes me apoyaron siempre más allá de lo económico, quienes se preocuparon por mí y se interesaron por esta meta. Les agradeceré eternamente todo lo que han hecho por mí.

A mi director de tesis, Dr. Ricardo Vera Graziano, quien me brindo las herramientas y me apoyo con su experiencia y conocimientos en la elaboración de este trabajo, gracias por bríndame la oportunidad de desarrollar este dispositivo en contribución con usted, gracias por confiar en mí y abrirme las puertas de su laboratorio.

Así mismo, agradezco al Instituto de Investigación en Materiales por darme la oportunidad de desarrollar este proyecto dentro del Departamento de Polímeros, institución que agradezco por brindarme los recursos para llevar a cabo el proceso de investigación

Al ayudante de mi director de tesis, M. en I. Ulises Espinoza Nava, quien fue un apoyo vital en la elaboración de trabajo, gracias por ser mi mentor, mi guía, mi apoyo en momentos de estrés, y mi amigo en momentos de felicidad y de ocurrencias innovadoras cuando no era fácil obtener una solución. Gracias por ayudarme en cada una de las etapas, hemos alcanzado los resultados y superado los objetivos. Por enseñarme innumerables cosas a lo largo de este trabajo, estando presente todo el tiempo y haciéndome crecer tanto personal como profesionalmente, gracias por regalarme cada minuto de tu tiempo con la finalidad de que yo aprendiera aun teniendo mil pendientes adicionales, gracias por ser parte de este, nuestro trabajo.

A la Ing. Maricarmen Guillén Mandujano, por ser una excelente docente, por ser mi sinodal y apoyarme desde el primer día que la conocí, con sus conocimientos, con sus palabras, por ser un soporte en el área de diseño de este trabajo, gracias por enseñarme y volverme a hacer ver lo

bonito de este trabajo, de la carrera y recordarme la razón por la que ingresé a la carrera con sus palabras y todo lo que me enseñó.

Al Ing. Carlos Alberto Palacios Morales, gracias a quien aprendí completamente las bases de la termodinámica y termo fluidos, quien más allá de enseñarme acerca de una materia en específico me enseñó como desarrollarme como futura profesional.

Al Dr. Alfredo Maciel Cerda, quien es parte de mis sinodales siendo un excelente apoyo en conocimientos y experiencias, quien con sus palabras me motivaba a seguir desarrollando este trabajo. Gracias, por cada una de sus correcciones y por regalarme algo invaluable como su tiempo, en la revisión de esta tesis.

Al Dr. Filiberto Rivera Torres, gracias por ser parte de mis sinodales, contribuir con su experiencia al desarrollo de esta tesis, compartirme de su experiencia y sus conocimientos. Por brindarme una parte de su tiempo con la finalidad de buscar la excelencia en este proyecto.

A mis mejores amigos, Camila, Alejandro y Leonardo, quienes fueron un gran pilar en conocimientos, me brindaron el mejor regalo gracias a la universidad, su amistad y su cariño invaluable, gracias por ser parte de esta tesis.

Finalmente, agradezco a la máxima casa de estudios, la Universidad Nacional Autónoma de México, donde tuve experiencias maravillosas en mi bachillerato y licenciatura. Me brindo la oportunidad de crecer profesional y personalmente, me regalo el placer de haber conocido excelentes personas, mis amigos y docentes que me ayudaron superar diversos retos, a quienes les agradezco el día de hoy este logro. Agradezco a la Facultad de Ingeniería por convertirse en mi segunda casa, me siento enteramente agradecida y orgullosa de formar parte de esta institución.

Esta tesis fue apoyada por el CONHACYT, proyecto CF-19, No. 140617 y UNAM, proyecto PAPIIT IG20042, por lo que se brinda un entero agradecimiento a ambas instituciones.

Índice general

1. Antecedentes	8
1.1. Introducción	8
1.2. Problemática	12
1.2.1. Estado actual de medición de porosidad en nanofibras en el mundo	12
1.2.2. Estado actual de medición de porosidad en el Laboratorio de Nanofibras del IIM	16
1.3. Justificación	19
1.3.1. Identificación de problema	19
1.3.2. Pregunta de investigación	19
1.4. Objetivos	20
1.4.1. Objetivo general	20
1.4.2. Objetivos particulares	20
2. Marco teórico	21
2.1. Electrohilado	21
2.1.1. Interacción de un andamio electrohilado con el cuerpo humano	22
2.1.2. Aplicaciones de las membranas electrohiladas	23
2.2. Biomateriales	24
2.2.1. Clasificación y aplicaciones de los biomateriales	24
2.3. Ingeniería de tejidos	26
2.3.1. Aplicaciones del electrohilado y los biomateriales en la ingeniería de tejidos	26
2.4. Porosidad, porometría y porosimetría	28
2.4.1. Diferencia entre porometría y porosimetría	28
2.4.2. Norma ASTM F316-03 (2019)	29
2.4.3. Sustento matemático de la porometría	32
2.4.4. Sustento matemático de la porometría de flujo capilar	33
2.4.5. Relación diámetro del poro-porosidad y parámetros relevantes en la porometría	35
2.5. Composición de un porómetro de flujo capilar	38
2.5.1. Sistema cerrado o sistema abierto	42
2.6. Procedimiento para la medición	43
2.7. Rangos de presión	43
3. Ingeniería de diseño	45
3.1. Diseño conceptual	46
3.1.1. Identificación de necesidades y requerimientos	47
3.1.2. Lista de requerimientos.....	48
3.1.3. Alternativas de solución	52
3.1.4. Generación de conceptos	54
3.1.5. Evaluación y selección de conceptos	56
3.2. Diseño de conjunto (Embodiment design)	59
3.2.1. Diseño electrónico	62
3.2.2. Construcción del prototipo	68
3.3. Diseño a detalle	69

3.3.1. Planos individuales	69
4. Construcción e instrumentación del dispositivo	74
5. Resultados	79
5.1. Pruebas iniciales	79
5.2. Pruebas con membrana	86
5.3. Comparación de datos de porosimetría y de microscopio electrónico de barrido	92
5.4. Trabajo a futuro	94
6. Conclusiones	96
7. Referencias	100
8. Anexos	106
8.1. Códigos de programación	106
8.2. Planos de las piezas	110

1. Antecedentes

1.1 Introducción

Las membranas utilizadas en este estudio se obtuvieron mediante una metodología conocida como electrohilado, la cual es una técnica para fabricar fibras ultradelgadas a partir de fuerzas eléctricas. Uno de sus orígenes se remonta a 1857, cuando el científico Rayleigh estudió el efecto de inducir cargas eléctricas en chorros de agua y la inestabilidad dinámica que estas causaban. La técnica evolucionó en años posteriores como se muestra en las patentes de Cooley, 1902, Morton, 1902 y Formhals, 1934; siendo este último quien logro describir el proceso de manera detallada. El interés en esta técnica se debe a su capacidad de formar membranas de fibras en escala micro y nanométrica, a partir de un proceso simple y de bajo costo (Duque Sánchez et al., 2014). Entre otras aplicaciones, membranas porosas de este tipo, fabricadas con polímeros y otras sustancias biocompatibles presentan propiedades óptimas en ingeniería de tejidos para la regeneración de tejidos humanas, algunas de las cuales son; gran área de superficie de contacto que poseen con respecto al volumen, la estructura de alta porosidad y las propiedades mecánicas adecuadas (Robles et al., 2014).

Algunos de los parámetros de mayor relevancia para el proceso de electrohilado son: la concentración del polímero, la diferencia de potencial, la distancia capilar - colector, la viscosidad, la conductividad eléctrica, la temperatura, y la humedad. Estos parámetros repercuten en las características finales de la membrana como lo son la porosidad, la viabilidad celular, la capacidad de absorción, el diámetro de la fibra, entre otras. Cabe mencionar que el diámetro de las nanofibras es inversamente proporcional al volumen de los espacios libres en la membrana. Por lo tanto, a medida que el diámetro de la fibra aumenta, el volumen de los espacios disminuye, resultando en una baja porosidad lo cual aumenta la resistencia al paso del fluido (Montes Malagón et al., 2020). Es importante mencionar que la alta porosidad de los andamios electrohilados, siendo estos una matriz con microentorno tridimensional (3D), comúnmente polimérica, biodegradable y bioabsorbible, permite el intercambio de nutrientes y desperdicios al mismo tiempo que proporciona soporte mediante una estructura de anclaje para favorecer un desarrollo celular (Villarreal et al., 2016).

El sistema de electrohilado se basa en cuatro componentes principales que se muestran en la Figura 1: una capilar metálico, una superficie o plato colector, una fuente de alto voltaje que posee dos electrodos (uno conectado al capilar y otro al plato colector), y un inyector o bomba infusora de micro volúmenes (Duque Sánchez et al., 2014). El electrohilado funciona ante un principio de operación basado en la aplicación de un campo eléctrico. De este modo, a causa de las diferencias de campo eléctrico un chorro de solución de polímero sale de la punta del capilar hasta el plato colector debido a las interacciones electrostáticas e inestabilidades dinámicas el chorro de solución polimérica es alargado, mientras el solvente se evapora para que, finalmente, las fibras se solidifiquen a su llegada al colector. (Campana et al., 2019; Duque Sánchez et al., 2014).

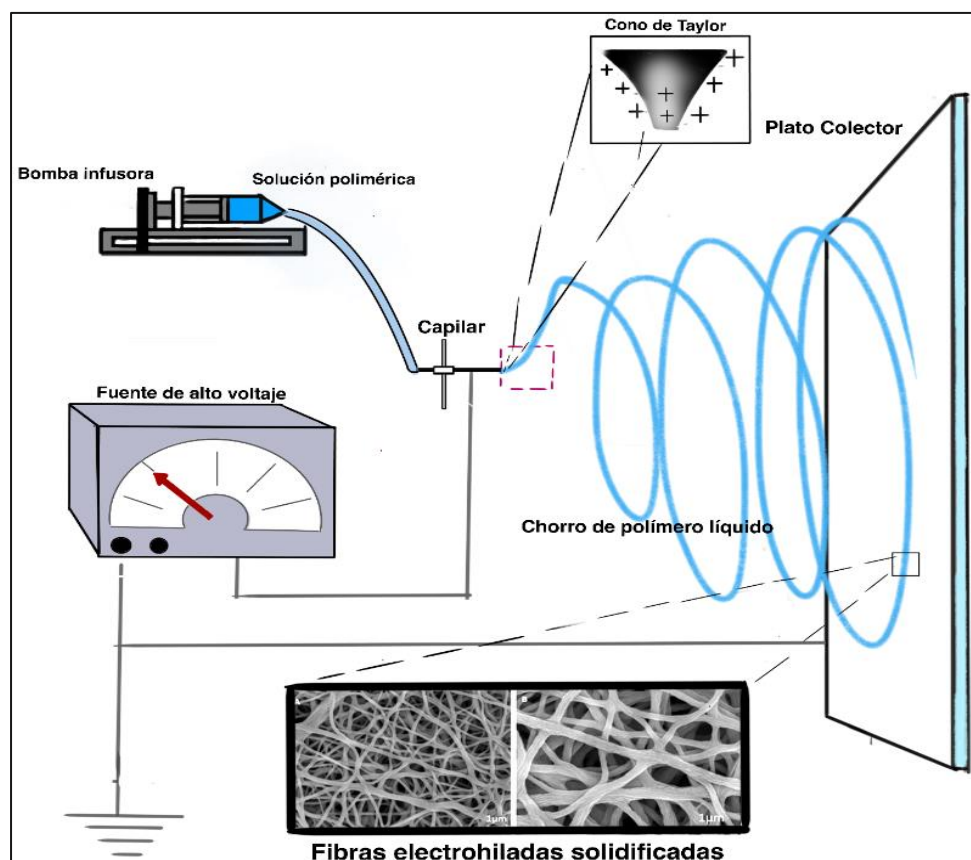


Figura 1. Diagrama esquemático del equipo de electrohilado en arreglo horizontal. Adaptado de las fuentes: (Campana et al., 2019; Molfino et al., 2020; Quijano-Mendoza et al., 2021). Imagen de fibras obtenida de la fuente: (Camargo-Silva et al., 2017).

Algunas de las características físicas más relevantes en una membrana electrohilada son el diámetro de fibra y la porosidad, ya que estas características permiten asegurar el adecuado funcionamiento del material según la aplicación. El diámetro de fibra generalmente se caracteriza por medio de micrografías, como ejemplifica en la Figura 2, las cuales fueron obtenidas por microscopia electrónica de barrido (SEM). Por otra parte, la caracterización de porosidad, se hace mediante técnicas de porometría (Molfino et al., 2020).

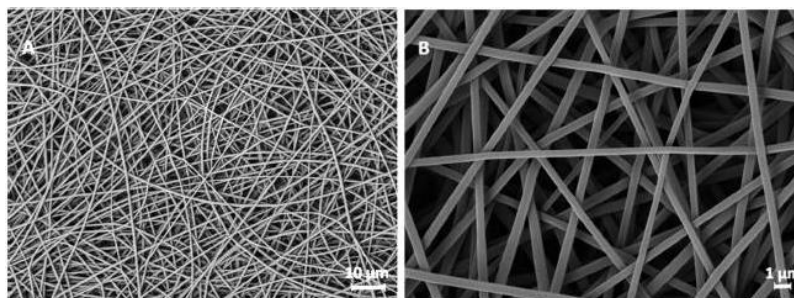


Figura 2. Imágenes de SEM de nanofibras de PVAc pristino obtenidas en el Instituto de Investigaciones en materiales IIMUNAM. A) 1000X B) 5000X (Camargo-Silva et al., 2017).

La microscopia electrónica de barrido proporciona una medida aproximada del tamaño y distribución de los poros en tanto que por medio de la porometría capilar se caracterizan los poros de manera mucho más exacta. Esta técnica se caracteriza por ser no destructiva, sin embargo, en el caso de andamios electrohilados para ingeniería de tejidos puede llegar a ser destructiva si no se cuidan adecuadamente los rangos de presión, los cuales se encuentran entre 0 y 10 psi por lo regular. La porometría permite cuantificar el tamaño de los poros, permeabilidad, distribución y cantidad de poros en un material, con lo cual es posible establecer controles de calidad (Kolb et al., 2018). La porometría implica la expulsión total de un fluido humectante de un medio poroso saturado mediante el aumento de una presión de gas.

La Figura 3 es un esquema ideal que muestra los bordes de los poros de una membrana, así como el flujo de aire a través de los poros en una condición seca y humectada, en donde se explica de manera grafica el comportamiento del flujo de gas cuando la muestra esta seca y el proceso de como una muestra humedecida llega a su estado seco de nueva cuenta durante el proceso de caracterización por porometría de las membranas electrohiladas. Los caudales a presiones particulares se comparan con los caudales a las presiones correspondientes en una prueba "en seco", realizada después de que se haya expulsado todo el fluido humectante en la prueba inicial (Kumar & Chakarvarti, 2008). Una comparación previa de porosimetría y porometría mostró que esta última está sesgada hacia poros más grandes y en algunos casos el primer término se refiere a la caracterización de materiales sólidos (Gribble et al., 2011; Li et al., 2006). A pesar de las diferencias conceptuales de estos términos, en muchos casos se usan estos de manera indistinta por lo que no existe un rango determinante de tamaño de poro en el cual podamos referirnos a determinada técnica.

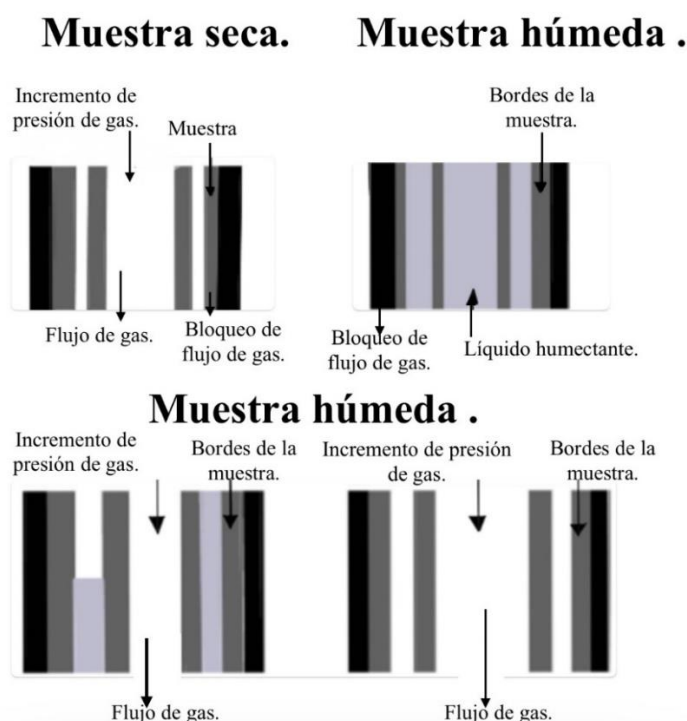


Figura 3. Diagrama esquemático de flujo de gas a través de una muestra húmeda y seca (Akshaya & Krishna, 2010).

La porometría se encuentra clasificada entre diversos tipos de técnicas como la porometría de flujo capilar, la cual se basa en la ley de Laplace. Esta técnica nos indica que la presión necesaria para equilibrar la tensión superficial de un líquido en un poro es inversamente proporcional al radio del poro, lo que en otras palabras quiere decir que se está midiendo la presión requerida para forzar un líquido o gas a salir a través de los poros del material. Existen diversas técnicas de porometría, sin embargo, este estudio se centra en la porometría de flujo capilar; la cual permite determinar la medida de los poros de las membranas poliméricas de medios fibrosos con un intervalo de 1-50 μm (Kolb et al., 2018). Algunas de las ventajas de la porometría de flujo capilar es que en muchos casos (no referentes a membranas electrohiladas) es una técnica poco destructiva, simple, y fácil de operar, que de manera directa permite obtener una distribución del tamaño del poro en una sola operación (Agarwal et al., 2022).

La relación entre la porometría y las membranas electrohiladas es debido al surgimiento de nuevas tecnologías que permitan caracterizar las membranas electrohiladas para determinar parámetros relevantes para su adecuado funcionamiento, utilidad y aplicación en nuevas alternativas de tratamiento e investigación de diversas áreas, como es el caso de la ingeniería de tejidos. La importancia de un porómetro de flujo capilar especial para membranas electrohiladas permitirá que la caracterización de las membranas no sea un impedimento para futuras investigaciones. El porómetro de flujo capilar diseñado y desarrollado, permitirá caracterizar las membranas electrohiladas por medio de variaciones en el flujo másico o presión detectadas al atravesar la muestra y mediante un análisis matemático obtendremos el tamaño del poro. Actualmente hay muy pocos dispositivos que cumplen con la caracterización de este tipo de membranas, los existentes son costosos y se encuentran fuera del alcance de muchos laboratorios, como es el caso del Laboratorio de Nanofibras Electrohiladas del área de polímeros para aplicaciones biomédicas del Instituto de Investigación en Materiales.

La finalidad de esta tesis es crear, diseñar y evaluar diversas alternativas que permitan desarrollar un dispositivo que funcione en base a principios de un porómetro de flujo capilar siguiendo la metodología de proceso de diseño descrita en el libro “Engineering design” (Pahl et al., 2007), por lo que se establecerán las necesidades y requerimientos identificados en otros dispositivos cuyas características sean similares. El dispositivo considerará protocolos y procedimientos para hacer mediciones consistentes y reproducibles. Debido a la falta de antecedentes en parámetros importantes, y con la finalidad establecerlos, se realizarán pruebas para determinar los rangos de presión con los cuales se permitirá el buen funcionamiento del dispositivo y los cuales serán eficaces en la detección de poros de diferentes tamaños buscando mantener el buen estado de la membrana, se realizarán pruebas para evaluar la capacidad del dispositivo de detectar poros de distintos tamaños. De este modo se propondrán posibles mejoras o modificaciones en el diseño para y de este modo obtener un porómetro de flujo capilar con parámetros ideales para la caracterización de distintas membranas electrohiladas.

1.2. Problemática

1.2.1. Estado actual de medición de porosidad en nanofibras en el mundo

La caracterización de porosidad de membranas electrohiladas, es una problemática que ha ganado atención en múltiples investigaciones a nivel internacional (Dalgic et al., 2019; Keun Kwon et al., 2005; Kim et al., 2010), lo cual destaca la relevancia y el alcance de su resolución. Por lo que se realizó una investigación con la finalidad de explorar las diversas técnicas aplicadas a este tipo de caracterización de membranas electrohiladas. Derivado de dicha investigación, encontramos la aplicación de técnicas como la **porosimetría de mercurio** para determinar la porosidad de andamios 3D; fabricados por electrohilado. En algunos de estos estudios se determinó el tamaño de poro, el volumen total de poro, el área de poro y la porosidad usando un porosímetro de mercurio AutoPore IV (Micromeritics, Norcross, GA) mientras que en otros no se especificó el tipo de dispositivo por el cual se realizó la medición. Si bien esta técnica es valiosa para fines de investigación, presenta un desafío significativo en términos de reutilización de las membranas, debido a la toxicidad del mercurio, por lo que su aplicabilidad en otras áreas se ve limitada por este inconveniente. (Dalgic et al., 2019; Keun Kwon et al., 2005; Kim et al., 2010).

En otros casos, la caracterización es realizada mediante técnicas de procesamiento de imágenes, por ejemplo, el uso del **software ImageJ**, comúnmente utilizado debido a su practicidad como en uno de los artículos desarrollados, en donde los cálculos y la obtención de resultados fueron obtenidos mediante este método. (Bilad et al., 2011). Mientras que, en otros casos, se utilizó la microscopia electrónica de barrido (Ameer et al., 2019) y un software llamado Fiji, el cual es un software de código abierto centrado en el análisis de imágenes biológicas que utiliza una combinación de bibliotecas digitales con una amplia gama de lenguajes de comando. La caracterización por medio de Fiji es realizada únicamente de la capa más visible de la membrana electrohilada aumentando de este modo el margen de error al no considerar los poros de toda la membrana (Liu et al., 2023; Schindelin et al., 2012).

Aunque la evidencia científica sobre la aplicación de la porometría de flujo capilar en membranas electrohiladas es limitada, se han llevado a cabo algunas investigaciones que proporcionan información valiosa sobre su efectividad y potencial. Algunos de los ejemplos de estas investigaciones fueron estudios relacionados con la Ingeniería de Tejidos; donde se realizaron evaluaciones de las propiedades estructurales de los poros como diámetro del punto de burbuja, el diámetro medio de los poros de flujo y la distribución del tamaño de los poros mediante **porometría de flujo capilar** (porómetro de flujo capilar 1200-AEHXL, Porous Media Inc., Ithaca, NY) mientras que el tamaño de poro fue calculado por el software de Porous Media Inc (Ithaca, NY) y los cálculos matemáticos adecuados se hicieron de acuerdo con el método de Porometría de Flujo Capilar (Choong et al., 2015; Ghasemi-Mobarakeh et al., 2008; Kadam et al., 2019).

En otros casos, la aplicación de técnicas de caracterización se realiza de forma conjunta y complementaria con otra técnica, como fue el caso de uno de los artículos donde se evaluó la

morfología utilizando el **microscopio electrónico de barrido de ultra alta resolución** (SEM; JEOL 7500F). El tamaño de poro de los ENM se midió mediante un **porómetro de flujo capilar** (Quantachrome 3GWin). Mientras que la porosidad de la membrana, ε , se obtuvo mediante cálculos matemáticos determinando el volumen de membrana electrohilada (V_{total}) y multiplicando el espesor de la membrana por su área superficial. En segundo lugar, la masa de agua se convirtió en el volumen de poro, (V_{poro}), de la membrana en el supuesto de que todos los poros estaban llenos de agua. Finalmente, el volumen de poro se dividió por el volumen total para obtener la porosidad de la membrana (Zeytuncu et al., 2018):

$$\varepsilon\% = \frac{V_{poro}}{V_{total}} * 100 \quad (1)$$

Otro de estos casos de técnicas conjuntas, fue un artículo donde para analizar y caracterizar el diámetro promedio de las fibras, la disposición y morfología de las fibras y los cambios morfológicos, se utilizó el microscopio electrónico de barrido (SEM, JEOL, JSM-5600LV). Adicionalmente, se desarrolló un **porómetro de flujo capilar sencillo** mostrado en la Figura 4 (basado en la norma ASTM-F316-03), el cual se empleó para determinar el punto de burbujeo y el tamaño medio de los poros de flujo de las membranas nanofibras. Como podemos observar en la figura, el porómetro se encuentra compuesto de un flujómetro, un controlador de presión, el portamuestras en donde se colocará la membrana y en este caso un gas que será el que proveerá del flujo el sistema. Al final, algunos de los resultados fueron trazados en curvas de flujo de gas contra presión, donde se presenta una curva seca convencional, una curva húmeda y una curva semiseca para una muestra de membrana electrohilada (Moslehi & Mahdavi, 2019).

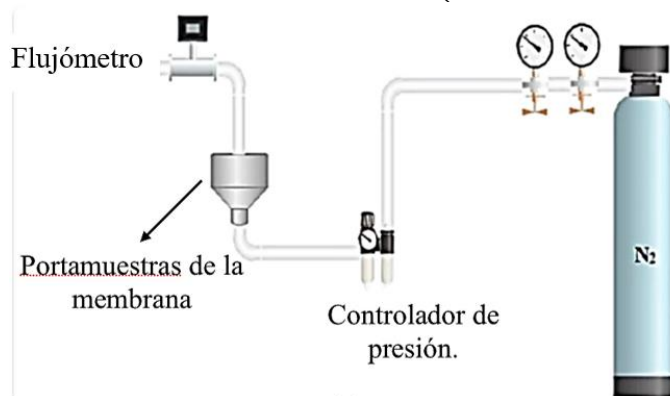


Figura 4. Configuración básica de porómetro de flujo capilar (Moslehi & Mahdavi, 2019).

Uno de los artículos que nos permite con mayor facilidad dimensionar la problemática, es un estudio donde se evalúan diversos métodos para caracterizar el tamaño de poro, la distribución del diámetro de poro y la porosidad utilizando en telas no tejidas poliméricas de poliéster (PET) y nanofibras electrohiladas. Las distribuciones de diámetro de poro, tamaño del poro, diámetro de garganta de poro fueron determinadas utilizando dos técnicas de porosimetría: porosimetría de intrusión de mercurio (MIP) y porosimetría de extrusión líquida (LEP), la cual es una técnica utilizada para medir el volumen, el tamaño y la distribución de los poros, el área superficial, la porosidad y la permeabilidad a los líquidos de los andamios porosos, evitando el uso de líquidos tóxicos y de alta presión. LEP es adecuado para probar materiales porosos con diámetros de poro en el intervalo de 0.05 μm a 1000 μm y permite la caracterización de estructuras de poro

complejas. Sin embargo, los análisis por LEP de las características estructurales de los andamios biomédicos son escasos (Cortez Tornello et al., 2018).

Los resultados se compararon con las estimaciones de porosidad obtenidas a partir de imágenes por tomografía computarizada de rayos X (XCT), la cual es una técnica no invasiva utilizada para la caracterización tridimensional de la estructura interna de materiales porosos, siendo no destructiva para la caracterización de materiales porosos. Sin embargo, la instrumentación utilizada para este enfoque tenía una resolución de 1 a 3 μm , lo que impedía la caracterización de los tejidos de nanofibras. La obtención de estas imágenes se muestran en la Figura 5, este es el modo con el cual se obtienen los resultados de las mediciones por medio de esta técnica (Cortez Tornello et al., 2018; S Manickam & McCutcheon, 2012).

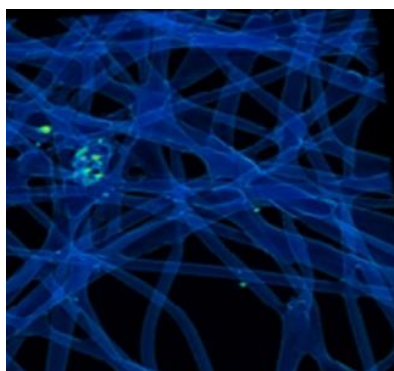


Figura 5. Imágenes de nanofibras obtenidas por XCT. (Cortez Tornello et al., 2018)

Dentro de este artículo, de igual forma se mencionan algunos inconvenientes acerca de algunas técnicas, por ejemplo, la microscopía electrónica de barrido, SEM, únicamente produce imágenes bidimensionales cualitativas con un valor limitado en el cálculo de las propiedades. Mientras que la porosimetría de intrusión de mercurio, MIP, implica el uso de mercurio tóxico que requiere presiones relativamente altas para penetrar en los poros siendo posible que la estructura de poros de las membranas se distorsione, debido a las altas presiones de intrusión (presiones de hasta 60 000 psi). La técnica de porosimetría de flujo capilar, CFP, donde se calcula el tamaño de poro restringido (diámetro de garganta de poro) que, si bien es información útil para aplicaciones de filtración, es insuficiente para construir una distribución de diámetro de poro completa o calcular la porosidad (Cortez Tornello et al., 2018).

Una de las recientes técnicas desarrolladas es la denominada: Nano-CT la cual es similar al método de microscopía electrónica de barrido, SEM, debido a que ambos utilizan algoritmos computacionales y un umbral para medir parámetros morfológicos, pero las imágenes SEM son 2D a pesar de que nano-CT proporciona imágenes 3D (al escanear imágenes desde diferentes ángulos) entonces los datos de Nano-CT son más precisos que SEM. Nano-CT funciona con rayos X mientras que SEM funciona con haces de electrones. En el método Nano-CT se pueden medir todos los poros, podría medir poros desde menos de 100 nm hasta cientos de micrones, por lo que la resolución es suficiente para brindar datos precisos. Además, las imágenes de Nano-CT pueden mostrar poros abiertos y cerrados a diferencia de SEM (Aghayari, 2022). En la Tabla 1 se resumen de los aspectos importantes de cada metodología con la cual es posible identificar ventajas y desventajas de cada una de las técnicas y sus características a destacar.

Tabla 1. Resumen de técnicas de porometría mundo (Cortez Tornello et al., 2018).

Técnica de caracterización Parámetros	Porometría de mercurio	Porometría de flujo capilar	Micrografía con ImageJ ó Fiji	Porometría de extrusión de líquido	Tomografía computarizada de rayos X	Nano- CT
Descripción básica	Mediante esta técnica se mide la presión necesaria para introducir mercurio, un líquido que no moja la superficie del material, a través de los poros del material.	Se hace fluir un gas no reactivo a través de la muestra seca, y luego a través de la misma muestra pero saturada con un líquido de tensión superficial conocida. Y se determina el cambio de flujo de aire.	El microscopio electrónico de barrido (SE, utiliza electrones en lugar de luz para formar una imagen. El software nos ayuda a medir y analizar las imágenes obtenidas	Se emplea un gas que no reacciona para forzar el líquido fuera de los poros. El gas puede desplazar al líquido en un poro.	Es una técnica no invasiva utilizada para la caracterización 3D de la estructura interna de materiales porosos,	Similar a SEM utilizando algoritmos computacionales y un umbral para medir parámetros morfológicos, pero las imágenes SEM son 2D y nano-CT en 3D
Ventajas	Existen múltiples dispositivos ya desarrollados los cuales podrían adecuarse a este tipo de membranas.	Permite presiones de operación 23 veces menor que la porometría de mercurio.	Fácil aplicación	Mide el volumen, el tamaño y la distribución de los poros, la porosidad y la permeabilidad, evita líquidos tóxicos y presiones altas.	No invasiva	Suficiente resolución, muestra poros tanto abiertos como cerrados. Otorga imágenes en 3D.
Desventajas	Se requiere una presión elevada para introducir el mercurio en los poros causando una distorsión de la estructura por lo que no es adecuada para andamios con porosidades superior al 90% y membranas de nanofibras.	Esta técnica no permite medir volumen de poro pero si mide el diámetro de cuello de poro, el cual no es posible obtener mediante porometría de intrusión de mercurio ni porometría de extrusión de líquidos.	Únicamente te permite elaborar la medición poro de la capa superficial de las membranas.	Este método es eficiente sin embargo no cuenta con evidencia dentro del área de las nanofibras.	Debido a las limitaciones del tamaño de muestra, no es posible evaluar las nanofibras con este método.	Es una técnica recientemente estudiada, por lo que es costosa y poco desarrollada.
Limitaciones de porosidad	En algunos casos se informó que el tamaño de poro de los andamios con diámetros de fibra inferior a 4 μm no se pudo determinar por medio de esta técnica.	Las membranas analizadas son de tamaño grande con respecto a los otros métodos.	Las porosidades con morfologías no homogéneas dificultan la medición	Mide todo tipo de morfologías de porosidades.	De 1 a 3 μm ,	No se mencionan limitaciones
Tamaños de muestra	200–4 μm 300- 0.006 μm	0.48 μm y 0.75 μm	Pueden ser menores a 100 μm	0.05 μm a 1000 μm	De 1 a 3 μm	Se pueden medir todos los poros, podría medir poros desde menos de 100 nm hasta cientos de micrones,
Otros datos	Presiones empleadas entre 0–50 psi y 100 kPa a 207 MPa	Presiones empleadas entre 0.15 bar - 0.75 bar				Funcionan con Rayos X

1.2.2. Estado actual de medición de porosidad en el Laboratorio de Nanofibras del IIM

Mediante una investigación acerca de la situación actual en el Instituto de Investigación en Materiales, se profundizó en aquellas tesis realizadas en el campo que requirieron una caracterización de porometría en membranas electrohiladas, con el objetivo de obtener una visión completa de los avances, desafíos y perspectivas en la caracterización de poros en este tipo específico de membranas. Los artículos revisados provenían de investigaciones realizadas en el instituto y proporcionaron información valiosa sobre las técnicas utilizadas, los parámetros evaluados y los resultados obtenidos en relación con la porometría en membranas electrohiladas.

Se encontró que los métodos más comunes o frecuentemente usados es la **microscopia electrónica de barrido** como lo fue durante el desarrollo de las tesis: “*Andamios electrohilados de fibroína de gusano de seda para el crecimiento de astrocitos para lesiones en el tejido neuronal*” de Barrera Quintero Vladimir (Barrera Quintero, 2020), “*Andamio a base de poli (ácido láctico – co- glicólico), colágeno y quitosano, para regeneración de piel*” de la I.Q Trejo Caballero María (Trejo, 2015), así como dentro de la tesis “*Fabricación y caracterización de un andamio de poli (ϵ -caprolactona) funcionalizado con anhídrido maléico mezclado con hidrolizados de colágeno tipo I como sistema de liberación de diclofenaco.*” Del Q.F.B Salas Ambrosio Pedro (Salas, 2015), “*Obtención de membranas de gelatina de piel de bovino y de pescado, por liofilización, para aplicación en regeneración de tejido óseo periodontal*” de la I.Q. Cedillo Cruz Edith (Cedillo, 2022) y “*Membranas de fibra hueca de polisulfona injertada vía UV con ácido tánico para reducir el estrés oxidativo en procesos de hemodiálisis*” de Noriega Usi Andrés (Noriega, 2019) entre otras.

El procedimiento que se utilizó fue similar en muchos casos aunque en algunos no fue especificado el modelo de microscopio utilizado y únicamente la técnica la cual es consistente con el resto podemos decir que en la mayoría de estas tesis se utilizó el microscopio JEOL Field Emission JSM-7600F con un detector de electrones retro dispersados (LBE) y electrones secundarios (SE) (Salas, 2015) que permiten realizar un análisis para observar la morfología, distribución del diámetro de fibras y para obtener una aproximación de la superficie porosa (Barrera Quintero, 2020), mientras que en una de ellas se realizó la observación de la microestructura de las membranas con el microscopio electrónico de barrido (SEM) LEICA Stereoscan 440 haciendo este un procedimiento diferente al resto (Cedillo, 2022).

La microscopia electrónica de barrido requiere recubrir la muestra con oro mediante un equipo que comúnmente es JEOL JPC-1100, por medio de pulverización catódica asistida por plasma (Trejo, 2015), después se observan los diámetros de las fibras mediante el programa ImageJ. Para el cálculo del diámetro de las fibras y los histogramas se usaron los programas ImageJ y RStudio (Barrera Quintero, 2020). Sin embargo, de cada andamio electrohilado, de dichas imágenes se realizaron de 30 a 50 mediciones de diámetros de las fibras que se observaban en las micrografías, para obtener una distribución del promedio de los diámetros de las fibras de cada andamio. La porosidad relativa o espacio libre se calculó con el programa ImageJ. Se midió el espacio libre por medio de contrastes de colores sobre las micrografías de los andamios. En la micrografía se

realizó la medición del área del espacio libre de la red de fibras que se encuentra en primer plano de la micrografía (Barrera Quintero, 2020; Salas, 2015; Trejo, 2015).

Mientras que en el caso de la observación mediante el microscopio electrónico de barrido (SEM) LEICA Stereoscan 440, las membranas se sumergieron en nitrógeno líquido durante un minuto (Noriega, 2019), posteriormente se extrajeron y se cortaron con un bisturí. Las membranas se recubrieron con oro para hacerlas conductoras por medio del proceso de pulverización catódica (Sputtering) con una Evaporadora Fine Coat Ion sputter JFC-1100, al igual que en los casos anteriores. Las mediciones del diámetro de poro superficial fueron realizadas por medio del software ImageJ, tomando mediciones sobre las imágenes obtenidas a diferentes aumentos. Se tomaron 5 diámetros en 5 poros de cada tipo de membrana dando un total de 25 muestras y luego se obtuvo un promedio y se determinó su incertidumbre (Cedillo, 2022).

Sin embargo, dentro de la tesis *“Elaboración de andamios de poli (ϵ -caprolactona) / colágeno / epicatequina para regeneración de tejido cardíaco”* elaborada para el doctorado por Eliza Miranda Buendía midió la porosidad mediante el método **por intrusión de un líquido**, calculando el volumen ocupado por el andamio con ayuda de algunas ecuaciones, para después calcular el volumen de alcohol introducido, el peso del andamio húmedo (se agregó el andamio a un matraz aforado con etanol, después con una bomba de vacío se retiró todo el aire, hasta que ya no se vieran burbujas y se asegurara de que el etanol hubiera penetrado en el andamio y posteriormente se pesó el matraz aforado. Después se retiró el andamio y se pesó nuevamente el matraz aforado con la cantidad de etanol sobrante y se calculó la masa con la ayuda de otra ecuación) y seco (con ayuda de una balanza). Mientras que para la medición de diámetro de la fibra se realizó por medio de micrografía, se elaboraron al menos 100 mediciones de ocho micrografías (Miranda, 2017). En la Tabla 2, podemos encontrar una comparación de las técnicas frecuentemente utilizadas en el Instituto de Investigación en Materiales, de manera que es posible su comparación.

Tabla 2. Resumen de aplicaciones en el Instituto de Investigación en Materiales

Técnica de caracterización	Microscopía Electrónica de Barrido	Porosidad por intrusión de líquido
Parámetros		
Descripción básica	Se recubre la muestra con oro mediante pulverización catódica asistida por plasma. Para después observar los diámetros de las fibras por medio de ImageJ.	Se calcula el volumen ocupado por el andamio, el volumen de alcohol introducido, se determina los pesos tanto seco como húmedo
Ventajas	Se realizan múltiples mediciones entre 5-50 mediciones por membrana para así determinar el promedio de diámetros de fibras de cada andamio.	Las medidas de porosidad obtenidas se elaboran con respecto a los datos obtenidos de las muestras.
Desventajas	Únicamente se logró determinar con esta técnica la porosidad que se encuentra en el primer plano de la micrografía. El número de mediciones implica tiempo.	Esta técnica tiene que complementarse con otras. Es un procedimiento matemático por lo que en su proceso se pueden tener errores.
Valores obtenidos	Diámetros de las fibras obtenidos: • 2- 2500 nm • 0.08-0.49 μm • 136.89-1052.61 nm • 53.83- 342.7 μm	Diámetro de la fibra: 0.48-1.2 μm Área entre las fibras 19.23-50.21 μm^2 Porosidad 0.603- 0.736

1.3. Justificación

1.3.1. Identificación de problema

Esta tesis se fundamenta en investigar, evaluar y desarrollar una mejora en la caracterización de la porometría en membranas electrohiladas, ya que se ha observado que la estructura de sus poros, que incluye el diámetro de los poros, el tamaño de los poros constreñidos, la porosidad y otros parámetros relevantes, juegan un papel crucial en la eficacia de estas membranas.

Sin embargo, se ha identificado una limitación importante en cuanto a las herramientas de caracterización disponibles para medir estas métricas estructurales en materiales blandos, como las membranas electrohiladas afectando las morfologías de los poros durante las mediciones. Las técnicas de caracterización actuales han sido principalmente desarrolladas para otros tipos de materiales y no se adaptan completamente a las propiedades particulares de las membranas electrohiladas, encontrándose únicamente un dispositivo comercial utilizado para esta función lo cual limita su acceso debido a costos.

Se busca que la caracterización de las membranas sea lo menos invasiva y destructiva posible, de modo que estas mantengan su utilidad y viabilidad después de la caracterización de los poros. Por lo tanto, se plantea la necesidad de desarrollar un porómetro de flujo capilar específicamente diseñado para abordar las características propias de las membranas electrohiladas, teniendo en cuenta su consistencia, dimensiones y resistencia.

Este porómetro de flujo capilar buscará permitir una caracterización más precisa y adecuada de las propiedades porosas de las membranas electrohiladas, brindando información crucial para mejorar su diseño, fabricación y aplicación. A través de esta investigación, se espera contribuir al avance en la caracterización de la porometría en membranas electrohiladas y proporcionar ventajas importantes que impulsen el desarrollo de membranas electrohiladas.

1.3.2. Pregunta de investigación

¿Cómo se puede desarrollar un porómetro de flujo capilar que permita una caracterización más precisa y adecuada para membranas electrohiladas?

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar y desarrollar un porómetro de flujo capilar, el cual permitirá la caracterización de membranas electrohiladas para ingeniería de tejidos. A través de esta técnica, se detectarán variaciones en el flujo másico o presión, y mediante un análisis matemático se determinará las características de los poros.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Identificar y establecer las necesidades y requerimientos del porómetro con la finalidad de generar soluciones y realizar iteraciones mediante una metodología de diseño.
2. Crear, determinar y evaluar posibles diseños que nos permitan encontrar alternativas en la estructuración del sistema para elaboración del porómetro de flujo capilar.
3. Construir el prototipo y realizar pruebas para determinar la sensibilidad del porómetro de flujo capilar, evaluando su capacidad para detectar y caracterizar poros de diferentes tamaños en las membranas electrohiladas
4. Establecer protocolos y procedimientos del porómetro de flujo capilar para garantizar mediciones consistentes y la reproducibilidad de este.
5. Investigar y proponer posibles mejoras o modificaciones al diseño del porómetro de flujo capilar, con el objetivo de optimizar su rendimiento y ampliar sus capacidades de caracterización de poros en membranas electrohiladas.

2. Marco teórico

2.1. Electrohilado

El electrohilado es una técnica con procesos electro-hidrodinámicos, mediante los cuales se obtienen fibras a tamaño de nano escala con orientaciones aleatorias o específicas con grandes áreas superficiales y geométricas y puede ser utilizado con metales, cerámicos, polímeros tanto naturales como sintéticos, así como con polímeros cargados con cromóforos, nanopartículas u otra clase de agentes activos, tales como virus y bacterias. La técnica consiste en un capilar, por donde pasan las cargas eléctricas hacia la solución de polímero, debido a la inducción de cargas en la gota de polímero, se produce inestabilidad dentro de la gota de polímero. Al mismo tiempo, la repulsión de carga recíproca crea una fuerza que resiste la tensión superficial, la cual se encontrará asociada a la solución de polímero, ya que se requiere que este tenga la suficiente fuerza cohesiva se puede producir un chorro de carga estable (A. Haider et al., 2018; Miranda, 2017), las gotas esféricas se deforman y toman forma cónica, llamada Cono de Taylor (Refate et al., 2023). A medida que aumentan las diferencias de campo eléctrico provocan que un chorro de solución de polímero salga de la punta del capilar hasta el plato colector donde se colectan las nanofibras durante el proceso. Debido a las interacciones electrostáticas e inestabilidades dinámicas el chorro de solución polimérica es alargado, mientras el solvente se evapora para que finalmente, las fibras se solidifiquen a su llegada al colector. (Campana et al., 2019; Duque Sánchez et al., 2014).

El movimiento de batido debido a las interacciones electrostáticas hace que las cadenas de polímero en la solución se estiren y se deslicen entre sí, lo que da como resultado nanofibras ultrafinas, esta técnica permite la posibilidad de controlar la composición, estructura y las propiedades mecánicas del andamio al modificar alguno de sus parámetros (Bae et al., 2013; A. Haider et al., 2018; S. Haider et al., 2013). Los andamios de nanofibras electrohiladas son dependientes de algunos parámetros, los cuales se dividen en tres categorías: parámetros de máquina, parámetros de material y parámetros ambientales. El campo eléctrico aplicado, la distancia entre la aguja y el colector, el caudal y el diámetro de la aguja son parámetros de la máquina. El tipo de solvente, la concentración de polímero, la viscosidad y la conductividad del material son parámetros del material. La humedad relativa y la temperatura son parámetros ambientales (Refate et al., 2023).

Todos los parámetros antes mencionados tienen un impacto en la producción de fibras de electrohilado suaves y sin perlas, por lo tanto, es importante comprender completamente los impactos de todos estos parámetros clave para obtener un mejor conocimiento del proceso de electrohilado y la producción de nanofibras poliméricas (Y. Jang et al., 2020; Miranda, 2017). La concentración de la solución siendo uno de los parámetros determinantes en las morfologías de las fibras debido a su influencia en la viscosidad como en la tensión superficial, ya que el diámetro de las fibras es directamente proporcional a su viscosidad e inversamente proporcional a la conductividad del polímero, del mismo modo que a menor tensión superficial de una solución se obtienen fibras sin presencia de cuentas, denominándole así a la deformación de la fibra en forma redondeada (Duque Sánchez et al., 2014). En la figura 6 se muestran la estructura específica del sistema con la finalidad de obtener buenos resultados de electrohilado, en este caso la estructura es la tradicional de manera horizontal. Sin embargo, con la finalidad de mejorar los

parámetros de electrohilado se han ido realizando modificaciones en el tipo de posición, distancia al colector, entre otros.

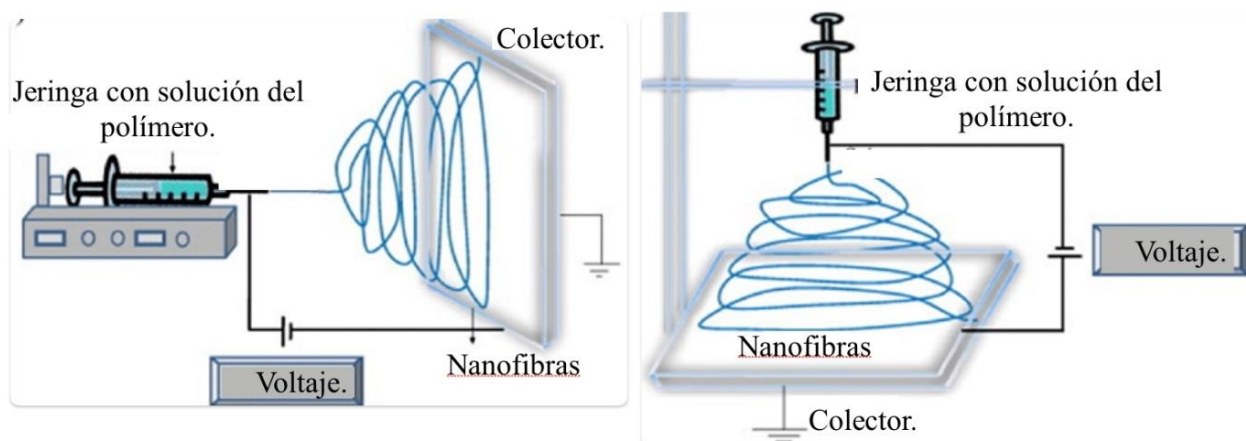


Figura 6. Diagrama esquemático del electrohilado. (Mortimer & Wright, 2017)

Los andamios con nanofibras electrohiladas pueden guiar la adhesión celular, alineamiento, infiltración, diferenciación debido al control de sus parámetros y las alternativas de polímeros a utilizar o solventes (Y. Jang et al., 2020; Khang, 2017; Refate et al., 2023).

2.1.1. Interacción de un andamio electrohilado con el cuerpo humano

Un andamio, es definido como una biomaterial tridimensional, poroso y sólido que actúa como una matriz temporal para la proliferación celular (Dhandayuthapani et al., 2011; Quijano-Mendoza et al., 2021). Chen et al., 2002 plantea que para que este sea apto para la ingeniería de tejidos se deben cumplir con ciertos parámetros dentro de los cuales se encuentra:

- La superficie debe tener la porosidad adecuada para permitir la adhesión celular e iniciar la regeneración de la matriz extracelular permitiendo una distribución espacial celular para facilitar la formación homogénea de tejido.
- El andamio debe permitir la retención de las funciones de células diferenciadas. De igual manera debe promover el crecimiento celular.
- Este debe ser biocompatible y biodegradable
- El material debe tener propiedades mecánicas similares a las del tejido que se quiere generar.

De las características antes mencionadas, se describe a la adhesión celular como un proceso con interacciones físicas, químicas y biológicas que son relevantes en la regulación de comportamientos celulares, tales como; proliferación, diferenciación y modulación de migración celular parámetros que se pueden ver afectados por el tipo de topografía de la superficie de un biomaterial. El electrohilado debido a sus características, permite construir una topografía similar a la matriz extracelular, debido al tamaño de las fibras que son menores que la mayoría de las

células, las células pueden adjuntarse a estos andamios para la absorción de iones o proteínas (Khang, 2017).

Mientras que en el caso de la alineación celular debido a la capacidad de la técnica de electrohilado de controlar la orientación celular nos permite influir en la proliferación celular y favorecer el crecimiento y función del tejido. Los diámetros de la fibra, los cuales se encuentran altamente relacionados con el área del poro pueden afectar la infiltración celular en cultivos in vitro (Khang, 2017).

2.1.2. Aplicaciones de las membranas electrohiladas

Las aplicaciones de la técnica de electrohilado en el área médica son determinadas debido a su viabilidad y proliferación celular, los cuales son factores correlacionados directamente con la porosidad y tipo de polímero con el que estas nanofibras son producidas. Algunos ejemplos de estas aplicaciones en donde se menciona dichas correlaciones son las membranas electrohiladas de ácido hialurónico empleadas para la regeneración de cartílago obtenidas por medio de la técnica de *blowing-assisted*, la regeneración de nervios, arterias, piel, huesos y cartílagos con membranas electrohiladas de alginato (Alcalde et al., 2020).

Sin embargo, las características propiedades y ventajas que esta técnica de obtención de fibras otorga no se limitan únicamente al área médica, esta técnica puede ser utilizada para componentes electrónicos, en el área de alimentos dentro de la mejora de suplementos, envases alimentarios (Cushen et al., 2012). Otra aplicación es dentro del área de textiles en donde hilos electrohilados son incorporados a los tejidos con la finalidad de aumentar su resistencia. Adicionalmente, se han introducido nanopartículas de plata (AgNPs) las cuales tienen amplia actividad antibacteriana, antifúngica y antiviral, estas partículas son incorporadas a los textiles mediante inmersión aplicados a materiales quirúrgicos (Khoddami et al., 2011; Robles et al., 2014). En la Figura 9 se muestra una de las aplicaciones del electrohilado en medicina, en esta figura podemos visualizar que, aunque el polímero electrohilado es el mismo, la morfología de las membranas es muy diferente lo cual se debe a los parámetros de electrohilado e incluso algunas pequeñas variaciones en la composición en el polímero.

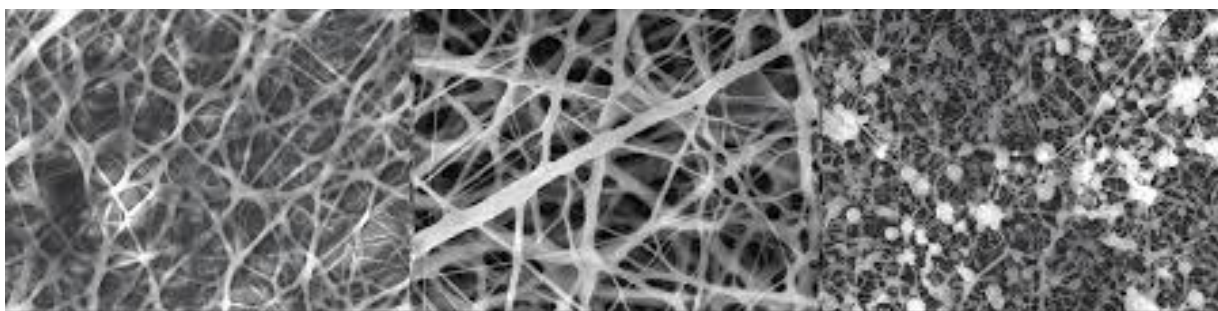


Figura 7. Micrografía SEM de electrohilado de PCL/CS (policaprolactona y quitosano) disueltos en TFA(trifluoroacético) (Sánchez et al., 2016)

2.2. Biomateriales

Los materiales son los productos compuestos por sustancias o mezclas de varias sustancias útiles para la actividad tecnológica que se obtienen de la transformación de las materias primas. Los biomateriales pueden ser definidos como cualquier sustancia o combinación de sustancias ya sea de origen natural o artificial necesarias para fabricar dispositivos que aumenten o replacen algún tejido, órgano o función del cuerpo humano o de un sistema vivo que se encuentre en contacto con fluidos biológicos de manera segura, económica y fisiológicamente aceptable (Doddoli & Ayala, 2022). Sin embargo, los biomateriales no se refieren únicamente a lo implantable o la restauración de tejido vivo, un biomaterial es todo aquello que se encuentre de manera constante o intermitente en contacto con fluidos del cuerpo humano (Park, 1984).

Un biomaterial debe cumplir algunas características como es la biocompatibilidad, definida como una propiedad que permite que el organismo no la rechace o se vea afectado por su funcionamiento. Esta característica de los biomateriales influye en diversas características como las propiedades superficiales del cuerpo humano e interacciones mecánicas, así como factores físicos, químicos, electroquímicos. Otra de nuestras características principales es la biofuncionalidad, la cual nos dice que el material debe cumplir con la función biológica para la que fue diseñado (Doddoli & Ayala, 2022). Mientras que los biomateriales biodegradables son aquellos que se desintegran debido a degradaciones macromoleculares con dispersión in vivo, esta ocurre debido a que el biomaterial se encuentra en presencia de elementos biológicos, como el agua y enzimas que afectan de manera directa la composición. En el caso de los andamios electrohilados, la tasa de degradación del biomaterial debe coincidir con la tasa de propagación y proliferación de las células implantadas del tejido específico, tal que, al crearse el nuevo tejido ya no debe existir el biopolímero dentro del cuerpo del individuo (Chung et al., 2009; Quijano-Mendoza et al., 2021).

Cuando se hace uso de un biomaterial para cubrir una necesidad es necesario que se comparen las características que tiene dicho biomaterial cotejándolo con los requerimientos que se requiere que cumpla dentro del cuerpo humano, de tal modo que, aunque no cumpla con todos estos, cumpla con los más básicos para los que se espera que este funcione, es decir el biomaterial empleado en cubrir una función específica debe ser similar en composición a aquel que se quiere reemplazar. Para evaluar si un material puede ser un biomaterial, se le realizan diversas pruebas para considerar si estos cumplen con las características básicas de un biomaterial, dentro de las cuales tenemos pruebas toxicológicas, pruebas de tejido estructural funcional, patología, que cumpla con las consideraciones anatómicas del sitio de implante, requerimientos mecánicos, ética, regulación, entre otras (Park, 1984).

2.2.1. Clasificación y aplicaciones de los biomateriales

Un biomaterial puede ser clasificado de acuerdo con su actividad o reactividad dentro del sistema vivo lo cual se refiere a la respuesta ya sea directa o indirecta de su hospedador o anfitrión, dando lugar de este modo a los conceptos: bioactivo o bioinerte. Como se encuentra explicado en el mapa de la Figura 10 donde se explican cada uno de los términos anteriores.



Figura 8. Tipo de biomateriales. (Migonney, 2014; Park, 1984)

En términos de biomateriales, algunos autores han mencionado de manera estricta que ningún biomaterial es bioinerte debido a que cualquier material introducido al cuerpo humano o en contacto con este producirá una respuesta ya sea buena o mala. La definición “Respuesta del anfitrión” en biomateriales son todas las respuestas del cuerpo de un ser humano siguiendo la implantación de un biomaterial. Actualmente existe un campo de investigación sobre el cual muchas de las aplicaciones biomédicas son diseñadas o surgen, este campo denominado biomimética es el campo que se refiere a las tecnologías novedosas desarrolladas a través de la transferencia de funciones de sistemas biológicos o adaptados a través de una inspiración biológica, aunque este campo no se encuentra únicamente aplicado al área de la salud es de mucha relevancia para el desarrollo de la biomedicina. El campo de la biomimética tiene una estrecha relación con los biomateriales, debido a la generación de tecnologías que se inspiran en estructuras ya conocidas, tal es el caso de los andamios electrohilados los cuales tienen una gran similitud con la morfología de matrices extracelulares (Lepora et al., 2013).

Los biomateriales se dividen en biopolímeros, biocerámicas, biometales y sus materiales compuestos. El uso de estos biomateriales se encuentra determinado por la aplicación a la cual serán aplicados, por lo que se consideran sus propiedades y desventajas. Los materiales biopoliméricos tienen buena biocompatibilidad y procesabilidad, sin embargo, la resistencia mecánica es relativamente baja por lo que son ampliamente utilizados en implantes quirúrgicos como membranas protectoras, ejemplos de estos son las membranas electrohiladas. Los materiales biocerámicos tienen buena compatibilidad y conductividad, dentro de sus desventajas se encuentra su fragilidad y baja tenacidad, debido a esto tradicionalmente son utilizados para rellenar y restaurar defectos óseos y dentales, e incluso en la ingeniería de tejidos blandos. Los materiales biometálicos a pesar de la dificultad de control en su tasa de degradación tienen buenas propiedades mecánicas, estabilidad física y química, biocompatibilidad lo que los hace excelentes candidatos para componentes estructurales. La última clasificación, siendo la de materiales biocompuestos está orientado a la fijación de fracturas, remplazo de cartílagos, tendones y ligamentos; este tipo de material busca combinar las mejores propiedades de los biomateriales con la finalidad de que esta nueva estructura cumpla los requerimientos para los cuales son diseñados (Ratner & Bryant, 2004).

Entre algunos de los usos que se les da a los biomateriales dentro de la medicina se encuentran: los implantes médicos, los injertos, articulaciones artificiales, implantes dentales asimismo métodos que promueven la curación de tejidos humanos, suturas, clips, parches dérmicos, andamios celulares para la regeneración de tejido formados por un soporte de células hecho de uno o más biomateriales al que se le añaden células del paciente, moléculas bioactivas, nanofibras o nanopartículas. (Doddoli & Ayala, 2022) Un término más relacionado a los biomateriales es el término: material biomédico, que se encuentra representado por un componente de cualquier dispositivo biomédico aplicado con o sin contacto íntimo con tejido vivo (Migonney, 2014).

2.3. Ingeniería de tejidos

De acuerdo con lo ya mencionado, la finalidad de el porómetro de flujo capilar desarrollado dentro del instituto es lograr impulsar y facilitar las investigaciones en el área de Ingeniería de Tejidos dentro del Instituto de Investigaciones en Materiales en el departamento de Polímeros. Es importante mencionar que la Ingeniería de Tejidos definida como un campo multidisciplinario que aplica principios de física, química, ingeniería y de ciencias de la salud para desarrollar sustitutos biológicos que restauren, mantengan o mejoren la función de un órgano o un tejido (Meyer et al., 2009) presenta la oportunidad de que el implante introducido que se detecta como un cuerpo extraño, se remplace por un tejido natural (Migonney, 2014).

La ingeniería de tejidos es un campo interdisciplinario emergente que tiene como objetivo regenerar, reconstruir y reparar tejidos u órganos dañados o perdidos en humanos utilizando una combinación de células, andamios y señales bioquímicas. Los cimientos de la ingeniería tisular recaen en tres elementos básicos, también conocidos como la triada de la ingeniería de tejidos: las células, las moléculas bioactivas y los andamios biocompatibles y bioabsorbibles que proporcionan entornos para que las células de interés crezcan de manera sistemática y produzcan nuevos tejidos/órganos viables y funcionales (Ameer et al., 2019). Dentro del área de la ingeniería de tejidos hay algunos parámetros de relevancia dentro de un andamio o membrana electrohilada que sería: la naturaleza, arquitectura, propiedades mecánicas del andamio, el tamaño del poro, la porosidad, el diámetro de los poros y el diámetro de la fibra, ya que estos tienen un efecto sobre la unión, la propagación, la proliferación y la diferenciación celular. Es decir, los avances dependen de los andamios y sus características, las células participantes y la regulación de factores bioactivos (Ameer et al., 2019; Migonney, 2014).

2.3.1. Aplicaciones del electrohilado y los biomateriales en la ingeniería de tejidos

Debido a sus propiedades, los biomateriales han sido utilizados en nanofibras electrohiladas de ingeniería en diferentes tipos de tejidos como son: cardíaco, piel, nervios, óseo, vascular y cartílago. Investigadores han usado polímeros sintéticos y naturales como quitosano, colágeno, policaprolactona (PCL), ácido poliglicólico (PGA), poliácido (láctico-co-glicólico) (PLGA) (Fu et al., 2014). Los miembros de la familia de los poli(alfa-hidroxiácidos), incluidos los ácidos glicólico, láctico y sus copolímeros son una clase clave de polímeros biodegradables con un potencial prometedor en el campo biomédico (Gunatillake et al., 2006; Huang et al., 2020; Rahmati Nejad et al., 2020). Por lo tanto, mediante la regulación de los parámetros de electrohilado, cualquier polímero biodegradable y biocompatible puede electrohilarse para aplicaciones biomédicas (Piskin et al., 2007). Además, las nanofibras electrohiladas pueden

potencialmente dirigir las respuestas celulares y moleculares después de la implantación (Wang et al., 2020).

El electrohilado se puede utilizar para crear andamios o membranas nanofibrosas de varias formas, como núcleo-capa, hueco, poroso y panal (Rahmati Nejad et al., 2020). Los andamios generados son prometedores debido a sus similitudes estructurales con la matriz extracelular natural (ECM por sus siglas en inglés), en un caso se diseñaron algunos sistemas de hidrogel de nanofibras 3D para la administración de agentes terapéuticos para la regeneración directa de axones para el tratamiento de lesiones de la médula espinal. Los autores informaron que las nanofibras imitan las propiedades topográficas de la ECM natural más de cerca que los hidrogeles y las estructuras de tamaño micrométrico. Debido a la gran superficie específica y la estructura porosa, las células tienen una gran tendencia a proliferar y diferenciarse en una superficie de nanofibras. Además, el área de superficie alta de las nanofibras permite una mayor adsorción de proteínas en la superficie y también promueve un sitio de formación de unión más alto (Choong et al., 2015; Nguyen et al., 2017; Rahmati et al., 2021).

Usando el electrohilado, los investigadores desarrollan andamios nanofibrosos con diferentes formas y propiedades, como nanofibras de núcleo-envoltura, altamente porosas y multicapa (Nguyen et al., 2017; Rahmati Nejad et al., 2020). Las estructuras *core-shell* se utilizan para fabricar andamios nanofibrosos. Esta estrategia permite la inclusión de agentes bioactivos, como bacterias, enzimas, fármacos, virus y proteínas, dentro del núcleo y controla su cinética de liberación. La configuración de electrohilado de núcleo-carcasa coaxial se encuentra entre las configuraciones más comunes utilizadas para fabricar tales estructuras. Esta técnica involucra dos soluciones separadas (generalmente, un polímero hidrofóbico y una solución de factores bioactivos solubles en agua) que se pueden co-electrohilado sin mezclar directamente utilizando dos jeringas alineadas (Gunatillake et al., 2006; Nguyen et al., 2017; Rahmati et al., 2021; Yazdanpanah et al., 2014).

Un ejemplo de campo de aplicación de la ingeniería de tejidos es el área cardíaca donde se han utilizado polímeros sintéticos y naturales para fabricar membranas electrohiladas, donde en este caso los biomateriales deben tener tasas de degradación ajustables, una porosidad óptima, biocompatibilidad y propiedades elastoméricas. Dentro de esta rama, existe una preferencia por el uso de la poli (ϵ -caprolactona) o también denominada PCL en aplicaciones biomédicas (Miranda, 2017).

2.4. Porosidad, porometría y porosimetría

Los andamios o membranas ideales tienen que permitir la adhesión, el crecimiento, la diferenciación y la colonización de células para obtener un nuevo tejido que tenga la misma funcionalidad que el reemplazado debido a esto generalmente es un biomaterial poroso. La porosidad (tamaño, distribución, diámetros) son importantes en el crecimiento y la rehabilitación celular, a mayor vascularización del órgano objetivo, mayor es el volumen poroso desarrollado y área específica. (Migonney, 2014) La porosidad se refiere a los espacios vacíos entre los componentes de nanofibras. Estos poros están ubicados en la superficie o en el interior de las nanofibras, según la Sociedad Estadounidense de Pruebas y Materiales (ASTM), la porosidad de las nanofibras se puede medir mediante diferentes métodos, como porosimetría de mercurio, porosimetría de extrusión de líquidos, porometría de flujo capilar (CFP) y resonancia magnética nuclear (RMN) (Roodbar Shojaei et al., 2019).

2.4.1. Diferencia entre porometría y porosimetría

Dentro de las técnicas anteriores, existen dos palabras a destacar: porometría y porosimetría, aunque ambas en muchos casos son utilizadas de manera indistinta, una comparación previa de porosimetría y porometría mostró que esta última está sesgada hacia poros más pequeños (Calvo et al., 1995; Li et al., 2006). Por lo que en este caso requeriremos definir la porometría; siendo esta la técnica utilizada para medir la distribución de tamaño de poro y las propiedades de los poros en materiales porosos, incluidas las membranas electrohiladas. Esta técnica permite evaluar la porosidad, el tamaño de poro y la conectividad de los poros en las membranas electrohiladas (Gribble et al., 2011; S Manickam & McCutcheon, 2012). Existen muchas técnicas de caracterización de estructuras de poros disponibles, sin embargo, la única técnica capaz de medir todas las características de la estructura de los poros relevantes para la filtración es la porometría (Akshaya & Krishna, 2010).

La porometría se fundamenta en el flujo de un gas inerte por la muestra, la cual se debe encontrar comúnmente sellada. La presión del gas se incrementa de manera paulatina midiendo las diferenciales de presión correspondiente a la muestra en estado seco, para después humedecer la muestra con líquido humectante midiendo de nueva cuenta las presiones diferenciales por medio de los cuales se determinará la distribución del poro. La estructura de un porómetro utiliza mecanismos de sellados, transductores de presión, reguladores de presión, transductores de flujo, controladores de flujo electrónicos de alta precisión y un sistema de computación electrónico para cambiar a rangos de presión y flujo adecuados durante la prueba, para aumentar o disminuir la presión en los pasos deseados, para ejecutar los procedimientos de prueba en la secuencia adecuada y para usar los algoritmos apropiados para detectar y adquirir una presión estable y valores de flujo (Akshaya & Krishna, 2010).

Dentro de la caracterización de la porosidad, existe la prueba del punto de burbuja la cual se basa en el principio de un líquido humectante que se mantiene en estos poros capilares por atracción capilar y tensión superficial, y la presión mínima requerida para expulsar el líquido de estos poros es una función del diámetro del poro. La presión en la cual aparece un flujo constante de burbujas en esta prueba es la presión del punto de burbuja. Es importante considerar que el tamaño de poro efectivo calculado a partir de este método de prueba se basa en la premisa de que los poros capilares tienen secciones transversales circulares y no se refiere a la retención real del tamaño de partícula (Akshaya & Krishna, 2010).

2.4.2. Norma ASTM F316-03 (2019)

Algunos de parámetros bajo los cuales se fundamenta la técnica de porometría de flujo capilar se encuentran estipulados en la norma ASTM F316-03 (2019), la detalla los métodos de prueba estándar para las características de tamaño de poro de los filtros de membrana por punto de burbujeo y prueba de poro de flujo medio. Esta norma estipula el procedimiento de determinación del tamaño máximo de poro de una membrana, comparación de los tamaños máximos de poro de varias membranas, y determinar el efecto de varios procesos como filtración, revestimiento o esterilización en autoclave sobre el tamaño máximo de poro de una membrana. En la norma ASTM F316-03 (2019) se encuentran descritos dos tipos de métodos, denominados A y B, los cuales se encuentran explicados en el mapa de la figura 9.



Figura 9. Tipo de métodos descritos en la norma ASTM-F316-03(2019).

Dentro de la norma ASTM F316-03 Se especifican dos tipos de métodos, el método del punto de burbuja se basa en la presión necesaria para hacer pasar una burbuja de aire o líquido a través del poro más grande de la membrana. Este método proporciona una medida del tamaño de poro máximo. Mientras que el método del flujo medio de poros se basa en la medición del flujo de líquido a través de la membrana a una presión constante. Se utiliza para determinar el tamaño de poro promedio y la distribución del tamaño de poro en el rango específico de la membrana. Existen diferencias en algunas fórmulas encontradas en diversos artículos, debido a la variación de métodos por medio de los cuales se caracteriza la membrana. En el método A para el cálculo de tamaño máximo de poro, en la cual se requiere pasar una burbuja de aire por medio de la membrana completamente humectada, se realiza mediante la siguiente ecuación:

$$d = \frac{c\gamma}{p} \quad (2)$$

- **d:** diámetro limitante, µm,
- **γ:** tensión superficial, N/m, (dinas/cm),
- **p:** presión, Pascales o cmHg,

- **C:** Constante 2860 cuando la presión se encuentra en pascales, 2.15 cuando la presión se encuentra en cmHg, y 0.415 cuando la presión se encuentra en psi.

La porometría de flujo capilar proporciona una técnica simple que permite una medición rápida y precisa del tamaño y la distribución de los poros. En una medición de porometría de flujo capilar, un gas que no reacciona fluye a través de una muestra seca y luego a través de la misma muestra después de haberla humedecido con un líquido de tensión superficial conocida. El cambio en la tasa de flujo se mide en función de la presión tanto para procesos secos como húmedos. Debido a la °baja presión aplicada durante el proceso, la estructura porosa de las membranas de nanofibras no se distorsiona (Li et al., 2006) A partir del aumento concomitante en la tasa de flujo volumétrico o velocidad de flujo a través de la muestra, se puede derivar una distribución de tamaño de poro acumulativa. Suponiendo que los poros tienen una sección transversal idealmente circular, la relación entre la presión diferencial ΔP y el poro vacío más pequeño d_{poro} viene dada por la teoría capilar clásica, como la definimos anteriormente:

$$d_{poro} = \frac{4\gamma \cos \theta}{\Delta P} \quad (3)$$

Con correcciones requeridas para una morfología de poro no ideal, esta fórmula se determina considerando el punto burbuja, sin embargo, esta se puede simplificar como lo consideramos anteriormente $d_{poro} = \frac{4\gamma B}{\Delta P}$, donde B es una constante capilar. En algunos casos se considerará la Fórmula $d_{poro} = \frac{4\gamma B \cos \theta}{\Delta P}$ donde se considera a $\theta = 0^\circ$ para un fluido humectante como Galwick, y B es un factor de forma para los poros. B = 1 para poros cilíndricos; para medios fibrosos, PMI asume un valor de B = 0,715.

Aunque dentro de la norma si se considera la constante capilar. Sustituyendo los factores de conversión de presión y constante capilar tendremos las fórmulas de diámetro del poro, dependiendo las unidades de la presión.

✓ cmHg

$$d = \left[\frac{2.145\gamma \left(\frac{\text{dynes}}{\text{cm}} \right)}{P(\text{cmHg})} \right] \quad (4)$$

✓ psi

$$d = \left[\frac{0.415\gamma \left(\frac{\text{dynes}}{\text{cm}} \right)}{P(\text{psi})} \right] \quad (5)$$

✓ Pa

$$d = \left[\frac{2860\gamma \left(\frac{\text{dynes}}{\text{cm}} \right)}{P(\text{Pa})} \right] \quad (6)$$

Suponiendo además que la tensión superficial γ y el ángulo de humectación θ son constantes para toda la superficie interna del medio, la distribución del tamaño de los poros se puede calcular a partir de la relación de las respectivas tasas de flujo de aire volumétrico a través del medio seco y húmedo, obtenida en el mismo Δp :

$$Q(\Delta P) = 1 - \frac{\dot{V}_{HUMEDO}}{\dot{V}_{SECO}} \quad (7)$$

$Q(\Delta P)$ es la distribución del número acumulativo de diámetros de poro (equivalentes) d_{poro} . El diámetro de poro más grande (es decir, en $Q = 1$) corresponde al punto de burbuja (como se define, en ASTM F316) y es relativamente fácil de establecer. Por otro lado, el diámetro de poro más pequeño (en $Q = 0$) depende del máximo ΔP sostenible por el medio y posiblemente otros factores externos.

Sin embargo, en la norma encontraremos la siguiente fórmula en donde es necesario seleccionar los límites del rango de tamaño de poro que se está evaluando. Sustituimos los límites individualmente en la fórmula de tamaño de poro contra su respectiva presión y obtenemos sus respectivas presiones.

$$Q = \left[\left(\frac{\text{flujo húmedo}_h}{\text{flujo seco}_h} \right) - \left(\frac{\text{flujo húmedo}_l}{\text{flujo seco}_l} \right) \right] \times 100 \quad (8)$$

Donde

Q: flujo del filtro, %,

l: límite inferior de presión

h: límite superior de presión.

La distribución del tamaño de poro del flujo capilar (**$g(s)$**) se estimó diferenciando con respecto a la presión la relación entre la tasa de flujo de gas a través de una muestra húmeda y la de una muestra seca, y convirtiéndola en diámetro de poro utilizando el método de Young– Ecuación de Laplace, es decir (Choong et al., 2015):

$$g(s) = \left(- \frac{d \left[\frac{F_{húmedo}}{F_{seco}} \right]}{d\Delta P} \right) \left(\frac{d\Delta P}{ds} \right) \quad (9)$$

En esta técnica, se considera la caída de presión a través de la membrana, tanto para la membrana seca como para la membrana completamente infiltrada con un fluido humectante, $F_{dry}(\Delta P)$ y $F_{wet}(\Delta P)$, respectivamente (Choong et al., 2015).

2.4.3. Sustento matemático de la porometría

En la técnica de porometría, el caudal de gas a través del material poroso se mide en función de la caída de presión a través de la membrana, tanto para la membrana seca como para la membrana totalmente infiltrada con un fluido humectante, (tensión superficial $c = 15,9 \text{ dinas cm}^{-1}$), $F_{seco}(\Delta P)$ y $F_{húmedo}(\Delta P)$, respectivamente. La caída de presión cuyo resultado se asoció con el "diámetro medio del poro del flujo" (Choong et al., 2015).

$$\frac{F_{húmedo}(\Delta P)}{F_{seco}(\Delta P)} = \frac{1}{2} \quad (10)$$

Es convencional convertir la presión medida en diámetro de poro asumiendo que la ecuación de Young-Laplace para un poro cilíndrico.

$$s = \frac{4B\gamma\cos\theta}{\Delta P} \quad (11)$$

Donde:

- El **ángulo de contacto** $\theta = 0^\circ$ supuesto para un líquido humectante como Galwick
- **B** es un factor de forma para los poros. $B = 1$ para poros cilíndricos; para medios fibrosos.

La "distribución del tamaño de poro del flujo capilar" ($g(s)$) se estimó diferenciando con respecto a la presión la relación entre el caudal de gas a través de una muestra húmeda y la de una muestra seca, y convirtiendo el diámetro de poro utilizando la ecuación de Young-Laplace (Choong et al., 2015), es decir:

$$g(s) = - \left(\frac{d \left[\frac{F_{húmedo}}{F_{seco}} \right]}{d\Delta P} \right) \left(\frac{d\Delta P}{ds} \right) \quad (12)$$

Por lo que tomando como base la Ley de Laplace, la cual relaciona el cambio de presiones en la superficie que separa dos fluidos de distinta naturaleza, de acuerdo con el principio en el que se basa, cuando la energía libre interfacial líquido-sólido es menor que la energía libre interfacial sólido-gas, el líquido humectante reduce la energía libre del sistema al llenar espontáneamente los poros del sólido. (Jena & Gupta, 2003) La aplicación de presión de un gas que no reacciona sobre el líquido humectante en el poro puede eliminar el líquido del poro ya que este no sale de manera espontánea del andamio. Se ha demostrado que la presión necesaria para desplazar los líquidos humectantes de los poros viene dada por la siguiente relación (Akshaya & Krishna, 2010):

$$p = \gamma\cos\theta \left[\frac{ds}{dV} \right]_{poro} \quad (13)$$

Considerando:

- **p** es la presión diferencial del gas a través del líquido humectante en el poro,
- **γ** es la tensión superficial del líquido humectante
- **θ** es el ángulo de contacto del líquido en la superficie del poro
- **dV** es el volumen de líquido desplazado por el gas en el poro

- dS es el aumento del área superficial sólido/gas debido al desplazamiento del líquido.

El término $\left[\frac{dS}{dV}\right]$ está relacionado con el tamaño del poro. El tamaño de los poros de sección transversal no circular se expresa en términos del diámetro de poro equivalente, d , considerando que para un poro circular $\left[\frac{dS}{dV}\right] = \frac{4}{d}$ por lo que la relación anterior sería (Akshaya & Krishna, 2010):

$$p = \frac{4\gamma \cos\theta}{d} \quad (14)$$

2.4.4. Sustento matemático de la porometría de flujo capilar

En el caso de la porometría de flujo capilar, al involucrar en su proceso el uso de un líquido humectante requiere nuevas consideraciones. Sin embargo, el utilizar un líquido de baja tensión superficial simplifica considerablemente la ecuación porque el ángulo de contacto de los líquidos de baja tensión superficial es cercano a cero (Jena & Gupta, 2003). Esta técnica es utilizada en el método de flujo húmedo/seco, ya humedecida se colocó en una cámara sellada a través de la cual fluye el gas (aire seco). El caudal es cero al principio porque todos los poros están bloqueados por el líquido humectante. Cuando la presión es suficiente para eliminar el líquido de los poros más grandes, el flujo ya no es cero y se registra el punto de burbuja. A medida que aumenta la presión, los poros más pequeños se desbloquean y el caudal de gas aumenta hasta que toda la muestra se seca. La presión acumulativa necesaria para que el gas fluya a través de la muestra húmeda se utiliza para calcular los diámetros de los poros. La relación entre la presión necesaria para desplazar líquidos de muy baja tensión superficial de los poros y su radio viene dada por la siguiente relación (Lalia et al., 2013).

$$\Delta P = \frac{2\gamma}{r} \text{ ó } \Delta P = \frac{4\gamma}{d} \quad (15)$$

donde, γ es la tensión superficial del líquido humectante.

Las tasas de flujo de gas a través de una muestra húmeda son cero a presiones diferenciales bajas, porque todos los poros están bloqueados por el líquido humectante. A altas presiones, el gas elimina el líquido de los poros y fluye a través de los poros vacíos. Con el aumento de la presión del gas, los poros más pequeños se vacían y aumenta el caudal de gas por lo que podemos decir que la presión que se aplica para vaciar los poros es inversamente proporcional al tamaño de esos poros. En otras palabras, los poros más grandes requieren menores presiones que poros más pequeños. Además, también se mide el flujo volumétrico a través de los poros que se vacían. Las presiones necesarias para que el gas fluya a través de la muestra húmeda se utilizan para calcular los diámetros de los poros mientras que los caudales de gas a través de las muestras húmedas y secas se utilizan para calcular la distribución de poros. El flujo a través de la muestra seca se utiliza para calcular la permeabilidad al gas y el área de la superficie envolvente (Akshaya & Krishna, 2010).

La técnica de porometría capilar tiene un sustento matemático similar a la porometría antes descrita. Debido a que esta es un tipo de porometría, sus bases se encuentran fuertemente relacionadas. La porometría de flujo capilar toma como parámetro indispensable la medición de la presión necesaria para hacer pasar el gas a través de una membrana porosa llena de líquido. A medida que aumenta la presión del gas, llegará a un punto en el que la presión aplicada supera la tensión superficial del líquido en el poro, que tiene el tamaño de cuello máximo y empuja el líquido fuera del poro, lo cual se encuentra ejemplificado en la Figura 10, en la cual encontramos las paredes de la muestra de color azul y los espacios del poro por donde atravesará el flujo de color rosa. Dichos espacios de las membranas serán aquellos que se encuentren ocupados por líquido humectante cuando las muestras se encuentren humedecidas, de esta figura también podemos rescatar que los poros serán vaciados del más grande al más pequeño al ir aumentando el caudal de flujo de gas. (Akshaya & Krishna, 2001).

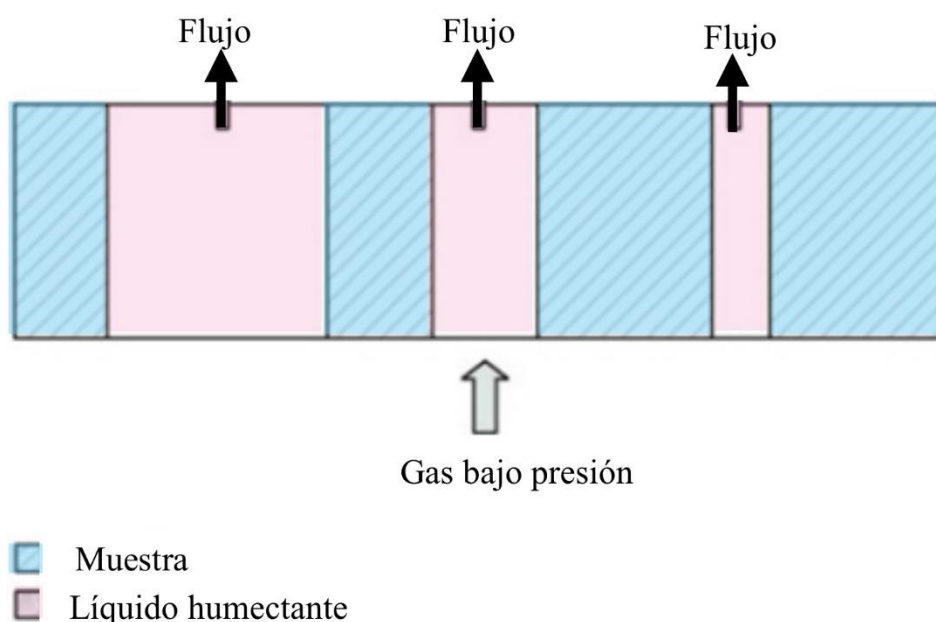


Figura 10. Principio de la porometría de flujo capilar. (Vergauwen et al., 2014)

El tamaño de los poros se calcula a través de la ecuación de Washburn dada como (Akshaya & Krishna, 2001):

$$\Delta P = \frac{4\gamma(\cos \theta)(SF)}{D} \quad (16)$$

- ΔP es la presión aplicada
- D es el tamaño del cuello del poro
- γ es la tensión superficial de la interfase aire-líquido
- θ es el ángulo de humectación con la matriz sólida de la membrana
- SF es el factor de forma.

La porometría de flujo capilar permitirá obtener datos experimentales que vistos de manera gráfica nos darán una curva seca, húmeda y semiseca. Primero se realiza la corrida “húmeda”

aplicada cuando la muestra esta humedecida la cual finaliza cuando todos los poros han sido vaciados, es decir, cuando el sistema alcanza la máxima presión. Se ejecuta una segunda corrida “seca” que es cuando esta se encuentra en un estado seco, mientras que la curva “semiseca” los valores de caudal y presión son reducidos a la mitad. La información obtenida puede ser utilizada para obtener varios parámetros del tamaño de los poros relacionados con flujo, distribución de tamaño de poros, y permeabilidad de gas (Agarwal et al., 2022).

La curva seca muestra la variación del caudal con diferencial de presión, esta se llama seca debido a que todos los poros de la muestra están libres del líquido humectante y están abiertos para el flujo de gas, mientras que la curva húmeda se produce con el flujo resultante de la expulsión del líquido humectante de los poros a distintas presiones (Agarwal et al., 2022) y este varía con la diferencial de presión. La curva semiseca se calcula a partir de la curva seca para producir la mitad del caudal a través de la muestra a una presión diferencial determinada. La presión a la que se cruzan las curvas húmeda y semiseca da el diámetro medio de poro del flujo, y el poro más pequeño detectable se obtiene a partir de la presión a la que la curva húmeda se encuentra con la curva seca. El flujo comienza cuando se vacía el poro más grande, lo cual sucede a presiones bajas en donde encontramos el denominado como “punto burbuja”. (Akshaya & Krishna, 2010). La curva húmeda produce la mitad del flujo a través de la muestra seca a cualquier diferencial de presión. Existe una presión de flujo medio, la cual se localiza cuando la curva húmeda y seca tienen el mismo flujo, con esta se logra calcular el diámetro de poro de flujo medio.

Características de los poros obtenidas de las pruebas

- Punto burbuja
- Tamaño de poro
- Distribución de poros
- Densidad de poros
- Porcentaje de flujo de poros distribución

2.4.5. Relación diámetro del poro-porosidad y parámetros relevantes en la porometría

El diámetro de poro de flujo medio es uno de los parámetros que logra ser determinado por el porómetro de flujo capilar, el cual se reconoce a una presión de flujo media, el punto en el que se cruzan la curva húmeda y la curva semiseca (Figura 11). En el flujo húmedo, el vaciado de poros comienza desde el más grande (punto de burbuja) hacia el más pequeño a medida que aumenta la presión del aire. La media numérica es el promedio estadístico de los diámetros de los poros. Dado que se requiere una presión más baja para que fluya a través de los poros más grandes que por los más pequeños, el diámetro medio del poro del área puede proporcionar una mejor indicación de qué poros serán realmente relevantes en una aplicación de filtración (Li et al., 2006).

Se ha encontrado una relación entre el diámetro de fibra y la porosidad. La relación depende completamente de la disolución y sus parámetros de hilado. La porosidad se puede variar a través de modificaciones de la composición del solvente, de la temperatura de las soluciones de hilado

que producen fibras húmedas en la deposición, pero también a través de modificaciones de la geometría de la sección transversal. Se conoce que los parámetros principales que se pueden aprovechar para controlar los diámetros de las fibras son la concentración de polímero en la solución de hilado o la velocidad de alimentación, aunque el campo aplicado o la distancia entre la matriz son parámetros que podría usarse para controlar los diámetros (Hussain et al., 2010).

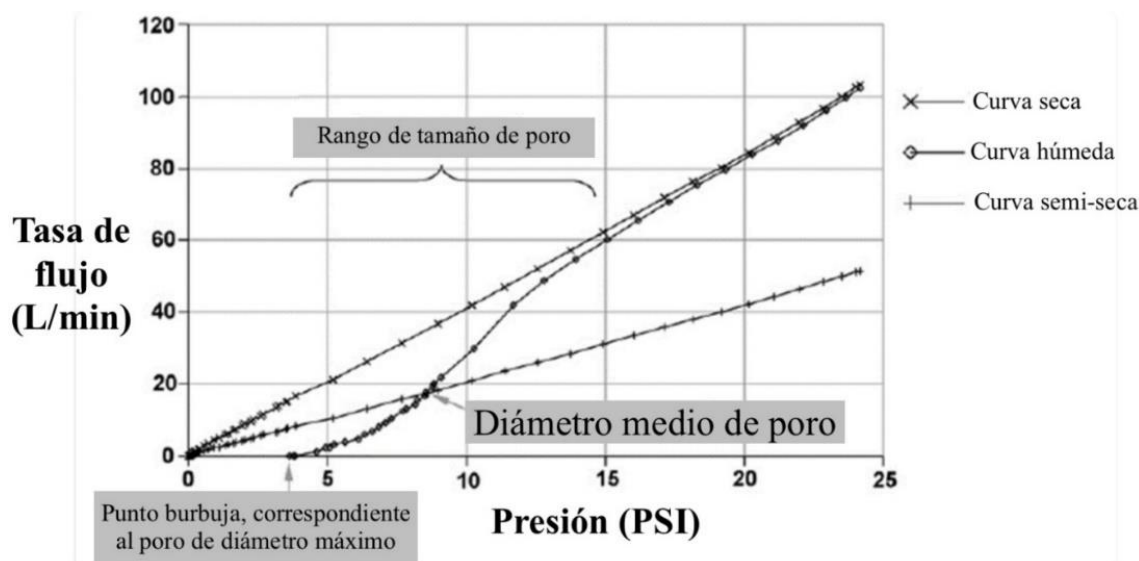


Figura 11. Gráfica obtenida de una porosimetría de flujo capilar con 1100-AEHXL Capillary Flow porometer. (Li et al., 2006)

Dentro de las membranas o andamios electrohilados existen diferentes morfologías de acuerdo con su porosidad, por lo que es necesario conocer las geometrías que encontraremos.

- El denominado **diámetro del poro** es el diámetro más pequeño en la garganta del poro. Por lo tanto, se necesita la presión más alta para desplazar el líquido en la garganta del poro.
- La presión medida para la iniciación del flujo de gas a través de un poro produce el **diámetro de la garganta del poro**. Un poro puede tener muchos diámetros, pero la porosimetría mide solo un diámetro por poro, su diámetro de garganta.

Es necesario considerar que el poro con el diámetro de cuello más grande de los poros pasantes es el primer poro que se vacía por el aumento de presión del gas, para iniciar el flujo a través de la muestra húmeda; dicha diferencia de presión requerida se denomina “**presión del punto de burbuja**”, porque a esta presión, las primeras burbujas de aire comienzan a formarse en la muestra. De acuerdo con el método establecido en la ASTM F-316, la presión de gas más baja a la que se observa visualmente que un flujo constante de burbujas se eleva desde el área central de la muestra es la presión del punto de burbuja (Akshaya & Krishna, 2010).

La presión del punto de burbuja da el diámetro de garganta de poro más grande, y la presión diferencial en la que se encuentran las curvas húmeda y seca da el diámetro de garganta de poro más pequeño de la muestra. Estos dos diámetros de poro dan el rango de tamaño de poro, indispensable para caracterizar nuestra membrana. Otro parámetro que considerar es la distribución de poros, esta se puede expresar como la variación de la frecuencia del tamaño de

los poros, porcentaje de flujo o fracción de poros con un diámetro de poro determinado (Akshaya & Krishna, 2001).

Los caudales de gas medidos a través de la muestra seca se usan para calcular la permeabilidad del gas usando la ley de Darcy. Según esta ley, el flujo de fluidos a través de medios porosos es proporcional al gradiente de presión que provoca el flujo. La constante de proporcionalidad normalmente disminuye al aumentar la viscosidad del fluido (Kolb et al., 2018). Por tanto, incorporando la viscosidad, la ley de Darcy y en términos de rendimientos de caudal volumétrico:

$$F = vA = -\left(\frac{kA}{l}\right)\left(\frac{dP}{dx}\right) \quad (17)$$

- **F** es el caudal en un volumen a la presión **P** (m³/s).
- **v**, es la velocidad media del flujo (m/s).
- **A** es el área de la sección transversal del material poroso a través de la cual fluye el fluido (m²).
- **k** es la permeabilidad del medio poroso (m²).
- **l** es la longitud del medio poroso (m).
- **dP/dx** es el gradiente de presión a lo largo del medio poroso (Pa/m).
- **x** representa la dirección del flujo o la longitud del medio poroso en la dirección del flujo.

Debido a que los gases son comprimibles, la tasa de flujo de gas se presenta en términos del volumen de gas a presión estándar (presión atmosférica) y temperatura estándar (273,15 K) que fluye. A través de ésta y siguiendo las relaciones adecuadas se formuló la siguiente ecuación utilizada para calcular la permeabilidad a partir de tasas de flujo seco como la (curva seca) para el flujo a lo largo de la dirección del espesor (Kolb et al., 2018).

$$F = k \left(\frac{A}{2\mu l p_s} \right) \left(\frac{T_s}{T} \right) (p_i + p_o)[p_i - p_o] \quad (18)$$

Donde:

- **F** es la tasa de flujo seco (m³/s).
- **k** es la permeabilidad absoluta del medio poroso (m²).
- **μ** es la viscosidad del fluido (Pa·s).
- **l** es la longitud del medio poroso (m).
- **p_s** es la presión de confinamiento (Pa).
- **A** es el área transversal a través de la cual fluye el fluido (m²).
- **T_s** es la temperatura del yacimiento (K).
- **T** es la temperatura en la superficie (K).
- **p_i** es la presión inicial en el yacimiento (Pa).
- **p_o** es la presión en la salida del yacimiento (Pa).

En un material poroso, el área superficial de los poros pasantes, que permiten que el gas fluya, se considera el área superficial envolvente. Durante el flujo viscoso de un fluido a través

de los poros de un material, la velocidad es cero en las paredes de los poros. Por lo tanto, el área de la superficie envolvente tiene un efecto de retardo en las tasas de flujo de fluidos a través de los materiales. En consecuencia, el caudal es una función del área superficial de la envolvente. El caudal a través de un poro es proporcional a la cuarta potencia del diámetro del poro. Para un volumen de poro dado, V , el diámetro del poro está determinado por el área superficial del poro, S (para poros cilíndricos: $\frac{V}{S} = 0,25 D$) (Kolb et al., 2018).

Dentro de algunos estudios se han encontrado algunas fuentes de error como lo fue la volatilidad de los líquidos humectantes debido a que, aunque sus presiones de vapor sean bajas al utilizarlos con una combinación de flujo de aire a través de una matriz porosa pueden llegar a tener un efecto enorme en la evaporación. Sin embargo, el despreciar este factor dependerá de la velocidad del escaneo ya que puede resultar siendo un error de magnitud insignificantes en la distribución del tamaño del poro. (Kolb et al., 2018)

2.5. Composición de un porómetro de flujo capilar

Dentro de algunas configuraciones del porómetro, se considera que este consta de 3 componentes esenciales: un portamuestras, un manómetro diferencial y un dispositivo (como un controlador de flujo másico) para medir y controlar el flujo de aire. En el porómetro de flujo capilar se deben considerar al menos dos configuraciones posibles dentro de las cuales tendremos un control diferente (Kolb et al., 2018):

1. Control por variación de presión (Δp)

En este caso se varía la presión de flujo suministrada al sistema, mientras que se miden los cambios de flujo másico del sistema. En el caso de un cambio escalonado en Δp , el caudal volumétrico se acerca a su nuevo valor desde abajo.

2. Control por variación de flujo másico ($\dot{V}$)

En este caso se varía el flujo másico que entra al sistema, midiendo las diferencias de presión detectadas. En el caso de un cambio escalonado en $\dot{V}$, la caída de presión tiende a sobrepasarse en las gráficas.

Aunque de ambas mediciones se obtienen resultados similares, es importante considerar que la conexión en el sistema cambia de acuerdo con lo que se busque controlar, el tipo de control, la viscosidad del líquido y de la estructura del medio. Esto se refleja en la lectura de las gráficas, por lo que puede llevar un tiempo en el cual la caída de presión se aproxima asintóticamente a su nuevo valor estable. En caso de un cambio escalonado en $\dot{V}$, la caída de presión tiende a sobrepasarse mientras que para un cambio escalonado en Δp , el caudal volumétrico se acerca a su nuevo valor desde abajo como se muestra en el Figura 12. Algunos sistemas debido a su similitud en componentes se pueden manejar de ambas formas, sin embargo, esto depende de quien manufacture el porómetro o las necesidades de cada usuario (Kolb et al., 2018).

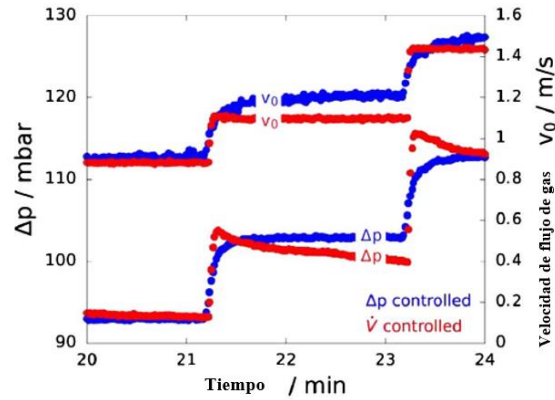


Figura 12. Gráfica obtenida de una porometría de flujo capilar con control por variación de presión y flujo másico. (Kolb et al., 2018)

En el caso de controlador de flujo másico, se busca que el sistema se alimente con un flujo de aire comprimido limpio y seco al portamuestras, a través de uno de los dos controladores de flujo másico con diferentes rangos operativos mientras se mide la caída de presión en la muestra. Sin embargo, dentro de uno de los artículos, el inicio de la formación de burbujas, es decir, el punto de burbuja se determinó visualmente y se calculó la distribución del tamaño de poro punto por punto, según la ecuación de las respectivas tasas de flujo de aire de las curvas húmeda y seca. Para obtener valores exactamente correspondientes del flujo para un Δp dado, la curva seca se ajustó mediante un polinomio de segundo orden (Kolb et al., 2018). Mientras que otra de las configuraciones, de la cual se encuentra el diagrama esquemático de la configuración en la Figura 13, esta consistió en un portamuestras, controladores de presión de la marca MKS, el suministro de aire comprimido y un filtro medio, también llamado rigidizador. (Moslehi & Mahdavi, 2019).

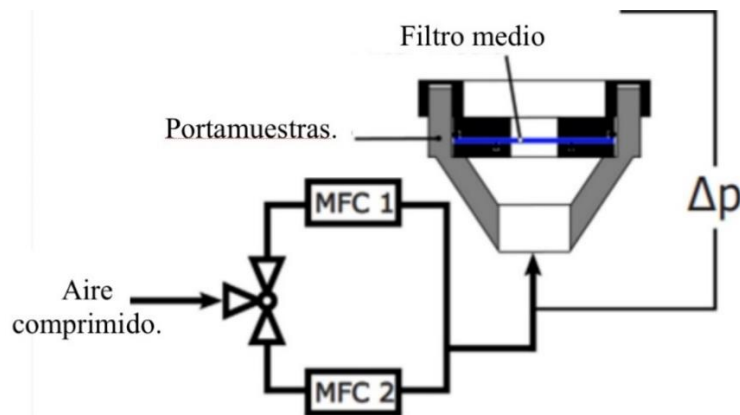


Figura 13. Diagrama esquemático del porómetro prototipo que opera a presiones diferenciales de 0 a 1000 mbar y flujos volumétricos de 0 a 200 L/min (mediante uno de los dos controladores de flujo másico, MFC). (Kolb et al., 2018)

La norma ASTM F316 en la cual se basan los artículos antes mencionados, se menciona la configuración básica descrita en la Tabla 3. En la Figura 14 se muestra un diagrama de configuración para la caracterización de material por medio de regulación de presión, mientras que en la Figura 15 se encuentra la configuración a detalle recomendada, especificando el orden en el cual se sugiere colocar los componentes:

Tabla 3. Características del porómetro simplificado, de acuerdo con la norma ASTM F316

Portamuestras	Colector
El cual consta de: ○ Una base A ○ Un disco de bloqueo B ○ Un O-ring C ○ Un disco de soporte D ○ Una entrada de gas E. El disco de soporte debe tener 2 capas y consta de una malla fina y una placa de metal perforada para mayor rigidez. El diámetro del filtro de prueba puede ser de 25 o 47 mm.	Una válvula micrométrica de control de flujo capaz de proporcionar un aumento lineal de la presión y un lastre de gas de al menos 16 000 cm³ de capacidad. Sin embargo, para determinaciones menos precisas, se puede usar el aparato simplificado.
Manómetros (y manómetro de mercurio si se requiere) Seleccionado de tal manera que cubra el rango de presiones necesario para los tamaños de poro bajo investigación.	Punzón de metal Utilizado para cortar un filtro de tamaño adecuado de la hoja de prueba para que encaje en el soporte del filtro de prueba.

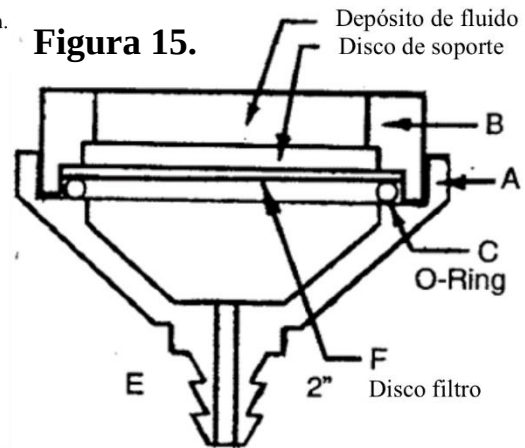
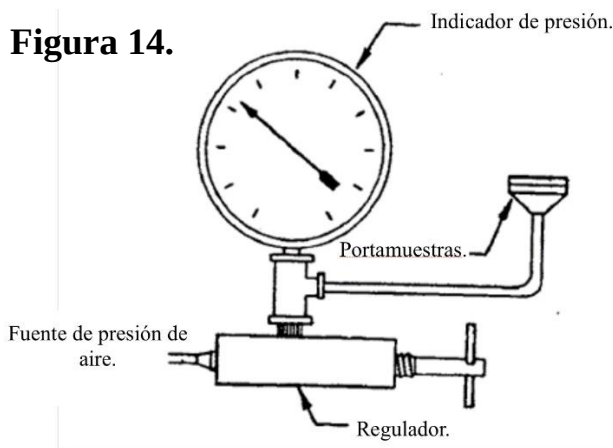


Figura 14 y 15. Diagrama esquemático del porómetro y sistema de flujo de aire simplificado, de acuerdo con la norma ASTM F316

Mientras que la configuración para una medición por medio del punto burbuja es similar, aunque no en absoluto, dentro de la norma se describen los siguientes componentes y configuración mostrada en la Figura 16.

- ✓ **Fuente de Presión de Gas Limpio.**
Con regulación (aire filtrado o nitrógeno).
- ✓ **Manómetro (o juego de manómetros)**
Los cuales deben cubrir el rango de presión necesario para los tamaños de poro en estudio.

✓ **Portafiltros cerrados**

Los portafiltros de 25 mm. En algunos casos se utilizan dos portafiltros con la finalidad de eliminar la tarea de limpiar el portafiltros después de una determinación del flujo de aire húmedo. Se puede usar una válvula de gas de dos posiciones para cambiar la presión del gas de soportes secos a húmedos.

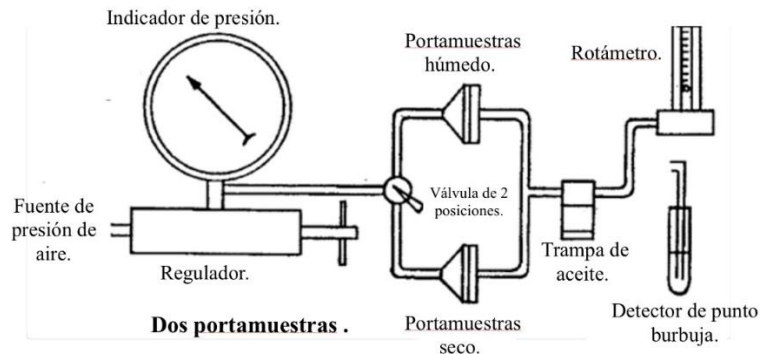


Figura 16. Diagrama esquemático del porómetro de acuerdo con la norma ASTM F316 considerando tener dos portafiltros.

Mientras que en la Figura 17 se muestra el diagrama esquemático de un porómetro con solo un portamuestras, este diagrama corresponde al método B.

✓ **Conjunto de Rotámetros**

Cubriendo el rango de 0 a 100 L/min.

✓ **Probeta y Tubo Capilar**

✓ **Trampa de fluido en línea**

Para proteger los rotámetros del fluido.

✓ **Accesorios, mangueras, conectores y tuberías** apropiados para ensamblar el aparato.

✓ **Registrador x-y**

Este nos ayudará a graficar los resultados de la prueba de poro de flujo medio.

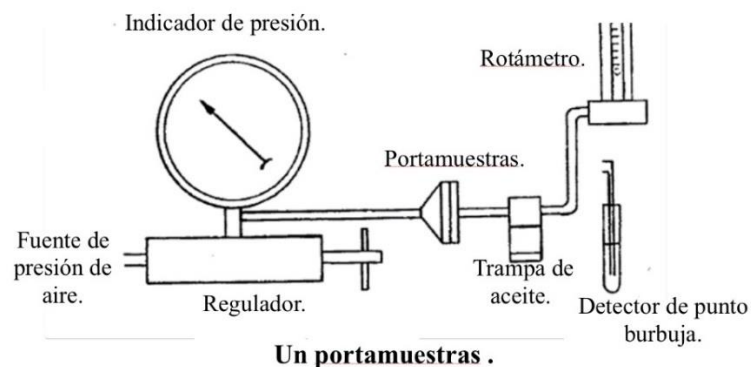


Figura 17. Diagrama esquemático del porómetro de acuerdo con la norma ASTM F316 considerando tener un portafiltros.

2.5.1. Sistema cerrado o sistema abierto

Una de las consideraciones adicionales del sistema que se tiene que considerar es si este es un sistema cerrado o abierto durante las mediciones. Sin embargo, en algunos casos es usado como un sistema abierto mientras que, en otros como un sistema cerrado. La norma no especifica dichas característica en la configuración. En la figura 18 se muestran algunas de las configuraciones posibles, aunque como mencionamos anteriormente la configuración específica del sistema depende de cada uno de los investigadores, o eran datos omitidos en algunos de los artículos.

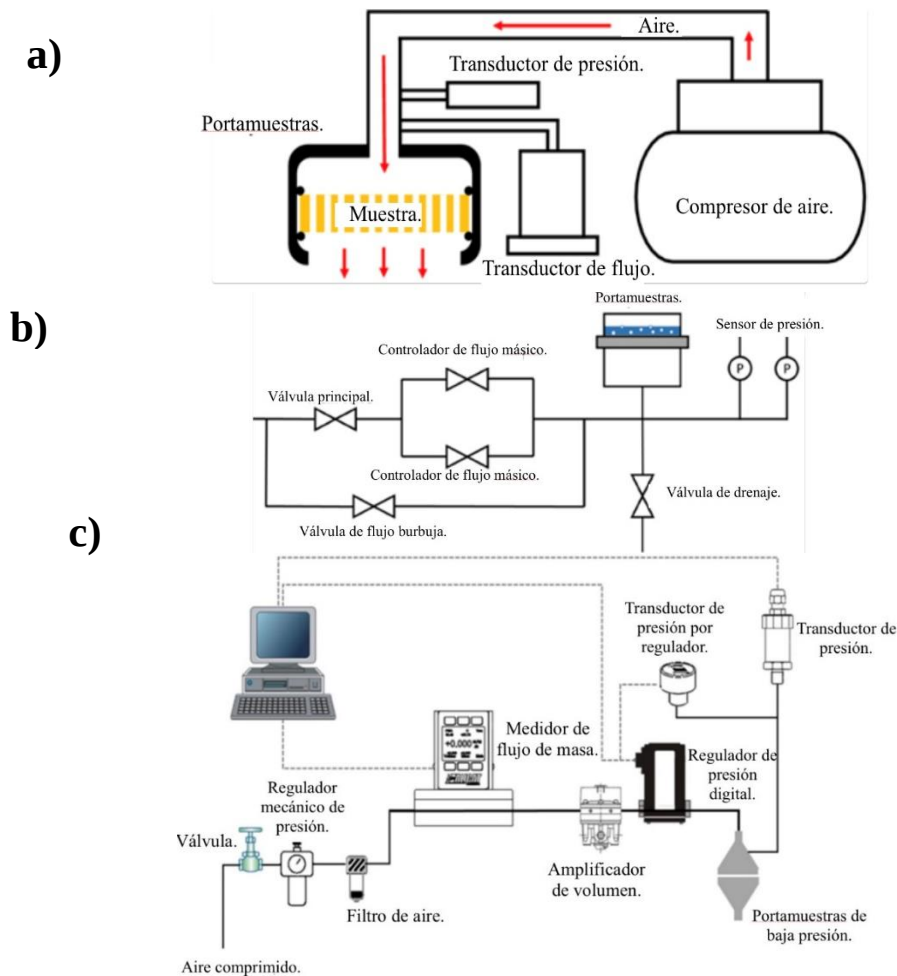


Figura 18. Diagrama esquemático de distintas configuraciones de un porómetro de flujo capilar. A) La estructura de los poros y las capacidades de absorción acústica del Homalium (*Homalium foetidum*) y el Jelutong (*Dyera costulata*) (E. Jang & Kang, 2021), B) Simulación a escala de poro de la interacción entre una sola gota de agua y una pantalla de malla de alambre hidrófoba en diésel (Elsayed et al., 2021), C) Desarrollo de la técnica de porometría de flujo capilar para la caracterización de paredes de filtros de partículas de gasolina (Molina & Rothamer, 2019).

En donde en la figura A, se muestra un sistema abierto, mientras que en el B y C parece ser en ambos casos un sistema cerrado. Por lo que en este caso se trabajará con un sistema cerrado el cual del mismo modo tendría una válvula de escape en caso de que este se requiera como un sistema abierto al realizar las pruebas iniciales.

2.6. Procedimiento para la medición

De acuerdo con lo descrito en el artículo Kolb et al., 2018, el procedimiento descrito para el funcionamiento del dispositivo es el siguiente:

1. Humedezca completamente la membrana de prueba haciéndola flotar en un charco de líquido. Utilice una cámara de vacío para ayudar a humedecer el filtro, si es necesario.
2. Coloque la membrana húmeda en el portafiltro.
3. Cierre el portafiltro y aplique una ligera presión de gas para eliminar el posible reflujo del líquido.
4. Cubra la placa de metal perforada con 2 a 3 mm de líquido de prueba.
5. Aumente la presión del gas lentamente. Registre la presión más baja a la que se eleva una corriente constante de burbujas desde el área central del depósito de líquido.
6. Elabore el procedimiento con la muestra completamente seca
7. Calcule la curva medio seca y evalúe los puntos relevantes dentro de las gráficas.

Un sellado defectuoso puede causar burbujas erróneas desde el borde de sellado del depósito de líquido. Asegúrese de registrar la presión del punto de burbuja con las burbujas del área central del depósito.

2.7. Rangos de presión

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, los rangos de presión son un parámetro fundamental en la medición de poros en la porometría de flujo capilar, debido a la característica de este proyecto de trabajar con membranas electrohiladas. Es indispensable conocer el rango de presiones con los cuales se realizarán las mediciones.

En el artículo presentado por Kolb et al., 2018, ocupan un rango de presiones de 0 a 400 mbar o en su equivalencia de 0 a 5.8 Psi, realizando las mediciones durante un lapso de 2 minutos. Los resultados obtenidos de dichas mediciones se encuentran en la Figura 19 donde podemos encontrar las distintas gráficas obtenidas de acuerdo con distintos líquidos humectantes y la curva obtenida en la medición en seco de una misma membrana.

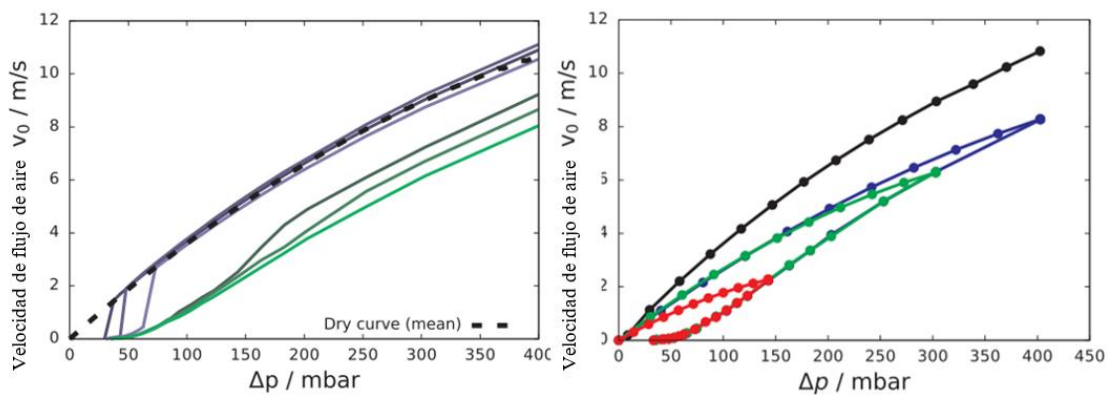


Figura 19. Gráfica de análisis de porometría, la curva seca (negra) se comparó con exploraciones húmedas seguidas de secas, medidas para puntos finales de Δp de 150 mbar (rojo), 300 mbar (verde) y 400 mbar (azul). (Kolb et al., 2018)

Mientras que, en el artículo presentado por Moslehi & Mahdavi, 2019, el rango de presiones varía entre los 0 a 3 bar o en su equivalencia de 0 a 43.51 psi. En este estudio se realizó la preparación de una membrana de microfiltración basada en una estera nanofibrosa de dos capas de poliuretano (PU)/ poli (tereftalato de etilenglicol) (PET), los resultados obtenidos se encuentran en las siguientes gráficas mostradas en la Figura 20, en donde se trabajó bajo distintas presiones con la finalidad de determinar cuál es el rango adecuado para su caracterización.

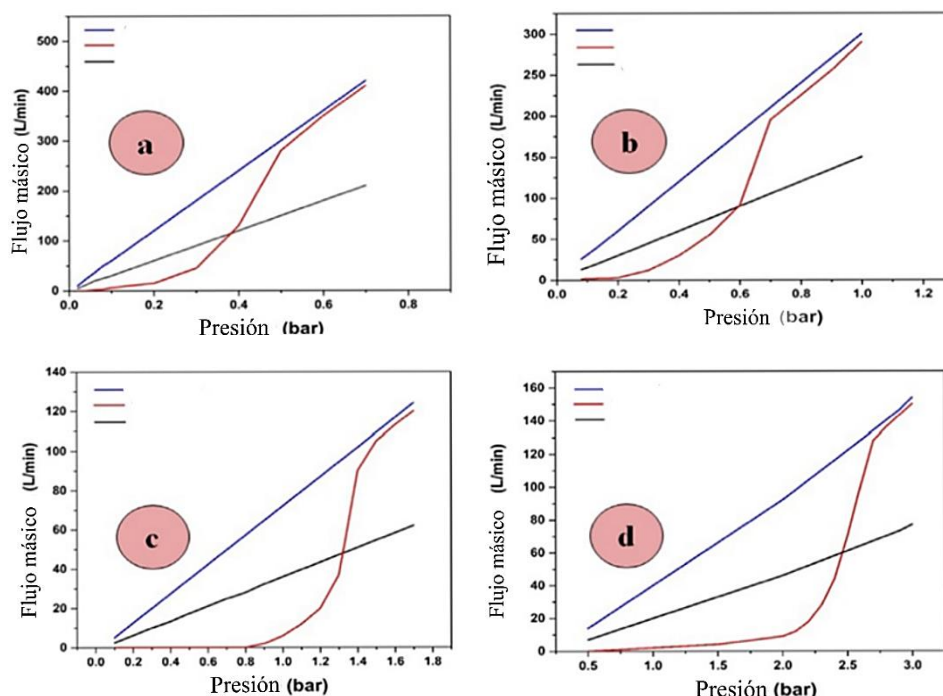


Figura 20. Resultados de las pruebas de mediciones del tamaño de poro con el método de porometría de flujo capilar, en donde se muestran la curva seca (azul), húmeda (rojo) y medio seca (negra) (Moslehi & Mahdavi, 2019).

Mientras que en el artículo presentado por Li et al., 2006, se trabaja en un rango de presiones de 0 a 25 psi, en el artículo expuesto por Kaur et al., 2014 se realizaron las mediciones en un rango de presiones de 0 a 7.5 psi con una tasa de flujo de 0 a 118 L/min como lo podemos notar en la Figura 21, donde podemos identificar las 3 curvas obtenidas de acuerdo con las mediciones con esos parámetros.

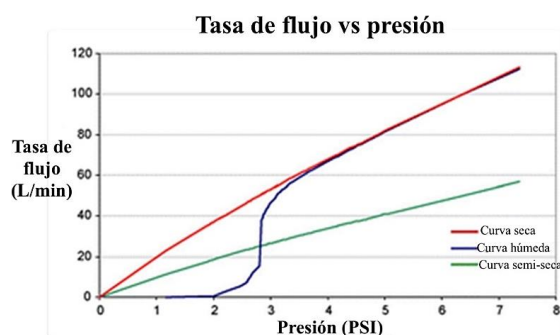


Figura 21. Resultados de las pruebas de mediciones del tamaño de poro con el método de porometría de flujo capilar. (Kaur et al., 2014; Li et al., 2006)

En la Tabla 4 podemos encontrar un resumen de los resultados obtenidos en los artículos antes mencionados, por lo que podemos decir que en el rango de mediciones se encuentra entre 0 y 43.51 psi con un flujo másico en un rango 0-300 L/min, sin embargo, esto dependerá directamente del material de muestra y líquido humectante.

Tabla 4. Resumen acerca de rango de parámetros considerando los antecedentes de pruebas de porometría.

Artículo	Rango en BAR	Rango en PSI	Flujo másico (L/min)
Kolb et al., 2018	0 a 400 mbar	0 a 5.8 psi	
Moslehi & Mahdavi, 2019	0 a 3 bar	0 a 43.51 psi	0-300
Li et al., 2006		0 a 25 psi	0-100
Kaur et al., 2014		0 a 7.5 psi	0-110

3. Ingeniería de diseño

El dispositivo de porometría de flujo capilar por desplazamiento gas-líquido que se desarrolló para este trabajo de tesis, lleva por nombre “Pore-Flow IMM”, el cual se realizó tomando como base la metodología de proceso de diseño descrita en el libro “Engineering design” (Pahl et al., 2007) permitiendo considerar la complejidad y las necesidades con características específicas acerca del proyecto en donde se contemplaron los antecedentes, necesidades específicas del proyecto y las normas correspondientes.

La primera etapa consistió en la planeación del desarrollo del dispositivo, mediante una investigación de antecedentes de dispositivos cuyo funcionamiento fuera similar, donde se identificaron las necesidades y requerimientos comunes para que un dispositivo funcionara de manera adecuada. Es importante considerar que dichos dispositivos, aunque funcionan con la misma técnica de caracterización, no son específicos de las membranas electrohiladas, por lo que dichas necesidades y requerimientos recopilados podrían llegar a modificarse con la finalidad de ajustarlos a nuestro objetivo, definiéndolas para materiales electrohilados. Para ello se elaboró una lista que permitiera identificar con mayor facilidad la utilidad de cada uno de los requerimientos fundamentando la necesidad que cubrirán y aclarando las características que deberá cumplir, denominada lista de requerimientos. En esta etapa fue de vital importancia valorar los componentes tanto en diseño como estructurales expresados en las normas y empleados en parámetros comerciales o usados en artículos.

En la segunda etapa para el diseño conceptual del porómetro de flujo capilar se tomaron en cuenta las especificaciones, requerimientos y necesidades posibles, como la dimensión de la muestra, facilidad de uso, material del portamuestras, entre otras, con la finalidad de proponer soluciones y consideraciones, con las cuales se evaluaron dichas alternativas. Mientras que, en la tercera etapa, diseño de la electrónica, se encuentra tanto la selección de componentes electrónicos, elaboración de circuitos y realización de la programación de cada una de las tecnologías a usarse, componentes electrónicos entre otras.

La cuarta etapa, denominada también diseño a detalle, se recopiló lo elaborado en las etapas anteriores, considerando las necesidades identificadas de la etapa 2, por lo que se consideran los componentes a utilizar para, de este modo, elaborar planos de la estructura física que el porómetro tendrá, obteniendo planos individuales de las piezas a usarse y despiece del conjunto del sistema en exposición. En esta etapa, se buscó definir, calcular y dimensionar las piezas que integraran nuestro sistema de forma que permitan su funcionamiento, obteniendo las especificaciones necesarias para su fabricación. Dentro de la quinta etapa, construcción e instrumentación del dispositivo, se realizaron pruebas acerca del tipo de conexiones que se seguirán en el sistema.

Finalmente, la sexta etapa consistió en realizar la evaluación del dispositivo con muestras a distintos valores de presión. Esta evaluación se realizó con la finalidad de reconocer las debilidades de nuestro prototipo, identificar las deficiencias que el prototipo presentaba, las características y los parámetros sobre los cuales tendríamos que trabajar para, de este modo, hacer iteraciones dentro de nuestro proceso de diseño. En este apartado, se encuentra la validación de los resultados la cual fue realizada por medio de una comparación con respecto a la caracterización por medio de microscopia electrónica de barrido.

3.1. Diseño conceptual

El diseño conceptual es un proceso dividido en distintos subprocesos que fundamentan el desarrollo del proyecto, esta fase fundamenta el principio de solución o generación de un concepto. Dentro de esta fase se encuentra la elaboración de requerimientos, siguiendo una metodología adaptada de la descripción según Pahl et al., 2007 de manera resumida este proceso de diseño se divide en obtención de información, definición, creación, evaluación y decisión lo cual se encuentra representado en un diagrama de flujo en la Figura 22. Podemos notar que cada uno de estos pasos se puede dividir en más partes o solo contener uno.

En este caso se presenta una metodología del diseño conceptual modificado a las necesidades del proyecto, sin perder la esencia de lo que esta etapa figura en el desarrollo.

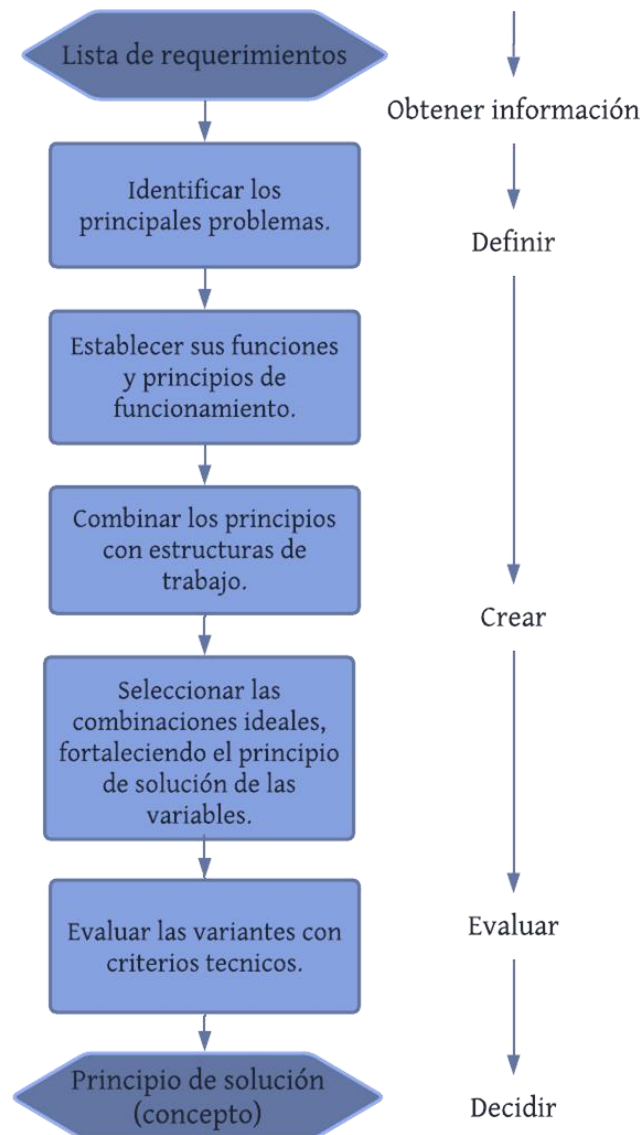


Figura 22. Diagrama del proceso de diseño conceptual. Adaptado: (Pahl et al., 2007)

3.1.1. Identificación de necesidades y requerimientos

Dentro del proceso de identificación de necesidades y requerimientos se consideran los antecedentes antes investigados. En este proceso se definen a las necesidades como características o restricciones expresadas, en este caso también tendremos que considerar las especificaciones o características técnicas o ingenieriles siendo esta la base para saber qué hacer para satisfacer las necesidades. Con la finalidad de identificarlas con mayor facilidad se realizará una tabla evaluando cada uno de los parámetros y modificaciones consideradas. Dentro de este paso a evaluar es necesario considerar las especificaciones que se mencionan dentro de la norma ASTM F316-03 a la cual se tendrá que adecuar este proyecto y requerimientos de acuerdo con el material a trabajar.

3.1.2. Lista de requerimientos

La lista de requerimientos es esencial para elaborar los objetivos del dispositivo, al igual que sus consideraciones para su funcionamiento; estos se encuentran divididos en demandas y deseos, estas palabras han sido definidas en el siguiente mapa. Las demandas y deseos pueden ser cualitativas o cuantitativas y es necesario definirlos en términos específicos. Dichas definiciones se encuentran en la Tabla 5, donde podemos encontrar que ambos son requerimientos, sin embargo, se distinguen debido a su importancia o relevancia en el proyecto.

Tabla 5. Definición de términos. Adaptado de (Pahl et al., 2007).

Demandas
• Son requerimientos que deben cumplirse a pesar de todas las circunstancias.
Deseos
• Son requerimientos que deberían tomarse en consideración.

En esta lista de requerimientos se considerará la fecha de modificación, tipo de requerimiento, explicación específica, así como su modificación y fechas en caso de ser requerida. El listado de especificaciones que compondrán el dispositivo será detallado, con la finalidad de que la facilidad de entendimiento e identificación de posibles soluciones sea mayor. Dentro de la lista de requerimientos tenemos los requerimientos explícitos, algunos de ellos se traducirán en parámetros relevantes para el producto que se pueden aplicar. Por lo contrario, los requisitos implícitos son requerimientos que dentro del diseño del proyecto no se expresan, estos pueden tener un impacto muy negativo si no se cumplen.

Los requisitos básicos son siempre requisitos implícitos, para los cuales su cumplimiento es evidente y vital para el cliente. El éxito o el fracaso de un producto está determinado por estos requisitos. Siguiendo el proceso de una compilación de lista de requerimientos, tenemos:

1. Identificar los requerimientos:
 - Definir los requerimientos técnicos y documentarlos, especificando su objetivo.
 - Determinar los datos cuantitativos y cualitativos.
2. Organizar los requerimientos en un orden claro
3. Examinar las modificaciones y, en su caso, incorporarlas al listado de requisitos.

En este proceso que se colocó en el diagrama de flujo ilustrado en la Figura 23 es importante destacar que, aunque dentro de este diagrama parece ser este un proceso lineal, en realidad no lo es, debido a que este proceso requiere iteraciones con la finalidad de mejorar los resultados finales. Estas iteraciones se pueden dar en cualquier punto del proceso, incluso se puede llegar finalmente a una lista de requerimientos y esta ser modificada después.

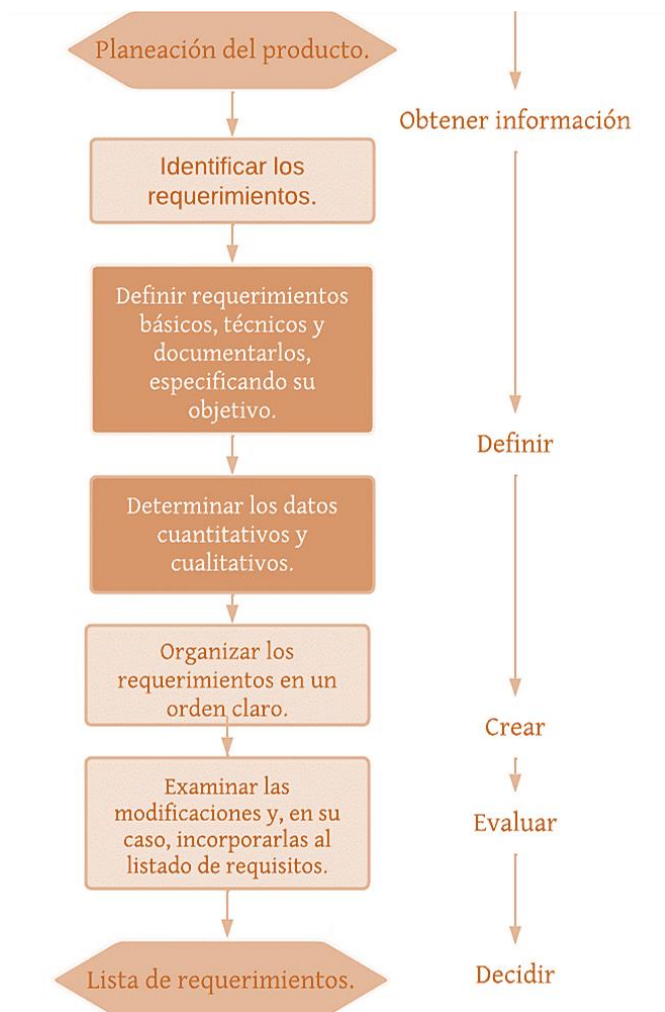


Figura 23. Mapa de proceso de definición de requerimientos. Adaptado de (Pahl et al., 2007).

Con lo cual se obtuvo una lista de requerimientos detallada que de acuerdo con Pahl et al., 2007 y mostrada en la Tabla 6, la metodología investigada nos ayuda a dividir de manera concreta los tipos de requerimientos que podemos llegar a tener, con lo cual fue más sencillo clasificar a estos y la aplicación o relevancia que estos tienen. En la construcción de requerimientos es necesario estudiar la configuración mecánica de sistemas de medición de porosidad basados en flujo capilar, de manera que logremos identificar los niveles de flujo volumétrico y presión adecuados para la medición de porosidad en membranas electrohiladas.

Posteriormente se realizó un análisis exhaustivo de las características y propiedades de la técnica de porometría de flujo capilar, así como de las membranas electrohiladas, con el objetivo de comprender a fondo su comportamiento y potencial aplicativo y buscando los parámetros necesarios (temperatura, presión, líquido humectante) para evaluar la viabilidad del diseño del porómetro de flujo capilar, de manera que en las siguientes fases de diseño se identifiquen con facilidad las posibles modificaciones y ajustes que permitan obtener resultados precisos y confiables.

Con la definición de los requerimientos se tendrá el objetivo de evaluar las necesidades específicas y seleccionar los instrumentos adecuados que permitan satisfacer los requisitos técnicos del porómetro de flujo capilar, asegurando la precisión y confiabilidad de las mediciones realizadas. Para, finalmente, investigar y seleccionar los materiales adecuados para la construcción del porómetro de flujo capilar, teniendo en cuenta la compatibilidad con las membranas electrohiladas y su capacidad para medir con precisión los poros y soportar el ambiente al que estarán sometidos durante su funcionamiento.

Tabla 6. Identificación y clasificación de requerimientos.

<i>Tipo de requerimiento</i>	Requerimiento	Fundamento del requerimiento
<i>Geometría de muestra</i>	Tamaño de muestra • Forma: circular • Diámetro: 25 mm • Espesor: < 3 mm	El tamaño de la muestra ajustado al tipo de membranas que serán estudiadas nos permitirá que la muestra no se mueva alterando las mediciones.
<i>Cinemática</i>	Dirección de movimiento: La presión de aire tendrá que seguir la dinámica preestablecida.	La dinámica del porómetro seguirá su ruta preestablecida sin dañar las mediciones.
<i>Fuerza del dispositivo y la muestra</i>	Fuerza del dispositivo • Frecuencia: la presión de flujo debe ser constante, aumentando de manera gradual de manera mínima o aumentando la cantidad de flujo másico. La presión suministrada al dispositivo debe ser mínima de manera que no dañe la muestra. Fuerza de la muestra • Rigidez: se buscará un material con un nivel de rigidez adecuado para el tamaño de la muestra que evite la deformación de esta.	Con la finalidad de no dañar la obtención de los datos, la presión de aire no debe tener fluctuaciones y la muestra no debe moverse. Al suministrarle presiones bajas, evitamos que la muestra se rompa o se cambie su morfología durante las mediciones.
<i>Energía del dispositivo</i>	Fuerza del dispositivo. • Pérdida de energía: 0 psi, se busca que la pérdida de energía sea nula para evitar discrepancias en la lectura. • Presión: las presiones no deben ser mayor a 45 psi, de manera constante. • Flujo másico: este debe aumentarse de manera paulatina en caso de ser este el tipo de medición elegida. • Temperatura: 60-70°C máximo • Ventilación: se permitirá una liberación de aire al terminar la medición de la muestra. • Ciclo de trabajo: tolerar la medición completa de una muestra. • Capacidad: medición una muestra.	La presión de aire debe encontrarse dentro de los rangos y sin fugas, de este modo las mediciones serán certeras. Respetando los rangos de temperatura de los biomateriales.

<i>Material del dispositivo y sus componentes.</i>	Material del dispositivo. - Material: de dureza, que soporte altas temperaturas. - Material de alta durabilidad Material de los componentes. - Material rigidizador: el material de este rigidizador es una rejilla de acero de acuerdo con la norma y O-Rings - Material de la muestra: PLA, poli (ácido láctico) - Líquido humectante: baja tensión superficial.	El material deberá soportar las presiones y temperaturas a las que será sometida la muestra. Se determinaron en este caso los biomateriales para los cuales se encontrará diseñado el porómetro. Adecuándose a dichos parámetros. La muestra no debe verse afectada ni física ni químicamente por la presión de aire.
<i>Señales del dispositivo</i>	Señales del dispositivo. - Entradas: se detectarán variaciones en voltaje obtenidas por los componentes electrónicos - Salidas: se otorgará una caracterización de las membranas electrohiladas por medio de las variaciones de voltaje. - Display: se acumularán los datos obtenidos con la finalidad de que estos se puedan analizar. - Forma: el dispositivo entregará señales en forma de gráficas y valores cuantitativos del análisis.	A la salida del dispositivo obtendremos señales, las cuales se encontrarán en una tabla gráfica de resultados.
<i>Seguridad</i>	Sistemas de seguridad directa: el sistema deberá ser seguro para el usuario.	Su funcionamiento y altas temperaturas en caso de existir no podrán afectar de ningún modo al usuario.
<i>Ergonomía</i>	Compatibilidad de forma: facilidad de colocación de muestra para su caracterización. Claridad de diseño: el dispositivo deberá ser de fácil entendimiento con el usuario ya que tendrá múltiples usuarios.	Tendrá que ser un dispositivo de fácil entendimiento que permita el uso correcto del dispositivo evitando malas lecturas.
<i>Control de calidad</i>	Ampliación de regulación y estándar del dispositivo: el dispositivo se rige bajo la norma ASTM F316-03(2019).	
<i>Operación</i>	Usos especiales: el sistema tendrá que ser diseñado considerando las propiedades de las membranas electrohiladas.	

De acuerdo con la lista de requerimientos definida en la Tabla 6 se comienza el diseño del porómetro. Considerando los requerimientos con lo cual se generará una lista de alternativas para solucionar cada una de las necesidades del porómetro. Las alternativas propuestas para la generación de conceptos se determinan considerando su posibilidad de ejecución y compatibilidad con el proyecto, con la finalidad de que estas sean alternativas reales, ya que en caso de ser elegidas es indispensable que sea asequible materializarlas.

3.1.3. Alternativas de solución

De acuerdo con cada requerimiento se generan alternativas de solución, con las cuales se plantean las bases de las primeras propuestas de diseño para las necesidades específicas, generando conceptos. Cada uno de los requerimientos y valoración de las propuestas de solución conducirá a la solución principal. Dentro de este paso del proceso de diseño se tiene la intención generar variantes de solución. Es decir, un campo de soluciones. Este campo de solución tiene la propiedad de dar alternativas realistas, concretas y que se ajusten a las consideraciones de las membranas electrohiladas, es decir, para considerar una alternativa de solución para algunos de los requerimientos especificados en la Tabla 6, se tiene una línea de investigación que nos asegure que es una alternativa válida.

Además, para satisfacer una subfunción particular, varios efectos físicos pueden estar involucrados en uno o varios portadores de funciones. En esta ocasión, como especificamos anteriormente, este dispositivo tiene dos alternativas de funcionamiento, siendo una el control de flujo másico y la otra el control de la presión, por lo que en la lista de requerimiento se considera ambas necesidades a las cuales se les tendrá que asignar una alternativa de solución. En la Tabla 7 se presentan alternativas de solución por cada uno de los requerimientos, cada una de las cuales han sido evaluadas con la finalidad de que sea posible su implementación. En el caso de algunos de estos requerimientos únicamente se cuenta con una alternativa de solución debido a diversas consideraciones como son la adaptación a las necesidades, facilidad de producción, costo, facilidad de obtención, aplicación o tipo de funcionamiento por lo que se evaluaron su factibilidad y viabilidad de cada alternativa de solución al igual que algunas especificaciones se encuentran ya detalladas en las normas o establecidas de acuerdo con la investigación de antecedentes.

Tabla 7. Alternativas de solución a requerimientos.

Número de requerimiento	Requerimiento	Alternativas de solución		
		1	2	
Funcionamiento del porómetro.				
1	Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo	Geometría cónica.	Geometría cilíndrica	
2	Flujo másico constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por flujo másico)	Controladores de flujo másico (analógicos o digitales)		
3	Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)	Manómetro en el flujo de gas.		Manómetro en la entrada del flujo de gas y sensor en la entrada del dispositivo
4	Pérdida de flujo de aire nulo o mínimo	Colocación de sellos u O-Rings		
5	Registro de temperatura	termómetro infrarrojo		
6	Sistema de salida.	Válvula de liberación de flujo de gas		
7	Recolección del flujo humectante.	Estructura que permita mantener el fluido durante la medición lejos de la muestra		
8	Despliegue gráfico de la información.	Mostrarlos en el ordenador.		
Porómetro.				
9	Porómetro con dimensión específica al tamaño de la muestra.	Considerar el tamaño requerido en la norma	Titanio	
10	Material con dureza y capacidad de soportar altas temperaturas.	Acero inoxidable		
11	Sistema de seguridad y protección al usuario	Protección del porómetro considerando la seguridad del usuario y el fácil acceso al dispositivo		
12	Facilidad de uso	Se diseñará el dispositivo para que sea de fácil entendimiento.		

3.1.4. Generación de conceptos

Para el caso de la generación de conceptos, únicamente se considerarán aquellos requerimientos que contengan más de una alternativa de solución, ya que estos nos generan un campo de soluciones variando los componentes, efectos físicos y las características del diseño.

Los requerimientos con solo una alternativa de solución se deducen que son estas las únicas opciones dentro del campo de posibilidades que se ajusta a las necesidades. Para facilitar el entendimiento de estas, dentro de este trabajo se les denominó: alternativas lógicas mostradas en la Tabla 8 y alternativas de decisión, mostradas en la Tabla 9.

Las alternativas lógicas, siendo las mostradas en la Tabla 8 son aquellas con las cuales no se cuentan múltiples alternativas. Por lo que, en el caso de las alternativas lógicas, éstas siempre se incluirán en cualquier concepto ya que se requiere una solución para cada requerimiento y no se cuenta con otra opción adicional.

Alternativas lógicas.

Tabla 8. Alternativas de lógicas.

Requerimiento	Alternativas de solución
Funcionamiento del porómetro.	
Flujo másico constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por flujo másico)	Controladores de flujo másico (analógicos o digitales)
Pérdida de flujo de aire nulo o mínimo	Colocación de sellos u O-Rings
Registro de temperatura	termómetro infrarrojo
Sistema de salida.	Válvula de liberación de flujo de gas
Recolección del flujo humectante.	Estructura que permita mantener el fluido durante la medición lejos de la muestra
Despliegue gráfico de la información.	Mostrarlos en el ordenador.
Porómetro.	
Portamuestras con dimensión específica al tamaño de la muestra.	Considerar el tamaño requerido en la norma
Sistema de seguridad y protección al usuario	Protección del porómetro considerando la seguridad del usuario y el fácil acceso al dispositivo
Facilidad de uso	Se diseñará el dispositivo para que sea de fácil entendimiento.

La Tabla 9, muestra las alternativas de decisión siendo aquellas en las que las alternativas de solución son más de una, considerando la posibilidad de llevarlas a la realidad. En ambos casos estas se encuentran separadas con la finalidad de identificar cuáles son los requerimientos que afectan directamente el funcionamiento del porómetro y aquellas que son características propias y relevantes para el portamuestras.

Alternativas de decisión

Tabla 9. Alternativas de decisión.

Requerimiento	Alternativas de solución	
	1	2
Funcionamiento del porómetro.		
Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo	Geometría cónica.	Geometría cilíndrica
Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)	Manómetro en el flujo de gas.	Manómetro en la entrada del flujo de gas y sensor en la entrada del dispositivo
Porómetro.		
Material con dureza y capacidad de soportar altas temperaturas.	Acero inoxidable	Titanio

Dentro de la elaboración de concepto se consideran distintas alternativas de solución, en donde se ven involucradas únicamente las alternativas de decisión; aquellas con más de una alternativa, ya que son las únicas que generan un campo de solución diferente en el diseño del dispositivo. Por lo que de acuerdo con los requerimientos y la cantidad de estos que tienen alternativas de decisión se generaron 4 conceptos posibles colocados en la Tabla 10 que contemplan distintas variaciones entre cada uno de ellos. Estos son los conceptos que se evaluarán más adelante, de acuerdo con las necesidades.

Tabla 10. Tabla de elaboración de conceptos.

<i>Necesidad</i>	Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo	Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)	Material con dureza y capacidad de soportar altas temperaturas.
<i>Nº de concepto</i>			
1	Geometría cónica.	Manómetro en el flujo de gas.	Titanio
2	Geometría cilíndrica	Manómetro en la entrada del flujo de gas y sensor en la entrada del dispositivo	Acero inoxidable
3	Geometría cónica.	Manómetro en la entrada del flujo de gas y sensor en la entrada del dispositivo	Acero inoxidable
4	Geometría cilíndrica	Manómetro en el flujo de gas.	Titanio

3.1.5. Evaluación y selección de conceptos

Matriz de requerimientos- métricas

Se elaboró una matriz de requerimientos – métricas que se encuentra en la Tabla 11, donde los requerimientos son los antes mencionados que se han evaluado durante todo el diseño del porómetro, mientras que en las métricas se ha considerado tanto pruebas de funcionamiento como pruebas con los posibles usuarios, teniendo pruebas de tasas de éxito, investigación de datos ya existentes y de funcionamiento del dispositivo. Esta será la metodología bajo la cual se probará el prototipo con el concepto elegido, una métrica puede afectar a uno o más requerimientos. En este caso se colocará una “x” cuando la métrica descrita en cada fila afecte el requerimiento descrito en cada una de las columnas.

Tabla 11. Alternativas de decisión.

Requerimientos	Métricas	Prueba de medición de flujo de aire de entrada y salida.	Prueba de códigos electrónicos	Prueba de temperatura en el sistema.	Prueba de liberación de aire en el sistema	Pruebas o evidencia de propiedades en los materiales	Pruebas anti-fugas.	Prueba de compatibilidad membrana- porómetro	Tasa de éxito en el uso correcto del dispositivo.
Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo		X							
Flujo másico constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por flujo másico)		X							
Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)		X							
Pérdida de flujo de aire nulo o mínimo			X						
Registro de temperatura				X				X	
Sistema de salida.					X				
Recolección del flujo humectante.					X		X		X
Despliegue gráfico de la información.		X	X						
Porómetro con dimensión específica al tamaño de la muestra.								X	
Material con dureza y capacidad de soportar altas temperaturas.						X			
Sistema de seguridad y protección al usuario				X			X		X
Intuitivo									X

Con dichos requerimientos, se elaboró una matriz de comparación de pares mostrada en la Tabla 12. Esta es una herramienta que nos permite determinar la importancia de cada uno de los requerimientos y ponderar aquellos de mayor relevancia, para evaluar los conceptos elaborados. La metodología de esta herramienta es sencilla; se le asigna una letra a cada requerimiento y se compara un requerimiento con otro, asignándole un “1” cuando el requerimiento es más importante que con el que se le está comparando o “0” en el caso opuesto.

Se elabora la suma de cada fila y se genera un promedio denominado peso, de cada uno de los requerimientos. Es posible que más de un requerimiento tenga el mismo peso, lo cual no es un error sino quiere decir que es igual de importante que otros requerimientos. Estos valores ponderados serán de utilidad para la siguiente herramienta a utilizar.

Tabla 12. Alternativas de decisión.

Requerimientos		A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	SUMA	PESO
Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo	A		0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	3	0.25
Flujo másico constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por flujo másico)	B	1		1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	9	0.75
Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)	C	1	0		0	0	1	1	0	1	0	0	1	5	0.42
Pérdida de flujo de aire nulo o mínimo	D	1	0	1		1	1	1	0	0	1	1	1	8	0.67
Registro de temperatura	E	0	0	1	0		1	1	0	0	0	1	1	5	0.42
Sistema de salida.	F	0	0	0	0	0		0	0	0	0	1	1	2	0.17
Recolección del flujo humectante.	G	1	0	0	0	0	1		1	1	0	0	0	4	0.33
Despliegue gráfico de la información.	H	1	0	1	1	1	1	0		1	1	0	0	7	0.58
Porómetro con dimensión específica al tamaño de la muestra.	I	1	1	0	1	1	1	0	0		1	1	1	8	0.67
Material con dureza y capacidad a soportar altas temperaturas.	J	1	1	1	0	1	1	1	0	0		1	0	7	0.58
Sistema de seguridad y protección al usuario	K	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0		1	4	0.33
Intuitivo	L	1	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0		4	0.33

La evaluación de los conceptos anteriormente diseñados tiene como propósito realizar una comparación de las características de cada concepto y seleccionar el que mejor cumpla con las necesidades expuestas, considerando los valores de ponderación antes obtenidos en la Tabla 12. Con ayuda de la siguiente herramienta de análisis se evaluaron los conceptos mediante una tabla con 5 niveles de ponderación, es decir en un rango de 1 a 5 los cuales serán asignados de acuerdo con la capacidad de dicha alternativa de cumplir con el requerimiento. Se asignará 1, cuando dicha alternativa provea una solución al requerimiento deficiente, es decir cumple “muy poco” con su función, mientras que el 5 se asignará cuando dicha alternativa de solución cumple “muy

bien” con el requerimiento, proporcionándonos una solución ideal. Cada valor asignado a cada requerimiento por concepto mediante dicha ponderación es multiplicado por el peso obtenido en la tabla anterior.

En la evaluación de los conceptos podríamos evaluar todos los requerimientos de la Tabla 12. Sin embargo, en los requerimientos que únicamente tenemos una alternativa de solución será el mismo valor para todos los conceptos por lo que dichos requerimientos fueron omitidos de la evaluación de conceptos con la finalidad de facilitar la evaluación de conceptos. Los conceptos serán evaluados considerando los pesos obtenidos para cada requerimiento de acuerdo con la Tabla 12, la escala de la Tabla 13, con dichas ponderaciones se ha obtenido la Tabla 14.

Tabla 13. Métrica de conceptos.

1	Muy poco
2	Poco/ mal
3	Regular
4	Bien
5	Muy bien

Tabla 14. Selección de conceptos.

Requerimientos	PESO	Concepto 1		Concepto 2		Concepto 3		Concepto 4	
		Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado
Geometría que altere mínimamente la velocidad y resistencia del flujo	0.27	4	1.09	5	1.36	4	1.09	5	1.36
Presión constante durante un intervalo de tiempo (Sistema controlado por presión)	0.45	5	2.27	5	2.27	5	2.27	5	2.27
Sistema de salida.	0.18	4	0.73	4	0.73	4	0.73	4	0.73
Material con dureza y capacidad a soportar altas temperaturas.	0.64	4	2.55	5	3.18	5	3.18	4	2.55
Total		17	6.64	19	7.55	18	7.27	18	6.91

Por lo que, de este modo, considerando lo observado en la Tabla 14, el concepto ganador es aquel que obtenga el mayor valor total con respecto al resto, siendo en este caso el concepto número 2 con un total de 7.55 puntos, el concepto ganador contiene los siguientes aspectos:

El porómetro tendrá:

- Controladores de flujo másico, ya sea analógicos o digitales.
- Colocación de sellos u O-Rings
- Un termómetro infrarrojo.
- Una estructura de recolección de flujo humectante.
- Los datos se obtendrán de manera gráfica.
- El tamaño del porómetro para la membrana electrohilada será uno de los indicados en la norma.
- El sistema brindará protección del porómetro considerando la seguridad del usuario y el fácil acceso al dispositivo
- Se diseñará el dispositivo para que este sea intuitivo y de fácil uso.
- La geometría será cilíndrica.
- El sistema tendrá un doble manómetro, el del dispensador de gas y uno de alimentación al porómetro.
- El porómetro será de acero inoxidable

3.2. Diseño de conjunto (Embodiment design)

Durante esta fase se partirá del concepto seleccionado en la etapa anterior. Se estructurará el método de trabajo considerando la solución principal y determinando la estructura de construcción de acuerdo con los criterios técnicos. En este paso de desarrollo del proyecto obtendremos especificaciones del diseño, creando diseños electrónicos del sistema y diseños preliminares en un software llamado Autodesk Inventor Pro que se adapten bien entre sí, con la finalidad de visualizar de manera virtual como luciría el dispositivo, evaluando las posibles ventajas y desventajas que este presenta para, de este modo, realizar las modificaciones pertinentes.

Finalizando esta fase de diseño con una evaluación frente a criterios técnicos. Este diseño definitivo proporciona un medio para comprobar la función, la resistencia, la compatibilidad espacial, etc. En este caso, esta fase se encuentra dividida en múltiples pasos, los cuales son modificados y adaptados de la metodología descrita por Pahl et al., 2007, los podemos encontrar en el siguiente diagrama de la Figura 24 descrito de manera secuencial.

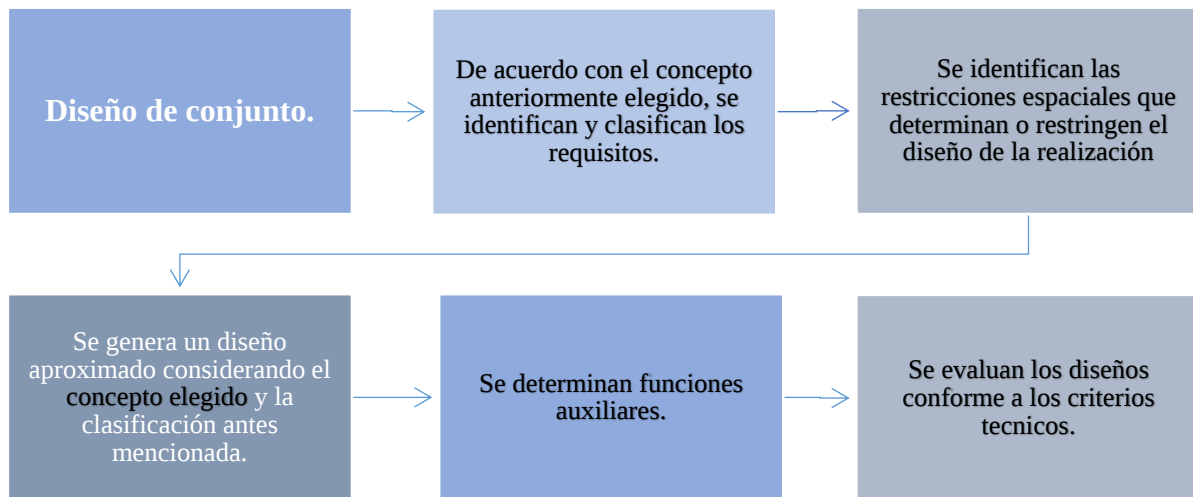


Figura 24. Mapa de proceso de diseño de conjunto.

De acuerdo con la metodología antes mencionada, el proceso de diseño continua del siguiente modo:

1. Comenzando con la solución antes seleccionada y utilizando la lista de requerimientos, el primer paso es identificar aquellos que tienen una relación crucial con el diseño de la realización, estos se encuentran divididos en:
 - Requisitos que determinan el tamaño (salida, rendimiento)
 - Requisitos que determinan la disposición (dirección del flujo, el movimiento, la posición)
 - Requisitos determinantes del material (resistencia a la corrosión, vida útil, materiales especificados)
 - Requisitos tales como los basados en seguridad, ergonomía, producción, y reciclaje implican consideraciones especiales de realización, que pueden afectar el tamaño, la disposición y la selección de materiales.

En la Tabla 15 se describen los determinantes a considerar en el diseño del porómetro divididos de acuerdo con el área en donde pueden llegar a afectar o limitar y es necesario considerar.

Tabla 15. Mapa de proceso de diseño de conjunto.

Determinantes de tamaño.	Determinantes de disposición.	Determinantes del material.	Basados en seguridad, ergonomía, producción, ensamblaje y reciclaje.
- El porómetro debe tener espacio para una membrana de diámetro de 14 mm y espesor < 3 mm - Obtención de datos de manera gráfica. - Detección de flujo volumétrico en el porómetro por medio de sensores y transductores.	- La dirección de flujo deberá ser constante manteniendo el flujo másico. - Pérdida de flujo de aire mínimo o nulo. - La posición del porómetro (vertical u horizontal) no es relevante. - Ventilación del sistema para liberar presión al finalizar la medición.	- El porómetro debe ser resistente a temperaturas y a la corrosión. Por lo cual ha sido elegido el acero inoxidable.	- El porómetro es de fabricación única. - Se requiere que el dispositivo sea de fácil entendimiento para el usuario. - Se requiere que este permita la seguridad del usuario debido al uso de gases.

2. Se identifican las restricciones espaciales que determinan o restringen el diseño de la realización (por ejemplo, espacios libres, posiciones de los ejes, requisitos de instalación, etc.).

En la Tabla 16 se encuentran aquellas restricciones que debemos cumplir ya que al no respetarlas podemos afectar de manera directa el funcionamiento del dispositivo. Estas únicamente se encuentran divididas en dos partes, los espacios libres indispensable y la posición del dispositivo.

Tabla 16. Mapa de diagramas espaciales.

Restricciones espaciales	
Tipo de restricción	Especificación
Espacios libres	Se requiere un espacio libre para la colocación de la membrana.
Posiciones de los ejes	Las posiciones de los ejes deben ser de tal forma que los transductores puedan ser colocados sin entorpecer el funcionamiento.

3. Una vez que se han establecido los requisitos que determinan la realización y las restricciones espaciales, se produce un diseño aproximado, derivado del concepto, con énfasis en aquellos componentes cruciales de las funciones principales que determinan la realización general. Es decir, los conjuntos y componentes que cumplen las funciones principales. Por lo que, se desarrollan diseños preliminares de escala y diseños de formas para los requerimientos relevantes en las funciones principales que determinan la realización; es decir, la disposición general, las formas de los componentes y los materiales deben determinarse provisionalmente, lo cual se ha desarrollado en las secciones próximas.

4. Después se determina qué funciones auxiliares esenciales (como soporte, retención, sellado y refrigeración) se necesitan. Estas se encuentran descritas en Tabla 17. En este caso no se requiere de refrigeración para la membrana, debido a esto es que ha sido omitido del tipo de función. Estas son funciones que, aunque no cumplen un efecto directo en el funcionamiento del dispositivo son esenciales ya que, sin ellas, el dispositivo puede funcionar de manera incorrecta o causar la lectura de datos erróneos.

Tabla 17. Especificaciones de funciones auxiliares.

Funciones auxiliares	
Tipo de función	Especificación
Soporte	Se requiere un soporte para las prácticas de comprobación de funcionamiento. Mientras que, en el caso del proyecto, este deberá tener un soporte para que el porómetro no pueda caerse.
Retención	Retendrá el flujo de aire dentro del porómetro.
Sellado	El sellado tendrá que ser fuerte, con la finalidad de evitar fugas.

5. Finalmente se evalúan los diseños contra criterios técnicos.

3.2.1. Diseño electrónico

Mientras que, en el caso del uso de componentes electrónicos surge la necesidad de diseñar y desarrollar la electrónica de un porómetro de flujo capilar que cumpla con las necesidades específicas de las membranas electrohiladas, garantizando al mismo tiempo su integridad y viabilidad durante el proceso de caracterización.

Dentro de esta etapa se realiza el proceso de instrumentación del porómetro de flujo capilar, mediante la integración de los componentes electrónicos seleccionados previamente en conjunto con las piezas diseñadas, asegurando un funcionamiento eficiente y preciso del dispositivo. Finalmente, se diseñará un sistema de control y adquisición de datos para el porómetro de flujo capilar, que permita la recolección y el registro eficiente de los datos obtenidos durante las pruebas de caracterización.

Los componentes para programar dentro de esta etapa serian 3:

- Transductores de presión
- Controlador de flujo másico
- Sensor de temperatura

De acuerdo con la norma, los componentes electrónicos establecidos son los primeros dos, sin embargo, la pantalla táctil es considerada para facilitar el manejo del sistema. En el caso del sensor de temperatura es debido a que las membranas a caracterizar serán elaboradas con biomateriales por lo que es imprescindible considerar la temperatura a la cual se encuentra el sistema, debido a que a algunos biomateriales las altas temperaturas afectan su estructura. Sin embargo, dado el corto de medición y la baja cantidad de flujo se espera que no sea elevada.

Al momento de elegir un software con el cual trabajar, se han considerado al menos 2 opciones dentro de los cuales se tiene Arduino y LabVIEW. Se desarrolló un código en cada uno de estos softwares, considerando las necesidades de los componentes electrónicos elegidos, ambos códigos son completamente funcionales y realmente son muy similares en cuestión estructural. Sin embargo, aunque LabVIEW puede unirse a un hardware de Arduino, se ha considerado el uso de una tarjeta *Data acquisition* o por sus siglas en inglés, DAQ.

La adquisición de datos (DAQ) es el proceso de medir fenómenos físicos o eléctricos como voltaje, corrientes o temperaturas, presiones e incluso sonidos. Un sistema DAQ únicamente consta de sensores y una PC donde se almacenan los datos. Un sistema de adquisición de datos básico sería un Arduino el cual recoge datos, procesa y los guarda. Sin embargo, DAQ actualmente es un hardware comúnmente utilizado en el ámbito científico, debido a sus múltiples ventajas, ya que el buen uso de este puede permitir mejorar la eficiencia, garantizar la fiabilidad mediante monitoreos silenciosos, debido a que los datos se generan sin demoras, una disminución en el ruido de los datos, automatizando un proceso con la finalidad de evitar errores y teniendo una mayor resolución de datos con respecto a Arduino, de acuerdo, con la hoja de datos de ambos componentes. En este caso se utilizó un Arduino Mega 2560, mostrado en la Figura 25 A, mientras que en el caso del DAQ, se adquirió un NI-USB-6002 el cual podemos ver en la Figura 25 B.

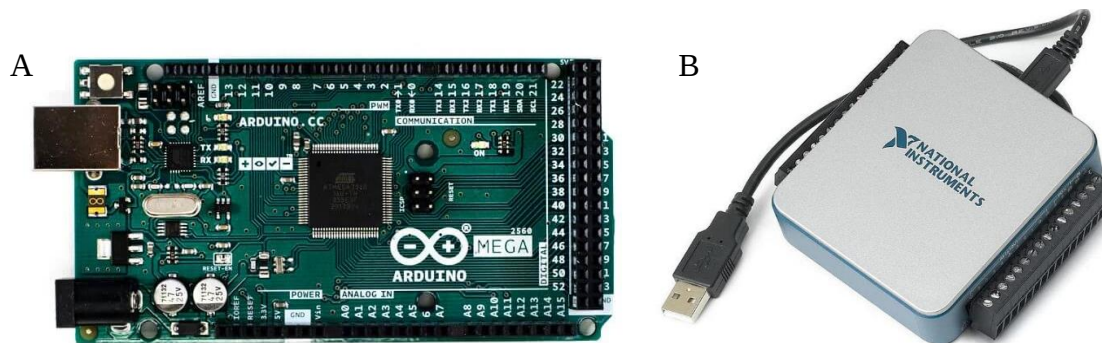


Figura 25. (A) Arduino Mega 2560, (B) NI-USB 6002.

Dentro de la realización del software en LabVIEW, será posible exportar los datos que sean obtenidos con la finalidad de tratarlos de la manera adecuada y nos permita obtener un análisis detallado. Estos serán exportados en un archivo de extensión txt, documento al cual podremos asignarle un nombre diferente en cada medición. Mientras que en el caso de Arduino durante las pruebas se exportaron a Excel de manera manual con la finalidad de tratar los datos.

En el caso del **transductor de presión**, fueron adquiridos 2 de acero inoxidable con rosca 1/8" NPT de acero inoxidable de 100 y 30 psi, los cuales lucen como se muestra en la Figura 26. Las capacidades elegidas de estos fueron debido a que de acuerdo con las investigaciones acerca de los porómetros comerciales, tenemos un rango muy amplio de presiones con los cuales se trabaja. Por lo que en este caso se trabajará con un rango amplio para lograr una identificación de presiones ideales con las cuales trabajar para la caracterización de las membranas electrohiladas. El transductor cuenta con un error de salida $\pm 2\%$ FS, rango de temperatura completo, alta

sensibilidad y precisión. En las especificaciones del sensor, nos detalla una calibración de máximo y mínimo de voltaje suministrado y presión detectada.



Figura 26. Transductor de presión.

Estos sensores fueron elegidos debido a su fácil acceso y bajo costo, con características similares a unos transductores de marca OMEGA utilizados para aplicaciones similares. Sin embargo, se espera que estos sean actualizados a unos de mejor calidad, idealmente los mencionados anteriormente de marca OMEGA.

Con la finalidad de regular la presión cuando el sistema así lo requiera, se adquirió un **regulador de presión** mostrado en el Figura 27 de marca TRUPER con un rango de hasta 160 psi, el cual tiene una conexión NTP $\frac{1}{4}$, y nos permite regular la cantidad de flujo por medio de la perilla de arriba, la cual al girarla nos permite controlar la presión.



Figura 27. Regulador de presión.

Mientras que el **módulo de sensor de flujo másico** se adquirió el FS1012-1100- NG MEMS mostrado en la Figura 28, el cual mide la tasa de flujo utilizando el principio de transferencia térmica (calorimétrica). El FS1012 es capaz de medir un medio gaseoso o líquido. El sensor utiliza detección de termopila, que proporciona una excelente relación señal-ruido. Este sensor es resistente a vibraciones y golpes de presión, sensible a caudales bajos y niveles de presión diferencial y de respuesta rápida con 2 milisegundos. El rango de temperatura de funcionamiento del módulo es 0 °C a +85 °C. En este caso, el proveedor no proporcionó una calibración, por lo que, para la obtención de flujo, se tuvo que recurrir a elaborar una calibración propia conforme a una gráfica otorgada por el proveedor mostrada en el Figura 29.

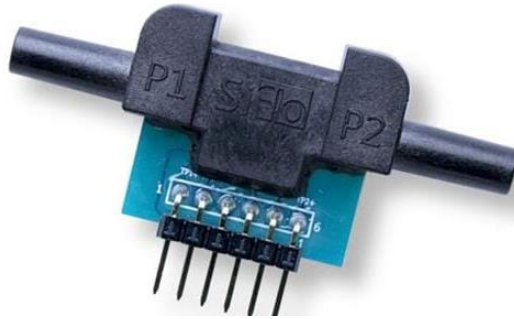


Figura 28. Sensor de flujo másico FS1012-1100-NG

El sensor está diseñado para aplicaciones con caudales de gas de hasta 10 litros por minuto. Una característica única de este modelo es la capacidad de medir el flujo en dos direcciones: de P1 a P2 y de P2 a P1. En este caso, la parte de la gráfica que fue necesaria para elaborar nuestro análisis de relación flujo contra milivolts es TP1. La elección de este componente electrónico fue debido a que este sensor tiene la capacidad de medir la variación de flujo másico de aire y de agua. Es decir, que en caso de que los líquidos humectantes atravesasen este componente no afectará de ningún modo su funcionamiento.

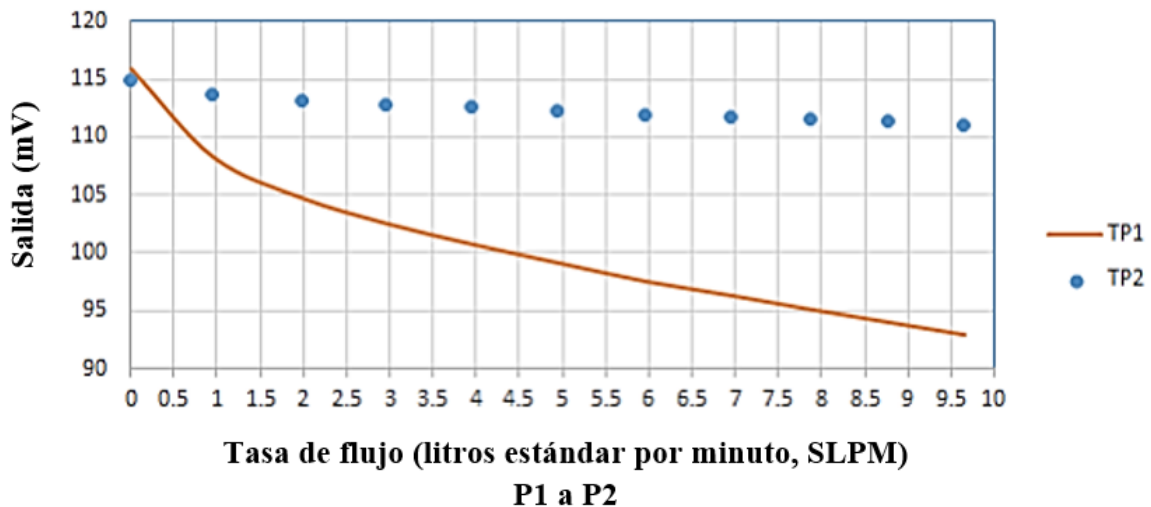


Figura 29. Curva de calibración del sensor FS1012-1100-NG MEMS

Adicional a este sensor de flujo másico digital, se optó por agregar un **flujómetro analógico** el cual nos permitiría elaborar otro tipo de pruebas y corroborar de algún modo los datos obtenidos por medio de el sensor antes mencionado. Este medidor de flujo másico analógico, de acuerdo con su conexión, puede utilizarse como un controlador analógico de flujo; este se muestra mostrado en la Figura 30, donde se observa la perilla mediante la cual podemos controlar la cantidad de flujo que lo atraviesa. Este medidor cuenta con una escala de 0 a 100 litro por minuto.



Figura 30. Flujómetro analógico.

Los componentes electrónicos que se conectan de manera directa con el DAQ o el Arduino fueron conectados con una **fuentes de poder para Protoboard**, mostrada en la Figura 31, con la finalidad de administrarles la energía requerida, evitando las fluctuaciones de energía que fueron encontradas en Arduino y facilitar la conexión con el DAQ.

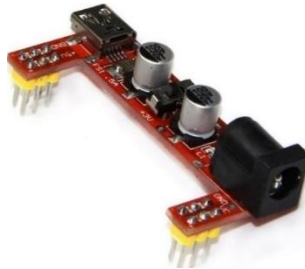


Figura 31. Fuente de poder para Protoboard

Código de LabVIEW

Como lo mencionamos anteriormente se analizó el uso de otro software llamado LabVIEW, el cual tiene una alta capacidad de almacenar grandes cantidades de datos, por medio de este software y una tarjeta DAQ. La tarjeta utilizada fue NI-6002, con la cual podemos acumular una mayor cantidad de datos sin que el sistema colapse; es decir, sin generar tantas fluctuaciones en el sistema. Por lo que se creó el siguiente código, el cual tiene dentro de su funcionamiento ambos transductores; un sensor de flujo másico y un sensor de temperatura. Estos sensores detectan cada una de las señales de acuerdo con ciertos intervalos de tiempo, los cuales promedian las señales y entregan dichos resultados de manera gráfica. Cada una de las mediciones es exportada en un archivo de extensión txt, lo que nos permite desplazar los datos a la plataforma de nuestra preferencia, con la finalidad de analizar los datos.

En este caso, todo el sistema está conformado de manera muy similar entre los sensores, considerando sus características específicas. El análisis de los sensores está conformado por ciclos “for”, los cuales contienen un ciclo para una N de hasta 20 muestras. La finalidad de esto es promediar los datos obtenidos; estos son promediados con la finalidad de homogenizar todos los sensores, dado que uno de ellos requería esta modificación para disminuir efectos de ruido. Cada uno de los cuadros “for” contiene el código de un sensor diferente, los primeros dos son los transductores de presión, el que sigue es el sensor de temperatura y el último es el sensor de flujo.

En el caso del último sensor, al igual que otros tiene un ciclo “for” para promediar los datos. Sin embargo, en este caso, adicionalmente al salir los datos del promedio, estos son introducidos en un caso “if” en donde cada uno de los resultados se comparará con determinadas ecuaciones, las cuales nos indicarán la cantidad de flujo másico que se obtiene del sistema. Al final de estos indicadores se encuentra una sección del lado izquierdo con líneas rosas. En esta parte del código se imprimen los datos con la leyenda, de acuerdo con el tipo de sensor corresponde cada dato. En la parte de abajo del código se encuentran dos líneas paralelas atravesando el diagrama. Esta parte es la que hace la función de abrir un documento, llamarlo de cierta forma, guardar los datos y cerrarlo.

Todos estos sensores nos muestran una interfaz gráfica de su funcionamiento, gráficas en el caso de los sensores y los transductores, al igual que en el caso de los transductores unos indicadores que permiten un fácil entendimiento para el usuario, con la finalidad de hacer más gráfica la interfaz. El código se encuentra en los anexos de este trabajo. En la Figura 32 podemos observar el panel frontal en el cual se podrán observar los resultados obtenidos de las mediciones en tiempo real, tiene una interfaz sencilla en donde del lado izquierdo podemos observar el termómetro digital, los dos indicadores de ambos transductores y el monitor de gráficas de ambos. Del lado derecho podemos encontrar el monitor gráfico del sensor de flujo FS1012, un botón de detener en caso de ser necesario y el apartado donde podemos introducir el nombre que queremos que el documento reciba y en donde buscamos que se guarden los datos obtenidos.

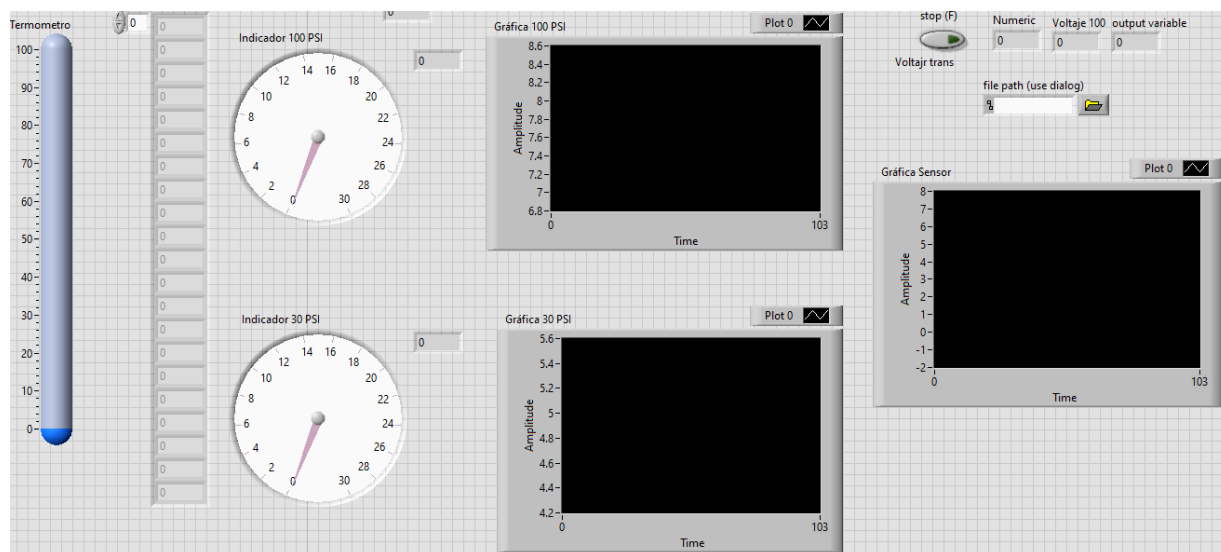


Figura 32. Arreglo del panel frontal, donde se muestran los resultados de la lectura del sistema.

En el panel frontal mostrado en la Figura 33 encontramos algunos componentes del código. Sin embargo, están colocados como indicadores de que el código funciona de manera correcta y las mediciones son realizadas de la manera adecuada. En este tablero podemos ver los valores obtenidos de cada uno de los pasos que realiza el código en caso de requerir comprobar que el código funcione de manera correcta.

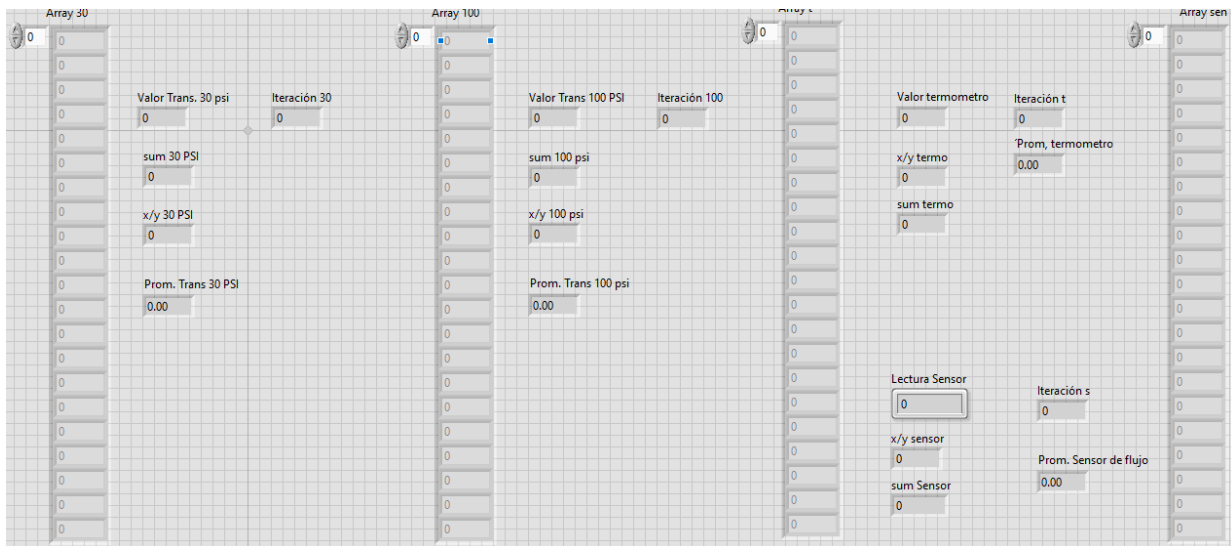


Figura 33. Configuración del panel frontal de funcionamiento del sistema.

3.2.2. Construcción del prototipo

El diseño del prototipo se realiza de tomando como referencia la norma ASTM F316-03 (2019). Sin embargo, se desarrolló un prototipo propio del dispositivo biomédico modificando el diseño estructural como la programación y consideraciones especiales de los componentes, todas estas consideraciones incluyen del mismo modo los siguientes componentes:

- Una estructura de base
- Una estructura de bloqueo
- Un sello de junta (*O-ring*)
- Un disco de soporte (Rigidizador)
- Una entrada de gas
- Salida de gas.

El disco de soporte o rigidizador debe tener una construcción de 2 capas: una capa consta de una malla 100 o más fina y una placa de metal perforada como soporte, para mayor rigidez. El diámetro del filtro de prueba puede ser de 25 o 47 mm, según corresponda al soporte que se utilice para la prueba. Se considerarán en este caso dos tipos de configuraciones diferentes mostradas en la Figura 34, con la finalidad de que estas sean evaluadas para determinar aquella que provea mejores resultados, sin descartar la posibilidad de desarrollar alguna alternativa en los pasos subsecuentes.

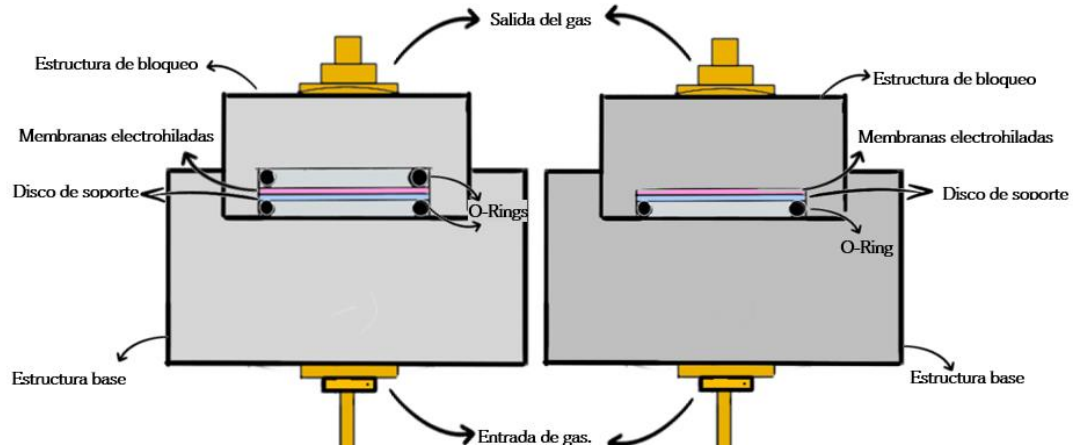


Figura 34. Diagrama de diseño porómetro, (a) doble O-Ring y (b) un O-Ring.

3.3. Diseño a detalle

El diseño de detalle es la parte del proceso de diseño que completa la realización de productos con instrucciones finales sobre formas, dimensiones y propiedades superficiales de todos los componentes individuales, la selección definitiva de materiales, y métodos de producción, así como procedimientos operativos.

Otro aspecto, y quizás el más importante, de la fase de diseño de detalle es la elaboración de documentos de producción, incluidos los planos detallados de los componentes, planos de montaje y listas de piezas apropiadas. Estas actividades son realizadas con software CAD. Cada cuerda se hace bajo la consideración de que sus conexiones sean fáciles de encontrar en el mercado, por lo que estas conexiones fueron elegidas en la medida de $\frac{1}{4}$ NTP. Por lo que los ensambles que se planean hacer se realizaron en el software Inventor con la finalidad de corroborar que la conexión sea efectiva y compatible. En la Figura 35 podemos encontrar el ensamblaje del portamuestras, donde podemos ver también las conexiones que tendría a la entrada y salida del dispositivo.

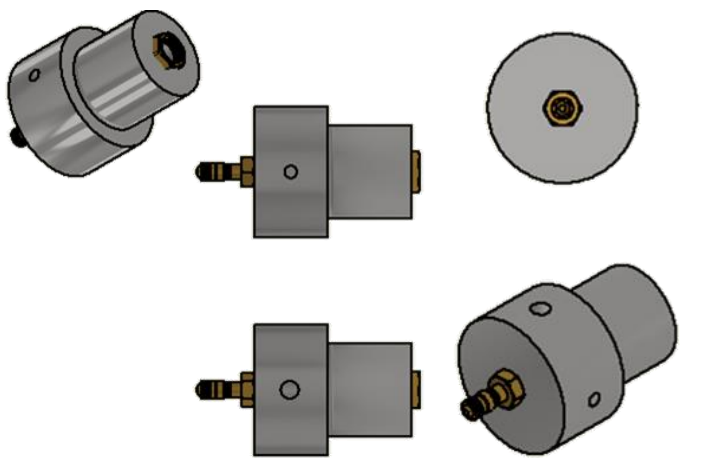


Figura 35. Diseño preliminar del porómetro.

Siendo de este modo enumerados y descritos en la Figura 36 los componentes del ensamble vistos en la Figura 35. En el caso de los ensambles de transductores de presión únicamente se requieren cuerdas 1/8 NTP para su compatibilidad.

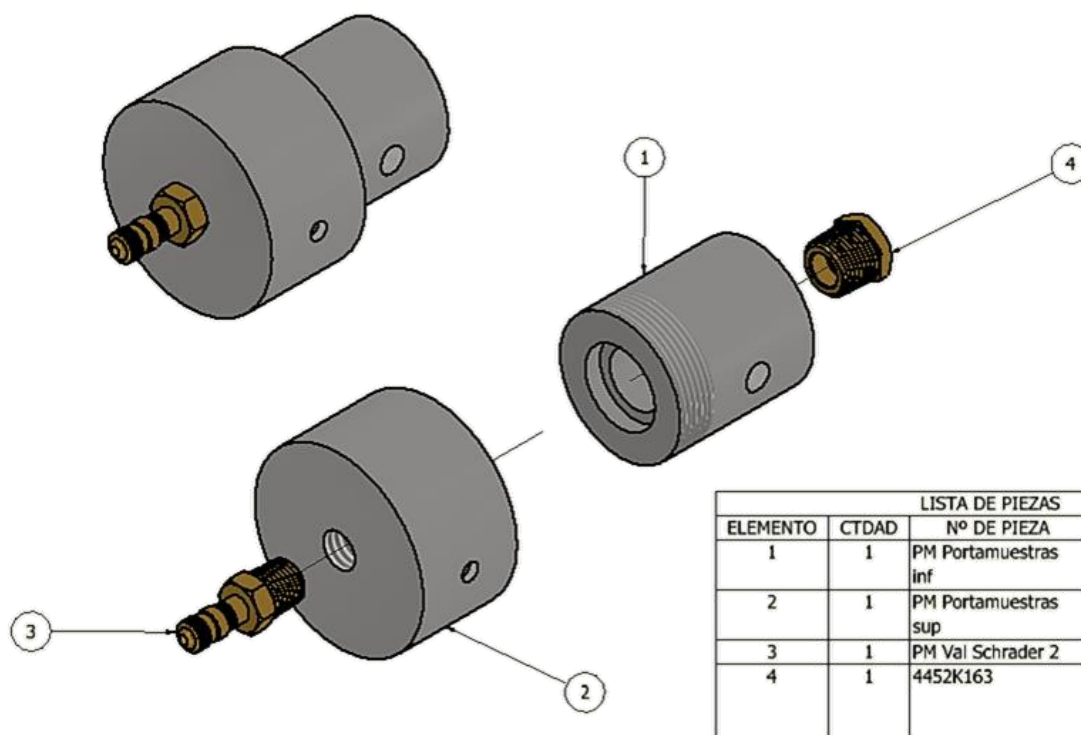


Figura 36. Componentes del porómetro de flujo capilar.

Dentro de esta etapa se integran componentes individuales en ensamblajes y en el producto general. Esto está fuertemente influenciado por la programación de la producción, las fechas de entrega y el montaje y consideraciones de transporte. El diseño a detalle se hace con la finalidad de validar la precisión y la reproducibilidad del prototipo de porómetro de flujo capilar mediante la comparación de los resultados obtenidos con los obtenidos utilizando métodos de caracterización estándar o de referencia.

Y con lo cual, finalmente se evaluará el rendimiento y la funcionalidad del porómetro de flujo capilar mediante pruebas físicas y experimentales, con el objetivo de verificar su capacidad para caracterizar los poros de las membranas electrohiladas de manera efectiva y confiable.

3.3.1. Planos individuales

La elaboración de planos técnicos y detallados de las piezas buscará construir el porómetro de flujo capilar, garantizando un diseño preciso y funcional que cumpla con los requerimientos establecidos. En el desarrollo del prototipo físico se considera el diseño cilíndrico elegido anteriormente en la elección del concepto. Dentro de esta parte de la configuración se consideraron dos partes a diseñar, la estructura base y la estructura de bloqueo. Por lo que en este caso es necesario considerar las normas y parámetros establecidos debido a los antecedentes.

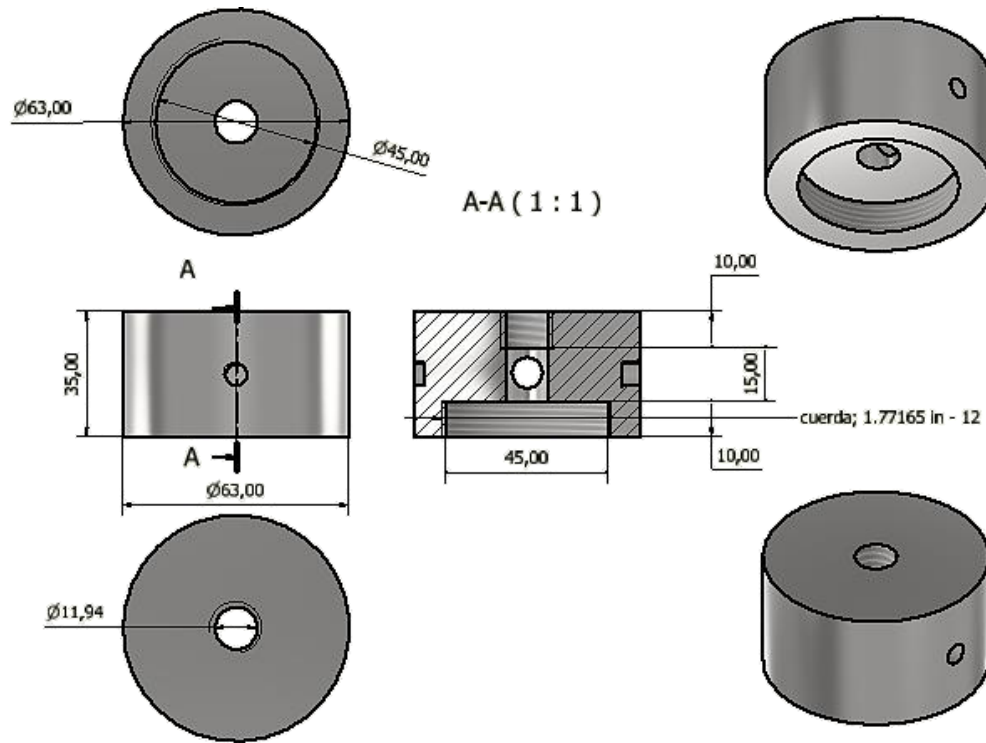


Figura 37. Estructura base

En el caso de la estructura base mostrada en la Figura 37 se consideró que esta tuviera 3 orificios en el contorno de la estructura base, de los cuales dos de ellos son para sujetarlo a una base que se diseñó con la finalidad de facilitar su soporte durante las pruebas preliminares. Se consideró el tipo de cuerda que permitiera disminuir la posibilidad de fugas. Mientras que el tercer orificio de la estructura base y el único de la estructura de bloqueo son para la entrada de un transductor de presión, con una cuerda de 1/8 NTP.

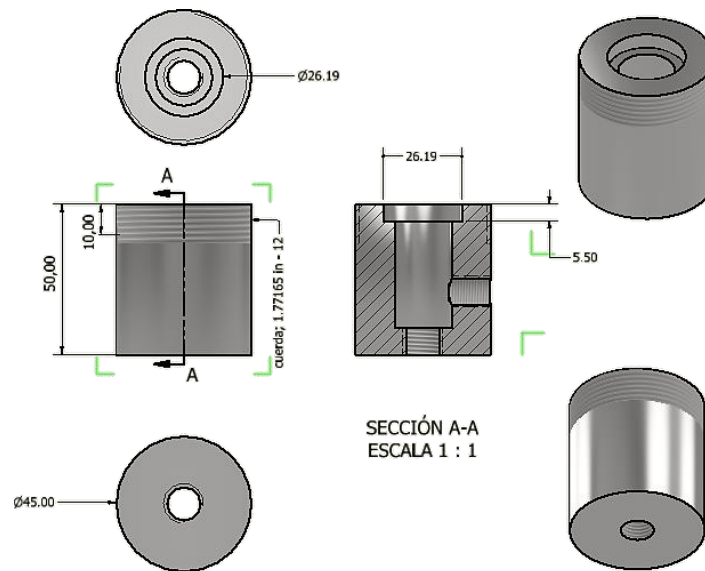


Figura 38. Estructura de Bloqueo

En el caso de la estructura de bloqueo mostrada en la Figura 38, esta es la parte de la estructura en donde se colocaría la muestra; tiene un orificio en la parte lateral, con la finalidad de colocar una conexión adicional para otro transductor de presión, con una cuerda de 1/8 NTP. Finalmente, en la Figura 39 se considera la configuración de la membrana y el rigidizador. En este ensamblaje aún falta considerar la posibilidad de doble O-Ring explicado en la Figura 34. Sin embargo, eso dependerá de los resultados en las pruebas preliminares, donde podremos observar si es necesario apretar más la membrana con la finalidad de que esta quede inmóvil en el espacio de medición del portamuestras.

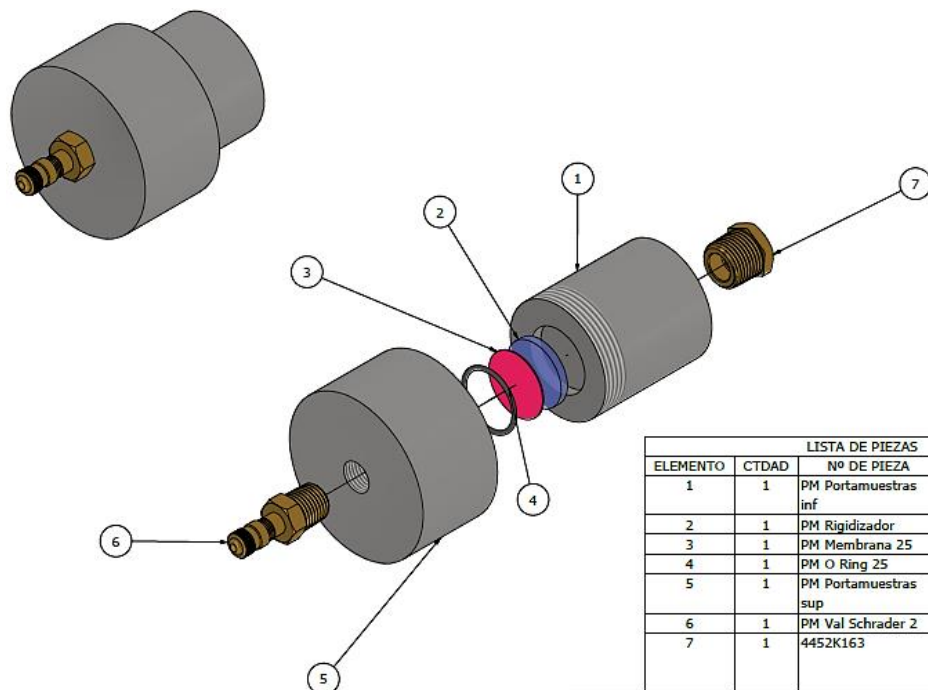


Figura 39. Diagrama de explosivo de la configuración del diseño.

Adicional a la estructura de funcionamiento del porómetro, se diseñó un soporte en el cual el porómetro será colocado de forma que no pueda representar un riesgo al usuario debido a su peso. El porómetro va colocado de manera horizontal en la estructura de soporte, donde se encuentra la media circunferencia mostrada en la Figura 40 y se ajustará con tortillos por medio de los pequeños orificios elaborados a la estructura base del porómetro que se encuentra en la Figura 37. Del mismo modo, la estructura de soporte mostrada en las Figuras 40 y 42 se ajustarán a una estructura plana de la base la cual será el complemento de la estructura de soporte que nos brindará mayor estabilidad en el porómetro. Ambas estructuras que componen la base (la estructura de soporte y la estructura plana) se ajustarán con tornillos entre sí, de tal modo que al ajustar todo por medio de los tornillos nos permitirá mover el dispositivo con facilidad en el momento de las pruebas.

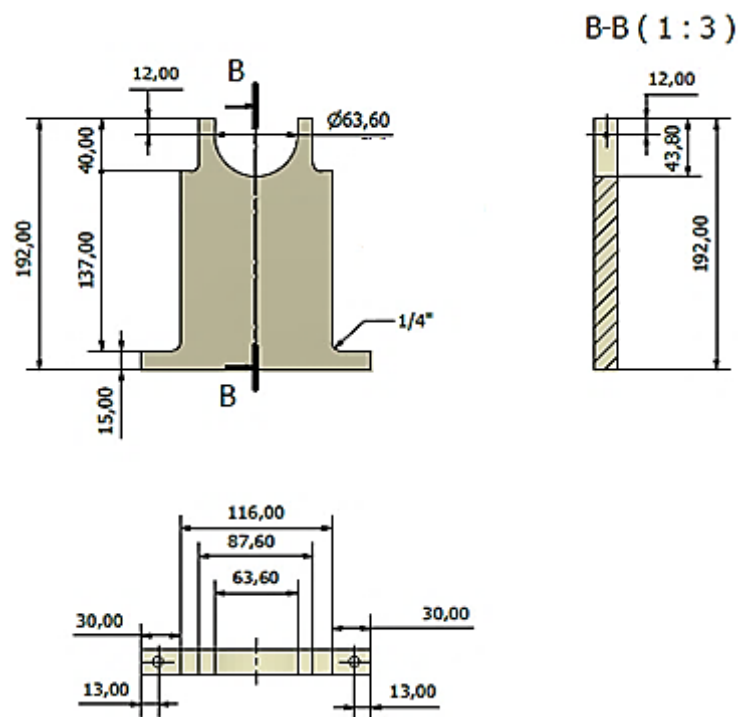


Figura 40. Planos de estructura de soporte de la base del porómetro.

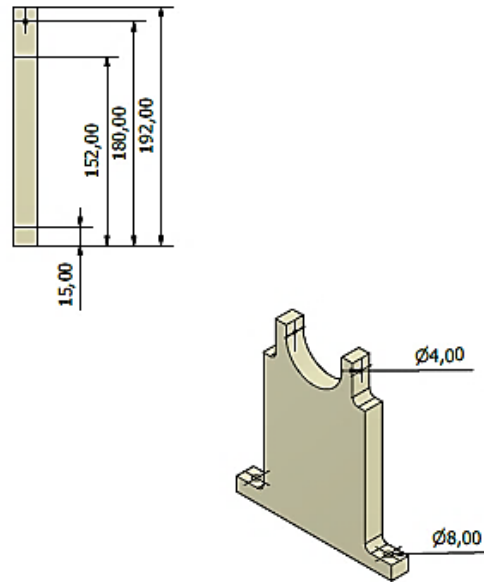


Figura 41. Planos de estructura de soporte de la base del porómetro.

En la Figura 42 encontramos la placa plana de la base del porómetro, que es una estructura plana con barrenados para su sujeción con el resto de los componentes del porómetro. La geometría de esta placa, aparte de permitir facilidad en el movimiento; como se mencionó anteriormente, permite colocar el circuito electrónico dentro de la placa. Ambas piezas de la base serán manufacturadas en polipropileno de $\frac{3}{4}$ de pulgada de grosor, lo que permitirá proveer una estructura firme al dispositivo.

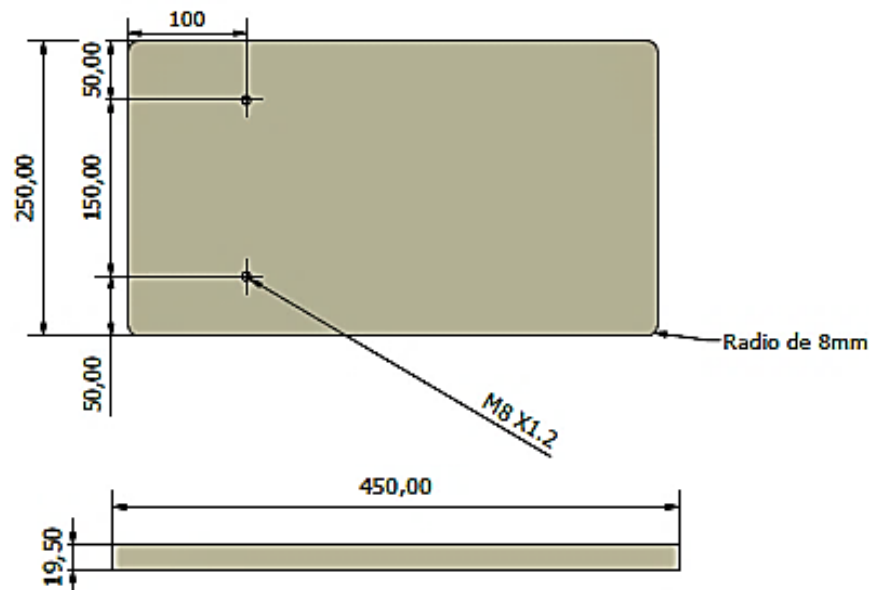


Figura 42. Planos de placa plana de la base del porómetro.

Finalmente, se obtendrá la siguiente estructura mostrada en la Figura 43, donde se observa el porómetro ensamblado en la estructura base de soporte y esta a su vez unida con la estructura plana de la base. De este modo en el espacio libre que se encuentra en la placa, idealmente se acomodará el circuito electrónico.

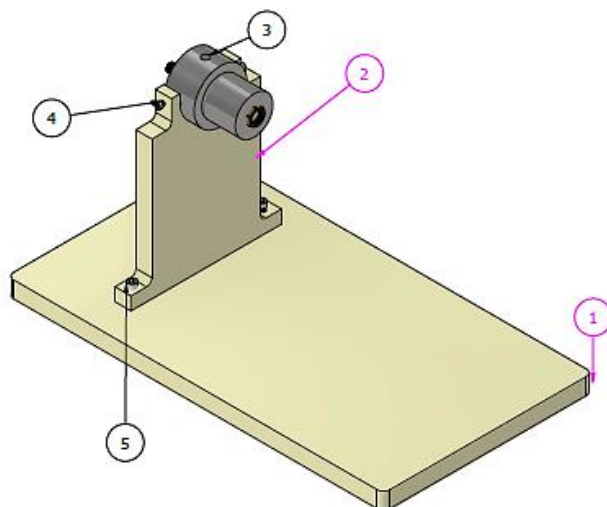


Figura 43. Diagrama del porómetro, con su base de trabajo.

4. Construcción e instrumentación del dispositivo

Dentro de la construcción e instrumentación del dispositivo, el primer punto a evaluar será enfocado en buscar respetar la configuración planteada en las normas y evaluar el mejor tipo de configuración del sistema, se crearon múltiples posibles configuraciones, las cuales se encuentra en la Tabla 18. Cada una de estas será evaluada de manera individual, para después ser sometidas a una comparación, la cual nos permitiría evaluar las ventajas y desventajas de cada una de las propuestas. Ya que, como mencionamos anteriormente, el sistema no indica de algún modo la metodología de conexión de los componentes.

Tabla 18. Posibles conexiones en el porómetro.

Matriz de alternativas	Ubicación del flujómetro	Mecanismo de regulación de flujo de aire	Sistema cerrado / Abierto
OPCIÓN 1	A la salida del porómetro	flujómetro	Sistema abierto
OPCIÓN 2	A la salida del porómetro	flujómetro	Sistema cerrado
OPCIÓN 3	A la salida del porómetro	Regulador	Sistema abierto
OPCIÓN 4	A la salida del porómetro	Regulador	Sistema cerrado
OPCIÓN 5	A la entrada del porómetro	flujómetro	Sistema abierto
OPCIÓN 6	A la entrada del porómetro	flujómetro	Sistema cerrado
OPCIÓN 7	A la entrada del porómetro	Regulador	Sistema abierto
OPCIÓN 8	A la entrada del porómetro	Regulador	Sistema cerrado

De dichas alternativas, de acuerdo con lo conocido por esta técnica, se pueden descartar al menos la mitad de estas alternativas, recordando que, en el caso de mecanismo por variación de presión de aire, se debe medir las variaciones de flujo de aire por medio del flujómetro al atravesar la muestra, por lo que este se deberá encontrar a la salida del sistema. Siendo en este caso descartadas las opciones 7 y 8. A diferencia de cuando tenemos una regulación por variación de flujo de aire se debe medir en el sistema la variación en presión detectada, por lo que en este caso el flujómetro debe encontrarse en la entrada del sistema, eliminándose las alternativas 1 y 2.

Estas alternativas fueron analizadas construyendo las distintas opciones de conexión, con el diseño preliminar de conexión con lo cual se obtuvieron distintas conclusiones acerca de la gráfica de cada una de las pruebas. Todas las pruebas fueron realizadas de PLA al 13%, donde se buscó obtener resultados similares a los ideales de acuerdo con la investigación. En el caso de las mediciones con el sistema cerrado, se colocó un sistema que evitara las fugas, y en el caso de un sistema abierto al atravesar el sistema el dispositivo se encuentra abierto sin la válvula Schrader, únicamente se encuentra la manguera colocada en él sistema.

El prototipo fue desarrollado teniendo en cuenta las opciones 3,4,5 y 6 debido a un análisis teórico. No obstante, las opciones 3 y 4 implican un sistema controlado por medio de la presión de aire, mientras que las opciones 5 y 6, se basan en un control por cantidad de flujo másico. Además, la opción 3 representa un sistema abierto, a diferencia de la opción 4 que corresponde a un sistema cerrado. De manera similar, la opción 5 se caracteriza con un sistema abierto, mientras que la opción 6 se define como un sistema cerrado.

Los diagramas de conexión, en los que se explica de manera detallada cada uno de los componentes a usarse, considerando ambas opciones de control, se muestran en la Figura 44. El control es por cantidad de flujo másico, el cual correspondería a las opciones 5 y 6. En este caso, el aire que alimenta al sistema es controlado por medio del medidor de flujo másico analógico, mientras que el cambio de presión es detectado por medio de los dos transductores. Uno de los transductores, el transductor 1, se encuentra únicamente como un medidor de referencia, debido a su posición antes de la muestra; consideraremos los resultados relevantes para las mediciones los entregados por el transductor 2.



Figura 44. Diagrama de funcionamiento del porómetro por control de cantidad de flujo de aire.

Mientras que en la Figura 45 se muestra un sistema en donde se controla la presión con la que el flujo de aire suministrado entra al sistema, midiendo entonces la diferencia en cantidad de flujo másico. Debido al principio de funcionamiento de este sistema, el regulador de presión de aire se encuentra a la entrada del sistema, mientras que ambos controladores se encuentran a la salida de este. En este caso lo que se varía de manera manual es la perilla superior del regulador de aire.

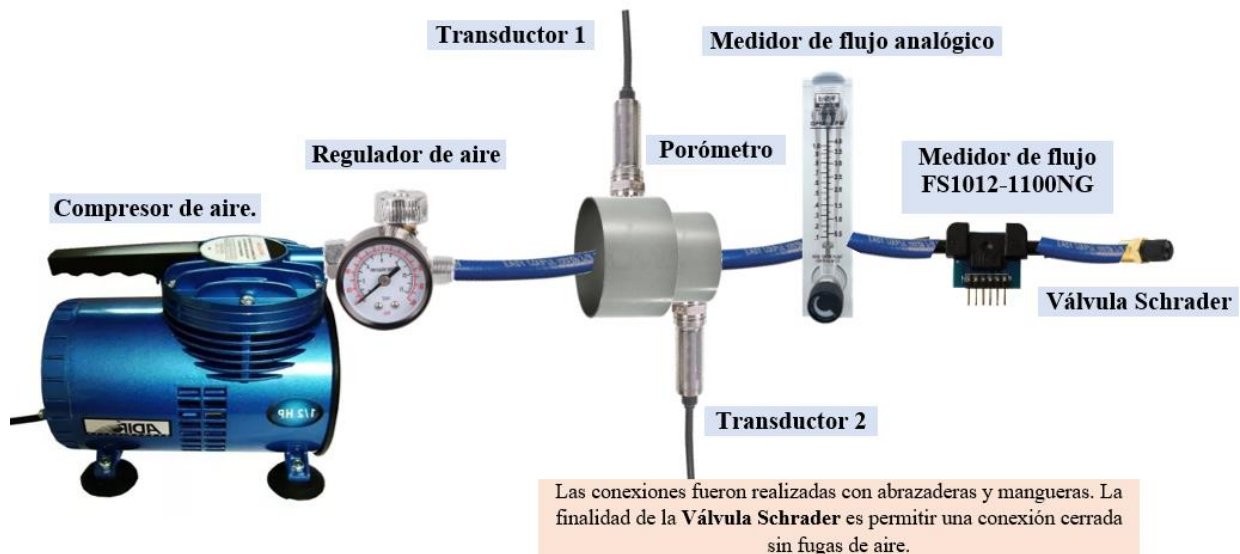


Figura 45. Diagrama de funcionamiento del porómetro por control de regulación de presión de aire suministrada.

El sistema de manera real luce de acuerdo con la Figura 46, el cual tiene los mismos componentes que los diagramas esquemáticos. Como se puede notar en este caso, el sistema ya cuenta con los soportes elaborados en polipropileno con un grosor de $\frac{3}{4}$ de pulgada, los cuales ayudan a mover fácilmente el dispositivo sin riesgo a que este afecte la seguridad del usuario. Estos soportes

contribuyen con la estabilidad del sistema, lo que nos permite colocar la electrónica cerca del sistema en el espacio libre dentro de la tabla. De igual forma, cuando la configuración es adecuada para el otro tipo de control permite mover los componentes con facilidad de espacio.



Figura 46. Sistema de porometría ensamblado antes de las pruebas.

Como podemos notar, cada uno de los componentes van ensamblados por medio de abrazaderas las cuales se encuentran en la Figura 47 y conexión roscada, diseñadas y empleadas con la finalidad de que la fuga de flujo de aire sea mínima. Ambos transductores y el medidor de flujo másico van conectados al sistema Arduino o DAQ, según se requiera y estos a la vez conectados a una fuente para placa de pruebas (*protoboard*), la cual nos genera más estabilidad en la cantidad de energía suministrado a cada uno de los componentes, debido a sus bajas fluctuaciones. Cerrando el sistema entre la fuente de protoboard y el DAQ o Arduino.



Figura 47. Sistema de porometría ensamblado antes de las pruebas.

Como se puede notar la Figura 48, a pesar de usarse una manguera que ajustara de manera muy estrecha con cada uno de los conectores se les colocó abrazaderas antes mencionadas. En la unión de los transductores con la estructura base y de bloqueo, en la unión de dichas estructuras del porómetro y las uniones con cada uno de los conectores. Es decir, en cada conexión con rosca se hizo uso de teflón como se muestra en el Figura 48 con la finalidad de minimizar algún error de producción que pueda provocar una fuga, lo cual nos produciría fluctuaciones en las mediciones.



Figura 48. Conexión del porómetro con cada uno de sus componentes ejemplificados con la estructura de bloqueo.

Con la finalidad de mejorar el sellado de las estructuras, entre la estructura base y la estructura de bloqueo, se colocó un O-Ring, que se ajustará al diámetro de la estructura de bloqueo lo cual nos permitirá un mejor sellado, de forma que lucirá como en la Figura 49, en la se puede notar la estructura base con el O-Ring elegido. Dicho O-Ring será presionado por la estructura base y de bloqueo al cerrarlas, lo cual evitará las fugas de aire.



Figura 49. Estructura base con O-Ring.

La manera en cómo se acomoda la membrana dentro del porómetro para las mediciones se realizará idealmente de la misma forma explicada en la Figura 50; este arreglo se repetirá en cada una de las mediciones, ya sean mediciones en húmedo o en seco. El O-Ring facilitará la

colocación de la membrana en el sistema, ya que estos se adhieren fácilmente. Este arreglo se encuentra especificada en la norma ASTM F316-03, sin embargo, esta fue ligeramente modificada colocándose dos O-Rings en el sistema en lugar de uno. Este arreglo fue elegido debido a las características del diseño propuesto.

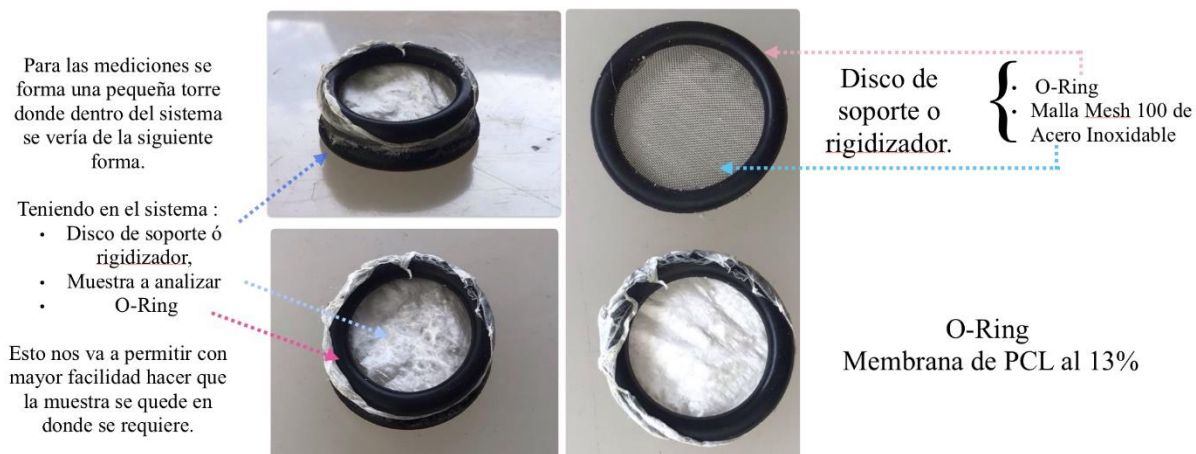


Figura 50. Estructura de O-Rings con membranas.

De forma que dicho “sándwich” señalado en el Figura 50, el cual está compuesto por la muestra y los dos O-Rings que fueron colocados en la estructura de bloqueo, de manera que estos quedaran acomodados con la finalidad de que ambos O-Rings generaran una especie de vacío al comprimir la muestra entre ellos, logrando una sujeción efectiva. Al unir la estructura base con la estructura de bloqueo se espera que los O-Rings se presionen contra la estructura base la cual también tiene un O-Ring para su conexión, como se puede ver en la Figura 51, y queden completamente ajustados.

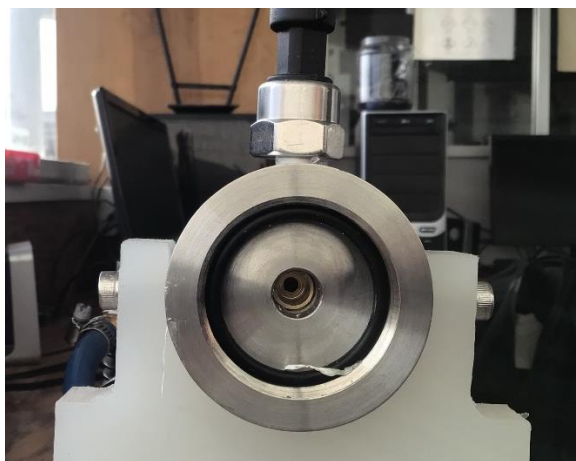


Figura 51. Estructura base con O-Ring.

5. Resultados

5.1. Pruebas iniciales

En esta sección se encuentran las pruebas preliminares con las cuales se buscaba elegir el mejor método de conexión del sistema. En este caso, el código es cargado por medio de un Arduino Mega 2560, el cual, con la finalidad de generar una estabilidad en el sistema, se le ha colocado una fuente de poder para placa de pruebas (*protoboard*) para la conexión y alimentación de los transductores de flujo y de el sensor de flujo másico. Con dicha conexión se realizaron las pruebas preliminares, en las cuales dentro del sistema únicamente se contaba con el rigidizador, con la finalidad de detectar si el sistema requiere ser cerrado o abierto. Se siguieron las conexiones antes explicadas en las Figuras 44 y 45 según fuera el caso.

En el caso de la regulación de presión de aire, se varia la presión mientras que se mide la cantidad de flujo másico recibida al salir del porómetro. En este caso se colocaron dos medidores de flujo de aire; el analógico y uno comercial llamado FS1012-1100-NG. Este tipo de medición fue empleada para las pruebas 3 y 4 mientras que en el caso de las pruebas 5 y 6 el flujómetro analógico se encontraba a la entrada del sistema siendo este el que se varia, con la finalidad de detectar los cambios en las presiones. De las pruebas antes mencionadas se realizó la Tabla 19, obteniendo ventajas y desventajas de cada una considerando las pruebas con rigidizador y membranas de manera que pudiéramos concluir cual conexión era de utilidad. Se realizó la prueba a todas las opciones mostradas en la Tabla 18, así fueran no congruentes teóricamente, de manera que se pudiera corroborar dicha información. En la Tabla 19 también se encuentran las primeras pruebas con membrana mediante una programación de Arduino.

Tabla 19. Análisis de alternativas de conexión.

	RIGIDIZADOR		MEMBRANA 1		MEMBRANA 2	
OPCIONES	Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas
OPCIÓN 1		La presión es inversamente proporcional al flujo de aire.				Decrece la gráfica
OPCIÓN 2		Comportamiento constante o uniforme.		No incrementa más de 4		
OPCIÓN 3	Existe un escalonamiento, indicando un cambio reflejado al aumentar el flujo de aire.	Cuando el flujo es de 6 litros por minutos, decrece y continua con el escalonamiento. Esta lectura errónea se puede deber a error humano.		Crece de 3 a 6 litros por minuto, pero decrece con anticipación.	Crece con ciertos escalonamientos	Crece. Decrece y se mantiene constante
OPCIÓN 4		La presión detectada tiene un decremento y el flujómetro no incrementa más de 1 litros por minuto.		El flujómetro no aumentó más de 1 litro por minuto	Existe un escalonamiento, aunque en el último punto decrece	Únicamente 4 litros por minuto y decrece en el último punto.
OPCIÓN 5		La presión detectada decrece o las lecturas se mantienen constantes.		Se mantiene constante.		Crece de manera mínima, pero es constante.
OPCIÓN 6	Existe un escalonamiento del cambio de flujo de aire.	Existe un error en la lectura de 3 a 4 litros por minuto, aunque después desaparece.	Existe un escalonamiento, pero decrece súbitamente.	No incrementó, más arriba de 8 litros por minuto	Crece de manera constante.	No presenta un escalonamiento.
OPCIÓN 7		Se mantiene constante. Considerando promedios, decrece. Después de 7 litros por min es constante.		No existe escalonamiento, es casi de manera constante.		Salida constante, es uniforme y no incrementa.
OPCIÓN 8		No incrementan las presiones detectadas, no existe escalonamiento.		No incrementa después de 6 litros por minuto. No hay escalonamiento	Se mantiene constante. Aumenta de manera mínima.	No es visible el escalonamiento, en algunos puntos decrece.

En esta sección se colocarán algunas de las pruebas que fueron viables, de acuerdo con la Tabla 19, siendo esta, la opción 3 donde se encuentra un control con regulador de presión de flujo de aire, siendo la finalidad de este detectar los cambios en la cantidad de flujo másico. Sin embargo, del mismo modo se hizo una gráfica, mostrada en la Figura 52, de los cambios en presión detectados en ambos transductores, con la finalidad de conocer las variaciones de presiones y si estas eran congruentes con las suministradas al sistema.

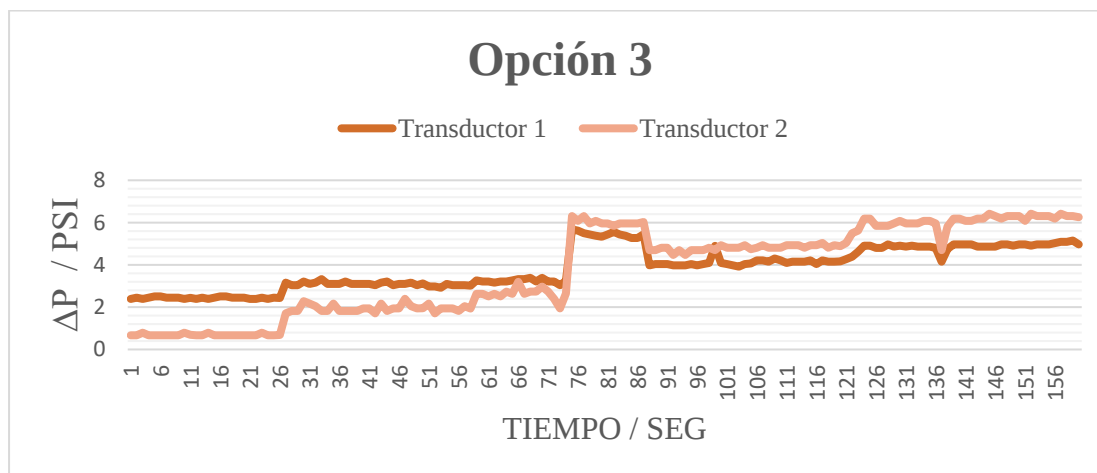


Figura 52. Gráfica del sistema, opción 3 con rigidizador y sin muestra.

Se realizaron promedios de cada una de las mediciones considerando los cambios de cada litro por minuto, con la finalidad de ver con mayor facilidad la variación de presión detectada en el sistema. Como podemos ver en la Figura 53, se detectó una fluctuación de aire cuando la cantidad de flujo másico fue de 6 litros por minuto. Se podría deber esto a las fluctuaciones que genera nuestra fuente de aire, debido a que ambos transductores detectaron los mismos valores fuera de los esperados en ese momento.

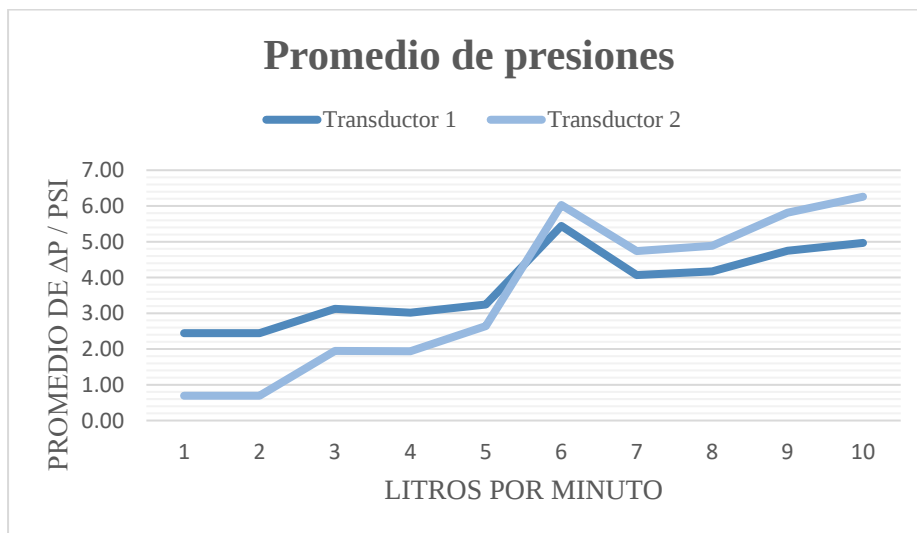


Figura 53. Gráfica promedio de presiones detectadas del sistema, opción 3 con rigidizador y sin muestra.

En el caso de la medición de flujo másico, se tienen las mediciones mostradas en la Figura 54 en milivoltios, de las cuales a varias de ellas podemos considerarlas erróneas, debido a que el mínimo valor que debió ser adquirido es de 90 [mV] y, cómo podemos notar, tuvimos múltiples valores menores a ese valor. En este caso con la gráfica obtenida a pesar de las repeticiones en las mediciones de manera constante y el asesoramiento del proveedor en la programación de este, se continuaron obteniendo gráficas con un porcentaje de error igual o similar a la mostrada en la Figura 54, por lo que podemos concluir que el sensor no funciona de la manera adecuada. Por esta razón se consideró preciso encontrar un controlador y/o sensor de flujo másico que funcione de manera correcta o, en este caso, cambiar de tipo de medición mientras se encuentran controladores de flujo másico más precisos y costeables.

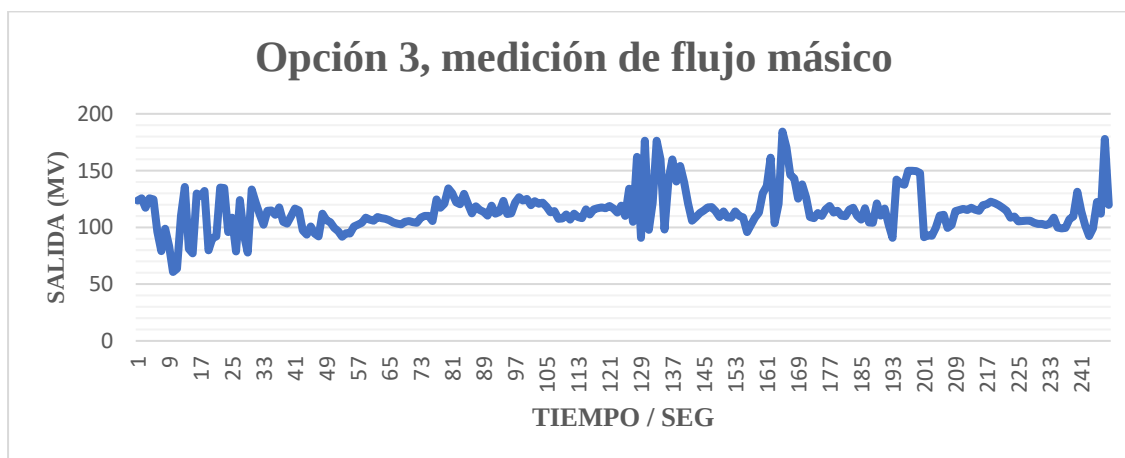


Figura 54. Gráfica de mediciones en la variación de flujo másico, opción 3 con rigidizador y sin muestra.

En el caso de la opción 6, el cual es un sistema de control de flujo másico que tiene la finalidad de medir las variaciones obtenidas en cada uno de los transductores, se obtuvo la gráfica mostrada en la Figura 55 mediante una programación de Arduino. En la gráfica podemos notar escalonamientos fácilmente identificados a lo largo de las mediciones.

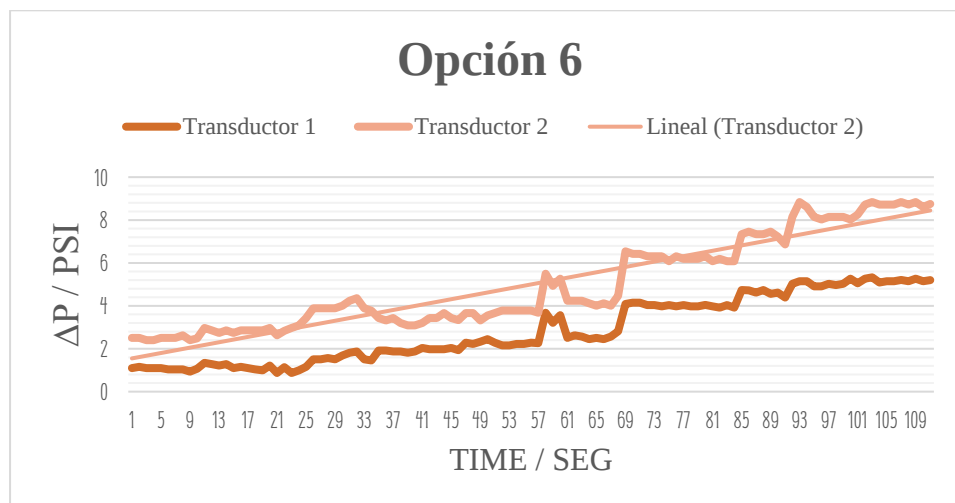


Figura 55. Gráfica del sistema, opción 6 con rigidizador y sin muestra.

En este caso, las mediciones obtenidas de la prueba 6 considerando ambos transductores luce de acuerdo con los mostrado en la Figura 5, en el cual podemos notar los mismos escalonamientos antes encontrados. Para la obtención de esta gráfica, se ha utilizado un software diferente a Arduino, en este caso se hizo uso del software LabVIEW y del dispositivo DAQ, lo cual permitió incrementar de un rango de muestras de alrededor de 120 a un rango de muestras mayor a 800, para tener menor margen de error y mejorar las mediciones.

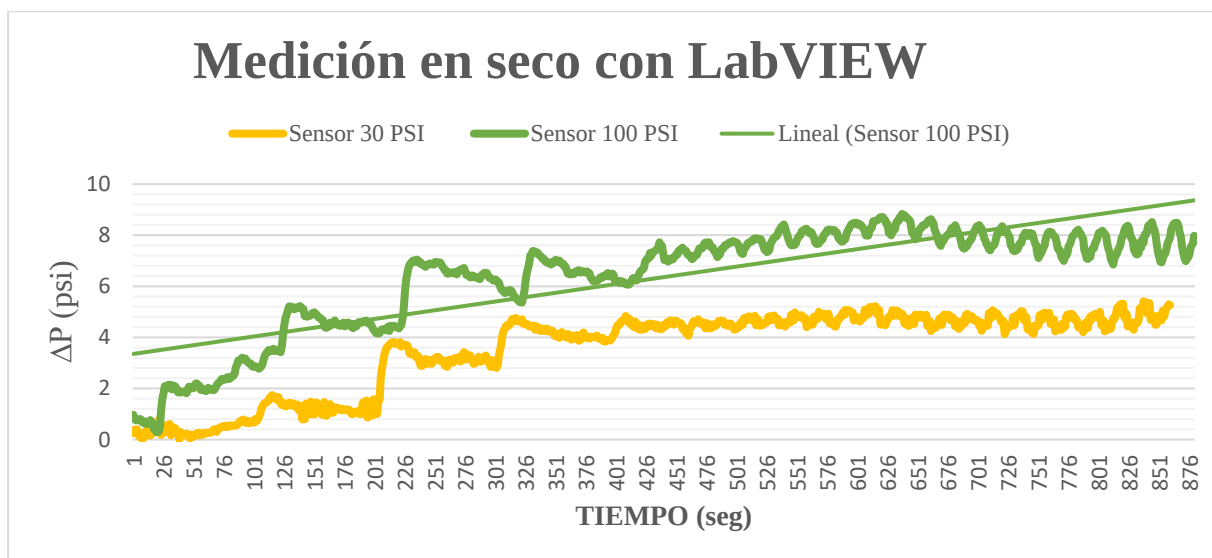


Figura 56. Gráfica del sistema, opción 6 con rigidizador y sin muestra.

En el caso de la configuración de este sistema, podemos considerar que se colocó el transductor de 100 psi a la entrada del dispositivo, mientras que el transductor de 30 psi se encontraba a la salida, por lo que se identificó que la diferencia entre ambas gráficas fue de 3 psi, aproximadamente en cada uno de los puntos. Sin embargo, la similitud de las gráficas es evidente. Entonces la diferencia o pérdida de presión del dispositivo se debe al traspaso de la membrana además de un defecto en la calibración de alguno de los transductores. Las mediciones de esta gráfica fueron dadas por un control de flujo másico. Como mencionamos anteriormente, esto nos comprueba que, debido a un cambio escalonado en $\dot{V}$, la caída de presión tiende a sobrepasarse. En este caso se tomaron más de 800 muestras en un lapso corto a presiones bajas con un máximo de 9 psi. La gráfica obtenida por medio de LabVIEW nos permitió tomar una mayor cantidad de muestras y de mejor calidad, lo que se le puede atribuir al DAQ, al programa e incluso la disminución en el ruido detectado, debido al promedio de ciclos FOR.

De dichas mediciones se tomó en consideración para su análisis solo una de ellas, la de 100 psi; con los datos obtenidos se lograron obtener las gráficas en seco uniformadas con respecto a los litros por minuto correspondientes, mientras que, en el caso de las muestras húmedas, fueron sumergidas con un líquido humectante de baja tensión superficial llamado Porofil™. Se obtuvieron algunas gráficas de dichas mediciones, obteniendo diferentes mediciones con el nuevo software. En este caso, aunque las 3 membranas empleadas fueron membranas de PLA al 13%, cada una fue elaborado bajo distintos parámetros de electrohilado.

El procedimiento experimental para obtener cada uno de los siguientes resultados, es por medio de los transductores de presión, se varia en el sistema la cantidad de flujo masico, dicha variación es detectada por cada uno de los transductores, los cuales cada intervalo de tiempo obtiene una señal en forma de bits, para ser convertidos en mV y estos a su vez en presión. Dicha presión es evaluada por medio de la formula numero 18 para cada uno de los datos obtenidos con respecto al tiempo. Para la obtención de cada diámetro de poro con su respectiva desviación típica, fueron calculados con ayuda de la ecuación número 19.

$$d_{poro} = \frac{4\gamma B}{\Delta P} \quad (18)$$

$$s_{N-1} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (q_i - \bar{q})^2} \quad (19)$$

donde:

N , número de datos

$\bar{q}$, promedio aritmético del conjunto de datos q_i

La gráfica de la membrana 1 cumplió con las expectativas de medición de las gráficas, ya que la curva seca tiene una tendencia de línea recta, mientras que la curva húmeda es curvada permitiendo pronosticar una correcta medición de esta caracterización. La tensión superficial de Porofilm es de 16 mN/m para facilidad de comparación con los datos obtenidos en microscopia electrónica de barrido los valores de diámetro de poro serán convertidos a μm . Considerando los resultados de uno de los transductores se realizó la gráfica de la figura 57, con la cual se puede estimar un diámetro de **poro máximo de $2.2161 \pm 0.3250 \mu\text{m}$, un diámetro medio de $1.476 \pm 0.3205 \mu\text{m}$ y un diámetro de poro mínimo de $1.0866 \pm 0.3251 \mu\text{m}$.**

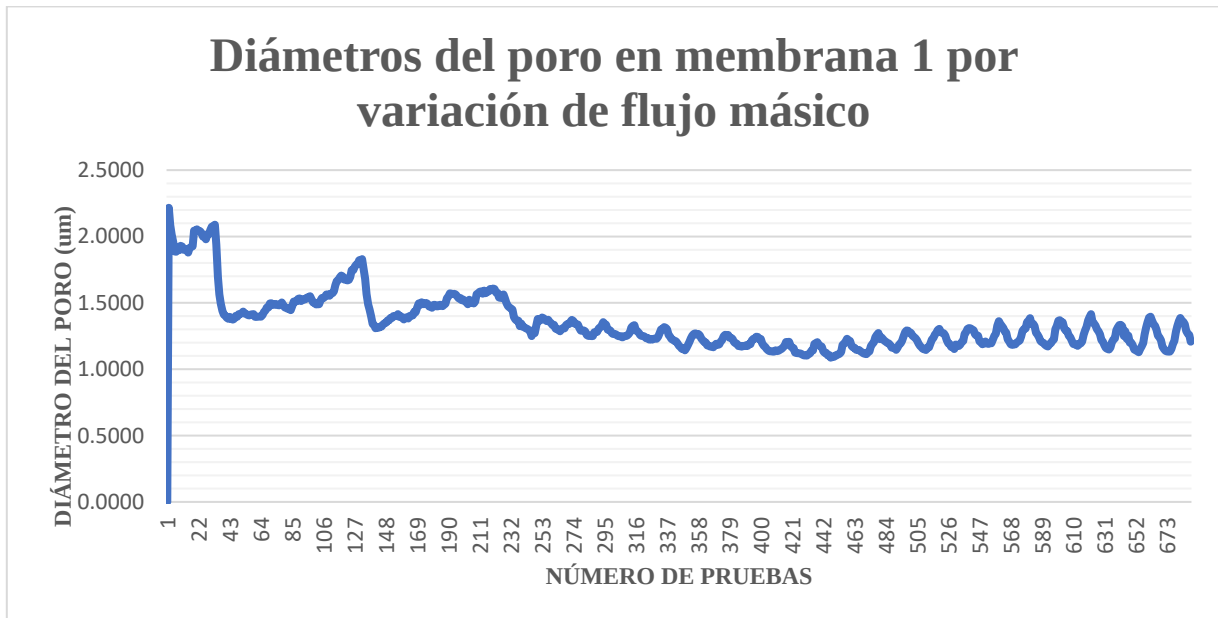


Figura 57. Gráfica de distribución de diámetros de poro de acuerdo con las mediciones del transductor 1 en la membrana 1.

Mientras que en el caso de la muestra húmeda mostrada en la Figura 58 se puede estimar un diámetro de **poro máximo es de $4.1234 \pm 0.2173 \mu\text{m}$, el diámetro medio de $1.8001 \pm 0.2170 \mu\text{m}$ y el diámetro de poro mínimo de $0.8985 \pm 0.2176 \mu\text{m}$** . En este caso aún no se detectaban los máximos de presión que podía soportar la membrana, por lo que no se realizó microscopia electrónica de barrido, debido a que la membrana se rompió al intentar caracterizarla en húmedo y únicamente se contaba con una muestra muy pequeña. Se tiene la posibilidad de que en algún punto de la caracterización la membrana se destruyo debido al flujo de aire. Por lo que esta prueba no fue determinante para caracterizar, si no para conocer e identificar el rango de presión máximo que este tipo de membranas electrohiladas podía soportar. Se miden diferentes tamaños de poro como se muestra en la gráfica debido a que las membranas electrohiladas no son uniformes, cada poro es de diferente tamaño, como lo mencionamos anteriormente durante la caracterización de las membranas electrohiladas, primero son vaciados de aire o de fluido los poros más grandes ya que requieren menor cantidad de presión para ser vaciados.

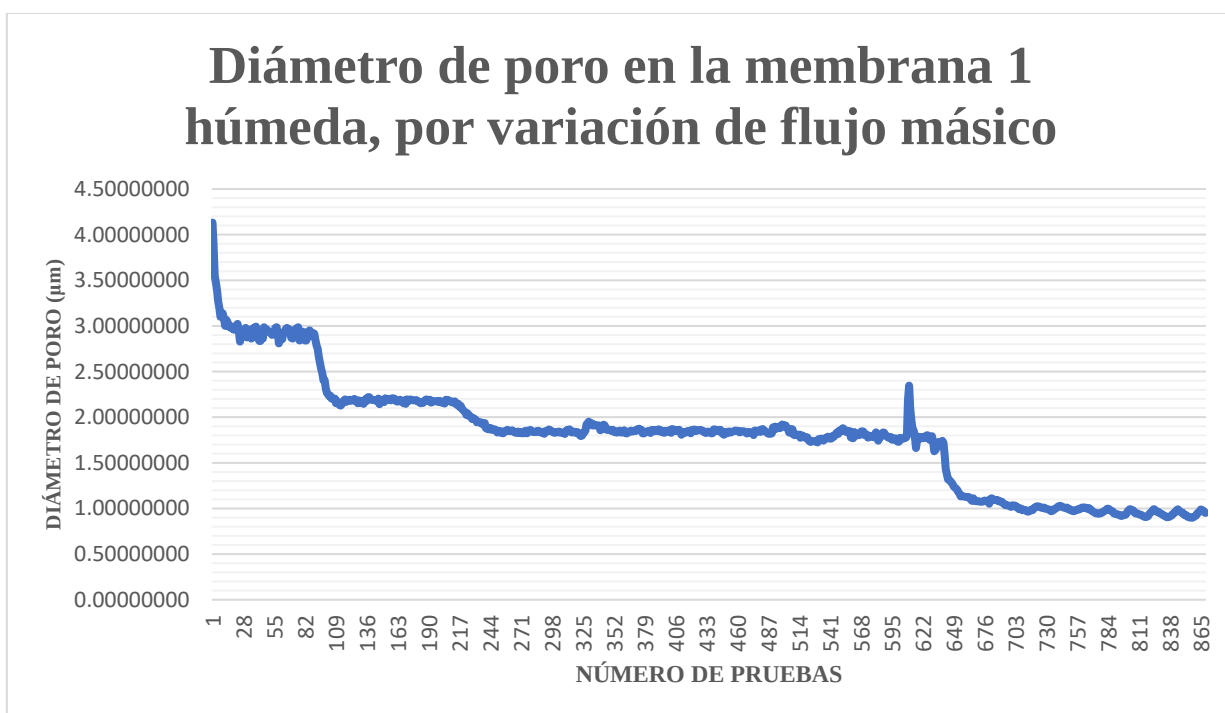


Figura 58. Gráfica de distribución de diámetros de poro en mediciones húmedas en la membrana 1, de PLA al 13%.

En la gráfica que se muestra en la Figura 59 se muestran la curva seca y húmeda de la membrana 1, las cuales podemos notar que la curva seca es semejante a una línea recta, mientras que la curva húmeda es curva. Como se puede apreciar, las gráficas cuentan con algunos puntos de inflexión, en esos casos, los valores de presión de esos puntos de inflexión son relevantes para las mediciones, ya que en ese caso son diámetros característicos de la membrana.

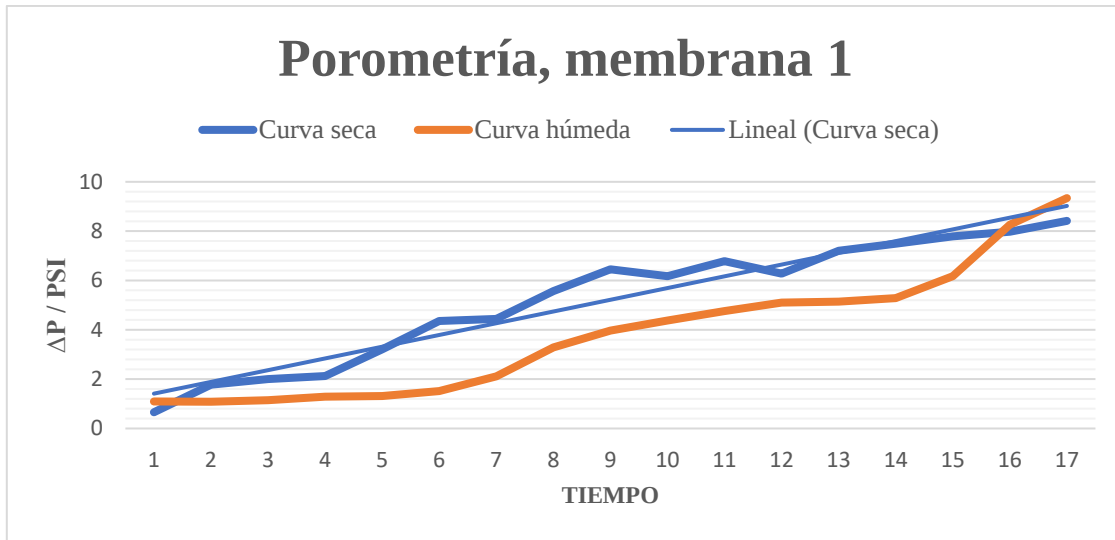


Figura 59. Gráfica del sistema, opción 6 con rigidizador y con muestra de la membrana 1.

5.2. Pruebas con membrana

A pesar de que en la sección anterior se encuentra una medición con membrana debido a el uso de altos niveles de presión, esta fue destruida por el flujo del aire; dicha membrana fue utilizada con la finalidad de conocer los niveles de presión máximos con los cuales se podría trabajar en una configuración ideal. Sin embargo, en esta sección se analizarán las gráficas y valores obtenidos con los datos de configuración del sistema antes recabados. Es decir, serán la base para evaluar el dispositivo. En el caso de la membrana 2, al igual que en los casos anteriores la membrana es de PCL al 13%. Para la gráfica de la Figura 60 se ha dejado un lapso más grande de tiempo agrupando menos muestras. Como se puede notar, en este caso, al igual que el anterior, se cuenta con un límite máximo de 9-10 psi. Al igual que en la gráfica anterior, la curva seca es lineal y la curva húmeda es relativamente curva, dentro de esta gráfica no es tan fácil observar dichas características por lo que se puede suponer algunos errores.

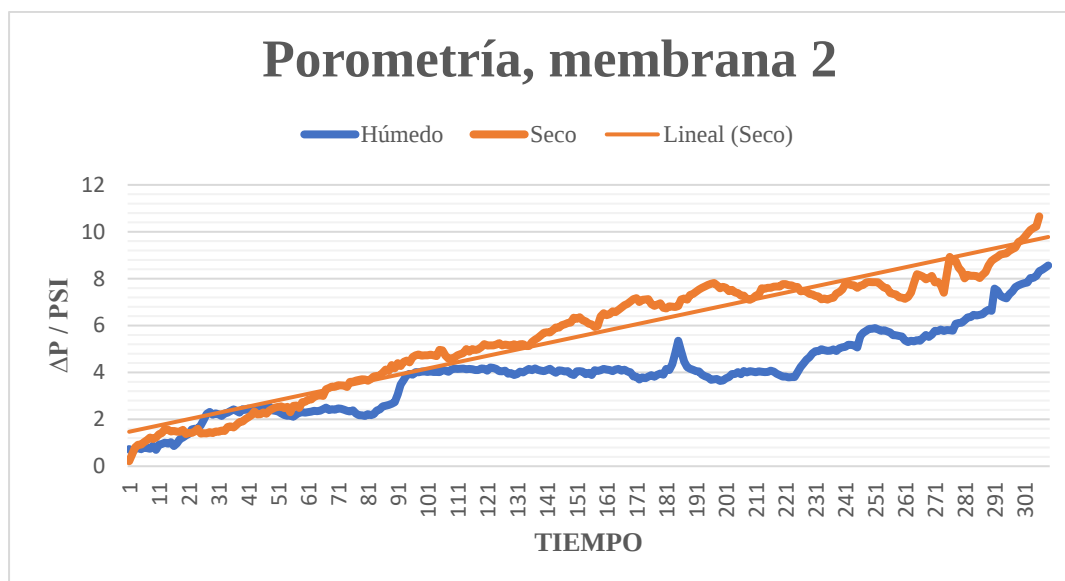


Figura 60. Gráfica del sistema, opción 6 con rigidizador y con muestra de la membrana 2.

En la prueba en seco mostrada en la Figura 61 se estima un diámetro de **poro máximo de $2.686 \pm 0.3123 \mu\text{m}$** , un **diámetro medio de $1.456 \pm 0.3070 \mu\text{m}$** y un **diámetro de poro mínimo de $0.882 \pm 0.3079 \mu\text{m}$** . Como se puede notar, la desviación estándar de las muestras no es tan grande por lo que la variación entre cada dato individual no difiere en gran medida de la media.

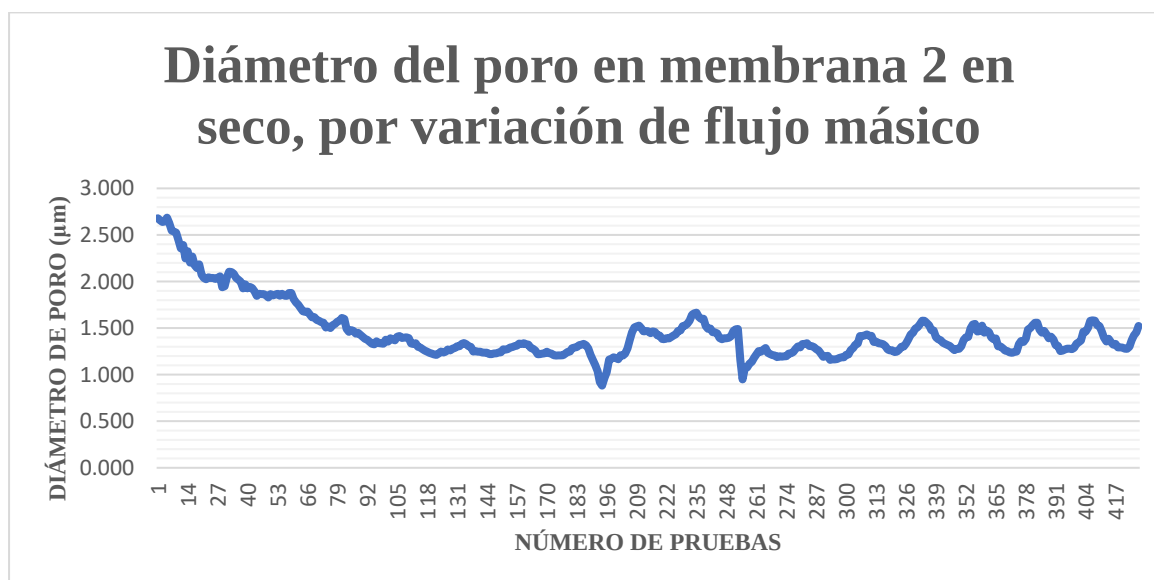


Figura 61. Gráfica de distribución de diámetros de poro en seco de la membrana 2.

En la muestra en húmedo mostrada en la Figura 62 se tiene un diámetro de **poro máximo de $3.7304 \pm 0.4896 \mu\text{m}$** , un **diámetro medio de $1.9391 \pm 0.4852 \mu\text{m}$** y un **diámetro de poro mínimo de $1.1567 \pm 0.4858 \mu\text{m}$** . Se puede notar una caracterización con datos más grandes a los obtenidos en la misma membrana, pero en seco, en esta gráfica se tiene un diámetro de poro que puede considerarse extraño, debido a que es mucho menor de la medición anterior, recordando que los diámetros de poro con liquido humectante son vaciados del más grande al

más pequeño, dicha obtención de valor podría ser debido a un error de medición, ruido, entre otras.

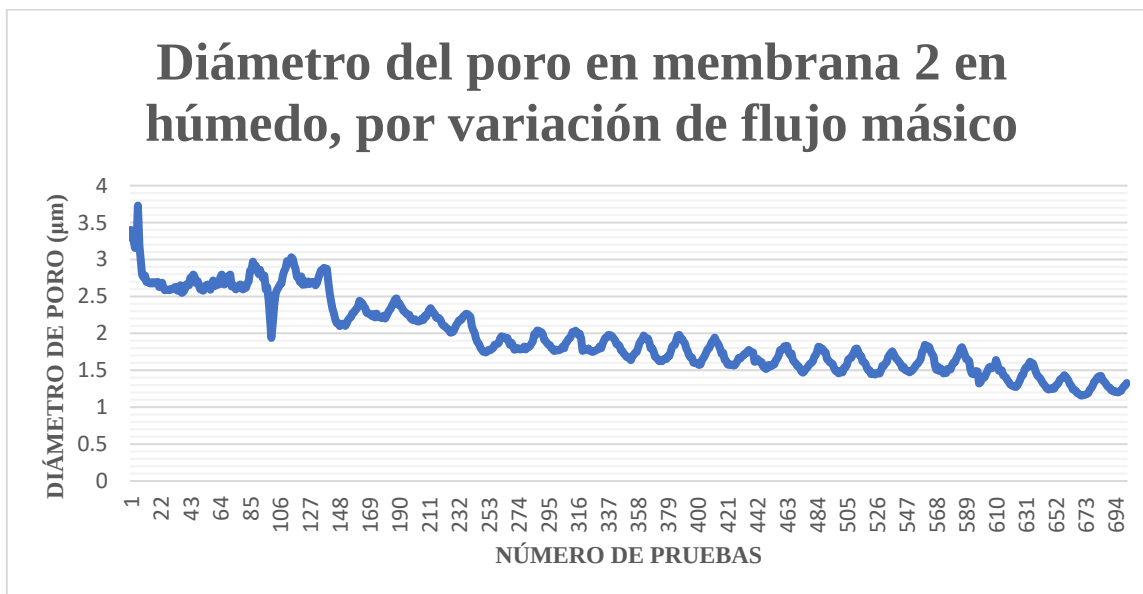


Figura 62. Gráfica de distribución de diámetros de poro en húmedo de la membrana 2

Se realizaron mediciones por medio de microscopio electrónica de barrido (SEM) y el software ImageJ, se obtuvieron 50 mediciones con la Figura 63 con la finalidad de generar un aproximado de diámetro de poro en dicha membrana. De las mediciones obtenidas por medio del software ImageJ, con lo cual se estimó un diámetro promedio de la membrana de $1.7613 \mu\text{m} \pm 0.7190 \mu\text{m}$, debido a una variación amplia de diámetros de poro. Un diámetro mínimo de $0.917 \pm 0.7369 \mu\text{m}$ y un diámetro de poro máximo de $3.301 \pm 0.7511 \mu\text{m}$. El promedio y la incertidumbre son casi de la misma magnitud, debido a la poca cantidad de poros superficiales en los cuales generar una medida, como podemos ver en la Figura 63 los poros son visiblemente muy diferentes en tamaños entre ellos.

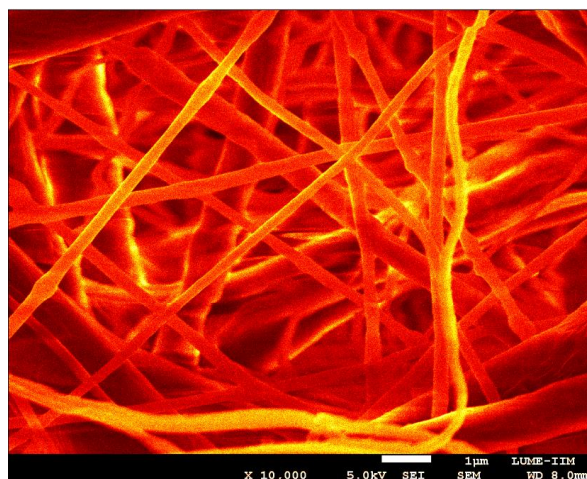


Figura 63. Microscopia electrónica de barrido de la membrana 2

En la Figura 64 se observa otra micrografía de la membrana, en la que se observan pocas nanofibras superficiales, por lo que era difícil realizar la medición y con la finalidad de realizar las mediciones de las membranas a la misma escala, se ha optado por realizar un análisis de la membrana con la figura anterior. La Figura 64 presenta un buen panorama de la diversidad de diámetro que se pueden encontrar en las membranas electrohiladas, encontrando poros muy pequeños y otros muy grandes al igual que una diferencia en las medidas de las nanofibras, aunque idealmente para futuras pruebas se espera que se logren condiciones de electrohilado en las cuales se obtengan fibras regulares sin defectos y con diámetros de poro similares.

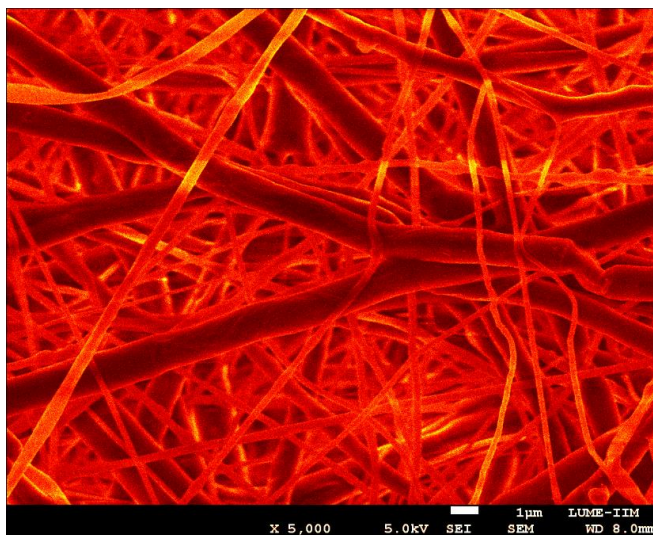


Figura 64. Microscopia electrónica de barrido de la membrana 2

Mientras que en la gráfica de la membrana 3 (Figura 65), la curva seca tiene una menor similitud con una línea recta de acuerdo con la comparación visual con la línea de tendencia. Sin embargo, la curva húmeda cuenta con cierta curvatura, como es el caso regular de las curvas húmedas en este tipo de caracterización. Las mediciones de nueva cuenta fueron elaboradas con una membrana de PCL al 13%.

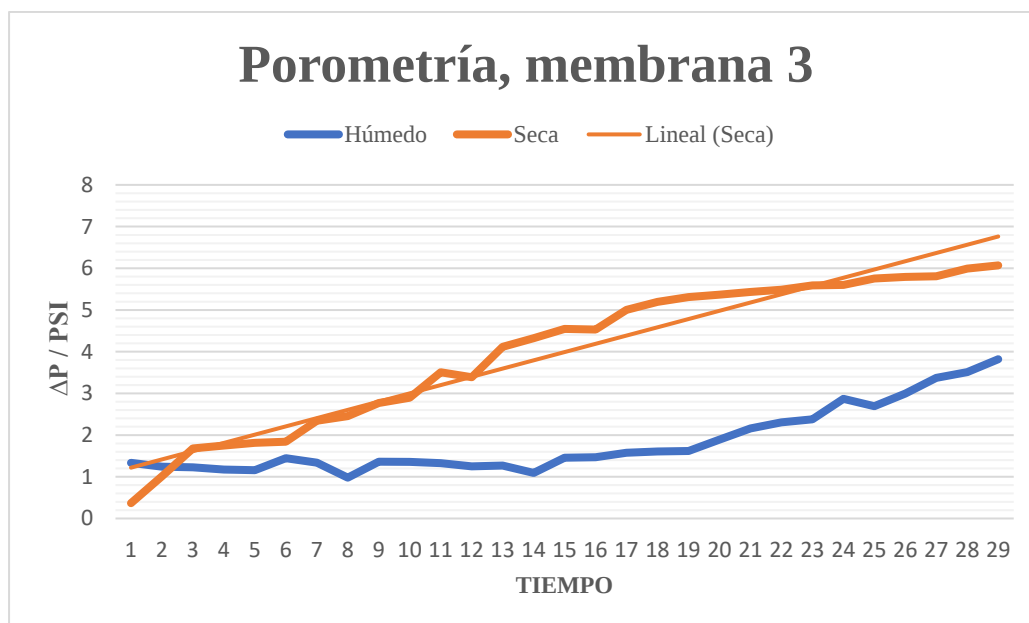


Figura 65. Gráfica del sistema, opción 6, con rigidizador y con muestra de la membrana 3.

En la muestra en seco de la Figura 66, se tiene un diámetro de **poro máximo de $4.0505 \pm 0.8108 \mu\text{m}$** , un **diámetro medio de $2.1699 \pm 0.8060 \mu\text{m}$** y un **diámetro de poro mínimo de $1.0202 \pm 0.8071 \mu\text{m}$** . Como se puede notar, la gráfica tiene un comportamiento fuera de tendencia, ya que presenta algunas fluctuaciones las cuales pueden ser atribuidas al compresor de aire, los sensores utilizados, e inclusive deformaciones dentro de la membrana.

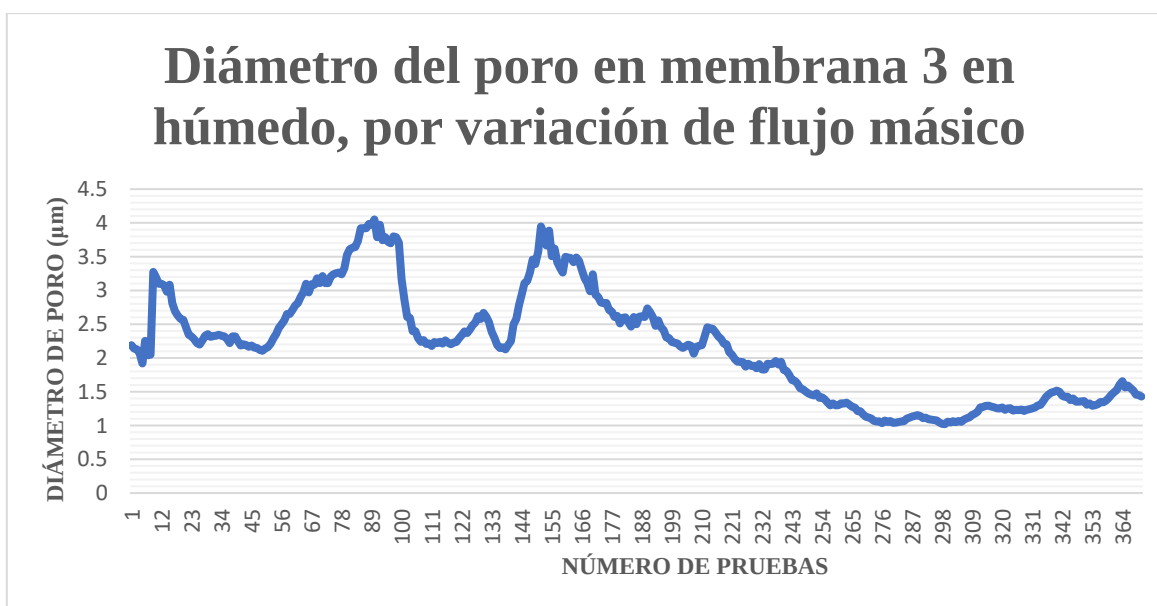


Figura 66. Gráfica de distribución de diámetro de poro en húmedo en la membrana 3.

En la muestra en húmedo mostrada en la Figura 67, se estimó un diámetro de **poro máximo de $3.1883 \pm 0.5466 \mu\text{m}$** , un **diámetro medio de $1.4502 \pm 0.5420 \mu\text{m}$** y un **diámetro de poro mínimo de $0.861 \pm 0.5421 \mu\text{m}$** . La gráfica tiene un mejor comportamiento, es decir, sin

fluctuaciones. Se presentaron determinados puntos de inflexión importantes, sin embargo, la gráfica muestra un comportamiento más constante con menores oscilaciones. Debido a los datos obtenidos en ambas gráficas, podemos concluir que la membrana cuenta con defectos en su morfología lo cual provoca mediciones fuera de tendencia.

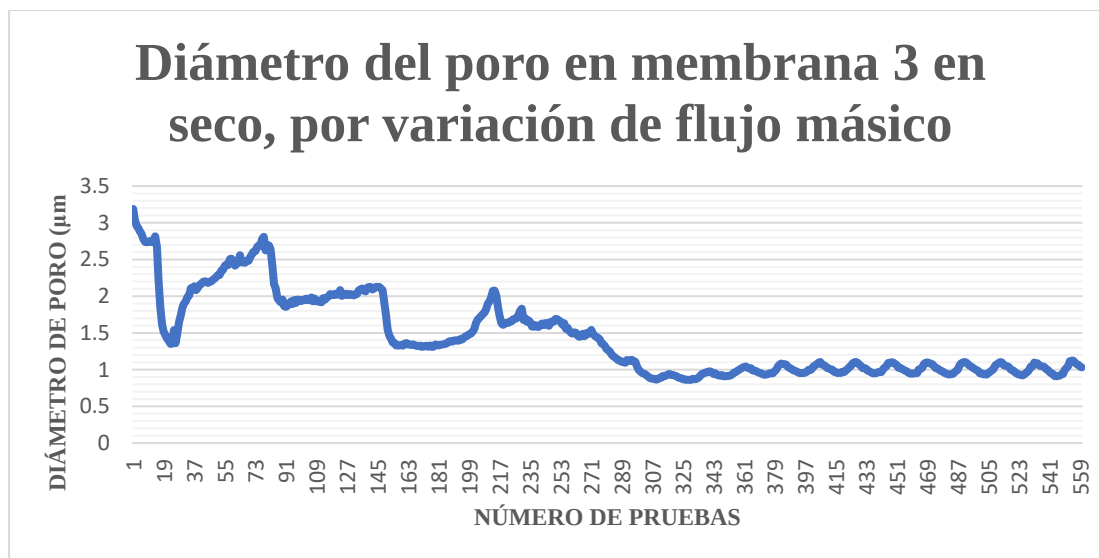


Figura 67. Gráfica de distribución de diámetro de poro en seco en la membrana 3.

Al igual que en el caso anterior, se realizaron mediciones por medio de microscopia electrónica de barrido (SEM), en la Figura 68 se presenta una micrografía de la membrana 3, a partir de la cual se obtuvieron 50 mediciones de diámetro de poro permitiendo estimar un diámetro promedio de la membrana de $1.8162 \mu\text{m} \pm 0.5290 \mu\text{m}$. Un diámetro mínimo de $0.535 \pm 0.5658 \mu\text{m}$ y un diámetro de poro máximo de $3.73 \pm 0.5968 \mu\text{m}$. Se puede notar que en este caso la membrana en sus fibras cuenta con múltiples defectos tipo bulbo, lo cual podría ser atribuido a parámetros de electrohilado no ideales generando oscilaciones o graficas fuera de tendencia mostradas en la Figura 67 y en la Figura 68.

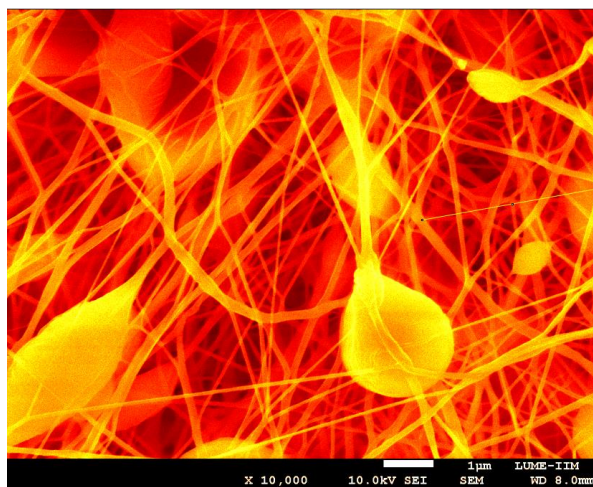


Figura 68. Microscopia electrónica de barrido de la membrana 3 empleada para la caracterización.

En este caso, se realizaron las mediciones en la membrana 3 únicamente con respecto a la Figura 68, ya que los poros de las nanofibras no son tan fáciles de detectar en la Figura 69, por lo que únicamente fue colocada como referencia.

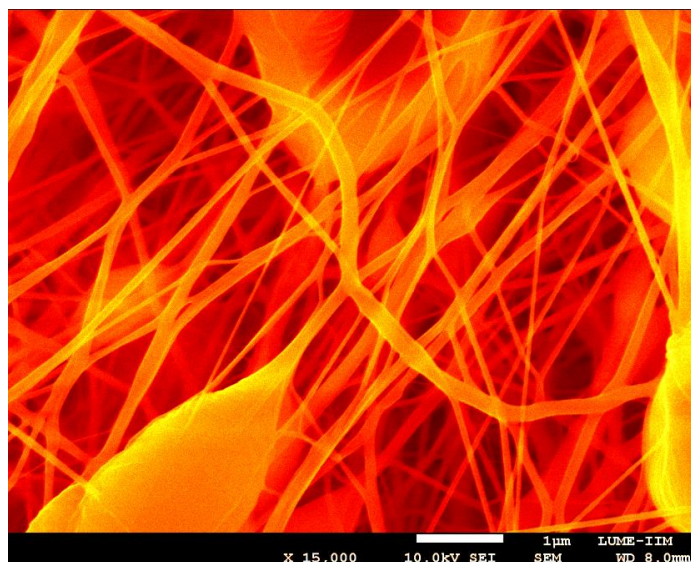


Figura 69. Microscopia electrónica de barrido de la membrana 3.

Como se puede notar en la Figura 70, la cantidad de presión es ideal para que la membrana no se vea afectada; aun después de múltiples mediciones estas siguen en buen estado. En la Figura 70 (a) se puede visualizar el estado de la membrana electrohilada antes de su medición en seco, la membrana se coloca con facilidad en el O-Ring. En la Figura 70 (b) se puede observar una membrana electrohilada después de su medición en húmedo. Para humedecer la membrana, esta se sumerge completamente en líquido humectante. Se puede notar una parte de la membrana de un color más blanco que otro en el centro, el cual está delimitado de un círculo de color azul. Esa área es la parte seca de la membrana después de la medición en húmedo, la parte en donde los poros fueron vaciados por medio de la presión de flujo de aire.

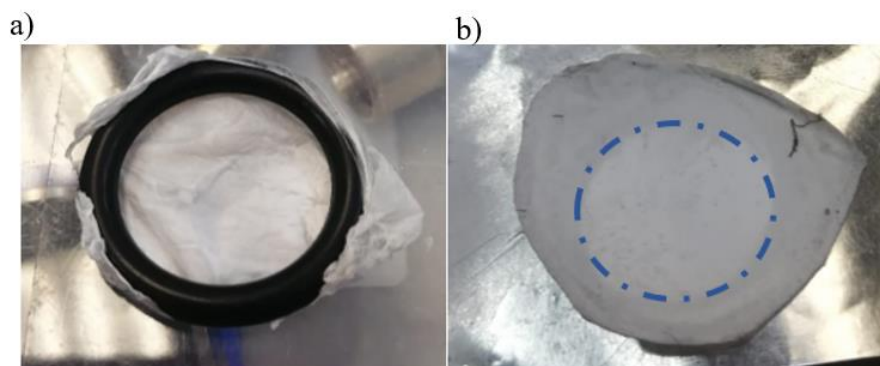


Figura 70. Membrana electrohilada de PCL al 13% después de medición en seco (a) y en húmedo (b).

5.3. Resumen de resultados de porometría de flujo capilar y microscopía electrónica de barrido

Los resultados obtenidos anteriormente por medio de la caracterización de las membranas electrohiladas por medio de dispositivo diseñado y la microscopía electrónica de barrido fueron colocadas en la siguiente tabla con la finalidad de realizar un resumen de los datos de manera adecuada y calcular un error de exactitud que nos permita visualizar que tan confiable en el dispositivo diseñado.

En el caso de la membrana numero 1 como mencionamos anteriormente, fue destruida durante una medición con el porómetro por lo que realizar la microscopía electrónica de barrido no fue posible, debido a esto no tenemos un valor con el cual evaluar la exactitud de la medición en esa membrana. Sin embargo, considerando la membrana 2 y 3, podremos dar claridad al error de exactitud del dispositivo.

Tabla 20. Resumen y comparación de datos de porometría de las membranas.

	Membrana 1	Membrana 2	Membrana 3
Caracterización por medio del porómetro “Pore-Flow IMM” en seco			
Diámetro de poro mínimo	$1.0866 \pm 0.3251 \mu\text{m}$	$0.882 \pm 0.3079 \mu\text{m}$	$1.0202 \pm 0.8071 \mu\text{m}$
Diámetro de poro máximo	$2.2161 \pm 0.3250 \mu\text{m}$	$2.686 \pm 0.3123 \mu\text{m}$	$4.0505 \pm 0.8108 \mu\text{m}$
Diámetro de poro medio	$1.476 \pm 0.3205 \mu\text{m}$	$1.456 \pm 0.3070 \mu\text{m}$	$2.1699 \pm 0.8060 \mu\text{m}$
Caracterización por medio del porómetro “Pore-Flow IMM” en húmedo			
Diámetro de poro mínimo	$0.8985 \pm 0.2176 \mu\text{m}$	$1.1567 \pm 0.4858 \mu\text{m}$	$0.861 \pm 0.5421 \mu\text{m}$
Diámetro de poro máximo	$4.1234 \pm 0.2173 \mu\text{m}$	$3.7304 \pm 0.4896 \mu\text{m}$	$3.1883 \pm 0.5466 \mu\text{m}$
Diámetro de poro medio	$0.8001 \pm 0.2170 \mu\text{m}$	$1.9391 \pm 0.4852 \mu\text{m}$	$1.4502 \pm 0.5420 \mu\text{m}$
Promedio de los diámetros de poro mínimo	$1.3822 \pm 0.3912 \mu\text{m}$	$1.0193 \pm 0.5751 \mu\text{m}$	$0.9406 \pm 0.9722 \mu\text{m}$
Promedio de los diámetros de poro máximo	$1.2705 \pm 0.3909 \mu\text{m}$	$3.2082 \pm 0.5807 \mu\text{m}$	$3.6194 \pm 0.9788 \mu\text{m}$
Promedio de los diámetros de poro medio	$1.1380 \pm 0.387 \mu\text{m}$	$1.6875 \pm 0.5742 \mu\text{m}$	$1.8100 \pm 0.9713 \mu\text{m}$
Caracterización por medio de microscopía electrónica de barrido			
Diámetro de poro mínimo	Medición no realizada, debido a que la membrana se destruyó.	$0.917 \pm 0.7369 \mu\text{m}$	$0.535 \pm 0.5658 \mu\text{m}$
Diámetro de poro máximo		$3.301 \pm 0.7511 \mu\text{m}$	$3.73 \pm 0.5968 \mu\text{m}$

Diámetro de poro medio		$1.7613 \mu\text{m} \pm 0.7190 \mu\text{m}$	$1.8162 \mu\text{m} \pm 0.5290 \mu\text{m}$
Error de exactitud de diámetro de poro mínimo	No calculado, debido a la destrucción de la membrana	10.944%	35.0579%
Error de exactitud de diámetro de poro máximo		9.7745 %	9.6476%
Error de exactitud de diámetro de poro medio		8.0204 %	0.5605%
Error de exactitud total de las mediciones	-	9.5796%	15.0886%

Considerando las mediciones de las 2 membranas en las cuales se pudo realizar el calculo de error de exactitud, es decir la desviación existente entre la media de los valores observados y el valor real, suponiendo el valor real como el obtenido por medio de la microscopia electrónica de barrido, se puede notar un error relativamente alto considerando la naturaleza del diseño. Sin embargo, se detectaron múltiples áreas de oportunidad las cuales repercuten de manera directa con la exactitud de las mediciones del dispositivo.

5.4. Trabajo a futuro

Hasta el momento se han obtenido resultados adecuados que han permitido obtener las primeras estimaciones de tamaños de poro. Sin embargo, la cantidad de ruido y fluctuaciones aún deben ser corregidas con la finalidad de aumentar la sensibilidad de medición y mejorar estas. Por lo que se sugiere cambiar algunos componentes del porómetro por otros que brinden mayor exactitud tal es el caso del uso de sensores de presión de mejor calidad que se ajusten a nuestras necesidades, como los sensores omegas para 15 y 100 Psi, de la misma línea llamados PX309-15 G5V y PX309-100G5V, respectivamente, debido a sus características técnicas. Estos sensores se muestran en la Figura 71. Los transductores Omega cuentan con una estabilidad $\pm 0.25\%$, típico con un tiempo de respuesta menor a 1 ms.



Figura 71. Transductores Omega.

Actualmente se utiliza un controlador analógico y un sensor de flujo másico, los cuales funcionan con altos porcentajes de error. Por lo que se han sugerido los controladores electrónicos que se encuentran en la Figura 72, considerado dos diferentes, uno con rango máximo de 15 litros por minuto, del modelo FMA5523A y otro de 100 litros por minuto, del modelo FMA-2610^a. Los cuales permitirán controlar mejor el flujo másico para lograr escalonamientos mínimos de flujo másico. Posiblemente el código tenga que ser modificado para el control de estos. Sin embargo, se optará por el uso de LabVIEW, ya que demostró ser más viable y eficaz.



Figura 72. Controladores de flujo electrónicos OMEGA.

El sensor de temperatura que se usó inicialmente fue el LM35. Sin embargo, este por ser un tipo de sensor analógico que mide la temperatura ambiente no pudo realizar las mediciones del fluido que atraviesa el flujómetro de la membrana ya que este tipo de sensor no puede medir a través del acero inoxidable. Se cree que es posible realizar las mediciones con un sensor infrarrojo, debido al efecto de dispersión de la energía. Una sugerencia de dicho sensor de temperatura se encuentra mostrado en la Figura 73, ya que es posible tener las mediciones del flujo dentro del dispositivo. Este sensor se encontró que no era tan funcional dentro del prototipo debido a la rapidez de las mediciones por lo que la temperatura del sistema no se incrementa lo suficiente, para significar un riesgo para la membrana o para el usuario. Debido al efecto de dispersión de la energía, este sensor posibilita el poder medir la temperatura a través del acero inoxidable a determinada distancia, aunque esta es una deducción teórica se cuentan con bases teóricas que posibilitan esta hipótesis.



Figura 73. Sensor infrarrojo

En el caso del funcionamiento del dispositivo, idealmente se requiere hacer uso de un gas inerte, con la finalidad de que este no contenga impurezas que puedan dañar directamente la muestra, el uso de este tipo de gas nos presenta la ventaja de un flujo constante de dicho fluido. Sin embargo, en este caso al no contar con un protocolo establecido para el uso del nitrógeno en el dispositivo dentro del laboratorio se empleó aire suministrado por medio de un mini compresor con una potencia de ½ de HP, el cual presentaba fluctuaciones en la cantidad de aire suministrado siendo esta una de las posibles causas de los errores en la lectura de presión detectadas anteriormente, al igual que cuando este elaboraba más de 2 pruebas seguidas tendía a sobrecalentarse y suministrar menor cantidad de aire de la deseada o disminuir su cantidad de presión, provocando que esta no aumentara de manera lineal, sino que tuviera picos de menor suministro.

Debido a esto se espera que en el futuro durante el funcionamiento del dispositivo se pueda hacer uso de un gas más puro que el aire. Manteniendo las mediciones durante cierto tiempo de manera constante y al terminar la medición ventilar el laboratorio. En el caso del prototipo físico, como trabajo a futuro se espera modificar un poco la estructura externa del dispositivo, con la finalidad de que sea fácil abrir y cerrar el dispositivo ya que ahora tenía algunas dificultades, debido a su forma cilíndrica ya que era difícil ejercer fuerza al no contar con suficiente área de sujeción.

6. Conclusiones

El desarrollo de un nuevo dispositivo que permita ayudar con el avance en las investigaciones en el área de ingeniería de tejidos para las membranas electrohiladas facilitando la caracterización de las membranas es un área que enfrenta múltiples retos derivados de las distintas características mecánicas de cada una de las membranas, fue evidente durante el desarrollo de esta tesis la posibilidad de mejorar los métodos de caracterización de las membranas electrohiladas considerando las normas sobre las cuales debemos trabajar y parámetros de presión y cantidad de flujo suministrado. Sin embargo, el reto de elaborar un porometro de flujo capilar para membranas electrohiladas aun presenta complicaciones futuro, ya que se vuelve más complejo debido a que las características propias de la membrana a analizar; las cuales no solo varían de acuerdo con el tipo de polímero con el que se esté trabajando, sino que adicionalmente sus propiedades se ven fuertemente afectadas debido a los parámetros de electrohilado con los cuales se haya elaborado dicha membrana.

Se cumplieron todos los objetivos mencionados anteriormente, confirmados de la identificación de las necesidades y requerimientos del dispositivo con lo cual fueron determinadas distintas alternativas de diseño que permitieron realizar pruebas para caracterizar membranas y establecer procedimientos y finalmente encontrar posibles mejoras. Es posible mejorar el dispositivo con la finalidad de minimizar los errores en las mediciones causados por errores humanos o una baja sensibilidad en los sensores, a pesar de haber cumplido cada uno de los objetivos nos enfrentamos con nuevo trabajo a futuro, con la finalidad de mejorar el porometro de flujo capilar y la elaboración de membranas electrohiladas, para de este modo caracterizar membranas con parámetros más controlados.

Los resultados de este trabajo presentaron un proceso de diseño el cual permitió la construcción de un prototipo el cual fue probado en múltiples ocasiones siendo este una propuesta de

porómetro de flujo capilar, al final de las mediciones la composición de la muestra se veía mínimamente afectada en la mayor parte de las pruebas. Se detectaron rangos en la presión para trabajar, es indispensable considerar que en este caso para las pruebas únicamente se uso cierto tipo de polímero, aunque sus propiedades mecánicas se ven definidas por los parámetros de electrohilado, este tipo de polímero se caracteriza por ser un poco mas resistente que otro tipo de polímeros electrohilados.

En el desarrollo del dispositivo se hizo evidente la mala calidad de los componentes electrónicos del porómetro, ya que puede afectar directamente las mediciones, generando altos rangos de error, mediciones incongruentes y retrasos en la caracterización de la membrana. A pesar de dicha dificultad, se logró desarrollar un porómetro de flujo capilar que considerará las propiedades mecánicas de las membranas electrohiladas, permitiendo que estas no fueran fuertemente afectadas.

La implementación de un proceso de diseño permitió identificar las necesidades, buscando alinear cada una de estas con su respectivo parámetro y propuestas de solución brindándonos un campo de soluciones. Cada posible solución se alineaba con su respectivo requerimiento considerando los parámetros establecidos, las necesidades fueron evaluadas de acuerdo con un orden de importancia ponderados por medio de una matriz de pares permitiéndonos evaluar la relevancia de cada requerimiento con respecto a otro. Se brindo mayor importancia a las necesidades esenciales obtenidas por medio de la matriz de pares, lo que permitió evaluar los conceptos y seleccionar la mejor alternativa de acuerdo con las posibilidades, modificar el proceso de manufactura y los componentes electrónicos para la construcción del dispositivo y considerar un nuevo campo de soluciones con la finalidad de mejorar el dispositivo.

Un futuro rediseño del dispositivo mejorará la calidad del dispositivo, ya que en cada una de las mediciones se tienen identificadas nuevas áreas de oportunidad sobre las cuales puede mejorar el dispositivo, a pesar de tener buenos valores de error de exactitud estos son no muy cercanos lo cual afecta directamente la reproductibilidad del sistema.

7. Referencias

- Agarwal, C., Das, S., & Pandey, A. (2022). Study on pore size distributions of microporous polymer membranes having different physical architecture using capillary flow porometry. 23. <https://doi.org/10.1016/j.mtchem.2021.100652>
- Aghayari, S. (2022). A novel method for measuring the porosity of the nanoweb. *Results in Materials*, 16, 100345. <https://doi.org/10.1016/j.rinma.2022.100345>
- Akshaya, J., & Krishna, G. (2001). An innovative technique for pore structure analysis of fuel cell and battery components using flow porometry. 96(1), 214–219. [https://doi.org/10.1016/S0378-7753\(00\)00684-4](https://doi.org/10.1016/S0378-7753(00)00684-4)
- Akshaya, J., & Krishna, G. (2010). Advances in Pore Structure Evaluation by Porometry. 33(8), 1241–1250. <https://doi.org/10.1002/ceat.201000119>
- Alcalde, A., Gonzales, M., & Valverde, V. (2020). Electrospinning: Avances y aplicaciones en el campo de la biomedicina. 20(4). <http://dx.doi.org/10.25176/rfmh.v20i4.3004>
- Ameer, J. M., Pr, A. K., & Kasoju, N. (2019). Strategies to Tune Electrospun Scaffold Porosity for Effective Cell Response in Tissue Engineering. *Journal of Functional Biomaterials*, 10(3). <https://doi.org/10.3390/jfb10030030>
- Bae, H.-S., Haider, A., Selim, K. M. K., Kang, D.-Y., Kim, E.-J., & Kang, I.-K. (2013). Fabrication of highly porous PMMA electrospun fibers and their application in the removal of phenol and iodine. *Journal of Polymer Research*, 20(7), 158. <https://doi.org/10.1007/s10965-013-0158-9>
- Barrera Quintero, V. (2020). Andamios electrohilados de fibroína de gusano de seda para el crecimiento de astrocitos para lesiones en el tejido neuronal [En línea, Universidad Nacional Autónoma de México]. https://tesiunam.dgb.unam.mx/F/2A4D3F17NHQCM5CNFIXMY8842J4X41X1YYDPF73XR22LGIFIQP-12128?func=full-set-set&set_number=055433&set_entry=000003&format=999
- Bilad, M. R., Westbroek, P., & Vankelecom, I. F. J. (2011). Assessment and optimization of electrospun nanofiber-membranes in a membrane bioreactor (MBR). *Journal of Membrane Science*, 380(1), 181–191. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2011.07.003>
- Calvo, J. I., Hernández, A., Prádanos, P., Martínez, L., & Bowen, W. R. (1995). Pore Size Distributions in Microporous Membranes II. Bulk Characterization of Track-Etched Filters by Air Porometry and Mercury Porosimetry. *Journal of Colloid and Interface Science*, 176(2), 467–478. <https://doi.org/10.1006/jcis.1995.9944>
- Camargo-Silva, S. M., Muñoz, E., Vera-Graziano, R., & Gómez- Pachón, E. Y. (2017). Fabricación de nanofibras de TiO₂/ZnO para aplicaciones de almacenamiento de energía. *ORINOQUIA*, 21, 56–63. http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-37092017000300056&nrm=iso
- Campana, R., Sevilla, G., Herradón, C., Larragaña, A., & Rodríguez, J. (2019). Uso de multiinyector para electro-hilado de fibras cerámicas en aplicaciones energéticas. <https://doi.org/10.1016/j.bsecv.2019.01.003>
- Cedillo, E. (2022). Obtención de membranas de gelatinade piel de bovino y de pescado, por liofilización, para aplicación en regeneración de tejido óseo periodontal [En línea]. Universidad Nacional Autónoma de México.

- Chen, G., Ushida, T., & Tateishi, T. (2002). Scaffold Design for Tissue Engineering. 2(2), 67–77.
- Choong, L. T., Yi, P., & Rutledge, G. C. (2015). Three-dimensional imaging of electrospun fiber mats using confocal laser scanning microscopy and digital image analysis. *Journal of Materials Science*, 50(8), 3014–3030. <https://doi.org/10.1007/s10853-015-8834-2>
- Chung, C., Beecham, M., Mauck, R., & Burdick, J. (2009). The influence of degradation characteristics of hyaluronic acid hydrogels on in vitro neocartilage formation by mesenchymal stem cells. 30(26), 4287–4296.
- Cooley, J. F. (1902). Electro-spinning characterised by the electro-spinning apparatus (Patent 692631). <https://patents.google.com/patent/US692631A/en>
- Cortez Tornello, P. R., Caracciolo, P. C., Igartúa Roselló, J. I., & Abraham, G. A. (2018). Electrospun scaffolds with enlarged pore size: Porosimetry analysis. *Materials Letters*, 227, 191–193. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2018.05.072>
- Cushen, M., Kerry, J., Morris, M., Cruz-Romero, M., & Cummins, E. (2012). Nanotechnologies in the food industry – Recent developments, risks and regulation. *Trends in Food Science & Technology*, 24(1), 30–46. <https://doi.org/10.1016/j.tifs.2011.10.006>
- Dalgic, A. D., Atila, D., Karatas, A., Tezcaner, A., & Keskin, D. (2019). Diatom shell incorporated PHBV/PCL-pullulan co-electrospun scaffold for bone tissue engineering. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 100, 735–746. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.046>
- Dhandayuthapani, B., Yoshida, Y., Maekawa, T., & Kumar, D. (2011). Polymeric Scaffolds in Tissue Engineering Application. 1–19.
- Doddoli, C., & Ayala, J. (2022, agosto). Propiedades y usos de los biomateriales [Digital]. <https://ciencia.unam.mx/contenido/infografia/220/la-ciencia-de-los-biomateriales->
- Duque Sánchez, L. M., Rodríguez, L., & López, M. (2014). Electrospinning: La era de las nanofibras. 14(1), 10–27.
- Elsayed, O., Kirsch, R., Krull, F., Antonyuk, S., & Osterroth, S. (2021). Pore-Scale Simulation of the Interaction between a Single Water Droplet and a Hydrophobic Wire Mesh Screen in Diesel. *Fluids*, 6(9). <https://doi.org/10.3390/fluids6090319>
- Formhals, A. (1934). Process and Apparatus for Preparing Artificial Threads (U.S Patent Patent 1975504).
- Fu, W., Liu, Z., Feng, B., Hu, R., He, X., Wang, H., Yin, M., Huang, H., Zhang, H., & Wang, W. (2014). Electrospun gelatin/PCL and collagen/PLCL scaffolds for vascular tissue engineering. *International Journal of Nanomedicine*, 9, 2335–2344. <https://doi.org/10.2147/IJN.S61375>
- Ghasemi-Mobarakeh, L., Prabhakaran, M. P., Morshed, M., Nasr-Esfahani, M.-H., & Ramakrishna, S. (2008). Electrospun poly(epsilon-caprolactone)/gelatin nanofibrous scaffolds for nerve tissue engineering. *Biomaterials*, 29(34), 4532–4539. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.08.007>
- Gribble, C. M., Matthews, G. P., Laudone, G. M., Turner, A., Ridgway, C. J., Schoelkopf, J., & Gane, P. A. C. (2011). Porometry, porosimetry, image analysis and void network modelling in the study of the pore-level properties of filters. *Chemical Engineering Science*, 66(16), 3701–3709. <https://doi.org/10.1016/j.ces.2011.05.013>

- Gunatillake, P., Mayadunne, R., & Adhikari, R. (2006). Recent developments in biodegradable synthetic polymers. En M. R. El-Gewely (Ed.), *Biotechnology Annual Review* (Vol. 12, pp. 301–347). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S1387-2656\(06\)12009-8](https://doi.org/10.1016/S1387-2656(06)12009-8)
- Haider, A., Haider, S., & Kang, I.-K. (2018). A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in biomedical and biotechnology. *Arabian Journal of Chemistry*, 11(8), 1165–1188. <https://doi.org/10.1016/j.arabjc.2015.11.015>
- Haider, S., Al-Zeghayer, Y., Ahmed Ali, F. A., Haider, A., Mahmood, A., Al-Masry, W. A., Imran, M., & Aijaz, M. O. (2013). Highly aligned narrow diameter chitosan electrospun nanofibers. *Journal of Polymer Research*, 20(4), 105. <https://doi.org/10.1007/s10965-013-0105-9>
- Huang, J., Zhou, X., Shen, Y., Li, H., Zhou, G., Zhang, W., Zhang, Y., & Liu, W. (2020). Asiaticoside loading into polylactic-co-glycolic acid electrospun nanofibers attenuates host inflammatory response and promotes M2 macrophage polarization. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 108(1), 69–80. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36793>
- Hussain, D., Loyal, F., & Greiner, A. (2010). Structure property correlations for electrospun nanofiber nonwovens. 51(17). <https://doi.org/3989-3997>
- Jang, E., & Kang, C.-W. (2021). The pore structure and sound absorption capabilities of *Homalium* (*Homalium foetidum*) and *Jelutong* (*Dyera costulata*). *Wood Science and Technology*, 56, 1–22. <https://doi.org/10.1007/s00226-021-01336-z>
- Jang, Y., Park, Y., & Kim, J. (2020). Engineering Biomaterials to Guide Heart Cells for Matured Cardiac Tissue. 10(925). <https://doi.org/10.3390/coatings10100925>
- Jena, A., & Gupta, K. (2003). Liquid Extrusion Techniques for Pore Structure Evaluation of Nonwovens. *International Nonwovens Journal*, os-12(3), 1558925003os–155891200313. <https://doi.org/10.1177/1558925003os-1200313>
- Kadam, V., Kyratzis, I. L., Truong, Y. B., Schutz, J., Wang, L., & Padhye, R. (2019). Electrospun bilayer nanomembrane with hierarchical placement of bead-on-string and fibers for low resistance respiratory air filtration. *Separation and Purification Technology*, 224, 247–254. <https://doi.org/10.1016/j.seppur.2019.05.033>
- Kaur, S., Sundarrajan, S., Rana, D., Sridhar, R., Gopal, R., Matsuura, T., & Ramakrishna, S. (2014). Review: The characterization of electrospun nanofibrous liquid filtration membranes. *Journal of Materials Science*, 49(18), 6143–6159. <https://doi.org/10.1007/s10853-014-8308-y>
- Keun Kwon, I., Kidoaki, S., & Matsuda, T. (2005). Electrospun nano- to microfiber fabrics made of biodegradable copolyesters: Structural characteristics, mechanical properties and cell adhesion potential. *Biomaterials*, 26(18), 3929–3939. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.10.007>
- Khang, G. (2017). *Handbook of Intelligent Scaffolds for Tissue Engineering and Regenerative Medicine* (2nd ed.).
- Khoddami, A., Shokohi, S., Morshed, M., & Abedi, D. (2011). Simultaneous Application of Silver Nanoparticles with Different Crease Resistant Finishes. *Fibers and Polymers*, 12, 635–641. <https://doi.org/10.1007/s12221-011-0635-x>

- Kim, G., Yoon, H., & Park, Y. (2010). Drug release from various thicknesses of layered mats consisting of electrospun polycaprolactone and polyethylene oxide micro/nanofibers. *Applied Physics A*, 100(4), 1197–1204. <https://doi.org/10.1007/s00339-010-5785-y>
- Kolb, H., Schmitt, R., Dittler, A., & Kasper, G. (2018). On the accuracy of capillary flow porometry for fibrous filter media. 199, 198–205. <https://doi.org/10.1016/j.seppur.2018.01.024>
- Kumar, S., & Chakarvarti, S. K. (2008). Measurement of Average Etched Pore Radius in Ion Track Membranes Through Conductometric Technique. *Modern Physics Letters B*, 22(30), 2993–2998. <https://doi.org/10.1142/S0217984908017527>
- Lalia, B. S., Guillen-Burrieza, E., Arafat, H. A., & Hashaikeh, R. (2013). Fabrication and characterization of polyvinylidene fluoride-co-hexafluoropropylene (PVDF-HFP) electrospun membranes for direct contact membrane distillation. *Journal of Membrane Science*, 428, 104–115. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2012.10.061>
- Lepora, N. F., Verschure, P., & Prescott, T. J. (2013). The state of the art in biomimetics. *Bioinspiration & Biomimetics*, 8(1), 013001. <https://doi.org/10.1088/1748-3182/8/1/013001>
- Li, D., Frey, M. W., & Joo, Y. L. (2006). Characterization of nanofibrous membranes with capillary flow porometry. *Journal of Membrane Science*, 286(1), 104–114. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2006.09.020>
- Liu, Y.-X., Chaparro, F. J., Tian, Z., Jia, Y., Gosser, J., Gaumer, J., Ross, L., Tafreshi, H., & Lannutti, J. J. (2023). Visualization of porosity and pore size gradients in electrospun scaffolds using laser metrology. *PloS One*, 18(3), e0282903. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0282903>
- Meyer, U., Meyer, T., Handschel, J., & Wiesmann, H. (2009). *Fundamentals of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*.
- Migonney, V. (2014). *Biomaterials*.
- Miranda, E. (2017). Elaboración de andamios de poli (ϵ -caprolactona) / colágeno / epicatequina para regeneración de tejido cardíaco [En línea]. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Molfino, H. M. G., Alcalde-YaÑpmez, A., Valverde-MorÃ³n, V., & Villanueva-Salvatierra, D. (2020). Electrospinning: Avances y aplicaciones en el campo de la biomedicina. *Revista de la Facultad de Medicina Humana*, 20, 706–713. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2308-05312020000400706&nrm=iso
- Molina, J., & Rothamer, D. A. (2019). Development of the capillary flow porometry technique for the characterization of gasoline particulate filter walls. *Engineering Research Express*, 1(2), 025003. <https://doi.org/10.1088/2631-8695/ab4785>
- Montes Malagón, L. A., Sánchez Cepeda, Á. P., Gómez Pachón, E., & Pineda Triana, Y. (2020). Efecto de los parámetros de electrohilado en la morfología de las fibras de PVDF y PS. 6(6), 497–50.
- Mortimer, C., & Wright, C. (2017). The fabrication of iron oxide nanoparticle-nanofiber composites by electrospinning and their applications in tissue engineering. *Biotechnology journal*, 12. <https://doi.org/10.1002/biot.201600693>
- Morton, W. J. (1902). Method of Dispersing Fluids (U.S Patent Patent 705691).

- Moslehi, M., & Mahdavi, H. (2019). Controlled pore size nanofibrous microfiltration membrane via multi-step interfacial polymerization: Preparation and characterization. *Separation and Purification Technology*, 223, 96–106. <https://doi.org/10.1016/j.seppur.2019.04.041>
- Nguyen, L. H., Gao, M., Lin, J., Wu, W., Wang, J., & Chew, S. Y. (2017). Three-dimensional aligned nanofibers-hydrogel scaffold for controlled non-viral drug/gene delivery to direct axon regeneration in spinal cord injury treatment. *Scientific Reports*, 7, 42212. <https://doi.org/10.1038/srep42212>
- Noriega, A. (2019). Membranas de fibra hueca de polisulfona injertada vía UV con ácido tánico para reducir el estrés oxidativo en procesos de hemodiálisis [En línea]. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Pahl, G., Beitz, W., Feldhusen, J., & Grote, K. H. (2007). *Engineering Design* (3era ed.). Springer.
- Park, J. (1984). *Biomaterials science and engineering*. Springer.
- Piskin, E., Bölgen, N., Egri, S., & Isoglu, I. A. (2007). Electrospun matrices made of poly (alpha-hydroxy acids) for medical use. *Nanomedicine* (London, England), 2(4), 441–457. <https://doi.org/10.2217/17435889.2.4.441>
- Quijano-Mendoza, J., Hernández-Sánchez, F., Cervantes-Uc, J., & Fuentes, N. (2021). Andamios electrohilados de gelatina con potencial aplicación en ingeniería tisular dérmica.
- Rahmati, M., Mills, D. K., Urbanska, A. M., Saeb, M. R., Venugopal, J. R., Ramakrishna, S., & Mozafari, M. (2021). Electrospinning for tissue engineering applications. *Progress in Materials Science*, 117, 100721. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100721>
- Rahmati Nejad, M., Yousefzadeh, M., & Solouk, A. (2020). Electrospun PET/PCL small diameter nanofibrous conduit for biomedical application. *Materials Science and Engineering: C*, 110, 110692. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.110692>
- Ratner, B. D., & Bryant, S. J. (2004). Biomaterials: Where We Have Been and Where We Are Going. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6(1), 41–75. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140027>
- Refate, A., Mohamed, Y., Mohamed, M., Sobhy, M., Samhy, K., Khaled, O., Eidaroos, K., Batikh, H., El-Kashif, E., El-Khatib, S., & Mehanny, S. (2023). Influence of electrospinning parameters on biopolymers nanofibers, with emphasis on cellulose & chitosan. *Heliyon*, 9(6), e17051. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e17051>
- Robles, M., Rodríguez, F., Márquez, E., Barrera, A., Aguilar, J., & Del Toro, C. (2014). Aplicaciones biomédicas, textiles y alimentarias de las nanoestructuras elaboradas por electrohilado. 2(16), 44–52. <https://biblat.unam.mx/hevila/Biotecnia/2014/vol16/no2/8.pdf>
- S Manickam, S., & McCutcheon, J. R. (2012). Characterization of polymeric nonwovens using porosimetry, porometry and X-ray computed tomography. *Journal of Membrane Science*, 407–408, 108–115. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2012.03.022>
- Salas, P. (2015). Fabricación y caracterización de un andamio de poli (ϵ caprolactona) funcionalizado con anhídrido maléico mezclado con hidrolizados de colágeno tipo i como sistema de liberación de diclofenaco. [En línea]. Universidad Nacional Autónoma de México.

Sánchez, A., Vera, R., Muñoz, E., Gómez, E., Bernad, M., & Maciel, A. (2016, diciembre). Preparación y caracterización de membranas poliméricas electrohiladas de policaprolactona y quitosano para la liberación controlada de clorhidrato de tiamina. 7(2), 133–151.

Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Preibisch, S., Rueden, C., Saalfeld, S., Schmid, B., Tinevez, J.-Y., White, D. J., Hartenstein, V., Eliceiri, K., Tomancak, P., & Cardona, A. (2012). Fiji: An open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*, 9(7), 676–682. <https://doi.org/10.1038/nmeth.2019>

Trejo, M. (2015). Andamio a base de poli (ácido láctico- co- glicólico), colágeno y quitosano, para regeneración de piel. Universidad Nacional Autónoma de México.

Vergauwen, T. E. M., Michiels, R., Torbeyns, D., Meire, M., De Bruyne, M., & De Moor, R. J. G. (2014). Investigation of Coronal Leakage of Root Fillings after Smear Layer Removal with EDTA or Er, Cr:YSGG Laser through Capillary Flow Porometry. *International Journal of Dentistry*, 2014, 593160. <https://doi.org/10.1155/2014/593160>

Villarreal, L., Cornejo, J., Vera, R., & Grande, D. (2016). Electrospinning as a powerful technique for biomedical applications: A critically selected survey. 27(2), 157–176.

Wang, Y., Yao, D., Li, L., Qian, Z., He, W., Ding, R., Liu, H., & Fan, Y. (2020). Effect of Electrospun Silk Fibroin-Silk Sericin Films on Macrophage Polarization and Vascularization. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 6(6), 3502–3512. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.0c00175>

Yazdanpanah, A., Amoabediny, G., Shariatpanahi, P., Nourmohammadi, J., Tahmasbi, M., & Mozafari, M. (2014). Synthesis and Characterization of Polylactic Acid Tubular Scaffolds with Improved Mechanical Properties for Vascular Tissue Engineering. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 28, 99.

Zeytuncu, B., Ürper, M., Koyuncu, İ., & Tarabara, V. V. (2018). Photo-crosslinked PVA/PEI electrospun nanofiber membranes: Preparation and preliminary evaluation in virus clearance tests. *Separation and Purification Technology*, 197, 432–438. <https://doi.org/10.1016/j.seppur.2018.01.002>

8. Anexos

8.1. Códigos de programación

Código de Arduino

```
// Constantes
const int analogInPin0 = A0;           // pin de entrada analógica que el sensor
de flujo está conectado a P1
const int sampleAverage = 20;         // número de muestras del sensor para
promediar
const int serialRateOutput = 1000;    // tasa de salida de muestra en ms
const int analogSampleDelay = 2;      //retraso de muestra para muestreo
analógico en ms

// Variables
int sensorValue = 0;                  // valor leído proveniente del sensor de
flujo
float sensorAverage = 0.0;            // valor promedio del sensor
float sensorFlow = 0.0;
int pinPresion1 = A1;
int pinPresion2 = A2;

// Constantes de calibración del sensor 2
float minVoltaje = 0.5;
float maxVoltaje = 4.5;
float minPresion = 0;
float maxPresion = 30;

// Constantes de calibración del sensor 2
float minVoltaje2 = 0.3;
float maxVoltaje2 = 4.5;
float minPresion2 = 0;
float maxPresion2 = 100;

// Constantes
float tempC; // Variable para almacenar el valor obtenido del sensor (0 a
1023)
int pinLM35 = A3; // Variable del pin de entrada del sensor (A0)

// Variables para almacenar los valores leídos
float voltaje2,presion2, voltaje1, presion1;

void setup()
{
//Código de medidor de flujo FS1012-1100NG
// inicialización de comunicación serial a 9600:
Serial.begin(9600);

// establecimiento de la referencia analógica interna en 1,1 V
analogReference(DEFAULT);
}
void loop()
```

```

{
    // inicialización del valor promedio del sensor
    sensorAverage = 0.0;

    // leer y acumular las medidas del sensor
    for(int i = 0; i < sampleAverage; i++)
    {
        // leer el valor analógico:
        sensorValue = analogRead(analogInPin0);

        // esperar el convertidor analógico a digital
        // para resolver después de la última lectura:
        delay(analogSampleDelay);

        // acumular los datos del sensor
        sensorAverage = sensorAverage + sensorValue;
    }
    // calcular el sensor promedio
    sensorAverage = sensorAverage / sampleAverage;

    if (sensorAverage <= 97.6 && sensorAverage >= 90.0) {
        sensorFlow = -0.802174 * sensorAverage + 84.252174;
    }
    else if (sensorAverage <= 102.6 && sensorAverage > 97.6) {
        sensorFlow = -0.602 * sensorAverage + 64.7152;
    }
    else if (sensorAverage <= 104.8 && sensorAverage > 102.6 ) {
        sensorFlow = -0.4454 * sensorAverage + 48.6536;
    }
    else if (sensorAverage <= 108.3 && sensorAverage > 104.8) {
        sensorFlow = -0.291429 * sensorAverage + 32.51171;
    }
    else if (sensorAverage <= 115.9 && sensorAverage > 108.3) {
        sensorFlow = -0.125 * sensorAverage + 14.4875;
    }
    Serial.print("FS1012:" );
    Serial.println(sensorAverage);
    Serial.print("FS1012 flujo:" );
    Serial.println(sensorFlow);

    // espere para garantizar al menos 100 ms entre cada impresión en serie
    delay(serialRateOutput - (sampleAverage * analogSampleDelay));

    // Código de transductores de presión.

    // Lectura del voltaje del sensor 1
    voltaje1 = analogRead(pinPresion1) * (5.0 / 1023.0);
    // Cálculo de la presión en PSI y KPA
    presion1 = ((voltaje1 - minVoltaje) * (maxPresion) / (maxVoltaje -
minVoltaje));

    Serial.print("Voltaje transductor:");
    Serial.print(voltaje1);
    Serial.println();
    Serial.print("Presión 2 (PSI): ");
    Serial.print(presion1);
    Serial.println();
}

```

```

        // Lectura del voltaje del sensor 2
        voltaje2 = analogRead(pinPresion2) * (5.0 / 1023.0);
        // Cálculo de la presión en PSI y KPA
        presion2 = ((voltaje2 - minVoltaje2) * (maxPresion2) / (maxVoltaje2 -
minVoltaje2));

        Serial.print("Voltaje transductor:");
        Serial.print(voltaje2);
        Serial.println();
        Serial.print("Presión 2 (PSI): ");
        Serial.print(presion2);
        Serial.println();

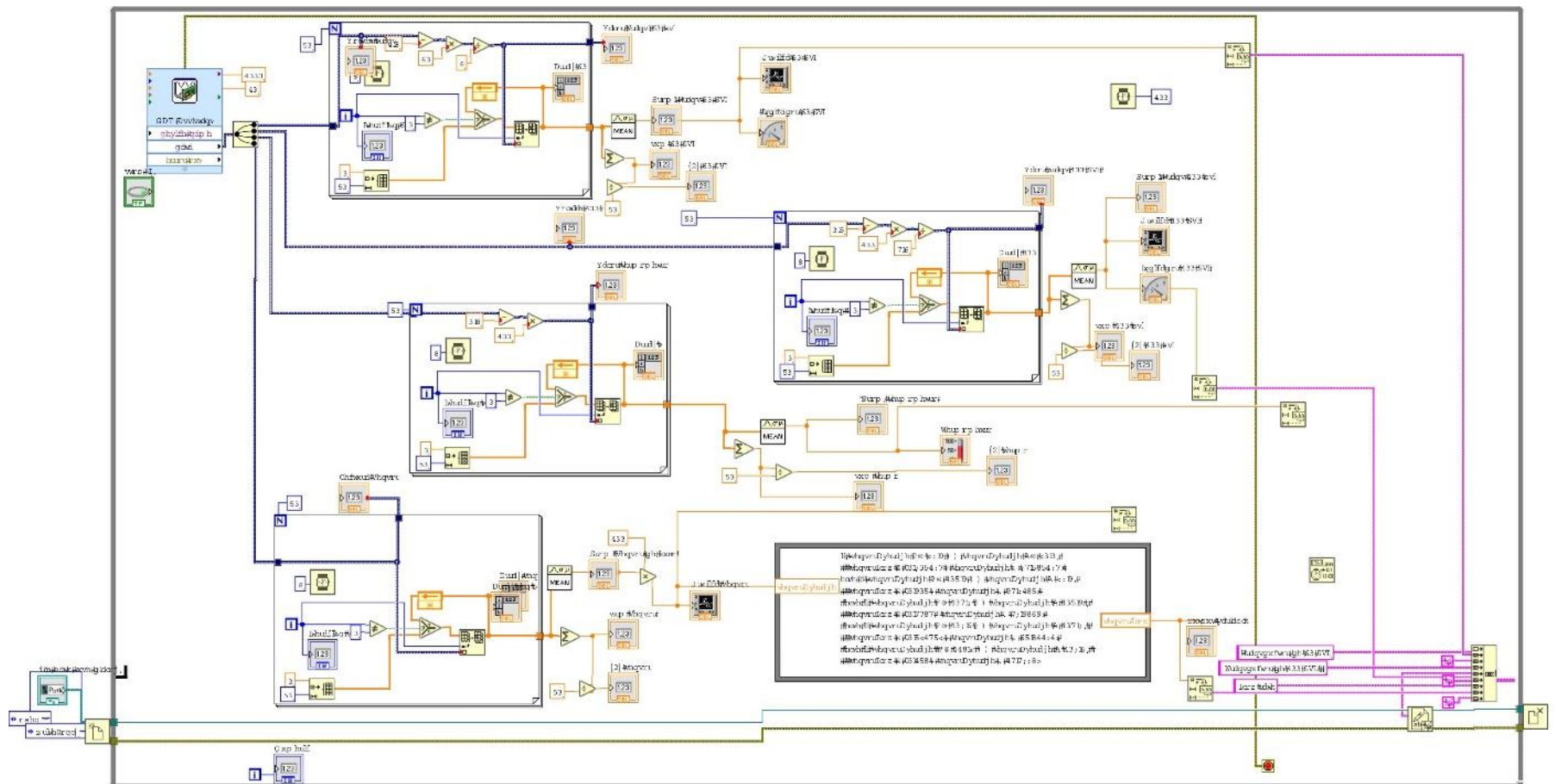
    ///Código de sensor de temperatura.
    // Con analogRead leemos el sensor, recuerda que es un valor de 0 a 1023
    tempC = analogRead(pinLM35);

    // Calculamos la temperatura con la fórmula
    tempC = (5.0 * tempC * 100.0)/1023.0;

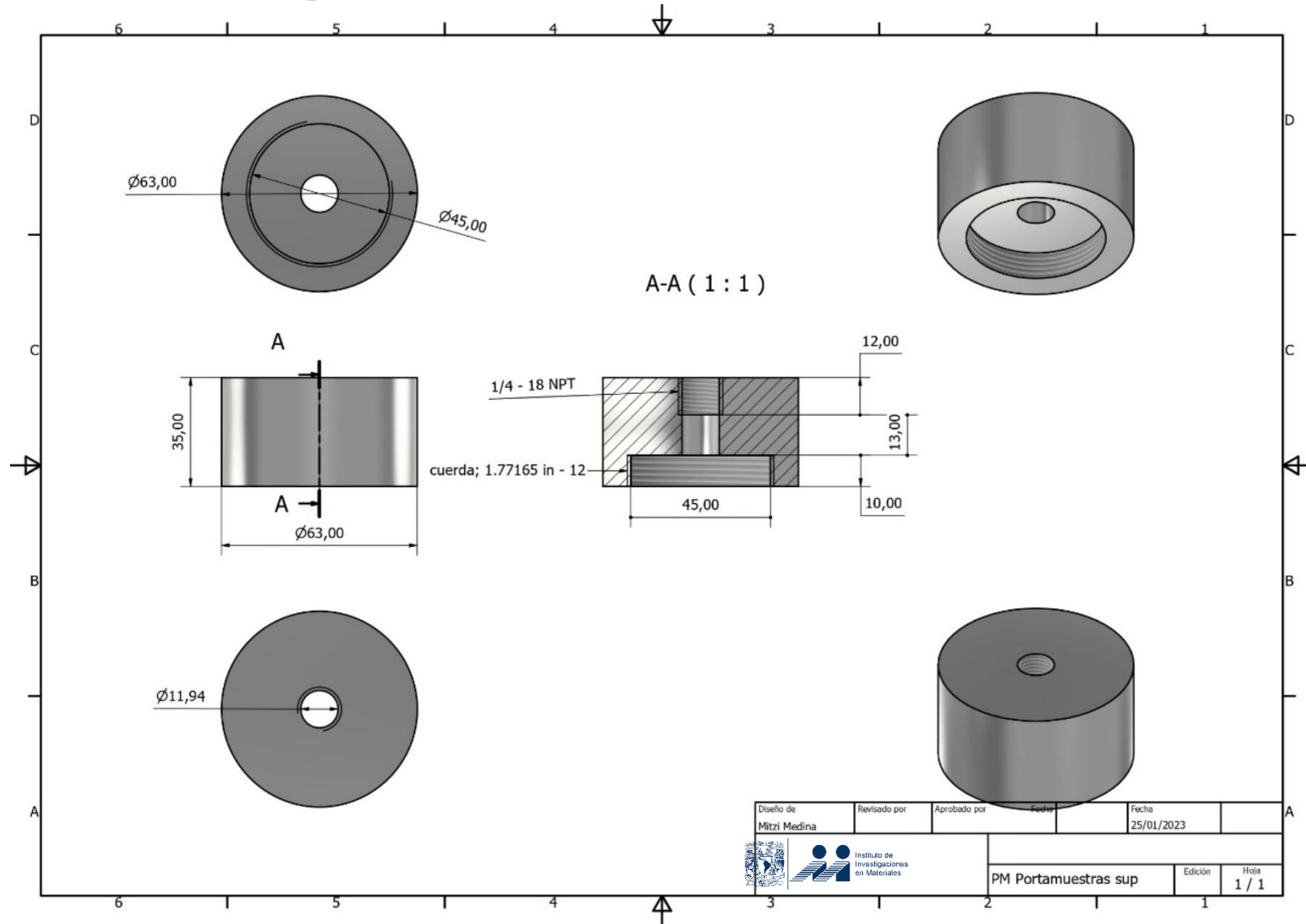
    // Envía el dato al puerto serial
    Serial.print(tempC);
    // Salto de línea
    Serial.print("\n");
}

```

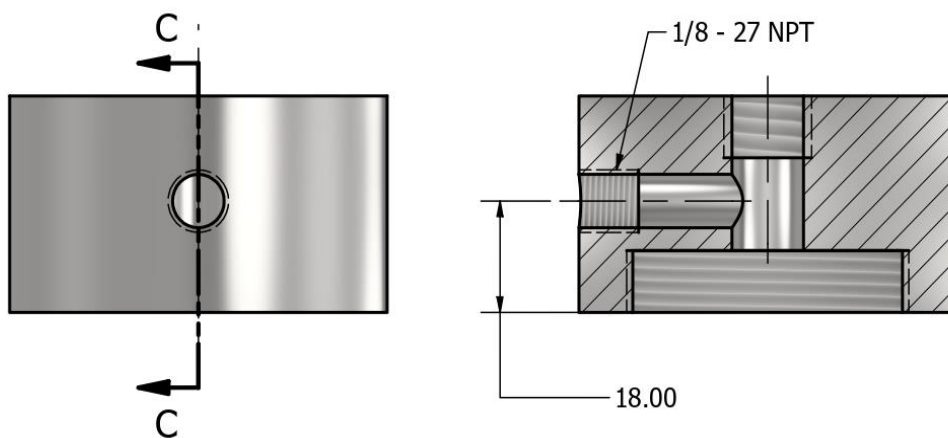
Código de LabVIEW



8.2. Planos de las piezas.



Porta muestras Superior



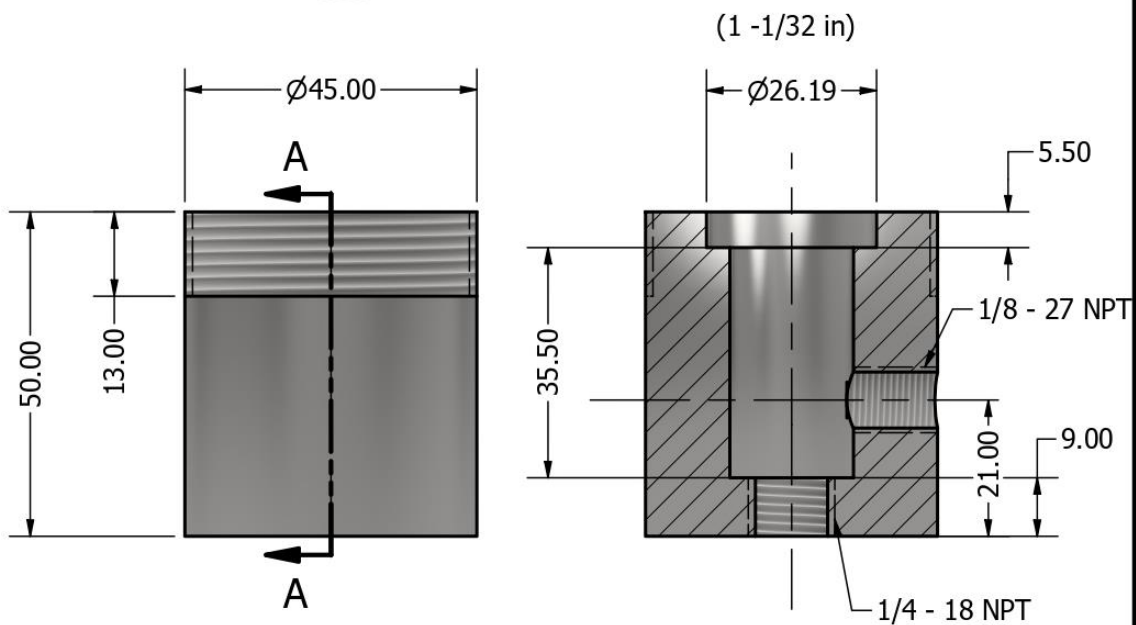
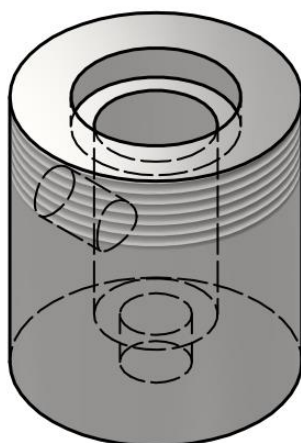
SECCIÓN C-C
ESCALA 1 : 1



Instituto de
Investigaciones
en Materiales

Elaborado: Mitzi Fernanda
Medina Coeto

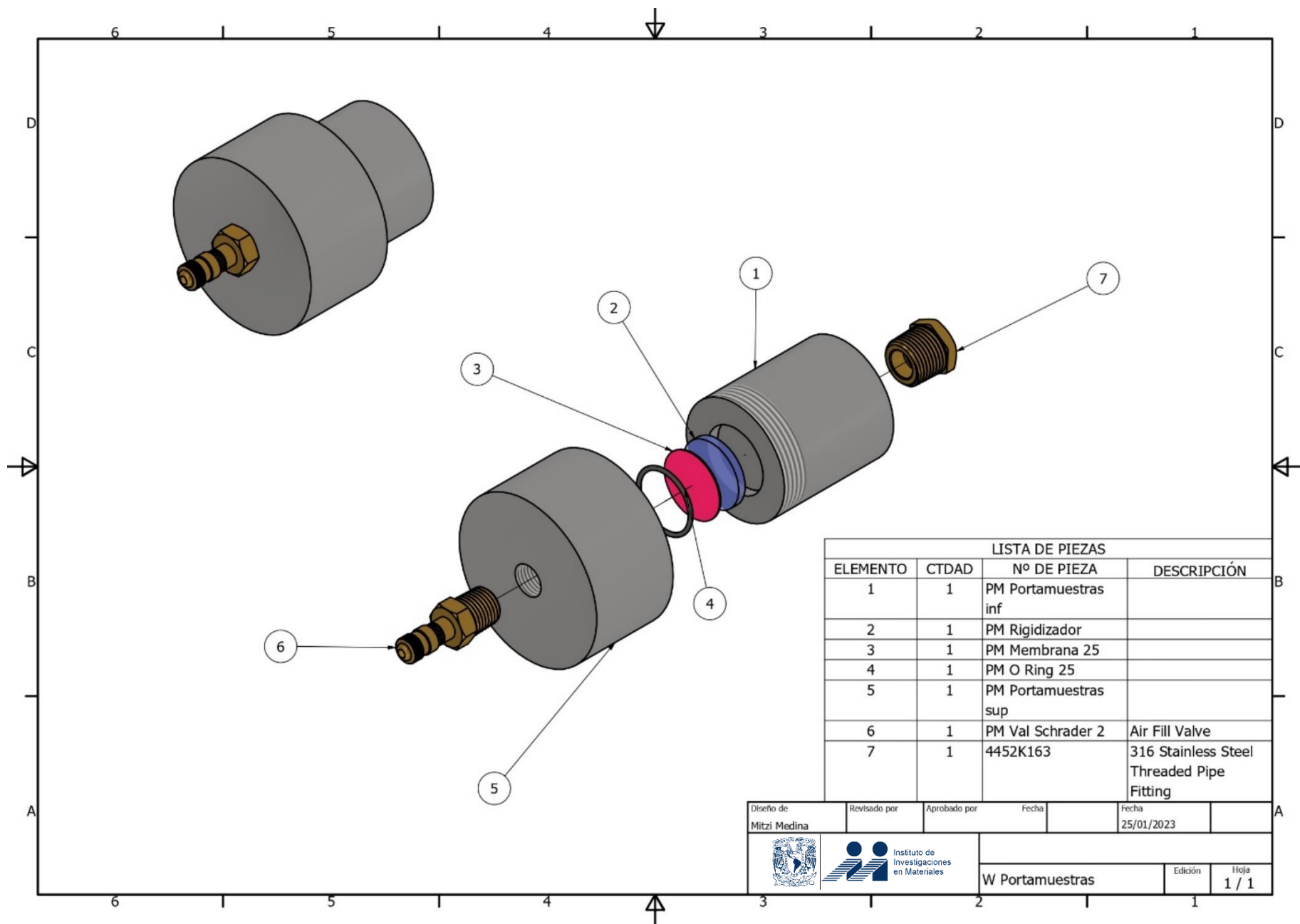
Porta muestras Inferior



SECCIÓN A-A
 ESCALA 1 : 1



Elaborado: Mitzi Fernanda
 Medina Coeto



LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	PM Portamuestras inf	
2	1	PM Rigidizador	
3	1	PM Membrana 25	
4	1	PM O Ring 25	
5	1	PM Portamuestras sup	
6	1	PM Val Schrader 2	Air Fill Valve
7	1	4452K163	316 Stainless Steel Threaded Pipe Fitting

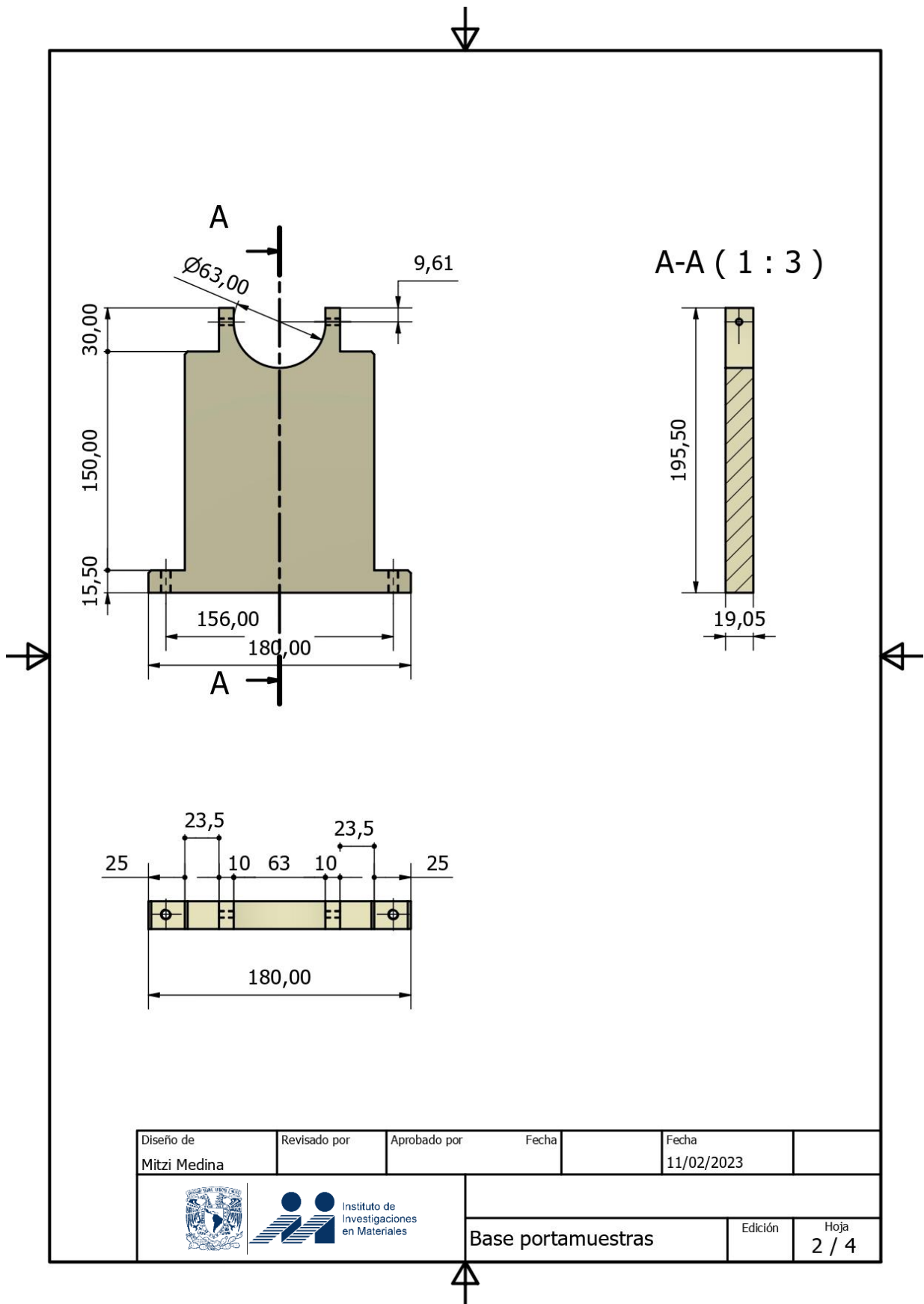
Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Mitzi Medina				25/01/2023	
 					
Instituto de Investigaciones en Materiales			W Portamuestras		Edición
					Hoja
					1 / 1

↓

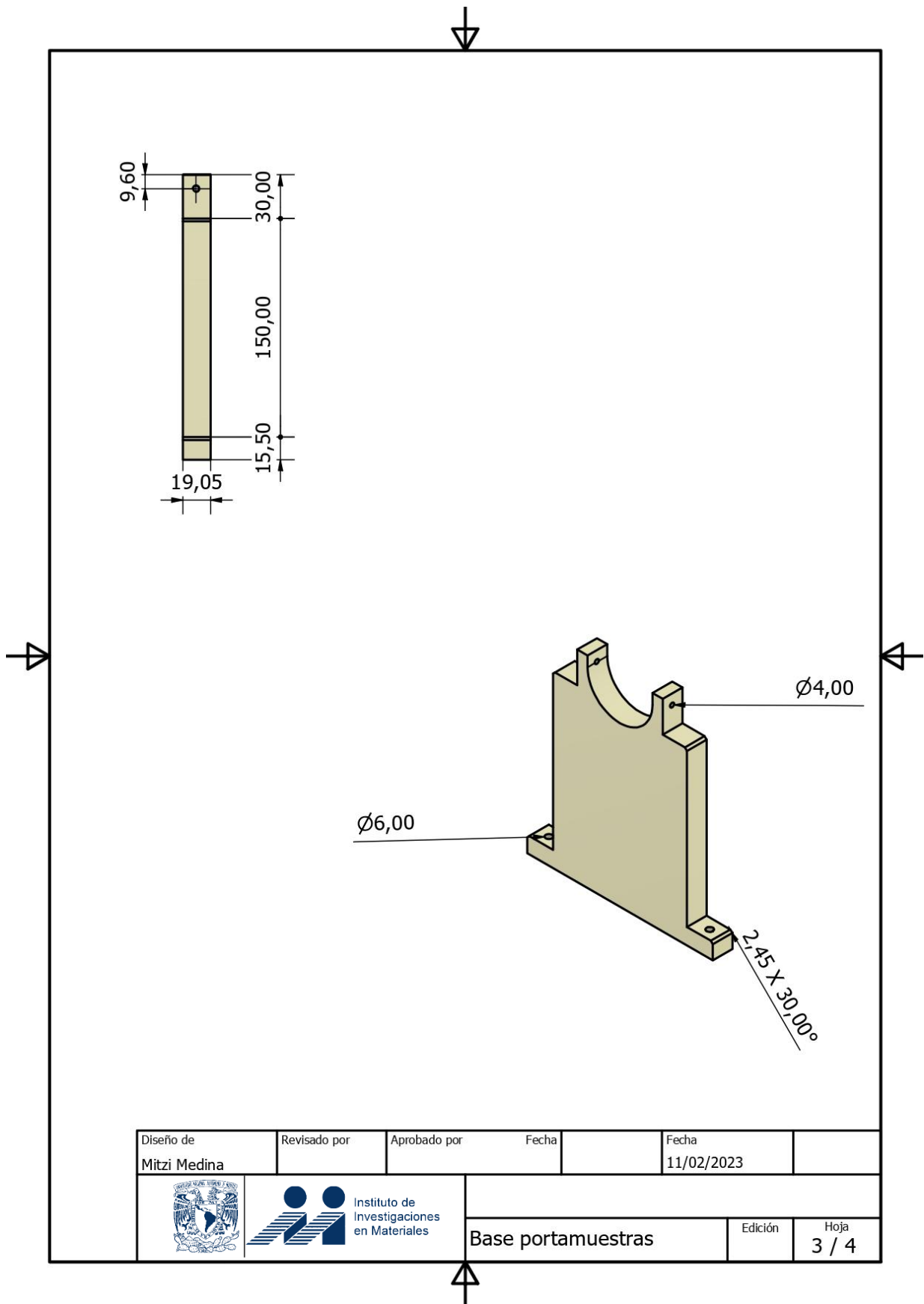
LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	Base soporte	Polipropileno de 3/4 in de grosor
2	1	Cara Soporte	Polipropileno de 3/4 in de grosor
3	1	W Portamuestras	Ensamble de portamuestras ya elaborado
4	2	M4 L12	Acero Inoxidable
5	2	M6 L30	Acero Inoxidable

Diseño de Mitzi Medina	Revisado por	Aprobado por	Fecha 11/02/2023
		Base portamuestras	
		Edición	Hoja 1 / 4

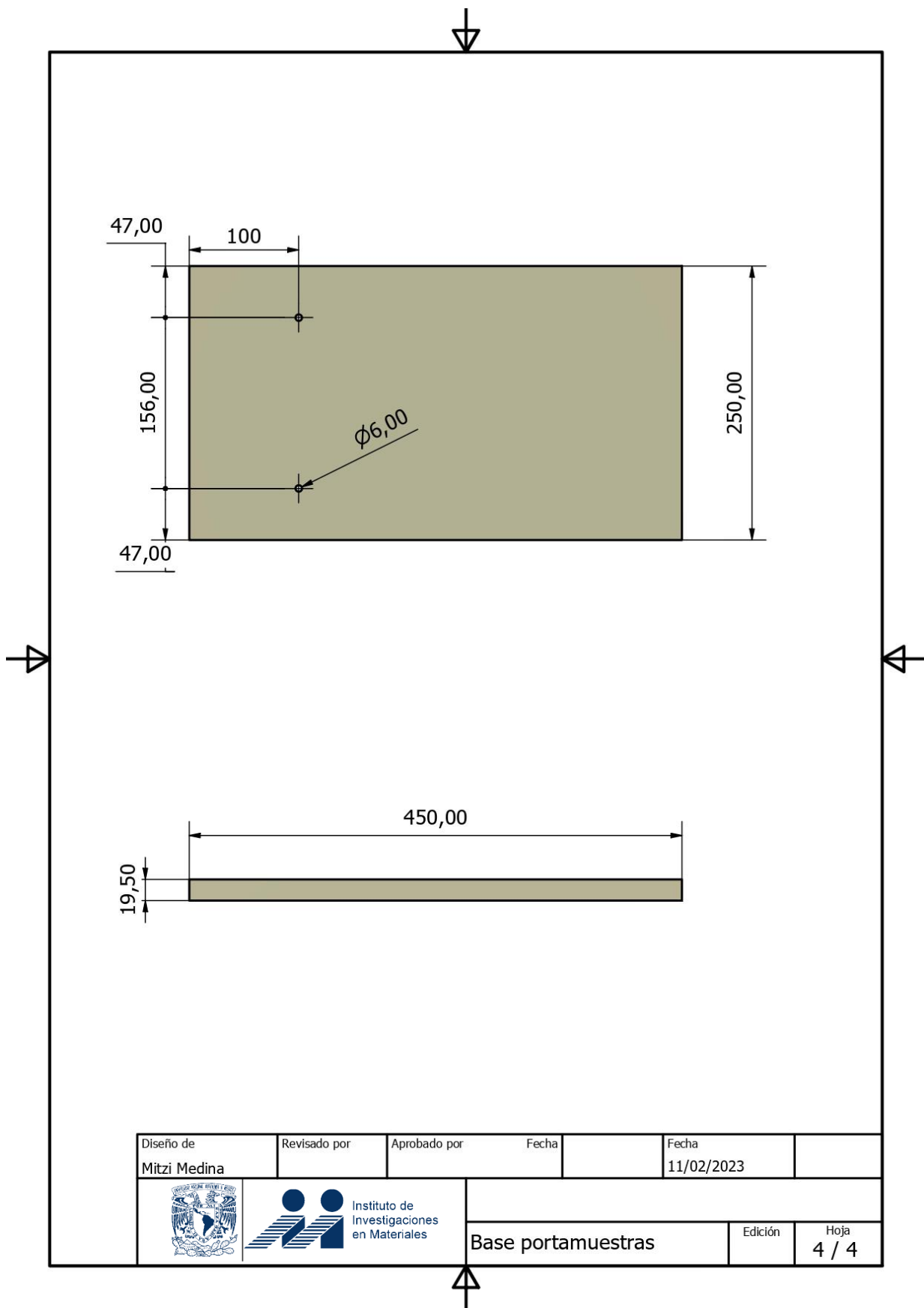
↑



Diseño de Mitzi Medina	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 11/02/2023	
  Instituto de Investigaciones en Materiales			Base portamuestras		
			Edición	Hoja 2 / 4	



Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Mitzi Medina				11/02/2023	
		Instituto de Investigaciones en Materiales Base portamuestras			
		Edición		Hoja	
				3 / 4	



Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Mitzi Medina				11/02/2023	
					
		Base portamuestras		Edición	Hoja
					4 / 4