

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

Instituto de Ingeniería de la UABC

Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería



TESIS

“Desarrollo de dispositivos microelectrónicos basados en metales líquidos para aplicaciones en microfluídica”

Que para obtener el grado de

MAESTRO EN INGENIERÍA

Presenta

ANA YESENIA VICENTE LÓPEZ

Director de Tesis
**OSCAR MANUEL PÉREZ
LANDEROS**

Co-Director
ABRAHAM ARIAS LEÓN

Mexicali, B.C a diciembre de 2025

Dedicatoria

*"A mis padres, Ana Laura y Antonio, mi hermano, Irán,
mis abuelos, Eduardo y Laura, y mi pareja, Emanuel.*

*A mi íntima amiga, ansiedad, que perduró durante todo este proceso,
firme y constante, pero de igual forma, a mi resiliencia."*

Agradecimientos

Le doy gracias a Dios por darme la capacidad de sobrellevar este camino. A mi director, Dr. Abraham Arias, por expandir mi mundo, apoyarme y darme la oportunidad de crecer profesionalmente. A mi director, Dr. Oscar Landeros, por darme las herramientas y la libertad de encaminar este proyecto y por confiar en mí. Al Dr. Nicola Nedev por permitirme formar parte de su equipo de trabajo y siempre estar dispuesto a aportar su conocimiento, incluso antes de la maestría. Al Dr. David Mateos y la Dra. Judith Paz por su apoyo en la redacción de esta tesis, por su conocimiento y orientación a lo largo de la maestría. Al Dr. Jhonathan Castillo por extender su apoyo y conocimiento desde el Servicio Social, al Dr. Mario Curiel por abrirme las puertas del Instituto de ingeniería, a todos los miembros del LSMM, y a todos los investigadores que estuvieron presentes formando parte de este proceso.

A mis compañeros y amigos de laboratorio, Jackeline Navarro, Eddue Osuna, Vidal Payan, Arantxa Villasana, Alan García, Evelyn Magaña e Iván Cardoza, por crear espacios amenos y divertidos durante las horas de investigación, por todo su apoyo y conocimiento demostrado a lo largo de más de 2 años.

A mis padres, Ana Laura y Antonio, mi hermano, Kevin Irán, mis abuelos, Eduardo y Laura, mi tía, Karime y mis primas, Ambar y Arlene, que han estado presentes en cada paso que doy, esperando para la comida al terminar el día, dándome todo su apoyo y palabras de ánimo para continuar creciendo académica y profesionalmente.

A mis amigos, Gabriela González, Roberto Peña, Andrea Orozco y Laura Hernández, por brindarme distracción en días difíciles, y por no alejarse, aun cuando las circunstancias me mantienen ocupada.

Y sobre todo a mi pareja, Emanuel Figueroa, por todo su apoyo incondicional, por acompañarme y participar conmigo en eventos de divulgación de UABC, por seguir recordándome que yo puedo, que tengo la capacidad y la valentía de lograr esto y todo lo que me proponga.

Gracias infinitas a todos.

Índice

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTOS.....	III
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
ABREVIATURAS	XI
RESUMEN	XIII
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	1
JUSTIFICACIÓN.....	4
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	5
OBJETIVOS.....	6
HIPÓTESIS.....	7
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.....	8
2.1 MATERIALES	9
2.1.1 Metales líquidos.....	9
2.1.2 Resina fotosensible	11
2.1.3 Polidimetilsiloxano.....	12
2.1.4 Acetato	13
2.1.5 Poliestireno.....	13
2.1.6 Acrilonitrilo butadieno estireno.....	14
2.1.7 Mica.....	14
2.2 PROCESOS DE FABRICACIÓN.....	15
2.2.1 Manufactura Aditiva.....	15
2.2.2 Método ESCARGOT.....	18
2.2.3 Termoformado.....	19
2.2.4 Micromecanizado CNC	20

2.3 MICROFLUÍDICA	20
2.4 TRATAMIENTO SUPERFICIAL DEL GALINSTAN	21
2.5 TÉCNICAS DE CARACTERIZACIÓN.....	22
2.5.1 Microscopía óptica	22
2.5.2 Espectroscopía elipsométrica.....	23
2.5.3 Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier	23
2.5.4 Pruebas de flexión	24
CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA.....	25
3.1 CAD EN FUNCIÓN DE LAS RUTAS DE FABRICACIÓN	26
3.1.1 Diseños para LCD.....	26
3.1.2 Diseños para FDM.....	31
3.1.3 Diseños para microfresado CNC.....	32
3.2 RUTAS DE FABRICACIÓN.....	33
3.2.1 Fabricación de dispositivos microfluídicos con tecnología LCD	33
3.2.2 Fabricación de dispositivos microfluídicos por ESCARGOT.....	35
3.2.3 Fabricación de dispositivos microfluídicos por termoformado	38
3.2.4 Fabricación de dispositivos microfluídicos por microfresado CNC y RTA.....	38
CAPÍTULO 4. RESULTADOS.....	41
4.1 RESULTADOS DE LA FABRICACIÓN MEDIANTE LCD	42
4.1.1 Resultados de la fabricación de microcanales	42
4.1.2 Resultados de microscopía óptica	42
4.1.3 Resultados de la impresión de matrices y máscaras por LCD.....	42
4.2 RESULTADOS DE LA FABRICACIÓN POR ESCARGOT	44
4.2.1 Resultados de la caracterización de los dispositivos microfluídicos de PDMS..	45
4.3 RESULTADOS PARA LA CARACTERIZACIÓN DEL PDMS	46
4.3.1 Resultados de la prueba de tensión y dureza al PDMS.....	46
4.3.2 Resultados de espectroscopía elipsométrica y FT-IR.....	47
4.4 RESULTADOS DE LA FABRICACIÓN CON TERMOFORMADO.....	49
4.4.1 Resultado de la fabricación de microcanales.....	49
4.4.2 Resultado de la fabricación de moldes de acetato	50

4.4.3 Resultados de la estimación de parámetros para la fabricación por termoformado.	51
4.5 RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN DEL ACETATO.....	53
4.6 RESULTADOS DE LA FABRICACIÓN POR MICROFRESADO CNC Y RTA	54
4.4.1 Resultados de la caracterización eléctrica de los contactos de oro.....	54
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO	57
CONCLUSIONES.....	58
TRABAJO FUTURO	59
REFERENCIAS.....	62

Índice de Figuras

Figura 1. Método de ESCARGOT simplificado.	18
Figura 2. <i>Scaffold</i> de ABS impreso con tecnología FDM.	19
Figura 3. Ilustración de la escala de longitud y volumen de los dispositivos microfluídicos [70].	21
Figura 4. Diseños estándar para dispositivos microfluídicos utilizados en el LSMM. a) Vista isométrica con una proyección ampliada de la entrada/salida y su dimensión. b) Vista lateral del dispositivo con sus respectivas dimensiones.	27
Figura 5. Diseños de microcanales impresos con tecnología LCD, vista isométrica de a) línea recta, b) serpentin y c) antena, d) y la sección transversal de los microcanales de 210 μm y 420 μm	28
Figura 6. Vista superior y lateral de la matriz con dimensiones.	28
Figura 7. Diseño de matriz basado en la norma ASTM D638. a) Vista isométrica de la matriz. b) Vista superior y lateral de la matriz con dimensiones.	29
Figura 8. Diseño de matrices para termoformado. a) Vista isométrica de la matriz negativa. b) Vista isométrica de la matriz positiva. c) Vista superior y lateral de la matriz negativa con sus respectivas dimensiones. d) Vista superior y lateral de la matriz positiva con sus respectivas dimensiones.	30
Figura 9. Diseño de una máscara con contactos eléctricos con sus respectivas dimensiones.	30
Figura 10. Diseños de <i>scaffold</i> para a) línea recta, b) serpentin, c) antena, d) sensor de posición y e) sección transversal de todos los <i>scaffolds</i> con la indicación de altura y ancho.	31
Figura 11. Diseño de placa de análisis microfluídica con forma circular y sus dimensiones.	32
Figura 12. Proceso de fabricación de microcanales utilizando la tecnología LCD.	34
Figura 13. Dispositivo microfluídico con forma de serpentin que presenta fugas de galinstan en el microcanal.	34
Figura 14. Proceso de fabricación de microcanales por ESCARGOT.	36
Figura 15. Ilustración de la prueba de flexión dinámica fabricada en el LSMM.	37

Figura 16. Proceso de fabricación de microcanales por termoformado.	38
Figura 17. Proceso de fabricación se las capas 1 y 3 del dispositivo microfluídico por microfresado CNC. a) Arreglo de la lámina de PS dentro del horno. b) Lámina de PS después del RTA.	39
Figura 18. Vista explosionada de las capas de la placa de análisis microfluídica.	40
Figura 19. Imágenes de microscopía óptica de la sección transversal de microcanales de a) 210×210 μm y b) 420×420 μm.	43
Figura 20. a) Matriz de resina de la probeta de tensión. b) Matriz de resina para fabricar moldes de acetato. c) Máscara con contactos eléctricos de resina.	43
Figura 21. Microcanales obtenidos por ESCARGOT basados en galinstan. a) Microcanal de línea recta. b) Microcanal de serpentin. c) Microcanal de antena.	44
Figura 22. Caracterización eléctrica de los dispositivos de PDMS basados en galinstan. a) Resistencia eléctrica de 0.5 Ω entre los puntos del sensor de posición. b) Resistencia de 0.3 Ω en la línea recta. c) Se muestra la posición de cada punto de medición y la longitud entre cada uno.	45
Tabla 11. Resistencia del galinstan en cada punto del serpentin.	46
Figura 23. Espectro FT-IR del PDMS.	48
Figura 24. Espectro de transmitancia del PDMS con espesor de 0.8 mm.	48
Figura 25. Imágenes ópticas de las secciones transversales de los microcanales en sustratos de acetato. a) Microcanal con matriz negativa de 1015 μm. b) Microcanal con matriz negativa de 630 μm. c) Microcanal con matriz positiva de 1015 μm. d) Microcanal de 420 μm con matriz positiva.	50
Figura 26. Probetas de tensión. a) Molde de acetato con forma de probeta de tensión. b) Probetas de tensión de PDMS.	51
Figura 27. Curva de temperatura vs. tiempo de la placa de calefacción.	52
Figura 28. Curva de temperatura vs. tiempo del portamuestras.	52
Figura 29. Curva de transmitancia del acetato para distintos calibres.	53
Figura 30. Dispositivo microfluídico multicapa con sustrato de PS.	54

Índice de Tablas

Tabla 1. Propiedades del mercurio y galinstan [19,29,35].	10
Tabla 2. Parámetros de la resina "High Clear Resin"	11
Tabla 3. Parámetros de impresión recomendados [36].	12
Tabla 4. Propiedades típicas del PDMS [39].	13
Tabla 5. Propiedades del ABS [50,51].	15
Tabla 6. Ventajas y desventajas de las tecnologías FDM y LCD [58].	16
Tabla 7. Resumen de las dimensiones para cada diseño.	32
Tabla 8. Parámetros de impresión de dispositivos microfluídico por LCD.	33
Tabla 9. Parámetros de fabricación de moldes de acetato y <i>scaffolds</i> de ABS.	35
Tabla 10. Condiciones de depósito.	40
Tabla 11. Resistencia del galinstan en cada punto del serpentín.	46
Tabla 12. Resultados del ensayo de tensión utilizando probetas de PDMS basadas en la norma ASTM D638.	47
Tabla 13. Valores nominales y reales de los microcanales fabricados por termoformado. ..	50
Tabla 14. Resistencia y continuidad de los contactos eléctricos antes y después del RTA. .	55
Tabla 15. Resistencia y continuidad de los contactos eléctricos en contacto con alcohol....	55
Tabla 16. Resistencia entre los contactos eléctricos.	55

Abreviaturas

<i>2PP</i>	Polimerización de dos fotones / two-Photon Polymerization
<i>3D</i>	Tridimensional o tres dimensiones / Three-dimensional or three dimensions
<i>ABS</i>	Acrilonitrilo Butadieno Estireno / Acrylonitrile Butadiene Styrene
<i>ASTM</i>	Sociedad Americana de Pruebas y Materiales / American Society for Testing and Materials
<i>AM</i>	Manufactura Aditiva / Additive Manufacturing
<i>CAD</i>	Diseño Asistido por Computadora / Computer Aided Design
<i>CAM</i>	Manufactura Asistida por Computadora / Computer Aided Manufacturing
<i>CNC</i>	Control Numérico por Computadora / Computer Numerical Control
<i>DLP</i>	Procesamiento Digital de la Luz / Digital Light Processing
<i>EPP</i>	Equipo de Protección Personal / Personal Protective Equipment
<i>ESCARGOT</i>	Tecnología abierta de eliminación de andamios integrados / Embedded SCAffold RemovinG Open Technology
<i>EVA</i>	Acetato de vinilo de etileno / Ethylene-Vinyl Acetate
<i>FDM</i>	Modelado por Deposición Fundida / Fused Deposition Modeling
<i>FT-IR</i>	Espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier / Fourier Transform Infrared Spectroscopy
<i>Ga₂O₃</i>	Óxido de galio
<i>HCL</i>	Ácido clorhídico
<i>IR</i>	Infrarrojo / Infrared
<i>LCD</i>	Pantalla de Cristal Líquido / Liquid Crystal Display
<i>LED</i>	Diodo Emisor de Luz / Light Emitting Diode
<i>LM</i>	Metal Líquido / Liquid Metal
<i>LSMM</i>	Laboratorio de Sistemas Microelectromecánicos y Microfluídicos
<i>MEMS</i>	Sistemas Microelectromecánicos / Microelectromechanical Systems
<i>MJ</i>	Inyección de Material / Material Injection
<i>PDMS</i>	Polidimetilsiloxano / Polydimethylsiloxane
<i>PLA</i>	Ácido poliláctico / Polylactic acid

<i>POC</i>	Dispositivos de diagnóstico en el Punto de Atención / Point Of Care diagnostic devices
<i>PS</i>	Poliestireno / Polystyrene
<i>RTA</i>	Tratamiento Térmico Rápido / Rapid Thermal Annealing
<i>SEM</i>	Microscopio Electrónico de Barrido / Scanning Electron Microscope
<i>SLA</i>	Estereolitografía / Stereolithography
<i>STL</i>	Lenguaje Estándar de Teselación / Standard Tessellation Language
<i>TEM</i>	Microscopio Electrónico de Transmisión / Transmission Electron Microscope
<i>UTM</i>	Máquina Universal de Ensayos / Universal Testing Machine
<i>UV</i>	Ultravioleta / Ultraviolet

Resumen

El presente proyecto de investigación está centrado en el desarrollo y fabricación de dispositivos microfluídicos basados en metales líquidos, específicamente galinstan, orientado hacia aplicaciones en el campo de la electrónica flexible. Para lograr este propósito, se han establecido 4 metodologías de fabricación: la primera utiliza la manufactura aditiva utilizando la tecnología de Pantalla de Cristal Líquido (LCD, por sus siglas en inglés de: “*Liquid Crystal Display*”) para obtener sistemas de microcanales precisos y complejos en sustratos rígidos y transparentes; la segunda consiste en la implementación de la tecnología *Embedded SCAffold RemovinG Open Technology* (“*ESCARGOT*” por sus siglas en inglés) sobre sustratos flexibles de polidimetilsiloxano (PDMS), siendo complementada con la tecnología Modelado por Deposición Fundida (FDM, por sus siglas en inglés de: *Fused Deposition Modeling*) para la obtención de andamios (“*scaffolds*” en inglés), los cuales aportan la geometría del sistema de microcanales; la tercera ruta crea un sistema de microcanales por medio de termoformado, utilizando sustratos de acetato de grado odontológico, siendo estos flexibles y biocompatibles; la última ruta, abarca el proceso de micromecanizado aplicado sobre sustratos de poliestireno termoencogible (PS, por sus siglas en inglés de: “*Polystyrene*”) la cual aporta sistemas de microcanales amplios, capaces de contener fluidos para su caracterización.

Los resultados obtenidos demostraron la viabilidad de cada una de estas rutas de fabricación. La tecnología LCD permitió fabricar microcanales con dimensiones de $210 \times 210 \mu\text{m}$ y $420 \times 420 \mu\text{m}$, manteniendo alta fidelidad dimensional con el diseño CAD y soportando presiones de hasta 150 mbar sin presentar fugas ni delaminación. La técnica ESCARGOT demostró resultados sobresalientes para aplicaciones flexibles, produciendo dispositivos de PDMS capaces de soportar presiones de hasta 1000 mbar y resistir 20,000 ciclos de flexión dinámica sin evidenciar fugas. El termoformado mostró limitaciones en la fabricación directa de microcanales, con reducciones del 91-92% en la profundidad respecto al diseño nominal, aunque resultó efectivo para la fabricación de moldes intermedios. La ruta de microfresado CNC (Control Numérico por Computadora) combinada con un tratamiento térmico rápido (RTA, por sus siglas en inglés de: “*Rapid Thermal Annealing*”) y evaporación térmica permitió integrar contactos eléctricos de oro en dispositivos multicapa de PS, mejorando significativamente la conductividad después del tratamiento térmico.

La manipulación de galinstan se logró exitosamente en los dispositivos de PDMS y resina fotosensible aplicando un tratamiento superficial con HCl al 37% en peso, que eliminó la capa de óxido de galio y facilitó el flujo controlado del metal líquido. Se fabricó y caracterizó eléctricamente un sensor de posición de 2 ejes con resistencia de 0.5Ω entre puntos contiguos, demostrando continuidad eléctrica estable. Las geometrías tipo serpiente mostraron una variación gradual de resistencia de 0.1Ω cada 4.8 mm, validando su potencial para aplicaciones en sensores.

Se lograron establecer cuatro rutas de fabricación que demuestran la versatilidad de los metales líquidos en aplicaciones microfluídicas. Los dispositivos desarrollados superan las problemáticas inherentes a los conductores de estado sólido, tales como la delaminación y el agrietamiento, ofreciendo una vida útil potencialmente infinita bajo condiciones de flexión continua. La caracterización eléctrica confirmó la funcionalidad de sensores y estructuras conductivas basadas en galinstan, mientras que la caracterización mecánica validó la durabilidad de los sustratos poliméricos empleados.

Este trabajo sienta las bases para futuras investigaciones sobre desarrollo de dispositivos electrónicos adaptables, reconfigurables y de alto rendimiento, posicionando a los metales líquidos como una tecnología emergente y prometedora en el campo de la microelectrónica flexible y de la microfluídica avanzada.

Capítulo 1.

Introducción

El desarrollo de dispositivos microelectrónicos basados en metales líquidos representa una ruta de investigación emergente en el campo de la microfluídica, combinando las propiedades únicas de los metales líquidos con las ventajas de los sistemas microfluídicos para crear tecnologías innovadoras [1,2]. Los metales líquidos (LM, por sus siglas en inglés de: “*Liquid Metal*”), particularmente aleaciones de galio como el galio-indio-estaño, GaInSn, (galinstan), han demostrado propiedades excepcionales que los convierten en candidatos ideales para aplicaciones en microelectrónica flexible, sensores, antenas, dispositivos biomédicos, electrodos, etcétera [3,4].

Estos materiales representan características distintivas que los diferencian de los conductores de estado sólido convencionales: mantienen alta conductividad eléctrica y térmica mientras conservan fluidez a temperatura ambiente, exhiben tensión superficial elevada, demuestran capacidad de deformación reversible sin pérdida de sus propiedades conductivas, entre otras. Estas propiedades únicas abren posibilidades para el desarrollo de dispositivos que pueden adaptarse dinámicamente a condiciones cambiantes, reconfigurarse según demandas específicas y operar en entornos donde la flexibilidad mecánica es fundamental [5,6].

La integración de LM en sistemas microfluídicos presenta desafíos técnicos significativos que requieren enfoques innovadores en fabricación y procesamiento. El comportamiento líquido de estos materiales exige técnicas de confinamiento y manipulación precisas, mientras que su reactividad con ciertos materiales y condiciones ambientales requiere consideraciones especiales en el diseño de dispositivos y selección de materiales compatibles [7,8].

La fabricación exitosa de dispositivos microelectrónicos basados en LM requiere la implementación de técnicas avanzadas de manufactura; su uso dependerá de varios factores como: resolución, tipo de sustrato, biocompatibilidad, aplicación final, entre otras [9].

La tecnología LCD emerge como una técnica fundamental para la creación de estructuras con alta resolución espacial y precisión dimensional, permitiendo la fabricación de canales microfluídicos complejos [10]. FDM proporciona flexibilidad en la selección de materiales y capacidad para fabricar estructuras con diferentes grosores de capas de manera económica, abriendo paso a diferentes resoluciones [11]. La técnica de ESCARGOT representa una innovación en el campo de la microfluídica, ya que elimina los complejos y

largos pasos de la litografía o la preparación de sustratos de silicio [12]. El termoformado es un proceso de fabricación rápido y accesible, que permite la obtención de moldes para dar forma a dispositivos microfluídicos y se está explorando la idea, de poder obtener directamente microcanales por medio de él [13]. El micromecanizado CNC es un proceso ampliamente utilizado en diversas áreas de ingeniería, por lo que, se busca utilizarlo en el área de la microfluídica como proceso de fabricación de microcanales y placas de análisis [14].

La selección apropiada de sustratos constituye un aspecto crítico en el desarrollo de dispositivos basados en LM, ya que debe satisfacer múltiples criterios simultáneos: compatibilidad química con el metal líquido, propiedades mecánicas adecuadas para la aplicación específica, capacidad de procesamiento mediante la técnica de fabricación seleccionada, estabilidad a largo plazo bajo condiciones operacionales.

Las resinas fotosensibles ofrecen ventajas únicas en términos de resolución de fabricación y capacidad para crear geometrías complejas mediante LCD [15].

El PDMS se establece como un sustrato fundamental debido a su excepcional flexibilidad, biocompatibilidad, transparencia óptica y facilidad de procesamiento. Las propiedades elastoméricas del PDMS permiten la creación de dispositivos flexibles que pueden adaptar cambios de forma de los LM sin comprometer la integridad estructural [16].

El acetato, como sustrato flexible y de bajo costo, proporciona oportunidades para aplicaciones desechables y de gran volumen. Su facilidad de procesamiento por termoformado, combinada con su disponibilidad comercial en diferentes espesores, lo convierte en una opción atractiva para prototipado rápido y aplicaciones donde el costo es un factor determinante [17].

El PS es un polímero rígido de fácil acceso, que posee una alta transparencia óptica y biocompatibilidad, ideal para aplicaciones en microfluídica [18].

La implementación exitosa de estas técnicas ofrece la posibilidad de fabricar dispositivos microelectrónicos rígidos y flexibles que sean capaces de confinar y manipular a su vez un metal líquido.

Justificación

En la última década, el campo de la microelectrónica ha experimentado una transformación significativa, con la microelectrónica flexible emergiendo como una de sus ramas más prometedoras. Esta evolución ha impulsado la búsqueda de rutas de manufactura que sean compatibles con los procesos actuales y las bajas temperaturas requeridas por los procesos de fabricación de polímeros flexibles. La demanda de dispositivos flexibles para aplicaciones de evaluación y monitoreo en el área de la salud pública y del cambio climático es cada vez mayor, y estos dispositivos requieren de contactos eléctricos confiables y duraderos.

Actualmente, la fabricación de electrodos de película delgada a base de metales sólidos en el Laboratorio de Sistemas Microelectromecánicos y Microfluídicos (LSMM) ha demostrado que, si bien son ampliamente utilizados, sus propiedades intrínsecas conllevan problemáticas significativas. La delaminación y la formación de grietas son fallas comunes que afectan la conductividad, llegando incluso a causar circuitos abiertos.

En este contexto, los metales líquidos, como el galinstan y el mercurio, en dispositivos de microfluídica se presentan como una solución innovadora y altamente prometedora para superar estos desafíos. Estos materiales poseen propiedades intrínsecas únicas que los distinguen de los metales sólidos: alta conductividad eléctrica, baja viscosidad y alta deformabilidad. Esta última característica es fundamental, ya que permite que los metales líquidos tomen la forma del circuito que los contiene, dotándolos teóricamente de una vida de fatiga infinita, eliminando los problemas de delaminación y grietas que afectan a los electrodos de películas delgadas tradicionales.

Además, la capacidad de fabricar dispositivos utilizando técnicas como ESCARGOT, LCD, FDM, termoformado y micromecanizado CNC permite una gran flexibilidad y versatilidad en el diseño y la integración de componentes en sustratos rígidos y flexibles de polímeros comerciales como el PDMS, resina fotosensible, acetato y PS.

Planteamiento del problema

El avance en el campo de la microelectrónica flexible ha experimentado un crecimiento notable en los últimos años, principalmente en el desarrollo de dispositivos basados en películas delgadas que son compatibles con los procesos de fabricación microelectrónica existentes. Sin embargo, persisten desafíos en los materiales de estado sólido, como la susceptibilidad a grietas y delaminaciones que pueden comprometer la integridad eléctrica de los circuitos, provocando circuitos abiertos. Nuevos desarrollos basados en metales líquidos como el galinstan y el mercurio representan una alternativa prometedora al estado sólido debido a su naturaleza fluida, ofreciendo una solución a los fallos por grietas y delaminaciones en los dispositivos.

La necesidad de desarrollar y validar estrategias de fabricación innovadoras, reproducibles y escalables que permitan la integración efectiva de metales líquidos en dispositivos microelectrónicos flexibles y rígidos, superando las limitaciones de los materiales de estado sólido y aprovechando la funcionalidad de sistemas microfluídicos integrados, es crucial para desbloquear el potencial de la electrónica flexible y sus aplicaciones en diversas áreas.

Objetivos

Objetivo general

Diseñar y fabricar dispositivos microfluídicos basados en metales líquidos para aplicaciones en electrónica flexible.

Objetivos específicos

- ☆ Diseñar una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de poliestireno termoencogible (PS).
- ☆ Diseñar una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de polidimetilsiloxano (PDMS).
- ☆ Diseñar una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de resina fotosensible.
- ☆ Diseñar una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de acetato.
- ☆ Introducir y controlar flujo de metal líquido en los dispositivos obtenidos.
- ☆ Estudiar la factibilidad de fabricar dispositivos RF y sensores de presión a base de metales líquidos.

Hipótesis

Es posible fabricar dispositivos microelectrónicos funcionales de radiofrecuencia (RF), sensores, contactos e interconexiones eléctricas estables basados en microfluídica utilizando metales líquidos y técnicas de manufactura físicas de baja temperatura.

Capítulo 2.

Marco teórico

2.1 Materiales

2.1.1 Metales líquidos

Los metales líquidos (LM, por sus siglas en inglés de: “*Liquid Metal*”) y sus aleaciones son materiales que poseen propiedades fluidicas y metálicas, poseen una alta conductividad eléctrica, alta densidad, alta tensión superficial y una presión de vapor extremadamente baja [19,20]. La capacidad de adaptabilidad de los LM y sus singulares propiedades los convierten en materiales idóneos para desarrollar electrodos flexibles [21], dispositivos de Sistema Micro-Electro-Mecánicos (MEMS, por sus siglas en inglés de: “*Micro-Electro-Mechanical Systems*”) [22], antenas estirables e interconexiones [23], sensores de presión [24], ofreciendo una alternativa a los componentes de estado sólido tradicionales, ya que adoptan las propiedades mecánicas de los sustratos y diferentes geometrías, permitiendo nuevos procesos de fabricación como la impresión 3D (tridimensional o tres dimensiones), micromecanizado CNC o termoformado [25,26].

Actualmente, existen cinco elementos de metales líquidos a temperatura ambiente conocidos: el mercurio (Hg), galio (Ga), rubidio (Rb), cesio (Cs) y francio (Fr). El mercurio, ha sido utilizado tradicionalmente en termómetros, barómetros y electrónica de potencia debido a sus excelentes propiedades conductoras. Sin embargo, la alta toxicidad del mercurio limita su uso en aplicaciones modernas. El galio y aleaciones de metales líquidos a base de este, como el EGaln (aleación galio indio eutéctica) y galinstan (aleación galio, indio y estaño), presentan una baja toxicidad, amabilidad con el medio ambiente y mejor biocompatibilidad [27], además, de propiedades físicas únicas, como un punto de fusión bajo, fluidez excelente y una presión de vapor baja [24]. El galinstan, por sus propiedades térmicas y eléctricas, combinadas con su baja toxicidad, lo posicionan como una alternativa prometedora para reemplazar al mercurio en diversas aplicaciones electrónicas [28].

2.1.1.1 Galinstan

El galinstan o galinstano, es un metal líquido no tóxico con una composición eutéctica de galio, indio y estaño, en un porcentaje de aproximadamente 68.5%, 21.5% y

10% respectivamente. Al ser un metal líquido, posee un alto punto de ebullición (1300 °C) como un metal, baja viscosidad y alta tensión superficial como un líquido; en la Tabla 1, se enlistan más propiedades sobre LM. La alta tensión superficial lo hace adecuado para su uso en microfluídica y dispositivos MEMS. Otras propiedades excepcionales que posee esta aleación son un bajo punto de fusión, -19°C, sin embargo, la inclusión de aditivos en muy baja concentración puede elevarlo hasta los 11°C, excelente ductilidad [29] y alta conductividad eléctrica (3.46×10^6 S/m). El galinstan se considera el reemplazo del mercurio en aplicaciones como dispositivos MEMS [19], electrónica flexible [30], refrigerantes [31], antenas [32], termómetros, entre otras, por sus propiedades electromecánicas, baja toxicidad, alta conductividad térmica (16.5 W/m K) y su presión de vapor ultrabaja a temperatura ambiente. Sin embargo, la sustitución del mercurio se ha limitado debido a que el galinstan forma una capa de óxido, principalmente óxido de galio (Ga_2O_3) cuando se expone al aire, dando como resultado que este metal líquido se comporte como un gel, afectando el fácil movimiento de la aleación [28,33,34].

Tabla 1. Propiedades del mercurio y galinstan [19,29,35].

<i>Propiedades (unidades)</i>	<i>Galinstan</i>	<i>Mercurio</i>
Color	Plata	Plata
Olor	Inoloro	Inoloro
Solubilidad	Insoluble	Insoluble
Toxicidad	Baja toxicidad	Neurotoxicidad
Punto de fusión (°C)	-19	-38.8
Punto de ebullición (°C)	>1300	356
Densidad a 20 °C (g/cm ³)	6.440	13.533
Presión de vapor (Pa)	$<1.33 \times 10^{-6}$ a 500 °C	1 a 42 °C
Calor específico (J/ Kg K)	295	140
Conductividad eléctrica (S/ m)	3.46×10^6	1.04×10^6
Conductividad térmica (W/m K)	16.5	8.5
Viscosidad (Kg/m s)	2.4×10^{-3} a 20 °C	1.526×10^{-3} a 25 °C
Energía superficial (N/m)	718×10^{-3}	485×10^{-3}
Eficiencia fototérmica	47%	-

2.1.2 Resina fotosensible

La resina fotosensible o resina ultravioleta (UV, por sus siglas en inglés de: “*Ultraviolet*”) es un polímero líquido caracterizado por su baja biocompatibilidad y capacidad de solidificarse mediante la exposición a la luz UV. Este material es fundamental en la impresión 3D, específicamente en tecnologías como DLP (Procesamiento Digital de la Luz), SLA (estereolitografía) y LCD. En estos procesos, una fuente de luz como un láser, diodo emisor de luz (LED, por sus siglas en inglés de: “*Light Emitting Diode*”) o lámpara, incide sobre la resina líquida, iniciando un proceso de polimerización y la creación de un modelo 3D. Las aplicaciones de la resina UV son diversas y abarcan el prototipado rápido, manufactura de moldes, producción de piezas en la industria aeroespacial, fabricación de prótesis odontológicas, entre otras.

Una resina fotosensible de alta transparencia es la “High Clear Resin” de la marca ANYCUBIC, la cual permite obtener modelos resistentes, de gran precisión y superficies detalladas. Los parámetros y propiedades de la resina High Clear se detallan en la Tabla 2. Adicionalmente, la Tabla 3 presenta los parámetros básicos esenciales para garantizar el éxito en la impresión de cualquier prototipo utilizando esta resina [36].

Tabla 2. Parámetros de la resina "High Clear Resin" [36].

Parámetro (unidades)	Valor
Longitud de onda UV (nm)	365-405
Densidad (g/cm ³)	1.05-1.25
Viscosidad (mPa·s)	266
Módulo de flexión (MPa)	>798
Alargamiento de rotura (%)	14.6
Contracción de moldeo (%)	3.72-4.24
Resistencia a la flexión (MPa)	30.3
Dureza	78D
Resistencia a la tracción (MPa)	28.1
Periodo de conservación (meses)	12
Lavado de resina	Alcohol
Tiempo de resistencia al amarilleamiento (min)	>30

Tabla 3. Parámetros de impresión recomendados [36].

<i>Parámetro (unidades)</i>	<i>Valor</i>
Modelo de la impresora	Photon Mono 4K
Grosor de la capa (mm)	0.05
Tiempo de exposición (s)	4
Tiempo de apagado (s)	0.5
Tiempo de exposición inferior (s)	40
Capa inferior	6
Nivel de suavizado (Anti-aliasing)	1
Distancia de elevación Z (mm)	6
Velocidad de elevación Z (mm/s)	4
Velocidad de retracción Z (mm/s)	6

2.1.3 Polidimetilsiloxano

El polidimetilsiloxano (PDMS) es un polímero elastómero de silicona con propiedades deseables que lo hacen atractivo para el desarrollo de dispositivos microfluídicos. Es químicamente inerte, térmicamente estable, permeable a los gases, fácil de manejar y manipular, exhibe propiedades isotrópicas y homogéneas, así como un costo menor que el silicio y puede ajustarse a características micrométricas para desarrollar microestructuras [37,38]. Además, de ser transparente, no fluorescente, biocompatible y no tóxico, tiene una baja energía superficial, un punto de fusión entre ≈ -40 °C y -49.9 °C, un módulo de elasticidad de 360-870 kPa, una dureza de 41-43 Shore A, una viscosidad de 3.5 Pa·s, entre otras mostradas en la Tabla 4 [39,40]. Sus amplias aplicaciones abarcan desde la biomimética, sensores, electrónicos flexibles, pero en las últimas décadas, ha sido utilizado y estudiado para aplicaciones en electrónica flexible y microfluídica [40,41].

Para la fabricación de dispositivos microfluídicos, el PDMS se obtiene mediante la polimerización de dos componentes: un prepolímero (base o parte B) y un agente reticulante o agente de curado (parte A). Para asegurar un polímero correctamente curado, es fundamental mantener una relación en peso de 10:1 (parte B: parte A) [42].

Tabla 4. Propiedades típicas del PDMS [39].

<i>Propiedades (unidades)</i>	<i>Valor</i>
Transmitancia en el rango de 390 nm a 780 nm (%)	75-92
Índice de refracción	1.4
Conductividad térmica (W/m·K)	0.2-0.27
Calor específico (kJKg·K)	1.46
Resistencia dieléctrica (kV/mm)	19
Constante dieléctrica	2.3-2.8
Conductividad eléctrica (ohm·m)	4×10^{13}
Resistencia de volumen (ohm·cm)	2.9×10^{14}
Relación de Poisson	0.5
Resistencia a la tensión (MPa)	2.24-6.7
Hidrofobia: ángulo de contacto (°)	$\sim 108 \pm 7$

2.1.4 Acetato

El acetato es un material polimérico que se puede calentar a un estado adaptable y moldear con la aplicación de vacío. Existen acetatos de diferentes calibres para cubrir diferentes necesidades y aplicaciones; van desde 0.020 hasta 0.080 pulgadas [43].

Un acetato comúnmente utilizado en odontología es el acetato de vinilo de etileno (EVA, por sus siglas en inglés de: “*Ethylene Vinyl Acetate*”), es un termoplástico suave y flexible que se usa normalmente en bandejas de blanqueamiento y protectores bucales. Es resistente al desgaste, flexible o rígido y biocompatible [44].

2.1.5 Poliestireno

El poliestireno (PS, por sus siglas en inglés de: “*Polystyrene*”) es un polímero termoplástico que por su método de fabricación tiene la capacidad de contraerse un 42-50% al ser sometido a un gradiente de temperatura, y presenta una temperatura de fusión (T_m) de 240-260 °C [45]. Se considera un material eléctricamente aislante y es utilizado en aplicaciones como empaques y espumas aislantes térmicas y en los últimos años, en

dispositivos microfluídicos. El PS posee características ventajosas en aplicaciones de microfluídos porque es de fácil acceso, transparente y biocompatible [46].

La fabricación de dispositivos microfluídicos basados en sustratos de PS consiste en tratamiento térmico rápido (RTA), termoprensado y grabado CNC (micromecanizado). Es común que estos dispositivos tengan problemas de fuga por contaminantes como las huellas dactilares, el rastro de agua y el polvo de fibras en la superficie [46]. Para comprobar que la unión de los sustratos obtenidos por tratamientos térmicos sea capaz de contener un fluido sin fugas, se realizan pruebas de presión con bomba controladora de microflujos. Con esta prueba se puede controlar la presión o el caudal con el que se introduce el fluido en el dispositivo para evitar una delaminación y que se produzca una fuga [47].

2.1.6 Acrilonitrilo butadieno estireno

El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS, por sus siglas en inglés de: “*Acrylonitrile Butadiene Styrene*”) es un polímero termoplástico muy común y versátil, utilizado últimamente en impresión 3D. Está sintetizado a partir de 3 sustancias químicas, las que conforman su nombre. El acrilonitrilo aporta rigidez, dureza y resistencia química. El butadieno, otorga ductilidad, flexibilidad y buena resistencia en estado fundido. Y el estireno contribuye al brillo superficial, facilidad para agregar color y facilidad de procesamiento. Por estas propiedades y su procesamiento, es considerado un polímero de ingeniería [48,49]. Sus principales aplicaciones incluyen casos, tuberías, carrocerías de electrodomésticos, equipos médicos, teléfonos, etc.

2.1.7 Mica

La mica moscovita, conocida comúnmente como mica, es una lámina transparente utilizada ampliamente en la industria de la electrónica y dispositivos flexibles [52]. Notable por su transparencia óptica, estabilidad térmica de hasta 700 °C [53], alta resistencia dieléctrica y resistividad [54].

Tabla 5. Propiedades del ABS [50,51].

<i>Propiedades (unidades)</i>	<i>Valor</i>
Densidad (g/cc)	1.04
Flujo de fusión (g/10 min)	18-23
Dureza (Rockwell R)	103-112
Resistencia a la tracción (MPa)	42.5-44.8
Alargamiento de rotura (%)	23-25
Módulo de flexión (GPa)	2.25-2.28
Límite elástico a la flexión (MPa)	60.6-73.1
Temperatura de ablandamiento (°C)	100

2.2 Procesos de fabricación

2.2.1 Manufactura Aditiva

La manufactura aditiva (AM, por sus siglas en inglés de: “*Additive Manufacturing*”), llamada comúnmente impresión 3D, es un método digital de fabricación que consiste en crear objetos tridimensionales mediante la adición sucesiva de capas de material [55]. En general, se utilizan herramientas de diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés: “*Computer Aided Design*”) para generar un modelo 3D y convertirlo en un formato de archivo, usualmente, el lenguaje estándar de teselación (STL por sus siglas en inglés de: “*Standard Tessellation Language*”) para luego, ser importando por un software de fabricación asistido por computadora (CAM, por sus siglas en inglés de: “*Computer Aided Manufacturing*”) correspondiente a una impresora 3D (ej. UltiMaker Cura o Anycubic Photon Workshop), y obteniendo como resultado un código de impresión 3D, por lo general, un código G. Este código se ingresa de manera electrónica en la impresora 3D para comenzar el proceso de impresión [56, 57].

Existe una variedad de tecnologías de AM, por ejemplo, FDM, inyección de material (MJ, por sus siglas en inglés de: “*Material Injection*”), LCD, estereolitografía (SLA), DLP, polimerización de dos fotones (2PP, por sus siglas en inglés de: “*Two-Photon Polymerization*”), escritura de tinta directa, entre muchas otras. En la Tabla 6, se muestran

brevemente, algunas de las ventajas y desventajas de las tecnologías de FDM y LCD, siendo de las más comunes.

2.2.1.1 Pantalla de cristal líquido – estereolitografía

La tecnología de pantalla de cristal líquido - estereolitografía (LCD-SLA, por sus siglas en inglés de: “*Liquid Crystal Display – Stereolithography*”) representa una evolución significativa en el campo de la AM, combinando principios de fotopolimerización con la precisión y accesibilidad de las LCD. Consiste en utilizar una resina fotosensible en forma líquida, esta se solidifica al irradiar luz de una longitud de onda específica. Está técnica ha democratizado la impresión 3D de resina, ofreciendo alta resolución a costos significativamente menores que los sistemas tradicionales de SLA basado en láser.

Tabla 6. Ventajas y desventajas de las tecnologías FDM y LCD [58].

<i>Tecnología</i>	<i>Ventajas</i>	<i>Desventajas</i>
FDM	<ul style="list-style-type: none"> • Rentable • Menor tiempo de impresión • Puede utilizar termoplásticos biocompatibles 	<ul style="list-style-type: none"> • Baja resolución • No se pueden fabricar estructuras complejas • Puede requerir tratamientos posteriores • Liberación de gases
LCD	<ul style="list-style-type: none"> • Alta velocidad de impresión • Alta resolución • Capaz de fabricar estructuras complejas 	<ul style="list-style-type: none"> • Materia prima de mayor costo en comparación con FDM • Liberación de vapor con olores fuertes • Complejidad de mantenimiento

Los componentes estructurales típicos de un sistema LCD-SLA son la fuente de iluminación, la pantalla LCD, la cubeta de resina, la plataforma de construcción y el sistema de movimiento. La fuente de iluminación generalmente está compuesta por matrices de LEDs UV con longitudes de onda entre 385-405 nm. La pantalla LCD actúa como máscara dinámica digital, modulando espacialmente la luz UV para proyectar el patrón de cada capa.

La cubeta es el recipiente transparente que contiene la resina fotosensible. La plataforma de construcción es una superficie móvil en el eje Z que se sumerge en la resina y sobre la cual se adhiere y construye el objeto. Y el sistema de movimiento es un motor de pasos que controla el desplazamiento vertical con precisiones típicas de 10-50 μm .

LCD-SLA permite trabajar con resinas estándar (generalmente basada en metacrilatos), resinas de ingeniería (resinas de ABS o flexibles), resinas dentales y médicas (biocompatibles) y resinas especializadas (basadas en cerámica, resinas calcinables o transparentes).

Esta tecnología se utiliza en diversas aplicaciones, como en guías quirúrgicas o prótesis provisional en el área de odontología, prototipado rápido, en la fabricación de dispositivos lab-on-a-chip par aplicaciones en microfluídica, entre muchas otras [59,60].

2.2.1.2 Modelado por deposición fundida

El modelado por deposición fundida (FDM, por sus siglas en inglés de: “*Fused Deposition Modeling*”) es la tecnología de impresión 3D basada en la extrusión de un polímero termoplástico utilizando una boquilla para depositar capa por capa el material fundido, el cual se une antes de enfriarse. Al ser un proceso económico y accesible, FDM se ha convertido en una ruta de interés para el desarrollo de dispositivos [61].

FDM permite la impresión de termoplásticos biocompatibles y económicos a partir de rollos de filamento, como el ácido poliláctico (PLA, por sus siglas en inglés de: “*Polylactic Acid*”). Una situación a considerar al utilizar esta tecnología es la liberación de gases debido al calentamiento de los polímeros, aunque en pequeñas cantidades, la exposición a estos vapores puede considerarse como un potencial riesgo para la salud, por lo cual se debe considerar instalaciones adecuadas para la colocación de ventiladores o extractores de humo [62].

Esta tecnología tiene una amplia gama de aplicaciones, desde la industria médica hasta la automotriz. En el sector médico, el FDM ha incursionado en la producción de prótesis, creación de modelos de órganos y estructuras óseas, y en la fabricación de herramientas quirúrgicas. En la industria automotriz, se ha aplicado el prototipado rápido de componentes automotrices y en la fabricación de fixtures para el ensamblaje de vehículos.

En los últimos años, el área de la microfluídica ha utilizado la tecnología FDM para la fabricación de dispositivos microfluídicos, ya se cómo dispositivos finales o formando parte del proceso de fabricación, como en la impresión de *scaffolds* [59,63].

2.2.2 Método ESCARGOT

El moldeado de sacrificio o ESCARGOT ilustrado en la Figura 1 es un método que encapsula estructuras temporales denominadas andamios para formar estructuras tridimensionales. El medio de encapsulamiento en microfluídica generalmente es PDMS. Una vez que se cumple el proceso de curado del PDMS o del compuesto de encapsulado, se forman aberturas para llegar al molde de sacrificio y luego se utiliza un solvente que disuelve el *scaffold*, dejando canales vacíos. ESCARGOT puede utilizar la tecnología FDM para fabricar mucuhas variedades de *scaffolds*. FDM puede ser el método 3D menos costoso y más fácil de usar, lo que lo hace atractivo tanto para la investigación como para la industria. Sin embargo, el uso de FDM para crear microfluidos se ha visto limitado por factores como una resolución de características insuficiente y una baja transparencia óptica de los materiales de construcción. Gran parte del trabajo realizado en los últimos años se ha centrado en hacer que esta tecnología rentable sea más accesible para una amplia variedad de usuarios, demostrando la utilidad de diversos materiales FDM [12,64].

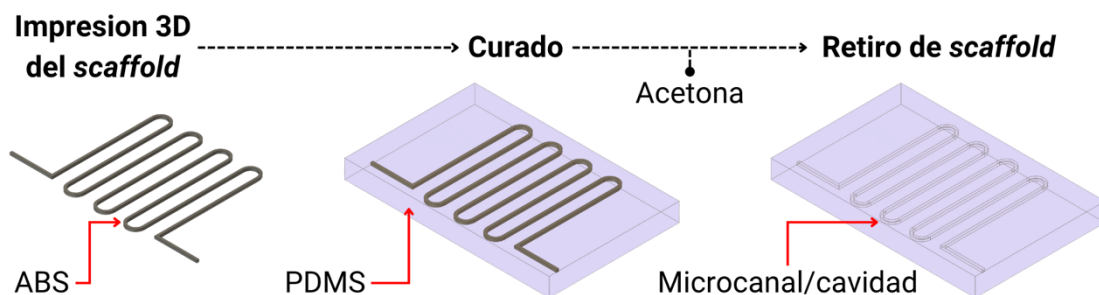


Figura 1. Método de ESCARGOT simplificado.

2.2.2.1 Scaffolds

Un *scaffold* es una estructura temporal que se utiliza para crear cavidades internas (microcanales) dentro de un dispositivo microfluídico. Su propósito principal es definir la forma o la geometría de los microcanales que contendrán los fluidos. En ESCARGOT, el material más común para los *scaffolds* es el ABS, un polímero que se utiliza comúnmente en impresión 3D con filamento.

Para obtenerlos, primero se diseña la estructura deseada de los microcanales en CAD y se imprime en una impresora de filamento utilizando ABS, como se ilustra en la Figura 2.



Figura 2. *Scaffold* de ABS impreso con tecnología FDM.

2.2.3 Termoformado

El termoformado es una técnica de fabricación que se utiliza para crear piezas con láminas poliméricas y matrices. Su principio radica en el uso de calor para ablandar una lámina de material termoplástico, que luego se moldea sobre una matriz impresa en 3D, ya sea positiva o negativa.

El procedimiento consiste en colocar la lámina en una termoformadora, la cual, gradualmente, aplica calor a la lámina por medio de resistencias, ablandándola. Una vez que la lámina esté lo suficientemente dilatada, se baja sobre la matriz y se aplica vacío para succionar el aire entre la lámina y la matriz. Esto hace que la lámina se adapte de forma

precisa a la forma de la matriz. Una vez moldeada, la lámina se enfría y solidifica, manteniendo la forma de la matriz [65,66].

Es un proceso de fabricación accesible, económico y rápido, permitiendo producir moldes con geometrías simples. Algunas desventajas incluyen la restricción para producir moldes con precisión y de alta resolución.

2.2.4 Micromecanizado CNC

El micromecanizado CNC o microfresado es un proceso de manufactura sustractiva que consiste en utilizar una herramienta de corte para crear un grabado en un sustrato, guiado por un software que procesa un código G que contiene las coordenadas para crear un patrón geométrico en 2D. Se considera una evolución a escala reducida del proceso de fresado tradicional, pues se centra en la fabricación de piezas con dimensiones que oscilan entre 0.1 y 10 mm. Por consiguiente, muestra desafíos que no se observan a escala macroscópica, como el desgaste significativo de la herramienta de corte, que, al ser de menor calibre, se vuelve más susceptible a rupturas durante el proceso [67].

2.3 Microfluídica

La microfluídica representa un campo interdisciplinario de la ingeniería y la ciencia que se centra en el estudio y manipulación de fluidos dentro de microsistemas artificiales [68]. Estos microsistemas son patrones de microcanales moldeados o grabados, diseñados para contener y guiar pequeñas cantidades de fluidos. La configuración o estructura de estos microcanales es crítica, ya que determina el comportamiento del fluido dentro del dispositivo, mientras que los orificios de entrada/salida sirven como enlaces entre el microcanal y el entorno macro [37,38]. Al implementar válvulas para el control activo del flujo, los sistemas microfluídicos demuestran una notable capacidad para manejar fluidos con precisión, independientemente de su aplicación específica.

A diferencia de los sistemas MEMS convencionales, cuyo tamaño suele ser inferior a 100 micras (μm), en los dispositivos microfluídicos son sus canales los que se encuentran en

la escala de micras, mientras que el tamaño total del dispositivo puede extenderse al rango de los milímetros. El volumen de líquido que pueden contener estos sistemas abarca desde mililitros (10^{-3}) hasta nanolitros (10^{-9}) o incluso menos, estas escalas se ilustran en la Figura 3 [69,70].

En los últimos años, la microfluídica ha emergido como un campo de investigación diverso, sus aplicaciones son vastas y transformadoras, desde la síntesis de materiales, detección de impurezas, administración de medicamentos, hasta el desarrollo de dispositivos de diagnóstico en el punto de atención (POC, por sus siglas en inglés de: “*Point-Of-Care diagnosis*”) [70].

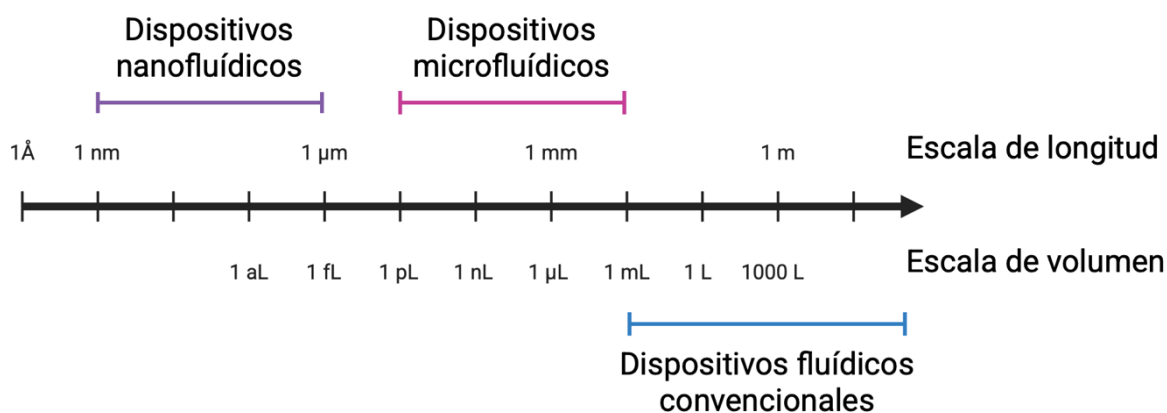


Figura 3. Ilustración de la escala de longitud y volumen de los dispositivos microfluídicos [70].

2.4 Tratamiento superficial del galinstan

Los tratamientos superficiales con ácido clorhídrico (HCl) se basan principalmente en su capacidad para disolver óxidos metálicos, preparando así las superficies para procesos posteriores. El galinstan es un metal líquido que, al estar expuesto al oxígeno, forma una capa delgada y superficial de óxido, comúnmente, óxido de galio (Ga_2O_3). Este óxido restringe el movimiento libre del galinstan, volviéndolo viscoso y otorgándole la facilidad de adherirse a las paredes del recipiente que lo contiene, provocando irregularidades que pueden obstruir el

flujo del LM en un sistema microfluídico. Sin embargo, al galinstan se le puede reducir o eliminar la formación de esta capa de óxido realizando un tratamiento superficial con una solución de HCl al 37% en peso, incluso solo con el vapor de HCl, debido a la excelente permeabilidad del PDMS. Según la literatura, no se observan daños apreciables en los sustratos de PDMS, incluso después de estar sumergidos durante 60 horas en HCl al 37% en peso [28,30,71,72].

A pesar de su beneficio, el uso de HCl en tratamientos superficiales conlleva desafíos relacionados con la seguridad. Al trabajar con este ácido fuerte, se requiere de equipo de protección personal (EPP) y medidas de seguridad adecuadas para su manipulación, al igual que el uso de extractores, buena ventilación y procedimientos de emergencia en caso de derrames.

2.5 Técnicas de caracterización

2.5.1 Microscopía óptica

La microscopía óptica es una técnica que se basa en la interacción de la luz visible con una muestra. Utiliza un sistema complejo de lentes para enfocar y ampliar la luz transmitida o reflejada por una muestra para obtener imágenes a pequeñas escalas.

Esta microscopía mantiene su relevancia debido a su capacidad para observar muestras en tiempo real e *in vivo* en condiciones vivas, su simplicidad de operación, su bajo costo en comparación con otras microscopias como microscopía electrónica de barrido (SEM, por sus siglas en inglés de: “Scanning Electron Microscopy”) o microscopía electrónica de transmisión (TEM, por sus siglas en inglés de: “Transmission Electron Microscopy”) y la no destrucción de la muestra [73].

2.5.2 Espectroscopía elipsométrica

La espectroscopía elipsométrica es una técnica de caracterización óptica que se basa en la manipulación adecuada del estado de polarización mediante elementos polarizados auxiliares, midiendo el cambio en la polarización de la luz al reflejarse o transmitirse la luz en una muestra. Esta espectroscopía permite la caracterización de películas delgadas, obteniendo información de las constantes ópticas de un material, por ejemplo, índice de refracción, constante dieléctrica, interferencia óptica, polarización circular, transmitancia, coeficiente de absorción, rugosidad y el espesor de una película delgada. Las mediciones de elipsometría se realizan en la región del espectro visible y UV, y se suele seleccionar uno o varios ángulos de incidencia para realizar las mediciones [74,75].

2.5.3 Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier

La espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FT-IR, por sus siglas en inglés de: “*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*”) es una técnica de analítica ampliamente utilizada para la identificación y caracterización de compuestos orgánicos e inorgánicos mediante la adsorción de radiación infrarroja. Esta metodología se fundamenta en el principio de que las moléculas absorben frecuencias específicas de radiación infrarroja (IR, por sus siglas en inglés de: “*Infrared*”). El espectrómetro FT-IR emplea un interferómetro para recolectar simultáneamente todas las frecuencias del espectro infrarrojo, generando un interferograma que posteriormente es convertido mediante la transformada matemática de Fourier en un espectro de absorción convencional. Entre las principales ventajas de esta técnica se encuentran su alta velocidad de adquisición, excelente relación señal-ruido, precisión en la determinación de números de onda y versatilidad en el análisis de muestras en diferentes estados físicos. La interpretación de los espectros FT-IR permite identificar grupos funcionales característicos, determinar la estructura molecular y evaluar la pureza de compuestos. [76]

2.5.4 Pruebas de flexión

Una prueba de flexión (bending) o pruebas de flexión dinámica (dynamic bending) en dispositivos flexibles es un método de caracterización crucial para evaluar la durabilidad mecánica y fiabilidad de los dispositivos cuando son sometidos a ciclos de flexión. El objetivo principal es determinar cuántas veces un dispositivo puede doblarse, o que tanto puede curvarse, antes de su rendimiento falle [77].

La prueba consiste en someter el dispositivo a ciclos controlados de flexión, el dispositivo se dobla y endereza de forma continua durante un número determinado de ciclos o hasta que ocurre una falla. El equipo para las pruebas de flexión dinámica es una máquina diseñada para simular el uso repetitivo y la fatiga que un dispositivo experimentaría a lo largo de su vida útil. Está formado por mecanismos de sujeción y flexión, una placa estacionaria, una placa móvil, la cual es la encargada de doblar y enderezar el dispositivo, y un software para controlar los parámetros clave. Algunos de estos parámetros son el radio de curvatura, el número de ciclos y la velocidad de flexión [78].

Estas pruebas son cruciales para aplicaciones donde los dispositivos no solo serán doblados una sola vez, sino que estarán sometidos a una flexión dinámica constante.

Capítulo 3.

Metodología

3.1 CAD en función de las rutas de fabricación

Se diseñaron diferentes modelos específicos para cada una de las rutas de fabricación mediante un software CAD-CAM. La metodología de diseño se centró en preservar la esencia conceptual de cada prototipo, al tiempo que se ajustaba a las especificaciones técnicas, limitaciones y necesidades particulares de proceso de manufactura.

Los diseños desarrollados fueron de naturaleza sencilla pero funcional, representando geometrías comúnmente empleadas en aplicaciones microfluídicas. Entre estos se incluyeron una línea recta, un serpentín (también conocido como mezclador de fluidos), una antena y un sensor de posición de 2 ejes.

Adicionalmente, para ciertas rutas de fabricación y para la realización de pruebas mecánicas, se fabricaron piezas por impresión 3D para termoformar moldes en acetato de uso dental, en adelante denominadas matrices, las cuales se emplearon para casteo de PDMS. Estos fueron diseñados considerando la facilidad de manipulación del dispositivo final y adhiriéndose a las normativas establecidas por la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (ASTM, por sus siglas en inglés: “*American Society for Testing and Materials*”), garantizando así la replicabilidad y la estandarización en los procesos de fabricación.

3.1.1 Diseños para LCD

Los diseños para la impresión 3D mediante tecnología LCD se desarrollaron considerando la resolución de la impresora ANYCUBIC Photon Mono 4k, la cual posee una resolución XY de 35 μm y una resolución Z de 10 μm .

En base al diseño estándar empleado en el LSMM para dispositivos microfluídicos, tal como se ilustra en la Figura 4. Se elaboraron los microcanales utilizando las geometrías previamente mencionadas, a excepción del diseño destinado al sensor de posición. Se definieron 2 dimensiones para los microcanales: 210 μm y 420 μm . Los microcanales resultantes, junto con sus dimensiones y geometrías, se muestran en la Figura 5.

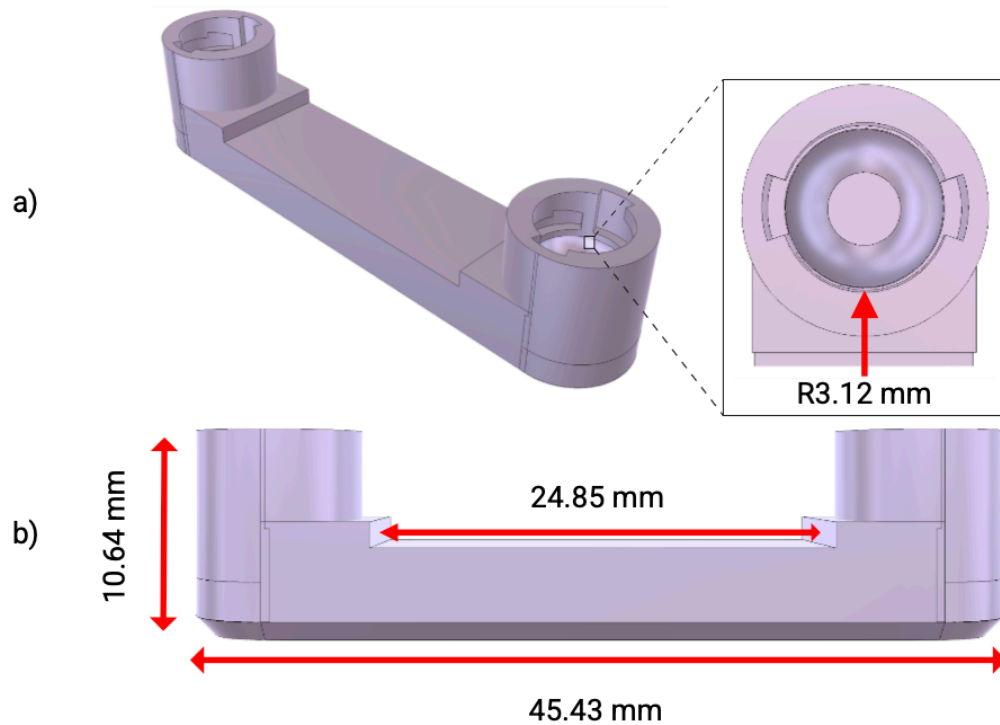


Figura 4. Diseños estándar para dispositivos microfluídicos utilizados en el LSMM. a) Vista isométrica con una proyección ampliada de la entrada/salida y su dimensión. b) Vista lateral del dispositivo con sus respectivas dimensiones.

La Figura 6 presenta el diseño de la matriz empleada para la conformación de dispositivos de PDMS fabricados mediante termoformado. Se tomó la decisión de utilizar esta forma para poder contar con entradas y salidas con las mismas dimensiones en cada dispositivo. Esta misma matriz fue utilizada para realizar una prueba de dureza Shore A. Mientras que en la Figura 7 se ilustran las matrices diseñadas conforme a la norma ASTM D638, los cuales son utilizados para darle forma al PDMS para pruebas de tensión.

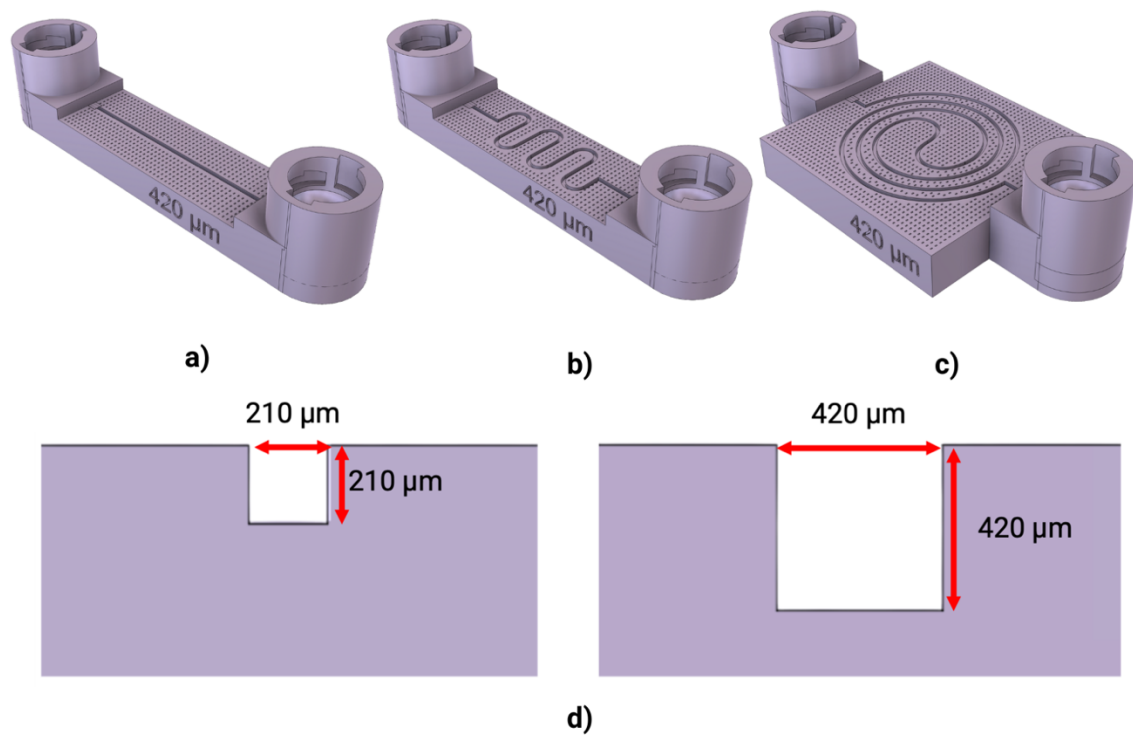


Figura 5. Diseños de microcanales impresos con tecnología LCD, vista isométrica de a) línea recta, b) serpentin y c) antena, d) y la sección transversal de los microcanales de 210 μm y 420 μm.

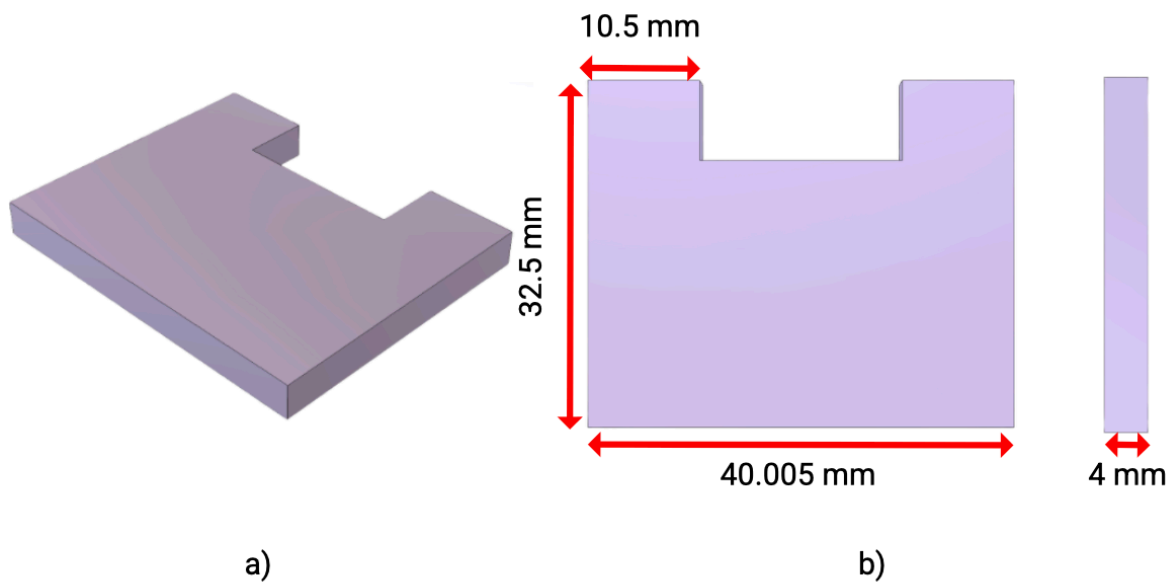


Figura 6. Vista superior y lateral de la matriz con dimensiones.

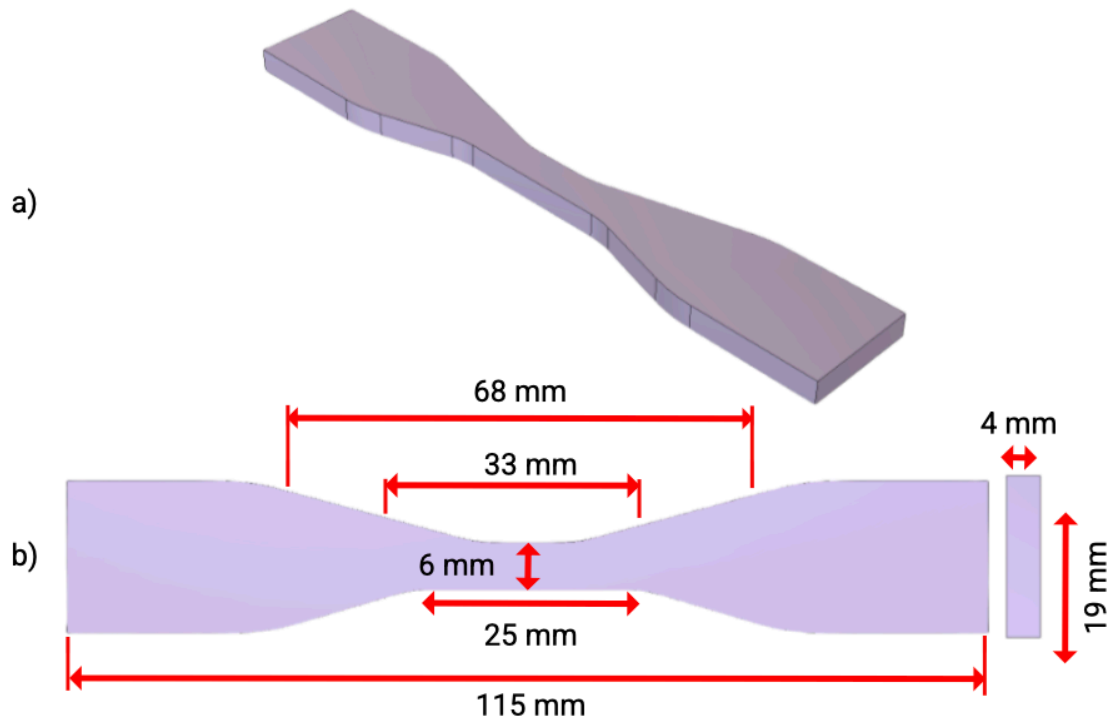


Figura 7. Diseño de matriz basado en la norma ASTM D638. a) Vista isométrica de la matriz. b) Vista superior y lateral de la matriz con dimensiones.

Se diseñaron matrices positivas y negativas para obtener microcanales por medio de termoformado. Las matrices negativas presentan cavidades, como las de la Figura 8a. Mientras que las matrices positivas presentan protuberancias o relieves sobresalientes en su superficie.

Ambas matrices cuentan con 7 microcanales en forma de línea con dimensiones de: 1015, 805, 630, 420, 210 y 70 μm , como se ilustra en la Figura 8. Esto para determinar cuáles son los más fieles a su diseño CAD y determinar un rango de resolución.

Y finalmente, se diseñó una máscara de contactos eléctricos con diferentes grosores, 0.77 mm, 1.015 mm y 1.26 mm, pero manteniendo las mismas dimensiones en el pad del contacto como se muestra en la Figura 9.

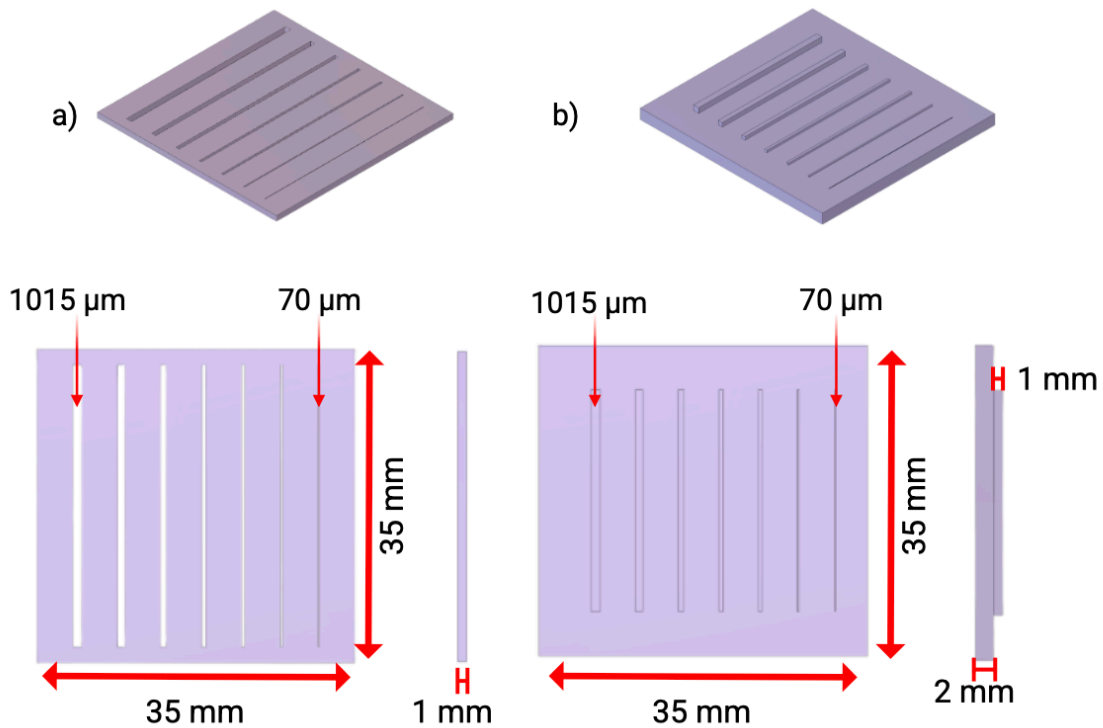


Figura 8. Diseño de matrices para termoformado. a) Vista isométrica de la matriz negativa. b) Vista isométrica de la matriz positiva. c) Vista superior y lateral de la matriz negativa con sus respectivas dimensiones. d) Vista superior y lateral de la matriz positiva con sus respectivas dimensiones.

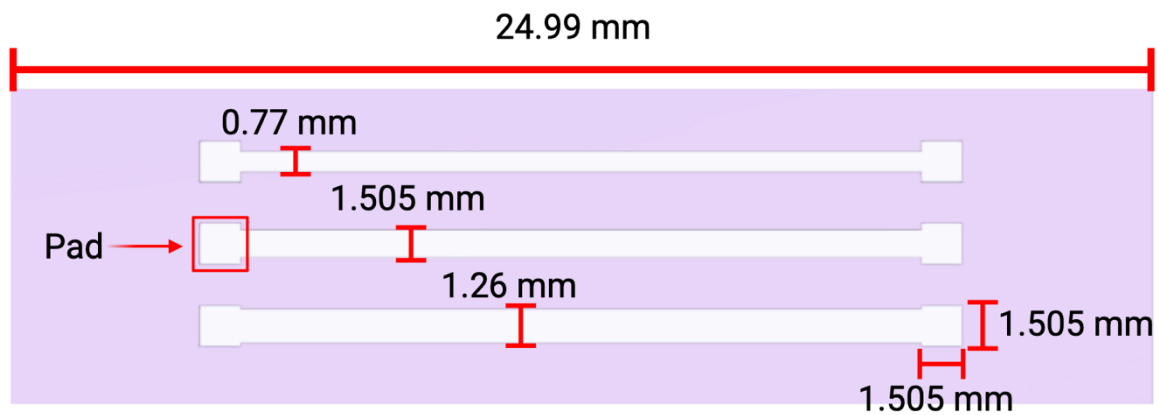


Figura 9. Diseño de una máscara con contactos eléctricos con sus respectivas dimensiones.

3.1.2 Diseños para FDM

Para los diseños destinados a la impresión 3D mediante tecnología FDM, se tomaron como referencia las dimensiones establecidas previamente para la impresión LCD. Se consideró la resolución lateral de la impresora Ender 3, que oscila entre $40\ \mu\text{m}$ y $50\ \mu\text{m}$, y se especificó el uso de boquillas con diámetro de $0.2\ \text{mm}$ y $0.4\ \text{mm}$.

Para FDM, se emplearon las mismas geometrías de microcanales previamente descritas para la fabricación de los *scaffolds* utilizados en ESCARGOT, ilustradas en la Figura 10. Con el objetivo de establecer una comparación entre las diferentes tecnologías (FDM y LCD), los *scaffolds* fueron diseñados con dimensiones de ancho y alto de: 1015 , 805 , 630 , 420 , 210 y $70\ \mu\text{m}$. En la Tabla 7, se puede ver un resumen de las dimensiones para diseño y tecnología utilizada.

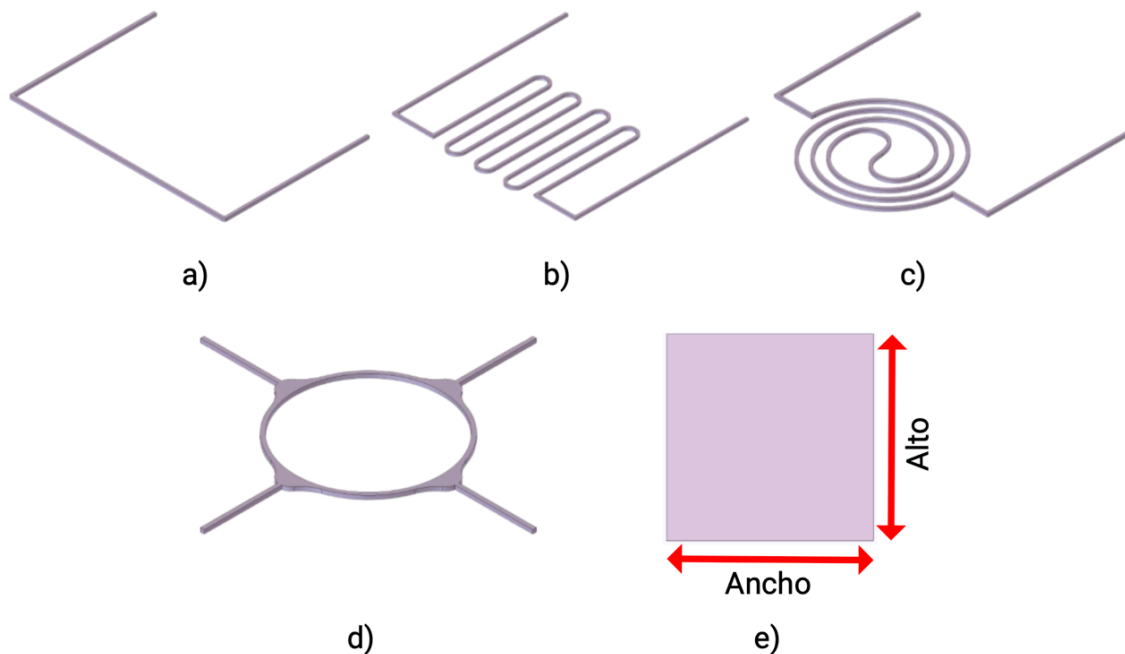


Figura 10. Diseños de *scaffold* para a) línea recta, b) serpentin, c) antena, d) sensor de posición y e) sección transversal de todos los *scaffolds* con la indicación de altura y ancho.

Tabla 7. Resumen de las dimensiones para cada diseño.

<i>Diseño</i>	<i>LCD</i>		<i>FDM</i>	
	<i>Ancho (μm)</i>	<i>Alto (μm)</i>	<i>Ancho (μm)</i>	<i>Alto (μm)</i>
Línea recta, serpentín y antena	70, 210, 420, 630, 805, 1015	70, 210, 420, 630, 805, 1015	70, 210, 420, 630, 805, 1015	70, 210, 420, 630, 805, 1015
Sensor	N/A	N/A	210, 420	210, 420

3.1.3 Diseños para microfresado CNC

Para microfresado CNC se realizó un diseño para una placa de análisis microfluídica con forma circular ilustrada en la Figura 11, considerando como herramienta de corte una broca plana de 0.8 mm.

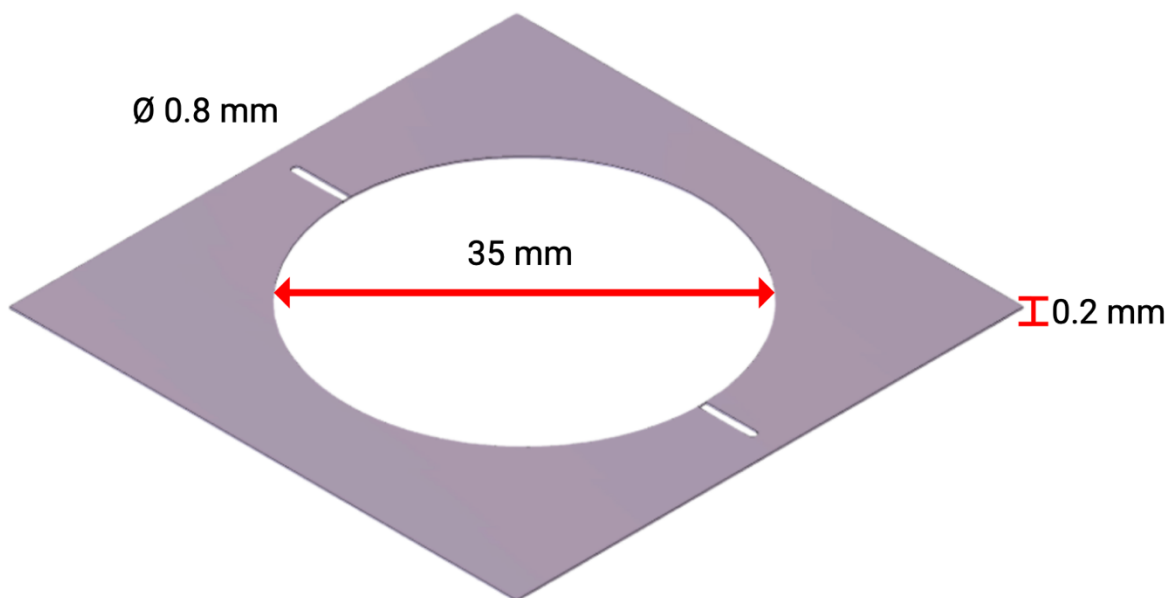


Figura 11. Diseño de placa de análisis microfluídica con forma circular y sus dimensiones.

3.2 Rutas de fabricación

3.2.1 Fabricación de dispositivos microfluídicos con tecnología LCD

Utilizando la tecnología LCD, se imprimieron los sistemas de microcanales mostrados en la Figura 5, siguiendo los parámetros mostrados en la Tabla 8. Una vez completada la impresión, los dispositivos fueron sometidos a un riguroso proceso de limpieza. Este consistió en dos lavados consecutivos con alcohol isopropílico cada uno de 5 minutos de duración, seguidos de un secado con aire comprimido. Posteriormente, los dispositivos limpios se curaron durante 2 minutos en una cámara de curado UV.

El siguiente paso en el proceso de fabricación involucró la creación de tapas del dispositivo utilizando láminas de mica. Para ello, la superficie del dispositivo se cubrió con resina UV (la misma utilizada en la impresión 3D). Acto seguido, se colocó la lámina de mica y se empleó un láser UV para lograr un sellado más preciso y localizado. Después de este proceso, los dispositivos se introdujeron nuevamente en cámara de curado UV por un periodo de 2 minutos.

Tabla 8. Parámetros de impresión de dispositivos microfluídico por LCD

<i>Parámetro (unidades)</i>	<i>Valor</i>
Modelo de la impresora	Photon Mono 4K
Tipo de resina	High Clear Resin
Grosor de la capa (mm)	0.01
Tiempo de exposición (s)	5
Tiempo de apagado (s)	0.5
Tiempo de exposición inferior (s)	40
Capa inferior	6
Nivel de suavizado (Anti-aliasing)	16
Distancia de elevación Z (mm)	6
Velocidad de elevación Z (mm/s)	4
Velocidad de retracción Z (mm/s)	6

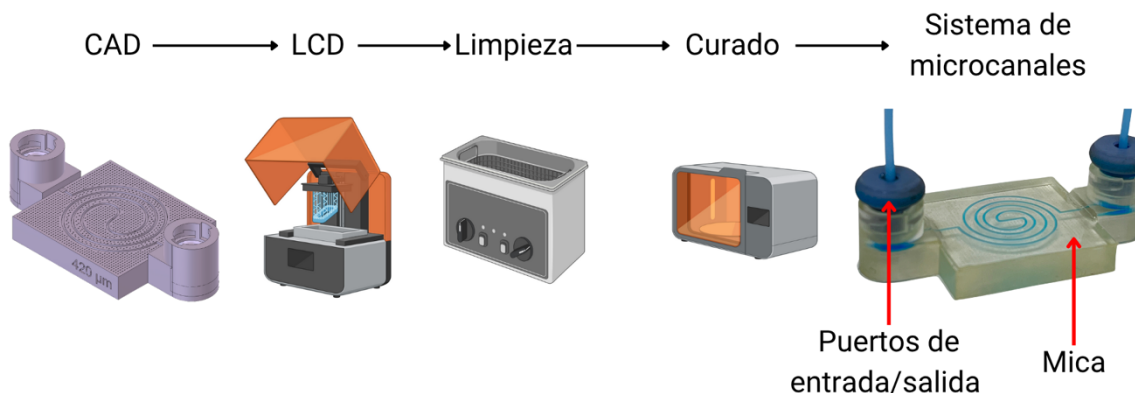


Figura 12. Proceso de fabricación de microcanales utilizando la tecnología LCD.

Con los microcanales sellados, se procedió a la instalación de los puertos roscados de entrada y salida señalados en la Figura 12. Se realizó una prueba de fugas preliminar con el fin de descartar cualquier escape de fluido o posible delaminación entre el dispositivo y la tapa de mica al momento de la introducción de un fluido. Si el dispositivo no presentaba fugas, se procedía a introducir galinstan utilizando un controlador de flujo microfluídico Flow EZ-1000, aplicando una presión entre 55-150 mbar. Es importante destacar que, como se ilustra en la Figura 13, algunos dispositivos sí presentaron fugas a lo largo del microcanal, específicamente debido a un problema de delaminación entre el cuerpo del dispositivo impreso y la lámina de mica.

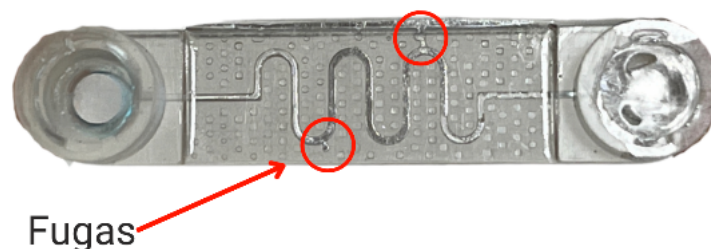


Figura 13. Dispositivo microfluídico con forma de serpentina que presenta fugas de galinstan en el microcanal.

3.2.2 Fabricación de dispositivos microfluídicos por ESCARGOT

La fabricación de microcanales en PDMS se llevó a cabo utilizando la técnica ESCARGOT. Este proceso inició con la creación de moldes de acetato por termoformado, empleando las matrices ilustradas en la Figura 6. Simultáneamente, se imprimieron *scaffolds* de ABS con dimensiones de 210 μm y 420 μm , utilizando la tecnología FDM. Los parámetros específicos de fabricación para el termoformado y FDM se detallan en la Tabla 9.

Una vez obtenidos los *scaffolds* y los moldes, se preparó una mezcla de PDMS SYLGAR 184 con una relación 10:1 en peso de la base y del agente reticulante, y se dejó reposar durante 10 minutos para facilitar la eliminación de burbujas formadas. Posteriormente, se aplicó una primera capa de PDMS con un espesor de ~ 2 mm y se dejó curar durante 24 horas. Tras este periodo, se procedió a posicionar cuidadosamente un *scaffold* en el centro del molde y se vertió una segunda capa de PDM. Siguiendo las instrucciones del fabricante, se dejó curar durante 7 días a temperatura ambiente.

Finalizando el proceso de curado, se desmoldó el PDMS, se recortaron excedentes de material y se procedió a la remoción completa del *scaffold* de ABS mediante la inmersión en acetona.

Tabla 9. Parámetros de fabricación de moldes de acetato y *scaffolds* de ABS.

<i>Método</i>	<i>Parámetros</i>	<i>Valores</i>	
FDM	Boquilla	0.2 mm	0.4 mm
	Filamento	ABS	ABS
	Altura de la capa	0.2 mm	0.4 mm
	Temperatura de impresión	255 °C	
	Temperatura de la placa de impresión	85 °C	
	Refrigeración de impresión	Desactivada	
	Tipo de adherencia de la placa de impresión	Falda	
	Enfriamiento posterior	A temperatura ambiente	
Termoformado	Temperatura	400 °C	
	Vacío	15-20 segundos	
	Tiempo de enfriamiento	5 minutos	

Para asegurar la integridad de los microcanales, se realizó una prueba de fugas preliminar utilizando colorante. Aquellos dispositivos que no presentaban fugas visibles fueron sometidos a un proceso de limpieza, que consiste en un lavado de 5 minutos en alcohol isopropílico y posteriormente en agua desionizada.

El siguiente paso consistió en la aplicación de un tratamiento superficial a los microcanales con una solución de HCl al 37% en peso durante 5 minutos. Tras este tratamiento, se procedió a la introducción de galinstan en los microcanales utilizando un controlador de flujo microfluídico Flow EZ-1000, aplicando una presión entre 300-1000 mbar. Dependiendo de la aplicación final, el dispositivo puede ser sellado con la misma mezcla de PDMS o, si su funcionalidad lo requiere, puede mantenerse sin sellar para permitir la manipulación directa del LM.

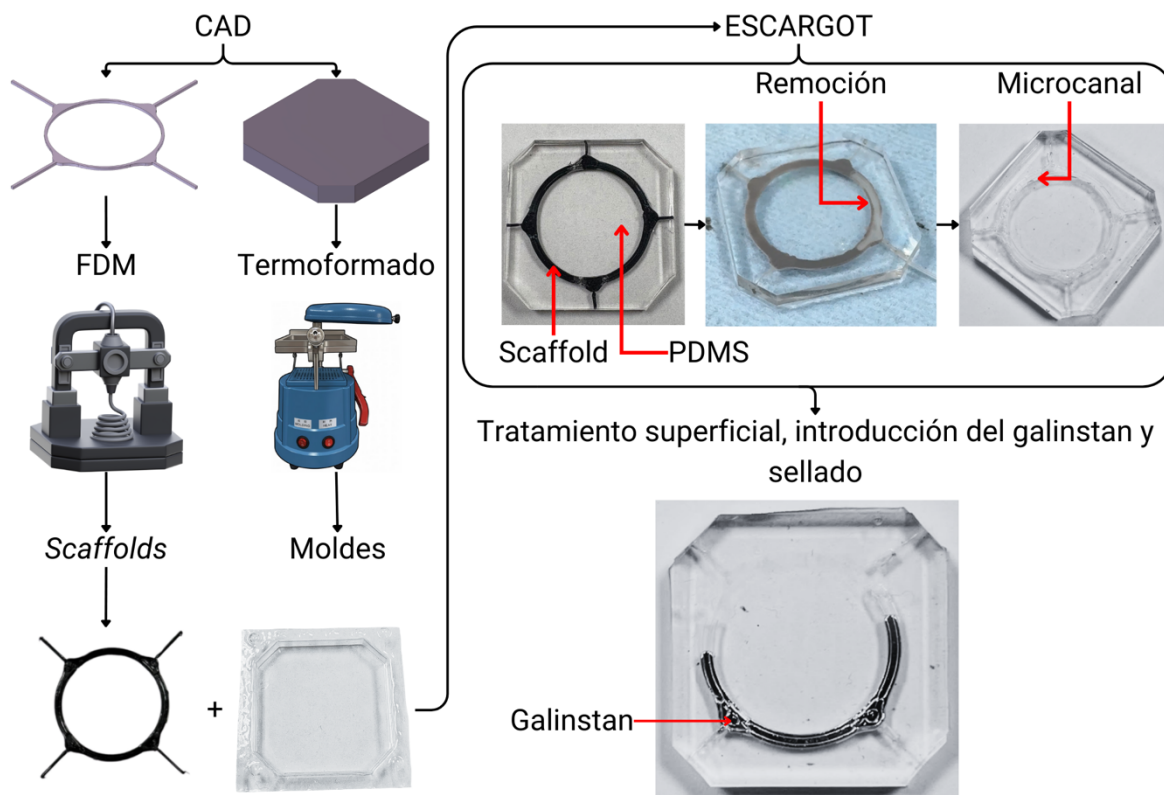


Figura 14. Proceso de fabricación de microcanales por ESCARGOT.

Dado que el PDMS es un sustrato flexible, los dispositivos se sometieron a ciclos de flexión tanto antes como después del sellado. Estas pruebas se realizaron para evaluar la durabilidad y observar la posible aparición de fugas a lo largo del microcanal o en las entradas y salidas, garantizando la integridad del sistema bajo condiciones de estrés mecánico. El arreglo de estas pruebas se muestra en la Figura 15.

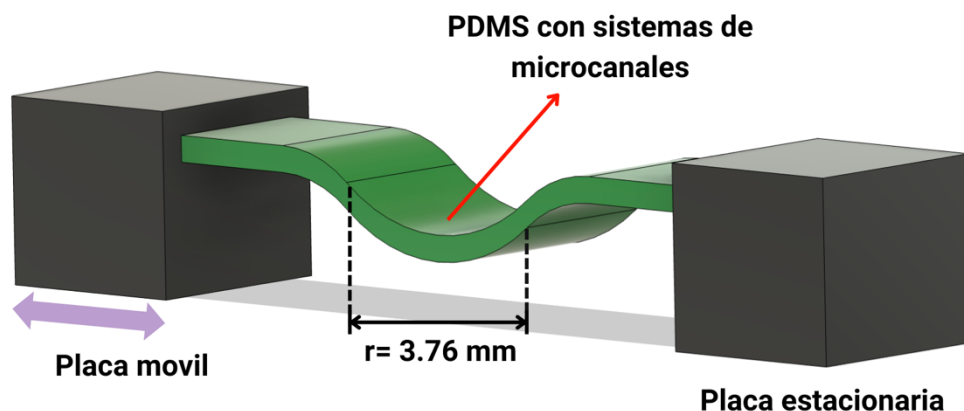


Figura 15. Ilustración de la prueba de flexión dinámica fabricada en el LSMM.

3.2.2.1 Fabricación de probetas para pruebas de tensión y dureza

Para evaluar las propiedades mecánicas del PDMS, se emplearon los diseños de matrices mostrados en la Figura 7 basados en la norma ASTM D638. A partir de estos diseños, se fabricaron seis moldes de acetato. Posteriormente, en dichos moldes se vertió una mezcla de PDMS SYLGARD 184 para obtener las probetas de tensión. Estas probetas se dejaron curar a temperatura ambiente durante 7 días. Una vez transcurrido este periodo, se desmoldaron, se eliminaron los excedentes de material y se sometieron a una prueba mecánica de tensión utilizando una máquina universal de ensayos (UTM, por sus siglas en inglés de: “Universal Testing Machine”).

De manera similar, se preparó una probeta para la prueba de dureza Shore A, utilizando la matriz mostrada en la Figura 6.

3.2.3 Fabricación de dispositivos microfluídicos por termoformado

La fabricación de microcanales mediante termoformado consistió en utilizar los parámetros mostrados en la Tabla 8 y el diseño CAD de la Figura 8 para obtener las matrices. Una vez impresas, las matrices se posicionaron en la base de una máquina de termoformado. Las resistencias de la máquina se calentaron a 400 °C. Se fijó una lámina de acetato en el portamuestras y, una vez que alcanzó la dilatación adecuada, se aplicó vacío. Esto permitió que el acetato se adaptara con precisión a la forma de la matriz. El conjunto se dejó enfriar a temperatura ambiente durante 5 minutos para prevenir cualquier deformación. Finalmente, se eliminaron los excedentes de material y se procedió al sellado de los microcanales. Una vez sellados, se aplicó un tratamiento superficial con HCl a los microcanales para su futura manipulación de galinstan.

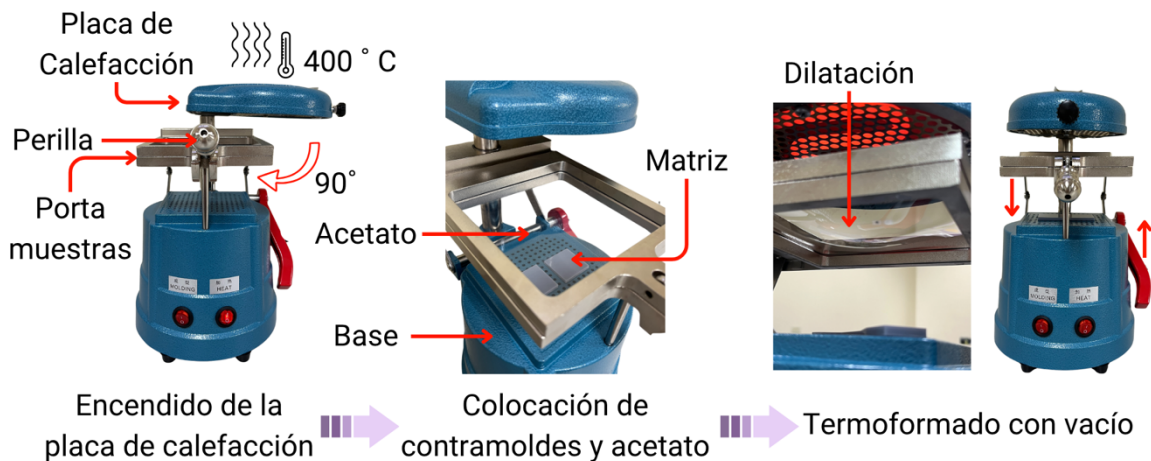


Figura 16. Proceso de fabricación de microcanales por termoformado.

3.2.4 Fabricación de dispositivos microfluídicos por microfresado CNC y RTA

El dispositivo microfluídico desarrollado mediante microfresado CNC y RTA consta de un diseño multicapa de 3 componentes. La primera capa sirve como tapa, incorporando orificios de entrada y salida necesarios para la interfaz fluidica. La segunda capa es una

lámina con una geometría específica grabada para definir el microcanal. Y la tercera capa integra contactos eléctricos de oro, los cuales son depositados mediante evaporación térmica.

Para la obtención de una placa de análisis microfluídica (segunda capa) mediante microfresado CNC, se parte de un diseño CAD que se traduce en una ruta de corte precisa. Esta ruta es convertida a un código G a través de un postprocesador, el cual es el lenguaje de programación que el router CNC interpreta. Posteriormente, el software LaserGRBL se emplea para controlar el router durante el proceso. Para el grabado de esta segunda capa, se instala una broca plana de 0.8 mm en el router y se posiciona una lámina de PS sobre la cama de trabajo. Se procede entonces al grabado de la lámina, con el objetivo de remover completamente el material del PS y obtener la geometría deseada, tal como se ilustra en la Figura 11.

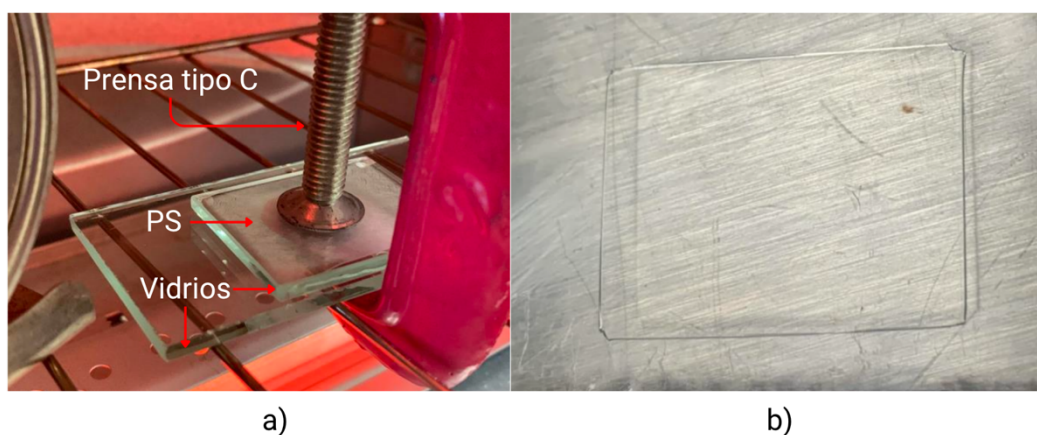


Figura 17. Proceso de fabricación de las capas 1 y 3 del dispositivo microfluídico por microfresado CNC. a) Arreglo de la lámina de PS dentro del horno. b) Lámina de PS después del RTA.

Una vez obtenida la lámina grabada, se procede con la preparación de la primera y tercera capa, las cuales se elaboran a partir de láminas de PS termoencogible. Para asegurar que estas láminas mantengan su grosor uniforme de 0.2 mm y evitar su contracción durante el proceso térmico, se utilizan prensas tipo C para inmovilizarlas. Es importante destacar que estas láminas presentan una textura superficial que será eliminada durante el proceso de RTA. Las láminas se colocan entre vidrios, sujetados firmemente con una prensa tipo C, y se

introducen en un horno eléctrico de convección precalentado a ≈ 176 °C. Se mantienen en el horno durante 10 minutos, como se muestra en la Figura 17a.

Los orificios (entrada y salida) de la primera capa se realizan con el router CNC, utilizando la geometría de la segunda capa como guía para su posicionamiento preciso. Por su parte, la tercera capa se introduce en una evaporadora térmica. En este equipo, se utiliza una máscara de contactos eléctricos, como se muestra en la Figura 9, para la deposición de las películas de oro bajo condiciones especificadas en la Tabla 10.

Tabla 10. Condiciones de depósito.

<i>Parámetro (unidades)</i>	<i>Valor</i>
Corriente máxima (A)	20
Presión (torr)	5.0×10^{-3}
Tasa (A/s)	3.4
Grosor (mm)	203
Tiempo (min)	2:11
Material	Oro

Finalmente, las tres capas se colocan una sobre la otra como se muestra en la Figura 18 y se someten a un RTA bajo las condiciones mencionadas anteriormente, para consolidar la estructura multicapa del dispositivo.

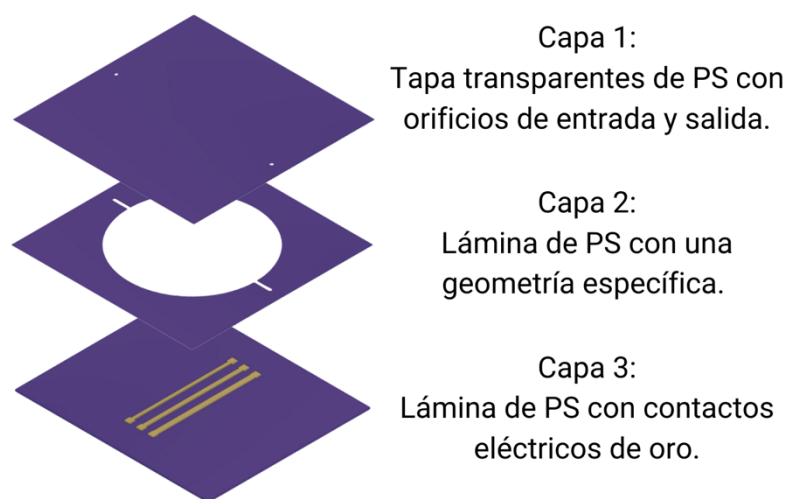


Figura 18. Vista explosionada de las capas de la placa de análisis microfluídica.

Capítulo 4.

Resultados

4.1 Resultados de la fabricación mediante LCD

4.1.1 Resultados de la fabricación de microcanales

Se ha establecido una ruta de fabricación efectiva con la cual se obtuvieron microcanales en sustratos de resina con geometrías de línea recta, serpentín y antena con una sección transversal de $210 \times 210 \mu\text{m}$ y de $420 \times 420 \mu\text{m}$ capaces de contener y manipular en tiempo real galinstan sin presentar fugas ni delaminación con una presión mínima de 55 mbar y máxima de 150 mbar.

También se demostró que se pueden obtener microcanales con dimensiones de $1015 \times 1010 \mu\text{m}$, $805 \times 800 \mu\text{m}$, $630 \times 630 \mu\text{m}$, $385 \times 380 \mu\text{m}$ y $70 \times 70 \mu\text{m}$ utilizando los parámetros de impresión mostrados en la Tabla 8.

4.1.2 Resultados de microscopía óptica

Las imágenes de los microcanales fueron obtenidas por medio de microscopía óptica y, posteriormente, caracterizadas utilizando el software ImageJ para determinar sus dimensiones reales. Como se ilustra en la Figura 19, se observó que las dimensiones de los microcanales de $210 \times 210 \mu\text{m}$ y de $420 \times 420 \mu\text{m}$, coinciden con las especificadas en el diseño CAD, presentando únicamente un margen de error mínimo que se considera despreciable.

4.1.3 Resultados de la impresión de matrices y máscaras por LCD

Se fabricó con éxito una variedad de matrices empleando la tecnología LCD. Algunos ejemplos de estas matrices se ilustran en la Figura 20a y 20b, las cuales fueron utilizadas posteriormente en procesos de termoformado para crear moldes de acetato. Dichos moldes sirvieron para la elaboración de probetas de tensión y dureza de PDMS, así como para la fabricación de microcanales por termoformado.

De igual forma, se obtuvo una máscara que contenía geometrías de contactos eléctricos con diversos grosores mostrada en la Figura 20c, diseñada para su aplicación en procesos de evaporación térmica.

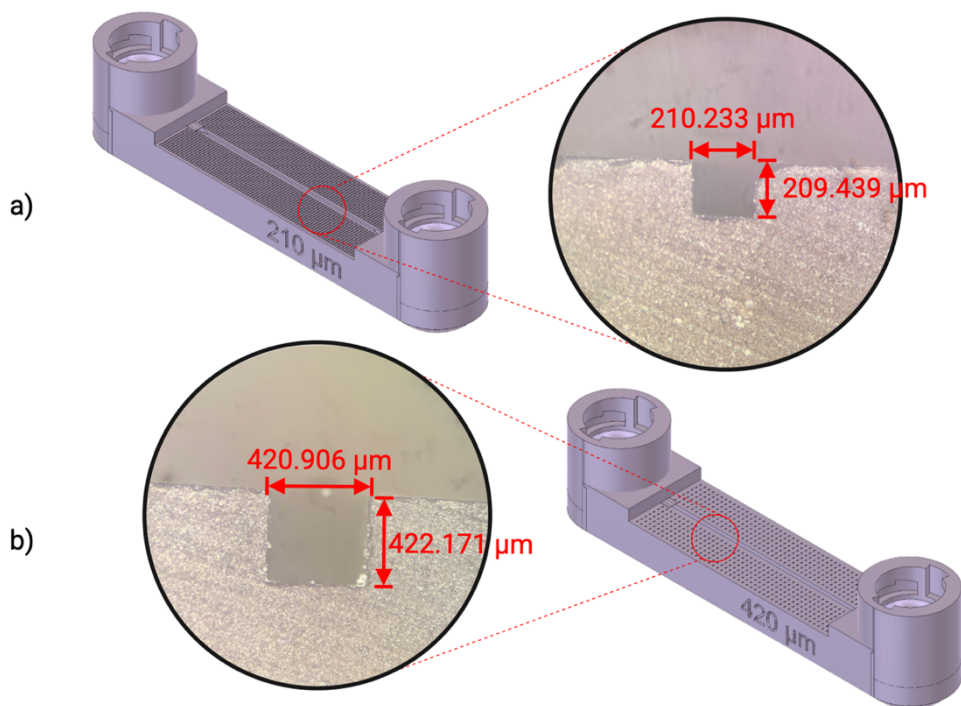


Figura 19. Imágenes de microscopía óptica de la sección trasversal de microcanales de a) $210 \times 210 \mu\text{m}$ y b) $420 \times 420 \mu\text{m}$.

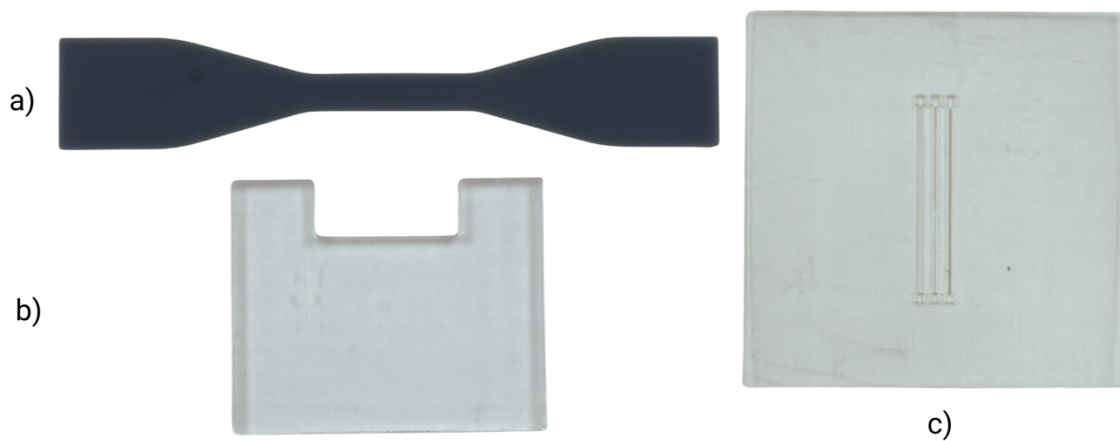


Figura 20. a) Matriz de resina de la probeta de tensión. b) Matriz de resina para fabricar moldes de acetato. c) Máscara con contactos eléctricos de resina.

4.2 Resultados de la fabricación por ESCARGOT

Se estableció con éxito una ruta de fabricación para microcanales en sustratos de PDMS que integra la tecnología FDM, el termoformado y la técnica de ESCARGOT. Inicialmente, se obtuvieron moldes de acetato mediante termoformado, utilizando matrices de resina para dar forma a los dispositivos de PDMS. Posteriormente, se obtuvieron *scaffolds* de ABS con las geometrías detalladas en capítulos anteriores, incluyendo el sensor de posición de dos ejes, utilizando la tecnología FDM. Se emplearon principalmente boquillas de 0.2 mm y 0.4 mm para obtener *scaffolds* de $210 \times 210 \mu\text{m}$ y $420 \times 420 \mu\text{m}$ respectivamente. Adicionalmente, se produjeron *scaffolds* con dimensiones de $1015 \times 1010 \mu\text{m}$, $805 \times 800 \mu\text{m}$, $630 \times 630 \mu\text{m}$, $385 \times 380 \mu\text{m}$ y $70 \times 70 \mu\text{m}$.

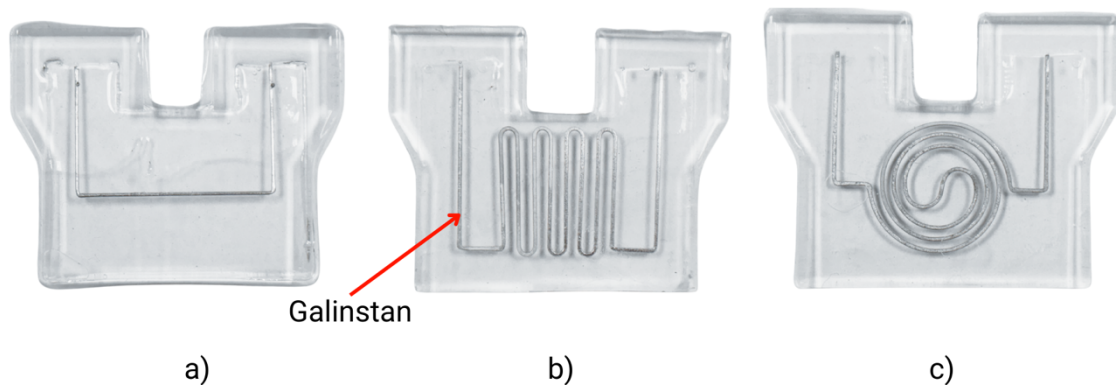


Figura 21. Microcanales obtenidos por ESCARGOT basados en galinstan. a) Microcanal de línea recta. b) Microcanal de serpentin. c) Microcanal de antena.

Mediante este proceso, se logró obtener exitosamente sistemas de microcanales en sustratos de PDMS utilizando los moldes de acetato y los *scaffolds* de ABS. Estos microcanales en PDMS demostraron la capacidad de soportar presiones de 1000 mbar sin presentar fugas. Se determinó que la mínima presión requerida para lograr el flujo de galinstan a través de los microcanales era de 300 mbar para geometrías simples y 550 mbar para geometrías complejas, como la antena. Tras un tratamiento superficial con HCl, estos

sistemas pudieron contener y manipular metal líquido de manera eficiente sin evidencias de fugas. Estos sistemas mantuvieron de manera precisa las dimensiones que tenía el *scaffold* utilizado.

Finalmente, los sistemas de microcanales fueron sometidos a pruebas de flexión dinámica. Los resultados demostraron soportar hasta 20,000 ciclos de flexión a un radio de 3.76 mm y una velocidad de 5.07 ciclos/segundo, sin manifestar fugas.

4.2.1 Resultados de la caracterización de los dispositivos microfluídicos de PDMS.

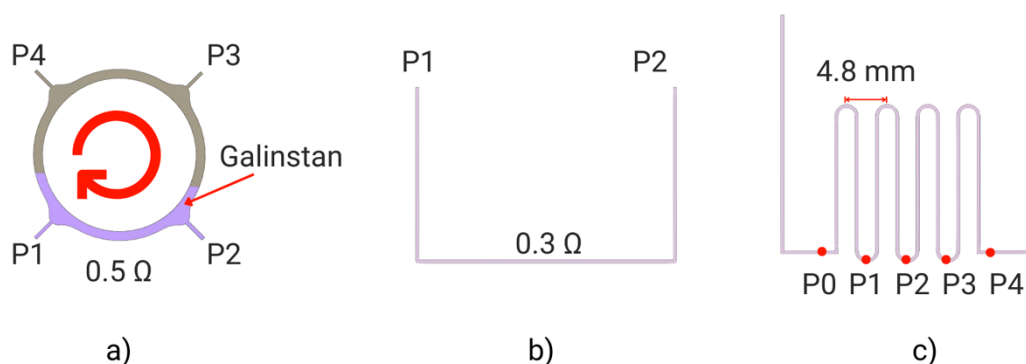


Figura 22. Caracterización eléctrica de los dispositivos de PDMS basados en galinstan. a) Resistencia eléctrica de 0.5Ω entre los puntos del sensor de posición. b) Resistencia de 0.3Ω en la línea recta. c) Se muestra la posición de cada punto de medición y la longitud entre cada uno.

Se realizaron pruebas de continuidad y resistencia eléctrica en un sensor de posición de 2 ejes, una línea recta y un serpentín basados en galinstan. El sensor diseñado para detectar posición en dos dimensiones, presentó una resistencia de 0.5Ω entre dos puntos contiguos, ilustrado en la Figura 22a. La línea recta mostró una resistencia ligeramente menor de 0.3Ω como lo indica la Figura 22b. La estructura en serpentín se midió del punto 0 (P0) al punto 1 (P1), del punto P0 al P2, del P0 al P3 y del P0 al P4, indicados en la Figura 22c, presentando una variación gradual de la resistencia a lo largo de su recorrido. Se observó un incremento

de 0.1Ω cada 4.8 mm como lo muestra la Tabla 11, es decir, cada dos curvas completas, lo que es atribuible al aumento en la longitud del conductor y a posibles variaciones locales en la sección transversal del material.

Tabla 11. Resistencia del galinstan en cada punto del serpiente.

<i>Punto</i>	<i>Resistencia (Ω)</i>
P1	0.3
P2	0.4
P3	0.5
P4	0.6

4.3 Resultados para la caracterización del PDMS

4.3.1 Resultados de la prueba de tensión y dureza al PDMS.

La prueba de tensión brindó los resultados mostrados en la Tabla 12. La fuerza máxima es la fuerza que la probeta de PDMS pudo soportar antes de fracturarse, por lo que nos indica que la resistencia máxima a la tracción que el material pudo soportar en este ensayo es de 64.84 N. La resistencia a la tracción o esfuerzo de rotura, representa el esfuerzo máximo que el material soportó antes de fracturarse, siendo 3.38 MPa un valor típico para ciertas formulaciones de PDMS. El límite elástico convencional del 0.1% y del 0.2% representa el esfuerzo al cual el material presenta una deformación plástica permanente, ya sea del 0.1% o del 0.2%, indicando el punto en el que el material comienza a ceder significativamente. Al ser el mismo valor de 1.32 MPa, podría indicar que el PDMS en este rango de esfuerzo tiene una transición elástica-plástica muy suave. Durante este ensayo, el PDMS soportó un esfuerzo máximo de 1.69 MPa antes de que ocurriera la deformación plástica.

Un valor muy importante para elastómeros como el PDMS indica el porcentaje de elongación o estiramiento que la probeta experimentó desde su longitud original hasta el punto de fractura. Un valor de 248.28% significa que la probeta se estiró casi 2.5 veces su longitud original antes de romperse, lo que confirma su naturaleza elástica y deformable. El valor Ag, indica que la probeta tuvo una deformación plástica del 187.87% cuando la fuerza

alcanzo su valor máximo. El valor Agt, es la deformación total, es decir, la deformación elástica y plástica que la probeta experimentó cuando la fuerza máxima llegó a 64.84 N, un porcentaje tan alto, sugiere que el punto de fuerza máxima se alcanzó a una elongación muy considerable, lo cual es esperable en elastómeros que pueden estirarse mucho antes de fallar. Mientras que, el At, experimentó una deformación total de 1196.30% antes de la fractura, y se podría decir, que la fractura ocurrió poco después de que la probeta alcanzara la fuerza máxima. Y, por último, el módulo de elasticidad (E), dio como resultado 0 GPa, lo que se podría considerar incorrecto, ya que el PDMS presenta un E en el rango de 0.1 MPa a 3 MPa, o sea, 0.0001 GPa a 0.0003 GPa, por lo que, se considera que el valor fue tan bajo, que el software lo redondeó a 0, demostrando que el PDMS es un material extremadamente blando y elástico.

Como resultado de la prueba de dureza, se obtuvo un valor de 36-37 Shore A, lo que confirma que el PDMS es un material blando y flexible.

Tabla 12. Resultados del ensayo de tensión utilizando probetas de PDMS basadas en la norma ASTM D638.

<i>Parámetro</i>	<i>Valor</i>
Fuerza máxima	64.84 N
Resistencia a la tracción	3.38 MPa
Límite elástico convencional (Rp 0.1%)	1.32 MPa
Límite elástico convencional (Rp 0.2%)	1.32 MPa
Límite superior de cedencia (ReH)	1.69 MPa
Alargamiento porcentual de rotura (A)	248.28%
Extensión plástica porcentual bajo fuerza máxima (Ag)	187.87%
Extensión total porcentual bajo fuerza máxima (Agt)	1192.95%
Extensión total porcentual de rotura (At)	1196.30%
Módulo de elasticidad (E)	0 Gpa

4.3.2 Resultados de espectroscopía elipsométrica y FT-IR

En la Figura 23, se muestran los resultados de la espectroscopía FT-IR del PDMS, se obtuvo un espectro con picos característicos del PDMS reportados en la literatura, como lo son el pico 2962 cm⁻¹, al igual que los picos 1412 cm⁻¹, 1260 cm⁻¹, 1012 cm⁻¹ y 790 cm⁻¹,

siendo todos estos como las huellas dactilares del PDMS. Pero también se observan algunos picos poco usuales en el PDMS, como los de 2162 y 2095 cm^{-1} , lo que puede indicar que a la hora de la prueba el PDMS no estaba completamente curado, o quedaron residuos Si-H del agente de curado.

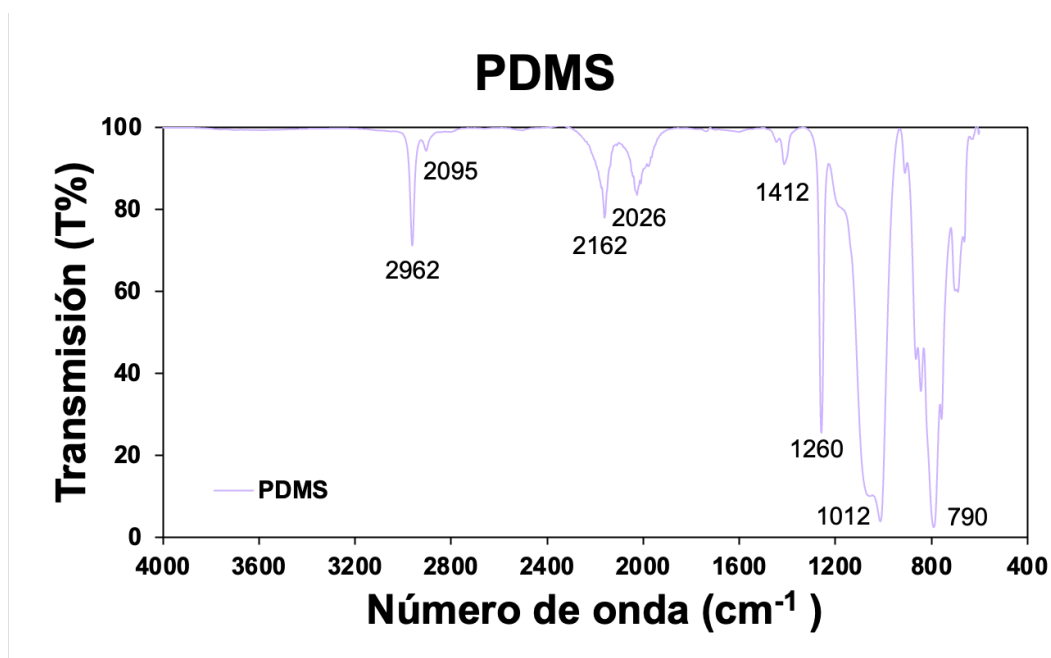


Figura 23. Espectro FT-IR del PDMS.

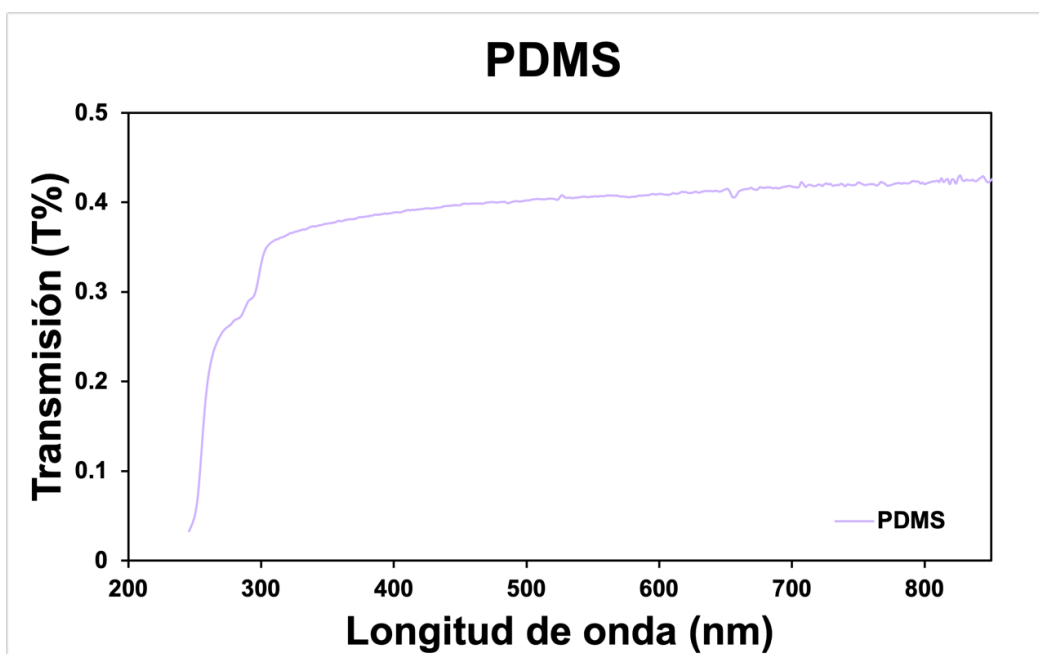


Figura 24. Espectro de transmitancia del PDMS con espesor de 0.8 mm.

Se utilizó un sustrato de PDMS de 0.8 mm para realizar una prueba de transmitancia del PDMS. Aunque, durante la prueba se presentaron dificultades al realizar la medición, debido a que el PDMS dispersaba el haz incidente, se obtuvo el espectro mostrado en la Figura 24 donde se observa que cerca de 240 nm, la transmitancia es casi 0%, lo que significa que el PDMS absorbe la luz UV de bajas longitudes de onda. A partir de los 300 nm, la transmitancia se incrementa y se mantiene estable alrededor de 0.40 ($\approx 40\%$), este valor indica que el PDMS es transparente en el rango visible y en el infrarrojo cercano.

4.4 Resultados de la fabricación con termoformado

4.4.1 Resultado de la fabricación de microcanales

Los microcanales fabricados con matrices negativas no reprodujeron las dimensiones con una resolución dimensional aceptable, considerando que un microcanal aceptable por termoformado, debe de mantener una precisión dimensional y geométrica con su diseño CAD, manteniendo para este caso, una sección transversal de forma rectangular o cuadrada. Si bien la longitud y geometría del canal se mantuvieron paralelas al plano del sustrato, la resolución lateral (eje X y eje Y) y la profundidad de los canales (eje Z) medidas en las secciones transversales (Figura 25) presentaron un valor significativamente inferior a la dimensión nominal de la matriz negativa.

Los microcanales fabricados con matrices positivas reprodujeron las dimensiones en eje X y Y con una resolución aceptable, mientras que en Z presentaron un valor significativamente inferior a la dimensión nominal de la matriz positiva.

Según la Tabla 13, el valor nominal de 805 μm en la dimensión XY, la matriz negativa solo alcanzó una profundidad real de 59.15 μm , lo que representa una reducción de aproximadamente 92.6%, mientras que la matriz positiva alcanzó una profundidad de 65.00 μm , lo que representa una reducción de 91.9%. Estos resultados confirman que la profundidad de los canales fue la dimensión más crítica y difícil de replicar con precisión usando la metodología de termoformado.

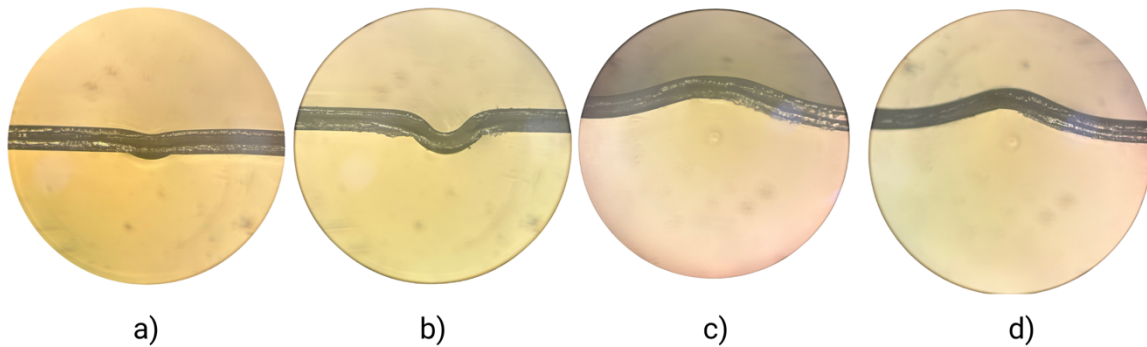


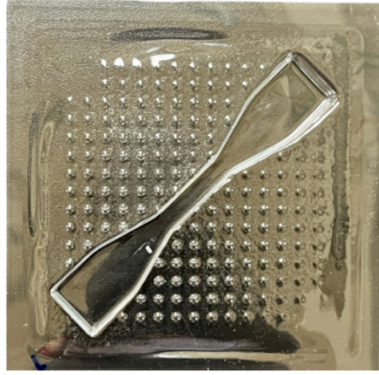
Figura 25. Imágenes ópticas de las secciones transversales de los microcanales en sustratos de acetato. a) Microcanal con matriz negativa de 1015 μm . b) Microcanal con matriz negativa de 630 μm . c) Microcanal con matriz positiva de 1015 μm . d) Microcanal de 420 μm con matriz positiva.

Tabla 13. Valores nominales y reales de los microcanales fabricados por termoformado.

<i>Valor nominal</i>		<i>Valor real matriz negativa</i>		<i>Valor real matriz positiva</i>	
<i>X,Y (μm)</i>	<i>X,Y (μm)</i>	<i>X,Y (μm)</i>	<i>Z (μm)</i>	<i>X,Y (μm)</i>	<i>Z (μm)</i>
70	70	-	-	-	-
210	210	-	-	-	-
385	380	-	-	-	-
420	420	-	-	422.28	124.37
630	630	188.11	18.21	634.29	77.37
805	800	335.45	59.15	539.34	65.00
1015	1010	395.89	118.45	660.15	98.60

4.4.2 Resultado de la fabricación de moldes de acetato

Se logró obtener variedad de moldes de acetato, duraderos y resistentes por medio de termoformado, utilizando las matrices obtenidas por LCD. En la Figura 26a, se puede observar un molde para una probeta de tensión, mientras que en la Figura 26b, se muestra el resultado obtenido con esta matriz.



a)



b)

Figura 26. Probetas de tensión. a) Molde de acetato con forma de probeta de tensión. b) Probetas de tensión de PDMS.

4.4.3 Resultados de la estimación de parámetros para la fabricación por termoformado.

Al desconocer el alcance del termoformado en uso, se realizaron mediciones de temperatura y mediciones de tiempo para determinar los parámetros utilizados en la ruta de fabricación. Se obtuvieron curvas de temperatura de la placa de calefacción y de transferencia de calor al portamuestras. En la Figura 27, se muestra una curva de temperatura vs tiempo, donde nos indica que a más de 2 minutos, se tiene una temperatura de 400 °C, la cual es suficiente para hacer que el acetato comience a dilatarse. Mientras que en la Figura 28, se muestra una curva de temperatura vs. tiempo del portamuestras que contiene el acetato, en la cual nos podemos basar para estimar el tiempo de dilación del acetato y obtener moldes y microcanales con un grosor de pared más estandarizado, ya que, en cuanto más se dilata el acetato, se tiene paredes más delgadas.

Placa de Calefacción

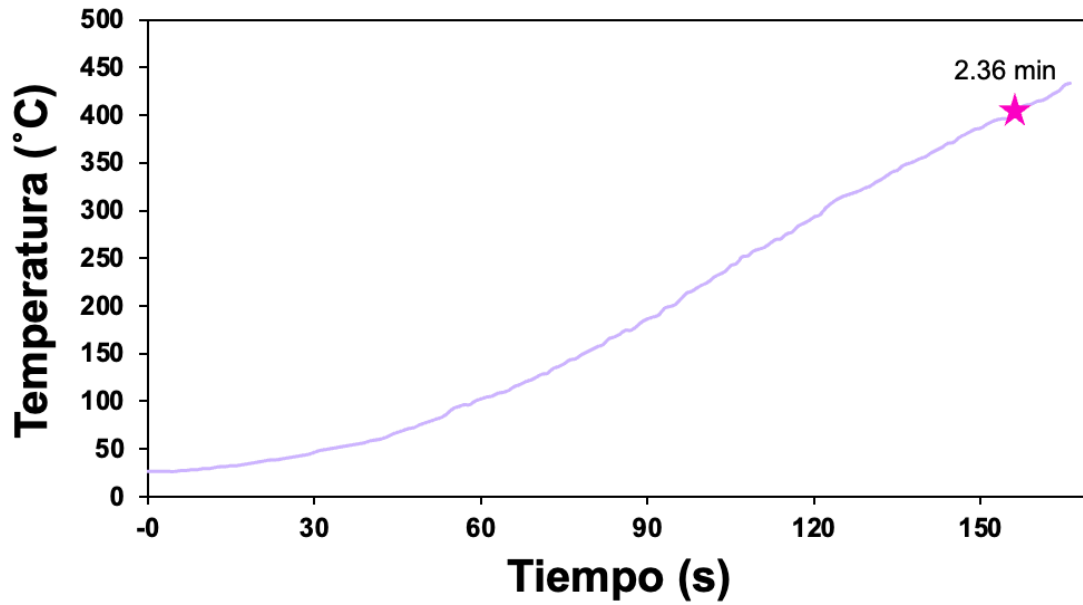


Figura 27. Curva de temperatura vs. tiempo de la placa de calefacción.

Portamuestras

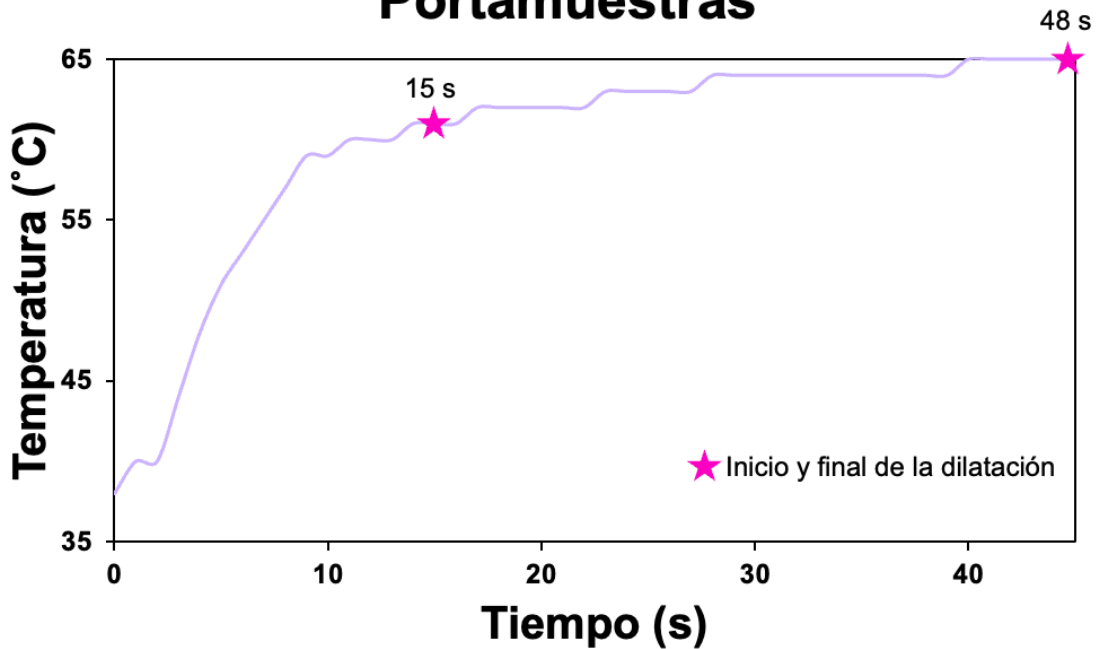


Figura 28. Curva de temperatura vs. tiempo del portamuestras.

4.5 Resultados de la caracterización del acetato

Durante la experimentación, se tuvo la oportunidad de utilizar diferentes calibres de acetatos, 0.020, 0.035, 0.040, 0.060 y 0.080 pulgadas, por lo que, para elegir cuál sería el sustrato más indicado, se realizó una prueba de transmitancia para elegir el calibre con mayor transparencia y poder estar abiertos a mayores aplicaciones futuras.

En la Figura 29, se observa el espectro para cada uno de los calibres antes y después de ser termoformados. Con base en los resultados, se observó que el calibre de 0.020 presenta la mayor transmitancia, alcanzando valores cercanos a 0.90 ($\approx 90\%$), por lo que puede considerarse altamente transparente en el rango visible e infrarrojo cercano. Además, este calibre mostró ser el más flexible y manejable en comparación con el resto, lo que motivó su selección para las pruebas posteriores.

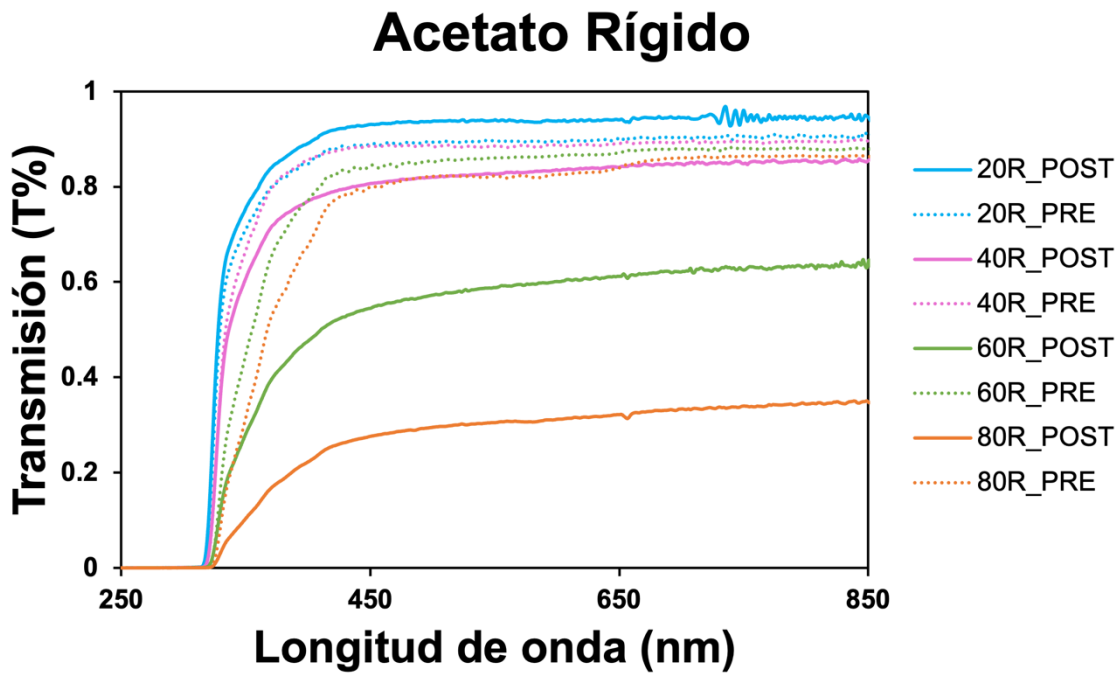


Figura 29. Curva de transmitancia del acetato para distintos calibres.

4.6 Resultados de la fabricación por microfresado CNC y RTA

Se estableció una ruta de fabricación utilizando microfresado CNC, RTA y evaporación térmica para la obtención de dispositivos multicapa, como placas de análisis microfluídicas en sustratos de PS. En la Figura 30, se puede observar el resultado del dispositivo multicapa.

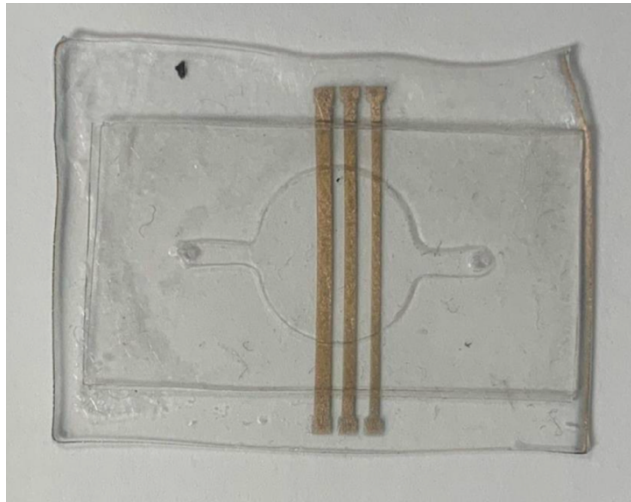


Figura 30. Dispositivo microfluídico multicapa con sustrato de PS.

4.6.1 Resultados de la caracterización eléctrica de los contactos de oro.

En las siguientes tablas se muestran los resultados de la caracterización eléctrica de los contactos eléctricos antes y después del RTA, en presencia de alcohol y la resistencia entre ellos.

Al comparar los valores antes y después del RTA de la Tabla 14, se observa una disminución considerable de la resistencia en todos los grosores analizados. Por ejemplo, el contacto de 0.77 mm pasa de 24.083 M Ω a valores no detectables tras el tratamiento térmico, mientras que en los grosores de 1.015 mm y 1.26 mm la resistencia disminuye. Esto indica que el RTA mejora notablemente la conductividad, probablemente debido a una mejor sinterización, reducción de microgrietas o mejora en la adherencia del oro al sustrato, lo que

disminuye la resistencia de contacto. En cuanto a la continuidad, también se aprecia una mejora significativa después del RTA. Esto confirma que el tratamiento térmico contribuye a obtener contactos más uniformes y estables eléctricamente.

Tabla 14. Resistencia y continuidad de los contactos eléctricos antes y después del RTA.

<i>Grosor del contacto</i>	<i>Resistencia</i>		<i>Continuidad</i>	
	<i>Sin RTA (MΩ)</i>	<i>Con RTA(Ω)</i>	<i>Sin RTA(Ω)</i>	<i>Con RTA (Ω)</i>
0.77 mm	24.083	-	579	303
1.015 mm	1.06	-	908	281
1.26 mm	0.585	257	548	273

Los resultados obtenidos en presencia de alcohol mostrados en la Tabla 15 evidencian que los contactos presentan resistencias todavía elevadas, especialmente en los grosores de 0.77 mm y 1.015 mm, que se mantienen en el orden de los MΩ. Esto sugiere que el alcohol afecta la estabilidad del contacto, probablemente por provocar una pérdida parcial de adherencia o generar una película superficial que incrementa la resistencia. El contacto de 1.26 mm presenta una resistencia menor (0.297 kΩ), lo que puede estar relacionado con un área de contacto mayor o una mejor compactación del material.

Tabla 15. Resistencia y continuidad de los contactos eléctricos en contacto con alcohol.

<i>Grosor del contacto</i>	<i>Resistencia</i>	<i>Continuidad</i>
0.77 mm	7.60 M Ω	-
1.015 mm	6.30 M Ω	-
1.26 mm	0.297 k Ω	261.30 Ω

Tabla 16. Resistencia entre los contactos eléctricos.

<i>Contactos</i>	<i>Resistencia (MΩ)</i>
1 y 2	7.3
1 y 3	4.6
2 y 3	3.0

Las resistencias entre contactos de la Tabla 16 presentan valores entre 3.0 M Ω y 7.3 M Ω , lo cual indica que no existe cortocircuito entre terminales, ya que las resistencias son suficientemente elevadas para descartar una conducción directa entre ellos. Estos valores sirven como verificación de aislamiento entre pares de contactos.

En conjunto, los resultados demuestran que el RTA mejora la conductividad y continuidad de manera notable, el alcohol afecta la resistencia, aumentando su valor y los contactos están eléctricamente aislados entre sí, lo que confirma su correcta fabricación.

Capítulo 5.

Conclusiones y trabajo a futuro

Conclusiones

Se diseñó e implementó una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de PS que integra microfresado CNC, RTA y evaporación térmica. Esta metodología permitió obtener dispositivos multicapa funcionales con contactos eléctricos de oro, cuya conductividad mejoró significativamente después del RTA, alcanzando valores de resistencia menores a 0.3 k Ω , lo que valida la viabilidad de esta ruta para aplicaciones que requieren integración electrónica.

Se estableció exitosamente una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de PDMS mediante la técnica ESCARGOT, complementada con FDM para la obtención de *scaffolds* y termoformado para moldes de acetato. Los dispositivos resultantes demostraron excepcionales propiedades mecánicas, soportando presiones de hasta 1000 mbar y resistiendo 20,000 ciclos de flexión a un radio de 3.76 mm sin evidenciar fugas. La caracterización mecánica del PDMS reveló una resistencia a la tracción de 3.38 MPa, un alargamiento de rotura de 248.28% y una dureza de 36-37 Shore A, confirmando su idoneidad para aplicaciones en electrónica flexible.

Se desarrolló una ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de resina fotosensible utilizando tecnología LCD, logrando microcanales con dimensiones precisas desde 70 \times 70 μm hasta 1015 \times 1010 μm . Los dispositivos de 210 \times 210 μm y 420 \times 420 μm mantuvieron fidelidad dimensional con el diseño CAD y soportaron presiones de hasta 150 mbar sin presentar fugas ni delaminación, demostrando la capacidad de esta técnica para fabricar geometrías complejas con alta resolución.

Se exploró el termoformado como ruta de fabricación para dispositivos microfluídicos de acetato, obteniendo resultados parcialmente exitosos. Aunque se lograron fabricar moldes duraderos y resistentes útiles como procesos intermedios, la fabricación directa de microcanales mostró limitaciones significativas en la reproducción dimensional, especialmente en la profundidad de los canales (reducción del 91-92% respecto al diseño nominal). Estos hallazgos establecen las limitaciones y alcances del termoformado para esta aplicación específica.

Respecto a la introducción y control de flujo de metal líquido, se logró manipular exitosamente galinstan en los dispositivos de PDMS y resina. Los microcanales de PDMS

requirieron presiones entre 300-1000 mbar, mientras que los de resina operaron entre 55-150 mbar. El tratamiento superficial con HCl al 37% resultó fundamental para reducir la capa de óxido de galio y facilitar el flujo del galinstan, permitiendo su manipulación controlada sin comprometer la integridad de los sustratos de PDMS.

En cuanto a la factibilidad de fabricar dispositivos RF y sensores, se obtuvieron resultados prometedores. Se fabricó un sensor de posición de 2 ejes basado en galinstan con resistencia eléctrica de 0.5Ω entre puntos contiguos, demostrando continuidad eléctrica estable. Se diseñó un serpentín microfluídico y se comprobó la variación gradual de resistencia (0.1Ω cada 4.8 mm), validando la viabilidad de estos dispositivos para aplicaciones sensoriales. Adicionalmente, se establecieron las bases para la caracterización RF mediante la integración de contactos eléctricos de oro en dispositivos multicapa de PS, quedando pendiente únicamente la ejecución de las pruebas de radiofrecuencia para la caracterización completa de su desempeño.

En conjunto, este trabajo estableció metodologías de fabricación robustas y reproducibles para dispositivos microfluídicos basados en metales líquidos, cada una con ventajas específicas: LCD para alta precisión dimensional, ESCARGOT para flexibilidad mecánica excepcional, microfresado CNC para integración funcional multicapa y termoformado como proceso intermedio efectivo. Los resultados obtenidos demuestran el potencial de los metales líquidos como alternativa viable a los electrodos de estado sólido en aplicaciones de electrónica flexible, superando las limitaciones de delaminación y de formación de grietas características de las películas delgadas tradicionales.

Trabajo Futuro

- Ejecutar pruebas de radio frecuencia (RF) en los dispositivos microfluídicos desarrollados, lo cual será esencial para caracterizar su rendimiento en entornos inalámbricos y confirmar su funcionalidad como antenas.
- Continuar con la optimización de los procesos de termoformado y alcanzar una mayor precisión dimensional con esta ruta de fabricación.

- Perfeccionar el proceso de sellado de los dispositivos fabricados por ESCARGOT y LCD para mejorar la hermeticidad y durabilidad a largo plazo.
- Transicionar de resultados cualitativos a resultados cuantitativos, buscando estandarizar las tolerancias dimensionales para cada proceso de fabricación.
- Investigar métodos alternativos para la reducción y prevención de la capa de óxido de galio en el galinstan.
- Explorar la integración con otros materiales funcionales para crear dispositivos híbridos, tales como sensores de presión o sistemas de enfriamiento para electrónica de potencia.
- Estudiar el comportamiento reológico del galinstan en microcanales de diferentes geometrías y dimensiones bajo diversas condiciones de flujo, temperatura y frecuencia de operación, para optimizar el diseño de dispositivos RF y sensores.
- Evaluar la biocompatibilidad y citotoxicidad del galinstan encapsulado en PDMS para aplicaciones biomédicas potenciales, como electrodos flexibles implantables o sensores de monitoreo continuo de signos vitales.

Referencias

- [1] P. Won, S. Jeong, C. Majidi, and S. H. Ko, “Recent advances in liquid-metal-based wearable electronics and materials,” *iScience*, vol. 24, no. 7, 2021, Art. no. 102717.
- [2] J. H. Oh, J. Y. Woo, S. Jo, and C. S. Han, “Pressure-conductive rubber sensor based on liquid-metal-PDMS composite,” *Sens. Actuators A, Phys.*, vol. 299, 2019, Art. no. 111610.
- [3] J. Dong, Y. Zhu, Z. Liu, and M. Wang, “Liquid metal-based devices: Material properties, fabrication and functionalities,” *Nanomaterials*, vol. 11, no. 12, 2021, Art. no. 3400.
- [4] G. Bo, L. Ren, X. Xu, Y. Du, and S. Dou, “Recent progress on liquid metals and their applications,” *Adv. Phys. X*, vol. 3, no. 1, 2018, Art. no. 1446359.
- [5] N. Yang, F. Gong, Y. Zhou, Q. Yu, and L. Cheng, “Liquid metals: Preparation, surface engineering, and biomedical applications,” *Coord. Chem. Rev.*, vol. 471, 2022, Art. no. 214731.
- [6] Z. Yang et al., “From liquid metal to stretchable electronics: Overcoming the surface tension,” *Sci. China Mater.*, vol. 65, no. 8, pp. 2072–2088, 2022.
- [7] S. Chen et al., “Toxicity and biocompatibility of liquid metals,” *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 12, no. 3, 2023, Art. no. 2201924.
- [8] P. Sen and C. J. C. Kim, “Microscale liquid-metal switches—A review,” *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 56, no. 4, pp. 1314–1330, Apr. 2008.
- [9] K. Yamagishi et al., “Flexible and stretchable liquid-metal microfluidic electronics using directly printed 3D microchannel networks,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 34, no. 31, 2024, Art. no. 2311219.
- [10] S. C. Ligon et al., “Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing,” *Chem. Rev.*, vol. 117, no. 15, pp. 10212–10290, 2017.
- [11] H. K. Balakrishnan et al., “3D printing: an alternative microfabrication approach with unprecedented opportunities in design,” *Anal. Chem.*, vol. 93, no. 1, pp. 350–366, 2020.
- [12] V. Saggiomo and A. H. Velders, “Simple 3D printed scaffold-removal method for the fabrication of intricate microfluidic devices,” *Adv. Sci.*, vol. 2, no. 9, 2015, Art. no. 1500125.

- [13] “Guide to Thermoforming,” Formlabs. [Online]. Available: https://formlabs.com/blog/thermoforming/?srsltid=AfmBOorgtBNJyyKRCs4OubkZYYeeO0cWnk0bne-8KIB_x3Xp8TY3h2q. [Accessed: Oct. 27, 2025].
- [14] K. T. Christ, B. B. Smith, F. E. Pfefferkorn, and K. T. Turner, “Micro end milling polystyrene for microfluidic applications,” presented at the 5th Int. Conf. on MicroManufacturing (ICOMM 2010), 2010.
- [15] H. Quan, T. Zhang, H. Xu, S. Luo, J. Nie, and X. Zhu, “Photo-curing 3D printing technique and its challenges,” *Bioact. Mater.*, vol. 5, no. 1, pp. 110–115, 2020.
- [16] J. C. McDonald and G. M. Whitesides, “Poly (dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices,” *Acc. Chem. Res.*, vol. 35, no. 7, pp. 491–499, 2002.
- [17] (Referencia faltante/vacía en la lista original).
- [18] M. Mader et al., “Fused deposition modeling of microfluidic chips in transparent polystyrene,” *Micromachines*, vol. 12, no. 11, 2021, Art. no. 1348.
- [19] S. Liu, K. Sweatman, S. McDonald, and K. Nogita, “Ga-based alloys in microelectronic interconnects: A review,” *Materials*, vol. 11, no. 8, 2018, Art. no. 1384.
- [20] S. Y. Tang et al., “Liquid metal enabled pump,” *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 111, no. 9, pp. 3304–3309, 2014.
- [21] M. D. Dickey, “Stretchable and soft electronics using liquid metals,” *Adv. Mater.*, vol. 29, no. 27, 2017, Art. no. 1606425.
- [22] S. Bhagwat et al., “An On-Chip Liquid Metal Plug Generator,” *Adv. Mater.*, vol. 34, no. 23, 2022, Art. no. 2201469.
- [23] D. Kim et al., “On-demand frequency tunability of fluidic antenna implemented with gallium-based liquid metal alloy,” *Eur. Phys. J. Appl. Phys.*, vol. 78, no. 1, 2017, Art. no. 11101.
- [24] X. Wang, R. Guo, and J. Liu, “Liquid metal based soft robotics: materials, designs, and applications,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 4, no. 2, 2019, Art. no. 1800549.
- [25] T. V. Neumann and M. D. Dickey, “Liquid metal direct write and 3D printing: a review,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 5, no. 9, 2020, Art. no. 2000070.
- [26] R. Truckenmüller et al., “Thermoforming of film-based biomedical microdevices,” *Adv. Mater.*, vol. 23, no. 11, pp. 1311–1329, 2011.

- [27] Y. He, J. You, M. D. Dickey, and X. Wang, “Controllable flow and manipulation of liquid metals,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 34, no. 31, 2024, Art. no. 2309614.
- [28] G. Li, M. Parmar, D. Kim, J. B. J. Lee, and D. W. Lee, “PDMS based coplanar microfluidic channels for the surface reduction of oxidized Galinstan,” *Lab Chip*, vol. 14, no. 1, pp. 200–209, 2014.
- [29] S. Xing and Y. Liu, “Functional micro-/nanostructured gallium-based liquid metal for biochemical sensing and imaging applications,” *Biosens. Bioelectron.*, vol. 243, 2024, Art. no. 115795.
- [30] G. Li, X. Wu, and D. W. Lee, “A galinstan-based inkjet printing system for highly stretchable electronics with self-healing capability,” *Lab Chip*, vol. 16, no. 8, pp. 1366–1373, 2016.
- [31] F. Scarpa and S. Slimani, “Galinstan liquid metal as the heat transfer fluid in magnetic refrigeration,” *Appl. Therm. Eng.*, vol. 232, 2023, Art. no. 120971.
- [32] D. Kim, S. J. Doo, S. K. Chung, and J. B. J. Lee, “Frequency tunable liquid metal on paper microstrip patch antenna,” *AIP Adv.*, vol. 13, no. 3, 2023, Art. no. 035128.
- [33] K. Munirathinam, J. Park, Y. J. Jeong, and D. W. Lee, “Galinstan-based flexible microfluidic device for wireless human-sensor applications,” *Sens. Actuators A, Phys.*, vol. 315, 2020, Art. no. 112344.
- [34] M. Shafiei, N. Motta, F. Hoshyargar, and A. P. O'Mullanc, “Development of new gas sensors based on oxidized galinstan,” in *2015 IEEE SENSORS*, 2015, pp. 1–3.
- [35] T. Liu, P. Sen, and C. J. Kim, “Characterization of nontoxic liquid-metal alloy galinstan for applications in microdevices,” *J. Microelectromech. Syst.*, vol. 21, no. 2, pp. 443–450, Apr. 2012.
- [36] “High Clear Resin,” Anycubic. [Online]. Available: <https://store.anycubic.com/products/high-clear-resin>. [Accessed: Oct. 27, 2025].
- [37] A. Mata, A. J. Fleischman, and S. Roy, “Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems,” *Biomed. Microdevices*, vol. 7, no. 4, pp. 281–293, Dec. 2005.
- [38] “Materials for microfluidic chips fabrication: a review,” Elveflow. [Online]. Available: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/general-microfluidics/materials-for-microfluidic-chips-fabrication-a-review-2017/>. [Accessed: Oct. 27, 2025].

- [39] I. Miranda et al., “Properties and Applications of PDMS for Biomedical Engineering: A Review,” *J. Funct. Biomater.*, vol. 13, no. 1, 2021, Art. no. 2.
- [40] J. C. McDonald and G. M. Whitesides, “Poly (dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices,” *Acc. Chem. Res.*, vol. 35, no. 7, pp. 491–499, 2002. (Duplicada, mantengo la primera aparición).
- [41] H. Fallahi, J. Zhang, H. P. Phan, and N. T. Nguyen, “Flexible microfluidics: Fundamentals, recent developments, and applications,” *Micromachines*, vol. 10, no. 12, 2019, Art. no. 830.
- [42] J. Guo et al., “Microfluidics for flexible electronics,” *Mater. Today*, vol. 44, pp. 105–135, 2021.
- [43] “Thermoforming Sheets in Dentistry,” Taglus. [Online]. Available: <https://www.taglus.com/blogs/2024/04/thermoforming-sheets/>. [Accessed: Oct. 27, 2025].
- [44] “What Types of Plastic Are Used for Dental Thermoforming Materials?,” Vacuumac. [Online]. Available: <https://www.vacuumac.com/what-types-of-plastic-are-used-for-dental-thermoforming-materials/>. [Accessed: Oct. 27, 2025].
- [45] C. W. Tsao and D. L. DeVoe, “Bonding of thermoplastic polymer microfluidics,” *Microfluid. Nanofluid.*, vol. 6, pp. 1–16, 2009.
- [46] Y. Cao, J. Bontrager-Singer, and L. Zhu, “A 3D microfluidic device fabrication method using thermopress bonding with multiple layers of polystyrene film,” *J. Micromech. Microeng.*, vol. 25, no. 6, 2015, Art. no. 065005.
- [47] "An exploration of microfluidics and fluid handling.pdf," (Documento no publicado/archivo local. Asumo: Tipo Documento).
- [48] D. M. Kulich, S. K. Gaggar, V. Lowry, and R. Stepien, “Acrylonitrile–butadiene–styrene (ABS) polymers,” in *Kirk–Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2000.
- [49] C. V. Pious and S. Thomas, “Polymeric materials—structure, properties, and applications,” in *Printing on Polymers*. Oxford, UK: Woodhead Publishing, 2016, pp. 21–39.
- [50] S. Olivera et al., “Plating on acrylonitrile–butadiene–styrene (ABS) plastic: a review,” *J. Mater. Sci.*, vol. 51, pp. 3657–3674, 2016.

- [51] M. F. Ashby, *Materials and the Environment: Chapter 15 - Material Profiles*. Oxford: Elsevier, 2012.
- [52] X. Yan et al., “Flexible memristors as electronic synapses for neuro-inspired computation based on scotch tape-exfoliated mica substrates,” *Nano Res.*, vol. 11, no. 3, pp. 1183–1192, 2018.
- [53] H. Poppa and A. G. Elliot, “The surface composition of mica substrates,” *Surf. Sci.*, vol. 24, no. 1, pp. 149–163, 1971.
- [54] P. M. T. Cavalcante, C. A. M. Baltar, and J. A. Sampaio, *Mica*. CETEM/MCT, 2005. (Asumo formato de Reporte o Libro).
- [55] R. Christoph, R. Muñoz, and Á. Hernández, “Manufactura aditiva,” *Realidad y Reflexión*, pp. 97–109, 2016. (Asumo capítulo de libro o revista no estándar).
- [56] R. D. Sochol et al., “3D printed microfluidics and microelectronics,” *Microelectron. Eng.*, vol. 189, pp. 52–68, 2018.
- [57] S. F. S. Shirazi et al., “A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing,” *Sci. Technol. Adv. Mater.*, vol. 16, no. 3, 2015, Art. no. 033502.
- [58] C. Oliveira et al., “Microneedles’ device: design, fabrication, and applications,” *Macromol*, vol. 4, no. 2, pp. 320–355, 2024.
- [59] L. Zhou et al., “Additive manufacturing: a comprehensive review,” *Sensors*, vol. 24, no. 9, 2024, Art. no. 2668.
- [60] “SLA vs. DLP: Differences and Comparison,” Xometry, 15-Jul-2022. [Online]. Available: <https://www.xometry.com/resources/3d-printing/sla-vs-dlp-3d-printing/>. [Accessed: Oct. 27, 2025].
- [61] B. K. Gale et al., “A review of current methods in microfluidic device fabrication and future commercialization prospects,” *Inventions*, vol. 3, no. 3, 2018, Art. no. 60.
- [62] A. K. Au, W. Huynh, L. F. Horowitz, and A. Folch, “3D-printed microfluidics,” *Angew. Chem. Int. Ed.*, vol. 55, no. 12, pp. 3862–3881, 2016.
- [63] G. Gaal et al., “Simplified fabrication of integrated microfluidic devices using fused deposition modeling 3D printing,” *Sens. Actuators B, Chem.*, vol. 242, pp. 35–40, 2017.

- [64] A. Šustková et al., “Rapid Production of PDMS Microdevices for Electrodriven Separations and Microfluidics by 3D-Printed Scaffold Removal,” *Separations*, vol. 8, no. 5, 2021, Art. no. 67.
- [65] R. Truckenmüller et al., “Thermoforming of film-based biomedical microdevices,” *Adv. Mater.*, vol. 23, no. 11, pp. 1311–1329, 2011. (Duplicada, mantengo la primera aparición).
- [66] G. Pelin, M. Sonmez, and C. E. Pelin, “The use of additive manufacturing techniques in the development of polymeric molds: a review,” *Polymers*, vol. 16, no. 8, 2024, Art. no. 1055.
- [67] X. Zhang, K. F. Ehmann, T. Yu, and W. Wang, “Cutting forces in micro-end-milling processes,” *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 107, pp. 21–40, 2016.
- [68] P. Tabeling, *Introduction to Microfluidics*. Oxford, U.K.: Oxford University Press, 2005.
- [69] A. Tony et al., “The additive manufacturing approach to polydimethylsiloxane (PDMS) microfluidic devices: review and future directions,” *Polymers*, vol. 15, no. 8, 2023, Art. no. 1926.
- [70] R. Khan et al., Eds., *Advanced Microfluidics Based Point-of-care Diagnostics: A Bridge Between Microfluidics and Biomedical Applications*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2022.
- [71] D. Kim, D. W. Lee, W. Choi, and J. B. Lee, “A super-lyophobic 3-D PDMS channel as a novel microfluidic platform to manipulate oxidized galinstan,” *J. Microelectromech. Syst.*, vol. 22, no. 6, pp. 1267–1275, Dec. 2013.
- [72] T. Daeneke et al., “Liquid metals: fundamentals and applications in chemistry,” *Chem. Soc. Rev.*, vol. 47, no. 11, pp. 4073–4111, 2018.
- [73] M. W. Davidson and M. Abramowitz, “Optical microscopy,” in *Encyclopedia of Imaging Science and Technology*, 2002, vol. 2, pp. 1106–1141. (Asumo capítulo de libro).
- [74] H. G. Tompkins and E. A. Irene, Eds., *Handbook of Ellipsometry*. Norwich, NY: William Andrew Pub.; Springer, 2005.
- [75] H. Fujiwara, *Spectroscopic Ellipsometry: Principles and Applications*. Chichester: Wiley, 2009.
- [76] A. Dutta, “Fourier transform infrared spectroscopy,” in *Spectroscopic methods for nanomaterials characterization*, 1st ed. Boston: Elsevier, 2017, pp. 73-93.
- [77] R. Saleh, M. Barth, W. Eberhardt, and A. Zimmermann, “Bending setups for reliability investigation of flexible electronics,” *Micromachines*, vol. 12, no. 1, 2021, Art. no. 78.

[78] E. Halonen et al., “Dynamic bending test analysis of inkjet-printed conductors on flexible substrates,” in 2012 IEEE 62nd Electron. Compon. Technol. Conf., 2012, pp. 80–85.