

UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
SEDE VIÑA DEL MAR – JOSÉ MIGUEL CARRERA

Evaluación de Impresión 3D para procesos replicables y escalables de canales microfluídicos.

Trabajo de Titulación para optar al
Título de Ingeniero en FABRICACIÓN Y
DISEÑO INDUSTRIAL con Licenciatura en
Ingeniería en fabricación y diseño industrial.

Alumno:

Cristian Eduardo Vandorse Loaiza

Profesor Guía:

Mario Rodrigo Salinas Psijas

Profesora Co-Referente:

Viviana Clavería (Institute of Solid-State
Physics, University of Latvia, Riga.)

2024



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): Memoria o trabajo de título; Tesis de Postgrado;

Título del trabajo: Evaluación de Impresión 3D para procesos replicables y escalables de canales microfluídicos.

Nombre del candidato(a): Cristian Eduardo Vandorse Loaiza

Carrera / Grado: Ingeniería en Fabricación y Diseño Industrial

Campus: Viña del Mar ; **Departamento:** Diseño y Manufactura

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Mario Salinas Psijas, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL

El trabajo **NO contiene información que amerite confidencialidad** y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (embargo) por:

6 meses; 12 meses; 2 años; 3 años; 5 años; 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 12/08/2025

; Firma:

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 12/08/2025

; Firma:

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer enormemente a las personas que me ayudaron a poder tener este proyecto para mi trabajo de título, y posterior titulación. Agradecer enormemente a la Dra. Viviana Clavería por su constante presencia en este proyecto, tanto de apoyo, como por la ayuda al permitirme ir a la Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, y permitirme el acceso a su laboratorio, como también ayudarme a conocer las demás personas que fueron parte de algún modo en este proyecto. Sin su ayuda me hubiera tomado más tiempo lograr un avance debido a todo el equipo tecnológico que logré conocer, tanto de Chile como del extranjero en Francia. Y a mi familia que me acompañó en este proceso de estudios universitarios. Estoy muy agradecido por su apoyo.

RESUMEN TÉCNICO

Palabras clave: Microfluidos, Replicabilidad, Manufactura, Escalabilidad.

El presente trabajo de titulación tiene como objetivo el desarrollo y validación de un método de fabricación replicable y escalable de microcanales utilizando tecnologías de impresión 3D, orientado al uso en dispositivos biomédicos como el dispositivo de punto de atención, proyecto liderado por la Dra. Viviana Clavería. Se abordan las limitaciones actuales en la manufactura de microcanales, particularmente en su replicabilidad, precisión geométrica y capacidad de producción en serie. Para ello, se evaluaron distintas tecnologías: Two-Photon Polymerization (NanoScribe), MSLA (Masked Stereolithography) y litografía láser (LaserWriter), utilizando criterios definidos en base a parámetros críticos como error dimensional, calidad superficial y comportamiento del gradiente de velocidad. Se diseñaron modelos con dimensiones de $150 \times 150 \mu\text{m}$ de sección y 9 mm de largo, y se analizaron mediante perfilometría y microscopía de fuerza atómica (AFM) para validar sus calidades. Adicionalmente, se estableció un criterio de error admisible del 11,11% en radio, basado en su impacto sobre el tiempo de oclusión (TO) del flujo microfluídico. Los resultados mostraron que la tecnología MSLA no cumple con los requisitos de precisión dimensional, mientras que LaserWriter y NanoScribe presentaron una mayor fidelidad geométrica y homogeneidad de superficie, siendo LaserWriter la alternativa más viable para procesos de replicación mediante termolaminado. Se concluye que la impresión 3D, en particular mediante tecnologías de litografía láser con SU-8, permite avanzar hacia una manufactura de microcanales replicable, escalable y funcionalmente válida para aplicaciones biomédicas e industriales.

TECHNICAL SUMMARY

Keywords: Microfluidics, Replicability, Manufacturing, Scalability.

This thesis aims to develop and validate a replicable and scalable manufacturing method for microchannels using 3D printing technologies, intended for biomedical devices such as the attention point-of-care device, a project led by Dr. Viviana Clavería. The study addresses current limitations in microchannel manufacturing, specifically in replicability, geometric precision, and mass production capability. To this end, different technologies were evaluated: Two-Photon Polymerization (NanoScribe), Masked Stereolithography (MSLA), and laser lithography (LaserWriter), using defined criteria based on critical parameters such as dimensional error, surface quality, and shear gradient behavior.

Models with cross-sectional dimensions of $150 \times 150 \mu\text{m}$ and a length of 9 mm were designed and analyzed using profilometry and Atomic Force Microscopy (AFM) to validate their quality. An acceptable error threshold of 11.11% in channel radius was established based on its impact on the occlusion time (TO) of the microfluidic flow. The results showed that MSLA technology did not meet the required dimensional or surface quality, while LaserWriter and NanoScribe demonstrated higher geometric fidelity and surface homogeneity. LaserWriter proved to be the most viable alternative for replication processes using thermolamination.

It is concluded that 3D printing, particularly through laser lithography with SU-8, enables progress toward a replicable, scalable, and functionally valid microchannel manufacturing process for biomedical and industrial applications.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	2
RESUMEN TÉCNICO	3
TECHNICAL SUMMARY	4
ÍNDICE	5
ÍNDICE DE FIGURAS	8
ÍNDICE DE TABLAS	10
SIGLAS Y SIMBOLOGÍA	10
1. CAPITULO 1: ANTECEDENTES	11
1.1. Introducción	12
1.2. Revisión de la Literatura	15
1.2.1. Tecnologías de Fabricación en Microfluidos	17
1.2.1.1. Two-Photon Polymerization(2PP) de NanoScribe	17
1.2.1.2. Litografía mediante LaserWriter	19
1.2.1.3. Estereolitografía en 3 dimensiones (MSLA 3D)	21
1.2.1.4. Otros métodos de impresión en resina	22
1.2.1.4.1. Procesos de Impresión 3D en Resina de FormLabs:	22
1.2.1.5. Tecnologías de Impresión 3D en Micro fabricación de Niall P. Macdonald	25
1.2.1.6. Métodos de Microfabricación Alternativos .	26
1.3. Planteamiento del Problema.....	29
1.4. Justificación.....	30
1.5. Objetivos	31
Objetivo General	31
Objetivos Específicos	31

1.6.	Alcance.....	32
1.7.	Análisis y definición funcional	33
2.	CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA	35
2.1.	Plan de Investigación	35
2.1.1.	Criterio de diseño y dimensiones:.....	35
2.1.1.1.	Cálculo de error:	36
	Contexto: Modelo de Mehrabadi para el crecimiento de Trombos arteriales.....	36
	Cálculo del cizalle en la pared de un canal circular:.....	36
	Cizalle o Gradiente de velocidad.....	39
	Cálculo del cizalle con error de manufactura	40
	Parámetros considerados.....	41
	Resultados del calculo	41
	Variación del cizalle con Q constante	44
	Establecimiento de criterio de error	45
2.1.2.	Métodos de manufactura:.....	47
2.1.2.1.	Tecnologías de impresión 3D:.....	47
2.1.2.2.	Procesos adicionales de micro fabricación:.....	48
2.1.3.	Equipos y Herramientas	48
2.1.3.1.	Equipos a utilizar para fabricación:.....	48
	2.1.3.1.1. Creality Halot Mage Pro 8k y Curadora de resina Creality UW-03	48
	2.1.3.1.2. LaserWriter Heidelberg µPG 101	49
	2.1.3.1.3. NanoScribe	50
2.1.3.2.	Equipos a utilizar para la validación de los microcanales:....	51
	2.1.3.2.1. Perfilómetro Alpha-Step 500	51
	2.1.3.2.2. Microscopio de Fuerza Atómica (AFM)	52
2.2.	Diseño Experimental	55

4. Referencias83

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1 Definición gráfica del rango dimensional que clasifica un canal como microfluídico ($1 \mu\text{m} \leq a < 1 \text{ mm}$) (Elaboración propia). 13

Figura 1-2 Área funcional del microfluído dentro de un microcanal, destacando el radio de control del flujo (Elaboración propia). 15

Figura 1-3 Representación de página web de NanoScribe sobre tecnología NanoScribe basada en polimerización de dos fotones (NanoScribe, 2025.)..... 18

Figura 1-4 Proceso LaserWriter (Laser Writing to Draw the Electrode, 2025) ..20

Figura 1-5 Esquema del proceso SLA (Estereolitografía), donde un láser UV solidifica la resina (Formlabs, 2025.).....22

Figura 1-6 Esquema del proceso DLP (Procesamiento Digital de Luz), que solidifica capas completas mediante un proyector (Formlabs, 2025.).....23

Figura 1-7 Figura de funcionamiento del proceso MSLA mediante luz UV y pantalla LCD (Formlabs, 2025.). 24

Figura 2-1 imagen representativa del concepto de microfluído (Elaboración propia).35

Figura 2-2 Representación del perfil de velocidad (Elaboración Propia).....39

Figura 2-3 Cizalle en función del radio del tubo circular generada en MATLAB (Elaboración propia).....40

Figura 2-4 Relación entre la variación porcentual del radio del canal y el gradiente de velocidad en microcanales arteriales generada en MATLAB (Elaboración propia)...43

Figura 2-5 Radio vs Cizalle con Caudal constante generada en MATLAB (Elaboración propia).....45

Figura 2-7 Relación lineal entre el tiempo de oclusión (TO) y el volumen final (VF) obtenida con el dispositivo de punto de atención (Bresette et al., 2025).46

Figura 2-8 Impresora Halot-Mage Pro 8K (HALOT-MAGE, 2025).48

Figura 2-9 LaserWriter Heidelberg μ PG 101(Mask Writer, 2025).	49
Figura 2-10 Impresora 3D Quantum X de NanoScribe (NanoScribe, 2025.)	50
Figura 2-11 Perfilómetro Alpha-Step 500 y su perfil ((KLA/ TENCOR Alpha Step 500 Wafer Tester Used for Sale Price #9181207 > Buy from CAE, 2025.))	51
Figura 2-12 Microscopio de fuerza atómica (AFM) y sus perfiles ((Anna Morales (SizeMatters) [@SizeMattersBaby], 2019; FastScan® - Microscopio de fuerza atómica by Bruker Nano Surfaces MedicalExpo, 2025.))	52
Figura 2-13 Modelo 3D de Microcanales MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).	55
Figura 2-14 Modelo 3D de Microcanales NanoScribe y MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).	56
Figura 2-15 Modelo 3D Microcanales para MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).	56
Figura 2-16 Tercer Modelo MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).	57
Figura 3-1 Fotografía Macro primera impresión 3D en NanoScribe (Elaboración propia).	63
Figura 3-2 Fotografía impresión con “Balsa” 3D en NanoScribe (Elaboración propia).	64
Figura 3-3 Imágenes de Perfil SEM entregado por Justine Laurent, ESPCI, Francia (Elaboración propia)	65
Figura 3-4 Fotografía de tercera impresión 3D en MSLA (Elaboración propia).	66
Figura 3-5 Fotografía de cuarta impresión 3D en MSLA (Elaboración propia).	67
Figura 3-6 Modelos en MSLA con base (Elaboración propia).	68
Figura 3-7 Fotografía de cuarta impresión 3D en LaserWriter, Tomada por Diego Benavente, CCTVal, UTFSM (Elaboración propia).	69

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1 Especificaciones sobre las “IP Photoresins” (Nanoscribe GmbH & Co. KG. 2025.).....	19
Tabla 1-2 Comparativa impresión 3D Resina (Elaboración propia).	24
Tabla 1-3 Comparativa de Tecnologías de manufactura para microcanales (Elaboración propia).....	28
Tabla 2-1 Tabla comparativa de impresoras comerciales MSLA (Elaboración propia).	54
Tabla 2-2 Comparativa de Resinas (Chen & Lee, 2021; Halot Water Washable Resin 1kg - Easy & Low Odor, 2025).	60
Tabla 3-1 Resultados mediciones Perfilómetro (Elaboración propia).	72
Tabla 3-2 Resultados medición superficial en AFM desarrollado por equipo de Tomás Corrales, Casa Central, UTFSM (Elaboración propia).	75
Tabla 3-3 Resumen de resultados de medición mediante perfilómetro (Elaboración propia).	77
Tabla 3-4 Tabla de resultados ponderados (Elaboración propia).	81

SIGLAS Y SIMBOLOGÍA

SIGLA

2PP:	Polimerización de dos fotones
AFM:	Microscopio de Fuerza Atómica
CAD:	Diseño Asistido por Computador
DLP:	Procesamiento Digital de Luz
FDM:	Modelado por Deposición Fundida
FFF:	Fabricación por Filamento Fundido
MSLA:	Estereolitografía enmascarada

PGMEA:	Acetato de propilenglicol monometil éter
PDMS:	Polidimetilsiloxano
SEM:	Microscopía Electrónica de Barrido
SLA:	Estereolitografía
TO:	Tiempo de Oclusión
TRL:	Nivel de madurez tecnológica

SIMBOLOGÍA

μm :	Micrómetro
mm:	Milímetro
cm:	Centímetro
nm:	Nanómetro
s^{-1} :	Inverso de segundos (frecuencia)
μm^2 :	Micrómetros cuadrados
mm^2 :	Milímetros cuadrados
cm^2 :	Centímetros
ml:	Mililitros
mm^3 :	milímetro cúbico
cP:	centiPoise

1. CAPITULO 1: ANTECEDENTES

1.1. Introducción

Este proyecto surge de la necesidad de desarrollar un método de fabricación replicable y escalable en una etapa avanzada de experimentación de otro proyecto. El objetivo es complementar el proyecto del desarrollo de un dispositivo médico desarrollado por la Dra. Viviana Clavería. Este dispositivo está diseñado para medir la actividad trombolítica de un paciente mediante la determinación del tiempo de formación de un trombo arterial artificial, conocido como tiempo de oclusión. Este proceso ocurre en secciones microfluídicas insertas en cartuchos especializados, que permiten realizar las mediciones bajo la simulación del comportamiento arterial. El tiempo de oclusión se evalúa midiendo el volumen final de sangre en el cartucho después de su uso. Actualmente, el dispositivo cuenta con un nivel de madurez tecnológica TRL-4. El desafío está en los cartuchos, que incluyen una sección microfluídica donde se forman los trombos arteriales artificialmente. Estas secciones están compuestas por microcanales que deben cumplir con atributos geométricos, los cuales condicionan algunos aspectos de la experimentación del presente proyecto.

Para entender que se está trabajando, hay que entender que es la microfluídica. La microfluídica es una disciplina que se encarga del estudio y manipulación de fluidos en canales de escala micrométrica (Tabeling, 2023). Permite controlar volúmenes extremadamente pequeños con alta precisión, aprovechando fenómenos como el flujo laminar. actualmente se han desarrollado en áreas como ingeniería, medicina, y biotecnología, demandando constantemente el desarrollo de sistemas que permitan la accesibilidad a tecnologías capaces de utilizar los microfluidos. Este campo ha evolucionado significativamente desde sus inicios a mediados de la década de 1980, donde a partir de los años 2000, su uso se ha expandido a gran escala con rapidez, donde el área médica necesita esta tecnología para contrarrestar problemas humanos a nivel mundial. En esta área es necesario su desarrollo debido a la alta complejidad microfluídica del cuerpo humano.

Durante la pandemia de COVID-19, la adopción de tecnologías microfluídicas experimentó un crecimiento acelerado debido a su capacidad para desarrollar dispositivos de diagnóstico rápido y herramientas innovadoras para la detección y tratamiento del virus (Lin et al., 2023) No obstante, persisten desafíos significativos en la manufactura de sistemas de microcanales, componentes esenciales en los dispositivos microfluídicos ya que la producción de estos microcanales está limitada, en su mayoría, a procesos de fabricación en laboratorio, los cuales son lentos, costosos y difíciles de escalar, lo que restringe su aplicación en entornos comerciales e industriales. Este proyecto propone abordar dichas limitaciones mediante el uso de tecnologías avanzadas de impresión 3D, las cuales han evolucionado rápidamente en los últimos años, alcanzando resoluciones micrométricas. Se busca desarrollar un proceso replicable, escalable y económicamente viable, donde la replicabilidad es clave para una escalabilidad segura, permitiendo la producción masiva de dispositivos microfluídicos para aplicaciones biomédicas, científicas e industriales, contribuyendo así al avance de este campo emergente.

Para entender mejor el concepto de microfluidos, se consideran “micro” a la medida de uno de los lados del área frontal del canal (a) dentro del rango de $1 \mu\text{m}$ y menor a 1 mm , como se muestra en la figura 1-1:

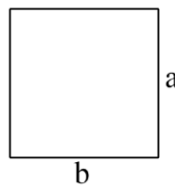


Figura 1-1 Definición gráfica del rango dimensional que clasifica un canal como microfluídico ($1 \mu\text{m} \leq a < 1 \text{ mm}$) (Elaboración propia).

La figura 1-1 muestra que “a” es el largo del área del microfluido y “b” es el ancho del Microfluido, considerándose Micro si cumple con: [$1\mu\text{m} \leq \mathbf{a} < 1\text{mm}$] o [$1\mu\text{m} \leq \mathbf{b} < 1\text{mm}$]

Dada la complejidad humana donde la microfluídica se debe adaptar a situaciones variadas, las propiedades de estos fluidos influyen bastante, la densidad, la presión y viscosidad son los parámetros clave que determinarán el diseño de un microcanal, donde está determinada no solo por las propiedades del fluido, sino también por aspectos críticos relacionados con su fabricación, como la replicabilidad de su sección transversal, en el caso de un canal cuadrado o rectangular, o el radio, en un canal circular, en su proceso de fabricación. Si bien la viscosidad influye significativamente en el régimen de flujo y en la selección del diámetro efectivo del microcanal, la precisión geométrica, especialmente la uniformidad en el proceso de fabricación de las dimensiones de la sección transversal es fundamental para garantizar un comportamiento dinámico controlado del flujo. Esta precisión es crucial tanto en condiciones de presión constante como de caudal constante, ya que cualquier variación en el radio puede alterar el campo del gradiente de velocidad o el “cizalle”, o afectar la estabilidad del sistema. Por lo tanto, en el desarrollo de microcanales, la calidad de la fabricación debe ser considerada con igual o mayor importancia que las propiedades del fluido, ya que influye directamente en la reproducibilidad y la funcionalidad del dispositivo microfluídico.

En este proyecto, el radio r se define como la zona controlada del flujo microfluídico y se considera un parámetro clave para evaluar las dinámicas del flujo en el canal. Aunque los experimentos y la manufactura final utilizarán un canal cuadrado, con lados a y b (donde $a = b$), los cálculos iniciales se realizarán considerando una sección circular como primera aproximación. Esta decisión se basa en la simplicidad analítica que ofrecen los canales circulares, ya que permiten aplicar modelos matemáticos más directos y bien establecidos para analizar parámetros como el gradiente de velocidad y las variaciones del flujo. El uso de una geometría circular elimina la influencia de esquinas y cambios bruscos en la sección transversal, proporcionando una base más uniforme y

controlada para los cálculos teóricos. Además, al emplear el radio como parámetro, se facilita la evaluación de la homogeneidad geométrica y de los efectos dinámicos del flujo, ya que los modelos matemáticos para secciones circulares están más desarrollados y son ampliamente utilizados en mecánica de fluidos.

Esta simplificación no solo optimiza el análisis inicial, sino que también establece una base sólida para validar los resultados experimentales y la viabilidad de los microcanales cuadrados fabricados. De este modo, como se presenta en la Figura 1-2, aunque el diseño final se enfoque en un área cuadrada para mantener parámetros constantes en la manufactura y experimentación, se aprovecha el rigor matemático y la precisión analítica de la geometría circular como punto de partida para el análisis dinámico.

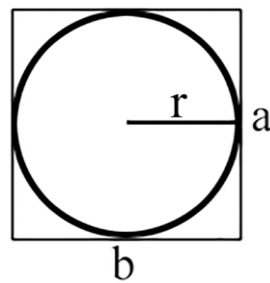


Figura 1-2 Área funcional del microfluído dentro de un microcanal, destacando el radio de control del flujo (Elaboración propia).

La figura 1-2 representa que r : Radio de zona controlada del microfluído. Y “ b ” Representa el lateral del área que puede tener cualquier medida, mientras “ a ” este dentro del “micro”, se mantendría siendo un microfluído, pero para el proyecto se trabajará en un área cuadrada ($a=b$) para tratar obtener resultados constantes.

1.2.Revisión de la Literatura

Importancia de los Microfluidos:

Los microfluidos, definidos como el control y manipulación de fluidos en escalas micrométricas, ha transformado numerosas disciplinas. Su importancia está en que permiten replicar procesos complejos en sistemas miniaturizados, lo que mejora la eficiencia y reduce los tiempos de análisis. Este enfoque tiene un impacto notable en áreas como los diagnósticos médicos, la investigación científica y el desarrollo de terapias avanzadas.

Aplicaciones Clave de los Microfluidos:

Diagnósticos Médicos y Análisis Clínicos:

- Los dispositivos microfluídicos, conocidos como lab-on-a-chip, permitieron realizar análisis químicos y biológicos de manera rápida y precisa, utilizando muestras extremadamente pequeñas. Estos dispositivos son esenciales para la detección temprana de enfermedades como el cáncer y desórdenes cardiovasculares, donde la velocidad y precisión del diagnóstico son críticas. (*Cysmic*, s. f.; Macdonald et al., 2017).

Desarrollo de Terapias Personalizadas:

- Los microfluidos se utilizan para simular entornos celulares y probar diferentes combinaciones de fármacos en tiempo real. Esto es especialmente relevante en enfermedades crónicas o en la investigación oncológica, donde se requiere probar múltiples agentes terapéuticos de forma simultánea. Un caso conocido donde se aplican es en la cura contra el Cáncer. (Mehta et al., 2022).

Limitaciones Actuales y Retos:

A pesar de sus numerosas ventajas, los dispositivos microfluídicos enfrentan importantes desafíos en su desarrollo. Entre los problemas más relevantes se encuentran la variabilidad en la fabricación, la biocompatibilidad de materiales y la integración de sistemas de control a gran escala. Estas limitaciones restringen su escalabilidad y replicabilidad, dificultando su adopción en aplicaciones biomédicas y científicas. En este contexto, las tecnologías de impresión 3D han surgido como soluciones prometedoras al

ofrecer procesos de fabricación más accesibles, precisos y personalizados (Macdonald et al., 2017).

Las tecnologías de impresión 3D, especialmente aquellas de alta resolución como MSLA y 2PP de NanoScribe, han demostrado su capacidad para superar estos retos. Estas mejoras son especialmente relevantes en dispositivos biomédicos, donde la precisión y consistencia son críticas para garantizar resultados fiables en aplicaciones como diagnósticos rápidos o sistemas "lab-on-a-chip".

1.2.1. Tecnologías de Fabricación en Microfluidos

El desarrollo de dispositivos microfluídicos requiere como paso fundamental la creación de moldes, los que incluyen tecnologías de fabricación que combinen alta precisión, calidad superficial y flexibilidad en el diseño. Entre las tecnologías más destacadas se encuentran las siguientes:

1.2.1.1. Two-Photon Polymerization(2PP) de NanoScribe

La tecnología de polimerización de dos fotones (2PP) de NanoScribe permite la creación de estructuras tridimensionales con una resolución nanométrica excepcional. En este proceso, comienza con el desarrollo digital de un modelo 3D, para posteriormente mediante la programación adecuada de la maquina NanoScribe generar las ordenes necesarias para su impresión. Durante el proceso de impresión, se activa un polímero con dos fotones simultáneamente, lo que posibilita la creación de estructuras con control dimensional detallado. Este nivel de precisión es vital en aplicaciones que demandan microestructuras complejas (NanoScribe, 2025).

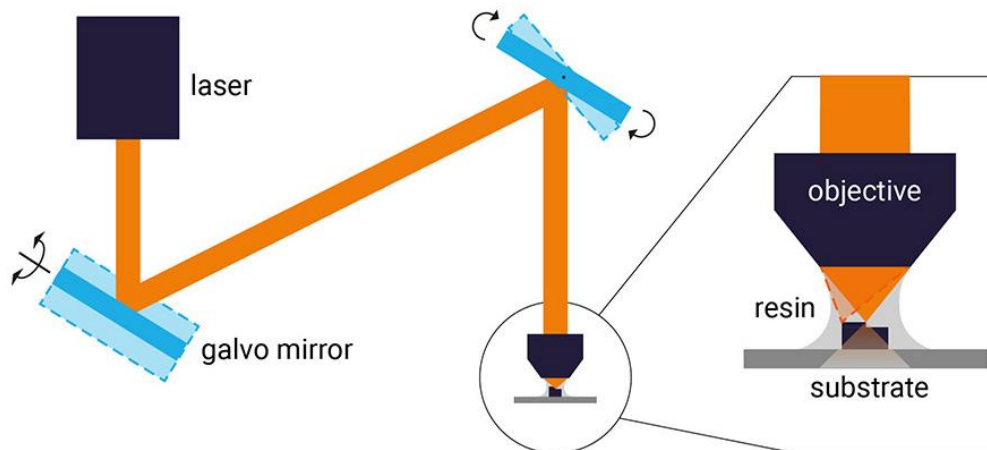


Figura 1-3 Representación de página web de NanoScribe sobre tecnología NanoScribe basada en polimerización de dos fotones (NanoScribe, 2025.).

En la Figura 1-3 se muestra el funcionamiento del proceso, donde en el punto donde solidifica la pieza, es controlado mediante 2 espejos, los cuales se encargan del movimiento del foco del láser en X e Y, en un área reducida, por lo que si el modelo a imprimir es mayor al área del objetivo o lente, hay que hacerlo por secciones separadas. La impresión 3D 2PP es un proceso lento debido a su método de composición de una pieza en 3 dimensiones, donde el punto de solidificación es uno solo, y al generar una capa de impresión, debe viajar toda el área de la capa para solidificarla, siendo de los procesos más lentos y costosos actualmente. Además, este proceso tiene limitaciones de altura, ya que, para polimerizar el foco de los fotones, deben tener una altura pequeña, permitiendo que la baja potencia del láser haga efecto y genere una estructura sólida, por otro lado, si se mantiene a mucha distancia entre los fotones, la estructura no sería la óptima y se escapa del control nanométrico que caracteriza a esta máquina, este factor altura, permite establecer la calidad de la pieza impresa. Es por eso, que cuenta con limitaciones en su zona de trabajo, limitando al modelo 3D no superar alturas de 2 mm recomendablemente.

Esta tecnología tiene su propio material dedicado, un conjunto de resinas con distintas propiedades: aquí una tabla demostrativa de cada resina:

Resina	Características principales	Aplicaciones posibles
IP-PDMS	Permite impresión por polimerización de 2 fotones (2PP) de estructuras blandas, flexibles y altamente elásticas.	Ingeniería de materiales, ciencias de la vida, ingeniería de tejidos, microfluídica, MEMS.
IP-n162	Material con alto índice de refracción, baja absorción en el infrarrojo. Ideal para impresión directa de estructuras 2.5D y 3D.	Micro óptica refractiva en 3D, óptica en espacio libre para fotónica integrada.
IP-Visio	Biocompatible, no citotóxica según ISO 10993-5 / USP 87. Baja auto fluorescencia, ideal para microscopía celular.	Andamios celulares multicelulares, ingeniería de tejidos, dispositivos biomédicos, ciencias de la vida.
IP-Q	Permite fabricación rápida de objetos de tamaño milimétrico. Diseñada para Litografía Láser por Inmersión (DiLL).	Ingeniería biomédica, componentes mecánicos, prototipado rápido a microescala.
IP-S	Biocompatible, no citotóxica. Superficies muy lisas, precisas, con rugosidad óptica. Diseñada para DiLL.	Metamateriales mecánicos, micro óptica, fotónica integrada, microfluídica, andamios celulares.
IP-Dip2	Alta resolución con estructuras submicrónicas y de alto aspecto. Diseñada para DiLL.	Metamateriales fotónicos, elementos ópticos difractivos, micro óptica, micromecánica, MEMS, fotónica.
IP-G	Permite estructuras 3D complejas como voladizos. Alta precisión, baja contracción. Diseñada para configuración con inmersión en aceite.	Elementos suspendidos en biocinética, fotónica, micro robótica.
IP-L	Biocompatible y no citotóxica, evaluada por clientes incluso bajo estándares más estrictos que la ISO 10993-5. Estructuras submicrónicas y baja contracción. Compatible con DiLL.	Plasmónica, superficies fotónicas y biomiméticas.

Tabla 1-1 Especificaciones sobre las "IP Photoresins" (Nanoscribe GmbH & Co. KG. 2025).

1.2.1.2. Litografía mediante LaserWriter

La litografía mediante escritura directa láser, también conocida como LaserWriter, es una técnica de fabricación utilizada para generar microestructuras sobre superficies

recubiertas con resinas fotosensibles. A diferencia de la litografía convencional basada en máscaras, este proceso permite escribir directamente el patrón deseado sobre el sustrato mediante el barrido controlado de un haz láser focalizado, lo que lo hace especialmente adecuado para prototipado, desarrollo de dispositivos biomédicos y microfluídicos, y producción en bajo volumen.

El procedimiento comienza con la preparación del sustrato, que normalmente consiste en una oblea de silicio o vidrio recubierta con una capa uniforme de resina fotosensible, aplicada mediante técnicas como el spin coating. Una vez preparada la superficie, el sistema láser escanea el patrón de diseño de forma controlada, modulando la energía del haz en función de la geometría deseada. La exposición selectiva de la resina genera modificaciones químicas en la zona irradiada, que permiten que el patrón se revele posteriormente mediante procesos químicos de desarrollo.

Este tipo de litografía se caracteriza por su alta precisión, flexibilidad de diseño y capacidad de modificar patrones sin necesidad de fabricar máscaras físicas, lo que reduce tiempos de desarrollo y costos en etapas tempranas de investigación. En el contexto de la fabricación de canales microfluídicos, su uso permite generar geometrías complejas con tolerancias ajustadas, facilitando la producción de moldes o estructuras funcionales en escalas del orden de los micrones, con un control exacto sobre la forma y distribución del canal. En la Figura 1-4 se muestra el funcionamiento de las distintas etapas del LaserWriter.

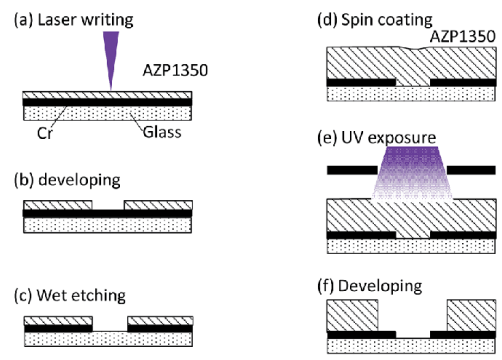


Figura 1-4 Proceso LaserWriter (Laser Writing to Draw the Electrode, 2025)

1.2.1.3. Estereolitografía en 3 dimensiones (MSLA 3D)

La tecnología MSLA combina una fuente de luz ultravioleta con pantallas LCD para solidificar resinas fotosensibles capa por capa. En particular, la estereolitografía (SLA) es una tecnología de impresión 3D que utiliza luz ultravioleta para solidificar un material líquido conocido como resina fotosensible, esta luz, en impresoras actuales puede ser generada por una pantalla o un láser, construyendo objetos tridimensionales con gran detalle y precisión. El proceso comienza con un diseño digital del objeto, que se divide en capas muy finas mediante software. Su solidificación por luz mediante láser o fuente de luz traza el diseño de la capa actual en la resina líquida, endureciendo solo las áreas expuestas a la luz, una vez solidificada una capa, la plataforma de impresión asciende para limpiar exceso de resina en la pieza, luego desciende ligeramente para sumergir el objeto en la resina, permitiendo que se solidifique la siguiente capa. Este proceso se repite hasta que el objeto completo se fabrica. Al finalizar la impresión, el objeto se somete a limpieza dedicada para eliminar el exceso de resina y, en algunos casos, a una curación adicional con luz UV para mejorar su resistencia y estabilidad.

A diferencia de 2PP, MSLA puede imprimir múltiples piezas a la vez o modelos con dimensiones XY mayores, dependiendo de la resolución de la pantalla utilizada. Aunque este método es más rápido y económico, la calidad de la impresión puede variar en el eje Z debido a las características de la resina y la uniformidad de la luz UV. Por otro lado, el uso de láseres en SLA tradicional permite un mayor nivel de precisión, pero a costa de una mayor duración del proceso. Su calidad XY que se extiende por toda el área de la pantalla, depende de la resolución que esté utilizando, definiendo la calidad de la impresión directamente con la calidad del píxel de la pantalla LCD.

Por otro lado, la tecnología de impresión 3D SLA de solidificación por luz UV mediante láser, puede lograr calidades mayores en su espacio de trabajo XY sacrificando tiempo, ya que, al ser un láser, se solidifica un punto a la vez, siendo más preciso y a su vez un proceso lento en comparación al proceso de solidificación mediante luz UV por pantalla.

1.2.1.4. Otros métodos de impresión en resina

1.2.1.4.1. Procesos de Impresión 3D en Resina de FormLabs:

En el ámbito de los microfluidos, la impresión en resina se destaca por su capacidad para fabricar dispositivos con alta resolución y calidad superficial, esenciales para aplicaciones biomédicas. Los principales procesos son SLA (Estereolitografía), DLP (Procesamiento Digital de Luz) y MSLA (Estereolitografía enmascarada). los que se describen en detalle a continuación:

- **SLA (Estereolitografía)**

Utiliza un láser para curar resina capa por capa, logrando resoluciones de hasta 25 μm en el eje XY. Es ideal para modelos detallados y superficies lisas, aunque es más lenta que otras tecnologías. Representado por Formlabs en la Figura 1-5.

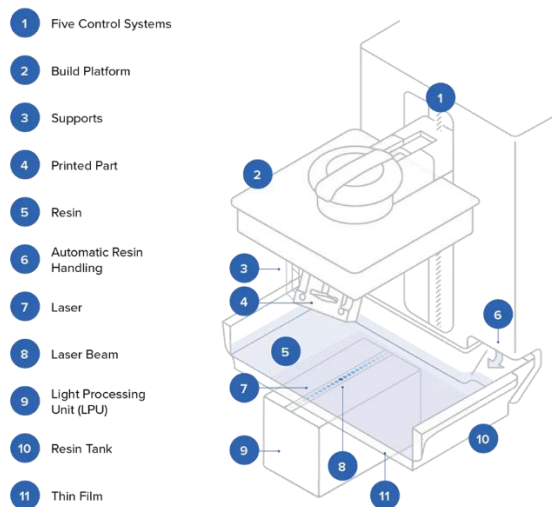


Figura 1-5 Esquema del proceso SLA (Estereolitografía), donde un láser UV solidifica la resina (Formlabs, 2025.).

- **DLP (Procesamiento Digital de Luz)**

Emplea un proyector para curar capas completas simultáneamente, lo que incrementa la velocidad. Su resolución depende del tamaño de píxeles del proyector,

alcanzando entre 35 y 100 μm . Sin embargo, en volúmenes mayores, la calidad puede disminuir debido a la dispersión de píxeles. Representado por Formlabs en la Figura 1-6.

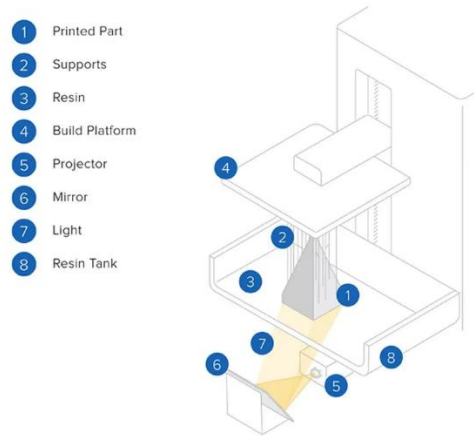


Figura 1-6 Esquema del proceso DLP (Procesamiento Digital de Luz), que solidifica capas completas mediante un proyector (Formlabs, 2025).

- **MSLA (Estereolitografía enmascarada)**

Combina una fuente de luz UV con una pantalla LCD para definir los patrones de curado. Este método es más económico y rápido que SLA, pero la uniformidad de la luz puede ser inferior. Representado por Formlabs en la Figura 1-7.

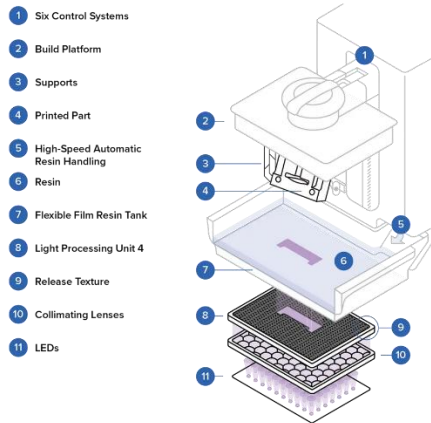


Figura 1-7 Figura de funcionamiento del proceso MSLA mediante luz UV y pantalla LCD (Formlabs, 2025).

Comparación de Tecnologías

Tecnología	Resolución XY	Velocidad	Costo	Calidad de Superficie
SLA	Hasta 25 μm	Media	Medio-Alto	Excelente
DLP	35-100 μm	Alta	Medio	Buena
MSLA	Hasta 50 μm	Alta	Bajo-Medio	Media

Tabla 1-2 Comparativa impresión 3D Resina (Elaboración propia).

Estas tecnologías ofrecen soluciones avanzadas para fabricar microcanales en dispositivos microfluídicos, permitiendo adaptarse a las necesidades específicas de resolución, velocidad y costos según la aplicación. En particular, la SLA y la DLP destacan en la fabricación de modelos biomédicos por su precisión y control del flujo (Formlabs, 2025).

1.2.1.5. Tecnologías de Impresión 3D en Micro fabricación de Niall P. Macdonald

Niall P. Macdonald ha realizado múltiples investigaciones sobre los dispositivos microfluídicos, donde se benefician de diversas tecnologías de impresión 3D, entre ellas el Modelado por Deposición Fundida (FDM), PolyJet y DLP-SLA, cada una con características específicas en cuanto a precisión, costo y adaptabilidad. A continuación se presentan estas tecnologías en detalle:

- **Modelado por Deposición Fundida (FDM):** El FDM es una opción de bajo costo para fabricar dispositivos, pero su resolución limitada y rugosidad superficial dificultan su uso en aplicaciones que requieren precisión en el flujo laminar. En experimentos previos se encontró que el FDM era adecuado para dispositivos que necesitaban rápida mezcla de fluidos, logrando una mezcla del 71% en solo 5 mm a una velocidad de flujo de 100 $\mu\text{L}/\text{min}$, lo que es efectivo en la fabricación de micro mezcladores pasivos.
- **PolyJet:** Esta tecnología de impresión 3D utiliza fotopolímeros que se curan mediante luz ultravioleta, produciendo microcanales con resolución de hasta 205 μm y una rugosidad superficial de 0.99 μm . En estudios experimentales, PolyJet mostró resultados de mezcla más bajos (27%) que FDM, pero con una calidad de superficie superior y mayor precisión dimensional, lo que la hace ideal para aplicaciones donde la mezcla no es crítica, como el cultivo de células y generadores de gotas. Esta tecnología es especialmente útil en entornos de investigación donde se requiere la fabricación de múltiples dispositivos en una sesión.
- **DLP-SLA (Estereolitografía de Procesamiento de Luz Digital):** La DLP-SLA es una de las tecnologías más precisas en la fabricación de dispositivos microfluídicos. Según los resultados de la investigación de Nial P. Macdonald, esta tecnología logró una resolución mínima de 154 μm y la rugosidad superficial más baja (0.35 μm), manteniendo un flujo

laminar con mínima mezcla, lo cual es crucial en aplicaciones de diagnóstico que requieren control de flujo (8% de mezcla en 5 mm). A diferencia de otras tecnologías, DLP-SLA no requiere materiales de soporte, simplificando el postprocesamiento y permitiendo dispositivos listos en minutos, ideal para la producción de prototipos precisos.

1.2.1.6.Métodos de Microfabricación Alternativos

Existen otros métodos de microfabricación, como el grabado láser y la litografía en escala de grises, que ofrecen geometrías tridimensionales complejas y precisas. Estos métodos son valiosos para crear microcanales de alta replicabilidad y exactitud, adaptándose a aplicaciones donde es fundamental la consistencia en el grosor y la forma (Griffin et al., 2019). Otra alternativa interesante es la fotolitografía de “Backside Lithography”, que emplea un difusor óptico para crear canales con secciones transversales redondeadas en un solo chip, un aspecto importante en el diseño de dispositivos de flujo continuo (Fenech et al., 2019).

Entre las tecnologías disponibles en la Universidad técnica Federico Santa María, está la tecnología de LaserWriter, con el equipo Heidelberg μ PG 101, permite la fabricación de microestructuras mediante la exposición de resina SU-8 con un láser de CO₂, con el siguiente proceso: Se prepara una oblea de silicio para la adherencia de la resina SU-8 tras ser solidificada, una vez preparada, se le agrega sobre, la resina SU-8, para luego ser centrifugada de manera controlada de tal manera que esparza bien el material por su superficie, proceso denominado como “spin coating”, luego se coloca en el equipo laser, para aplicarle una exposición laser de CO₂, solidificando selectivamente la resina. Finalmente se revela y aplica el post procesado correspondiente.

Estas tecnologías representan soluciones avanzadas para fabricar microcanales en dispositivos microfluídicos, cada una con ventajas específicas según las necesidades de resolución, velocidad y costos. Por ejemplo, mientras 2PP y DLP-SLA destacan en precisión y control geométrico, MSLA y FDM ofrecen alternativas económicas y escalables para aplicaciones menos exigentes. En el contexto biomédico, donde la calidad

superficial y el control del flujo son críticos, DLP-SLA y SLA son las opciones más adecuadas. En proyectos donde se requiere una producción rápida y flexible, MSLA y PolyJet pueden ser preferibles, dependiendo de los requisitos específicos del diseño.

Estas tecnologías no solo permiten superar las limitaciones tradicionales en la fabricación de dispositivos microfluídicos, sino que también amplían las posibilidades para innovar en aplicaciones como diagnósticos rápidos, micromezcladores, y dispositivos de análisis biológico, contribuyendo al avance de la biomedicina y la microfabricación.

A continuación, se presenta un resumen de las ventajas, desventajas y limitaciones de las tecnologías mencionadas:

Tecnología	Ventajas	Desventajas	Límites
Two Photon Polymerization (2PP)	Resolución nanométrica (< 200 nm).	Proceso lento y costoso.	No apta para escalabilidad o producción masiva debido al tiempo prolongado de fabricación.
	Control dimensional excepcional.	Limitado a alturas \leq 2 mm.	
	Ideal para estructuras complejas y detalladas.	Área de trabajo pequeña.	
MSLA (Estereolitografía enmascarada)	Velocidad alta para impresión en lotes.	Menor calidad en el eje Z debido a la uniformidad de luz.	Calidad y precisión limitadas por los píxeles de la pantalla y la uniformidad de la luz UV.
	Menor costo que SLA.	Depende de la resolución de la pantalla LCD.	
	Capacidad de imprimir piezas		

	grandes (dimensiones XY mayores).		
SLA (Estereolitografía)	Alta resolución (25 μm en XY).	Proceso lento.	Menor velocidad en comparación con DLP y MSLA, especialmente para piezas grandes o en lotes.
	Superficies lisas.	Más costosa que MSLA.	
	Ideal para modelos detallados.	Volumen de trabajo reducido.	
DLP (Procesamiento Digital de Luz)	Velocidad superior a SLA.	Resolución limitada por el tamaño de píxeles del proyector (35100 μm).	Menor precisión en piezas grandes debido a la dispersión de píxeles en el proyector.
	Capaz de curar capas completas.	Calidad disminuye en volúmenes grandes.	
	Adecuado para dispositivos biomédicos pequeños.		
LaserWriter	Es muy precisa	Proceso Lento.	Su altura es limitada, no puede variar

Tabla 1-3 Comparativa de Tecnologías de manufactura para microcanales (Elaboración propia).

Estudios Recientes en Dispositivos Microfluídicos

Un estudio mostró que la orientación de impresión influye en el comportamiento de mezcla en dispositivos impresos mediante FDM, destacando que una orientación específica en los canales puede inducir un flujo en espiral que facilita la mezcla pasiva, reduciendo la necesidad de mecanismos de mezcla activos. Este enfoque podría aplicarse en el proyecto para optimizar la geometría de los microcanales y mejorar la eficiencia en la mezcla de fluidos (Li et al., 2017).

Otro estudio demostró que los dispositivos microfluídicos impresos en 3D pueden utilizarse para medir fármacos en fluidos biológicos, logrando analizar la ampicilina en menos de tres minutos gracias a materiales con propiedades específicas, como la transparencia óptica y los electrodos para el transporte electrocinético. Estos resultados resaltan la capacidad de la impresión 3D para crear dispositivos eficaces en diagnósticos rápidos, lo que podría adaptarse a necesidades de detección de trombosis en el proyecto (Li et al., 2018).

1.3.Planteamiento del Problema

Los microfluidos son un campo de gran relevancia en la actualidad, ya que permiten múltiples soluciones para malestares del ser humano, como también ayudan a la detección de patologías graves, entre otros. Actualmente la tecnología ha avanzado lo suficiente para establecer nuevos métodos de manufactura de dispositivos microfluídicos, las calidades de impresión 3D prometen entregar algún avance en la fabricación de sus microcanales.

Su desarrollo en el proyecto enfrenta obstáculos significativos en la eficiencia del proceso de fabricación de los microcanales, el método actual utilizado consta de microcanales fabricados manualmente con insumos de laboratorio, y además se encuentra en pruebas de moldeo con PDMS, material que, al ser tratado, permite mantener una calidad muy alta en pequeños volúmenes.

La replicabilidad y escalabilidad son la carencia principal para el desarrollo del proyecto de la Dra. Viviana Clavería, es importante establecer métodos que aseguren la escalabilidad y precisión de los microcanales. Dado el crecimiento de la impresión 3D y su capacidad para producir sistemas complejos, surge la oportunidad de investigar si esta tecnología es capaz de aplicarse en la manufactura de microcanales. Manteniendo su desarrollo en un entorno comercial.

1.4.Justificación

La capacidad de manipular y controlar pequeños volúmenes de fluidos ha permitido innovaciones clave, como sistemas de diagnóstico rápido y dispositivos para análisis biológicos a pequeña escala.

La pandemia de COVID-19 evidenció la importancia y la urgencia de disponer de sistemas microfluídicos eficientes para las aplicaciones médicas ya mencionadas. Esto ha impulsado el interés en el desarrollo de métodos de manufactura que permitan la producción masiva de dispositivos microfluídicos, posibilitando investigaciones orientadas a reducir los tiempos y los costos de producción sin comprometer la precisión y calidad de los microcanales.

Este proyecto se justifica al proponer un enfoque innovador mediante el uso de tecnologías de impresión 3D avanzadas para la fabricación de microcanales. La impresión 3D ha evolucionado significativamente en los últimos años, alcanzando resoluciones micrométricas que podrían permitir la replicabilidad de estos canales, y abrir nuevas posibilidades para el diseño y optimización de dispositivos microfluídicos. Implementar esta tecnología permitiría reducir los costos y tiempos de producción, haciendo posible la fabricación en serie de sistemas microfluídicos para un uso extendido en aplicaciones médicas y científicas.

Además, la creación de un método de fabricación replicable y escalable impulsaría la investigación y el desarrollo de nuevos dispositivos microfluídicos, fomentando su

adopción en hospitales, laboratorios y centros de investigación a nivel global. En este sentido, el proyecto no solo atenderá una necesidad técnica en el ámbito de los microfluidos, sino que contribuirá al avance en tecnologías de salud, mejorando la capacidad de respuesta frente a enfermedades y fortaleciendo la infraestructura científica y tecnológica en un área de gran impacto social.

1.5. Objetivos

Objetivo General

- Evaluar métodos actuales de fabricación mediante impresión 3D para microcanales, con el fin de verificar su capacidad de replicabilidad y escalabilidad en aplicaciones microfluídicas de interés biomédico.

Objetivos Específicos

- Definir criterios de validación para microcanales impresos en 3D, considerando su tolerancia dimensional, rugosidad superficial y relación con parámetros funcionales como el gradiente de velocidad y el tiempo de oclusión.
- Diseñar modelos de microcanales tridimensionales acordes a los requerimientos geométricos de sistemas microfluídicos, compatibles con los métodos de impresión seleccionados.
- Fabricar los modelos utilizando tecnologías representativas de impresión 3D, considerando tanto impresión directa como la fabricación alternativa con otros procesos como termo laminación.
- Caracterizar la calidad superficial y dimensional de los modelos fabricados mediante perfilometría y microscopía de fuerza atómica (AFM).

- Comparar los métodos de fabricación evaluados, considerando precisión, escalabilidad, tiempo de producción y costos, para identificar las opciones más viables comercialmente.
- Proponer una metodología optimizada de diseño y manufactura, que asegure replicabilidad, precisión y escalabilidad en contextos biomédicos e industriales.

1.6. Alcance

El impacto de este proyecto tiene un alcance significativo en diversas áreas, especialmente en el ámbito de la medicina, la biotecnología y las ciencias experimentales, donde los dispositivos microfluídicos son cada vez más relevantes. Este proyecto facilitará la producción de microcanales, una pieza fundamental en sistemas microfluídicos, mediante un método de fabricación escalable y replicable basado en impresión 3D. Esto permitirá que instituciones y laboratorios accedan a tecnología microfluídica de manera más accesible y económica, contribuyendo al desarrollo de aplicaciones como:

- **Diagnóstico Médico Rápido y Accesible:** Al desarrollar microcanales de alta precisión que puedan producirse en serie, el proyecto impactará en el avance de dispositivos de diagnóstico médico rápido, como los utilizados en pruebas de enfermedades infecciosas. Esto podría mejorar la capacidad de respuesta en situaciones de emergencia sanitaria y permitir diagnósticos más accesibles en áreas de bajos recursos.
- **Investigación Biomédica y Científica:** La accesibilidad a microcanales de calidad y bajo costo permitirá a centros de investigación y universidades realizar experimentos en sistemas microfluídicos sin las limitaciones de los métodos tradicionales de fabricación. Esto contribuirá al desarrollo de

nuevos tratamientos, análisis de muestras a escala micro y la investigación en áreas como la biología celular y molecular.

- **Optimización de Procesos Industriales:** El proyecto también puede impactar la industria, donde los sistemas microfluídicos son aplicados en la creación de productos farmacéuticos, pruebas de calidad y en la manipulación precisa de fluidos. La posibilidad de fabricar microcanales en serie mediante impresión 3D permitirá a las empresas integrar esta tecnología en sus procesos a un costo más bajo, mejorando la eficiencia y capacidad de innovación.
- **Mejoras en la Educación y Capacitación:** Este proyecto también tiene el potencial de influir en el campo educativo, al permitir que estudiantes y profesionales en formación accedan a tecnología microfluídica que, hasta ahora, solo estaba disponible en laboratorios avanzados. Esto abrirá la puerta a nuevas metodologías de enseñanza y entrenamiento en diseño, fabricación y aplicación de microfluidos.

Proyección e Impacto Futuro

El desarrollo de dispositivos microfluídicos seguirá siendo clave para el avance de la ciencia y la tecnología. En los próximos años, se espera que su integración con la inteligencia artificial y los sistemas de aprendizaje automático permita realizar diagnósticos más precisos, terapias más efectivas y procesos industriales más eficientes. En particular, los microfluidos aplicados a la biomedicina tienen el potencial de revolucionar los sistemas de atención médica, democratizando el acceso a diagnósticos avanzados y mejorando los resultados clínicos.

1.7. Análisis y definición funcional

El proyecto al estar vinculado al proyecto de Viviana Clavería, las dimensiones y métodos estarán restringidos por las necesidades de su proyecto, las cuales son:

- Lados del área transversal de los microcanales de $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$
- Largo de los microcanales de 9mm.

El criterio que permitirá establecer un Error admisible, es el gradiente de velocidad o cizalle de un microfluido en un tubo, por lo que es necesario hacer un cálculo para establecer variaciones que pueda tener el radio por errores de manufactura o limitaciones de la misma, que no afecten al funcionamiento del dispositivo.

Los microcanales serán diseñados en base a 2 métodos:

- Método de impresión para Moldeado o termolaminado:
Los métodos que Viviana Clavería busca probar, son moldeado y termolaminado, lo que implica que las piezas resultantes deben tener en consideración, el ser parte de un molde para la futura experimentación de resistencia a distintos factores.
- Método de impresión directa de microcanales:
El proyecto también busca responder a la duda de si se pueden imprimir sistemas de microcanales directamente de una impresora 3D, evaluando su viabilidad en un entorno industrial.

Los microcanales deberán considerar un margen de error, esto relacionado a los fluidos que podrían fluir dentro de ellos, permitiendo evaluar de una mejor manera los resultados de validación de calidades, entregando respuestas de descarte de métodos, y entregando la mejor opción escalable.

2. CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA

2.1. Plan de Investigación

El desarrollo del proyecto requiere un enfoque sistemático dividido en tres áreas clave: selección de equipos, métodos de manufactura y criterios de diseño. A continuación, se detalla el plan para cada área:

2.1.1. Criterio de diseño y dimensiones:

El diseño de los microcanales debe cumplir con estándares estrictos de precisión y funcionalidad. Según las definiciones de microfluidos, los canales deben tener dimensiones entre **1 μm y 1 mm** (Ver Figura 2-1). Este rango se considera crítico para garantizar la aplicabilidad médica de los dispositivos.

Adicionalmente, se realizarán cálculos de error para determinar los máximos tolerables en las dimensiones, asegurando que los microcanales puedan satisfacer los requisitos de las aplicaciones biomédicas sin comprometer su funcionalidad.

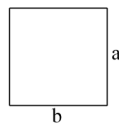


Figura 2-1 imagen representativa del concepto de microfluído (Elaboración propia).

Donde tanto a o b midan entre 1 μm y 1 mm independientemente, siempre será considerado como microfluído.

2.1.1.1.Cálculo de error:

El siguiente cálculo de error admisible, tiene que ver con el desarrollo del proyecto del cual está ligado este proyecto, lo que significa que las medidas siguientes tienen que ser relacionadas directamente con los cálculos de mecánica de fluidos del proyecto de la Dra. Viviana Clavería, es decir, con el estudio de trombosis y su tiempo de oclusión (OT).

Contexto: Modelo de Mehrabadi para el crecimiento de Trombos arteriales

El modelo de Mehrabadi (2016) es una referencia esencial en aplicaciones microfluídicas relacionadas con el tiempo de oclusión. Este modelo permite predecir el crecimiento de trombos arteriales bajo diferentes condiciones de cizalle, ofreciendo un marco teórico sólido para comprender cómo se forman los trombos en canales microfluídicos. El rango de valores resultante de este modelo será considerado como criterio clave en el diseño y validación de los microcanales fabricados. La siguiente tabla ilustra los valores obtenidos a partir del modelo de Mehrabadi, los cuales servirán como base para evaluar la precisión dimensional y el rendimiento de los microcanales en aplicaciones prácticas: (Mehrabadi et al., 2016):

Cálculo del cizalle en la pared de un canal circular:

A partir de este contexto teórico, es necesario determinar cómo las condiciones de flujo afectan el comportamiento en los microcanales diseñados. Para ello, se calcula la tasa de cizalle en la pared de un canal circular. Comenzamos con las ecuaciones de Navier-Stokes, las que están dadas por:

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 v$$

Donde:

- ρ : Densidad del flujo
- v : Campo de velocidad
- p : Presión hidrostática.

- μ : Viscosidad dinámica,
- ∇^2 : Operador laplaciano.

Donde para un flujo estacionario ($\frac{\partial v}{\partial t} = 0$) y laminar con bajo número de Reynolds, se desprecia el término convectivo $v \cdot \nabla v$. Justificando porque el flujo en un microcanal tiene un número de Reynolds Bajo ($Re \ll 1$). El término $v \cdot \nabla v$ representa las aceleraciones debidas a los cambios espaciales en la velocidad del flujo. Su importancia se mide mediante el número de Reynolds, el que se define como:

$$Re = \frac{\rho u L}{\mu}$$

Donde:

- ρ : Densidad del fluido.
- u : Velocidad característica del flujo.
- L : Longitud característica (radio del canal, R).
- μ : Viscosidad dinámica.

En un microcanal, el radio R y la velocidad u son pequeños. Esto implica que las fuerzas viscosas dominan sobre las fuerzas inerciales, haciendo que el término convectivo $v \cdot \nabla v$ sea insignificante en comparación con el término viscoso $\mu \nabla^2 v$. Bajo estas condiciones, la ecuación de Navier-Stokes se reduce a la ecuación de Stokes:

$$0 = -\nabla p + \mu \nabla^2 v$$

La que es válida para flujos con bajo número de Reynolds. Sabemos que, en la Ecuación de Stokes, $-\nabla p$ es el gradiente de presión que impulsa el flujo y $\mu \nabla^2 v$ es el término viscoso que resiste el movimiento del fluido. En un tubo cilíndrico y considerando componentes en coordenadas cilíndricas (r, θ, z), donde z va en la dirección del flujo, suponemos que:

- El flujo tiene únicamente componente axial de velocidad (v_z).

- v_z depende solo de r , no de θ ni de z ($v_z = v_z(r)$).
- El flujo está completamente desarrollado, por lo que $\frac{\partial v_z}{\partial z} = 0$.

Con estas suposiciones, el operador laplaciano ∇^2 aplicado a $v_z(r)$ en coordenadas cilíndricas es:

$$\nabla^2 v_z = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \cdot r \frac{\partial v_z}{\partial r}$$

aa

Y, por lo tanto, la ecuación de Stokes se puede escribir en coordenadas cilíndricas de la siguiente manera:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \cdot r \frac{\partial v_z}{\partial r} = \frac{1}{\mu} \frac{\partial p}{\partial z}$$

Para un flujo completamente desarrollado, el gradiente de presión $-\frac{\partial p}{\partial z}$ es constante, denotado como $\frac{\Delta P}{L}$. ΔP es la diferencia de presión entre los extremos del tubo y L es la longitud del tubo. sustituyendo estos términos en la ecuación anterior, obtenemos que:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \cdot r \frac{\partial v_z}{\partial r} = \frac{\Delta P}{\mu L}$$

Multiplicamos por r e integramos, obteniendo:

$$r \frac{\partial v_z}{\partial r} = \frac{\Delta P}{2\mu L} r^2 + C_1$$

donde C_1 es una constante de integración. Volvemos a dividir por r e integramos nuevamente, obteniendo:

$$v_z(r) = \frac{\Delta P}{4\mu L} r^2 + C_1 \ln(r) + C_2$$

donde C_2 es la segunda constante de integración. En $r = 0$ la velocidad debe ser finita. Dado que el término $\ln(r)$ diverge en $r = 0$, esto implica que $C_1 = 0$. En $r = R$ (pared del tubo), se cumple la condición de no deslizamiento, es decir, $v_z(R) = 0$. Sustituyendo en la ecuación y resolviendo para C_2 , obtenemos que:

$$C_2 = -\frac{\Delta P}{4\mu L} R^2$$

Sustituyendo $C_1 = 0$ y $C_2 = -\frac{\Delta P}{4\mu L} R^2$, obtenemos que:

$$v_z(r) = \frac{\Delta P}{4\mu L} (R^2 - r^2)$$

Esto indica que la velocidad z dependiendo de r se puede calcular con la formula mencionada, dato útil para futura aplicación microfluídica de los canales resultantes.

Cizalle o Gradiente de velocidad

El gradiente de velocidad o cizalle, es el comportamiento de un fluido al moverse por un tubo, siendo el gradiente de velocidad el efecto creado por la interacción con las paredes del tubo y el fluido, siendo representado en la Figura 2-3.

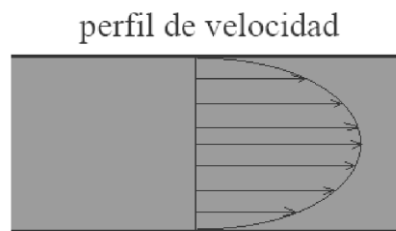


Figura 2-2 Representación del perfil de velocidad (Elaboración Propia)

Se observa en la Figura 2-2, que la velocidad varía dependiendo la distancia a las paredes, es decir que donde mayor velocidad se consigue, es en radio = 0, y donde menos velocidad se consigue es en R. A este comportamiento le llamamos cizalle o gradiente de velocidad ($\dot{\gamma}(r)$). Es importante este comportamiento, porque debido a algún cambio en el radio, cambia completamente el funcionamiento del cizalle.

El gradiente de velocidad $\frac{\partial v_z}{\partial r}$ o $\dot{\gamma}(r)$ queda definido como:

$$\dot{\gamma}(r) = \frac{\partial v_z}{\partial r} = -\frac{\Delta P}{2\mu L} r$$

De la ecuación vemos que $\dot{\gamma}(r)$ es lineal con respecto a r , alcanzando su máximo valor en la pared del canal ($r = R$) dado por:

$$\dot{\gamma}(w) \left| \frac{\partial v_z}{\partial r} \right|_{pared} = \frac{\Delta P}{2\mu L} R$$

El cizalle máximo está en la pared. Considerando un canal de $R = 75 \mu\text{m}$ (para un microcanal de $150 \mu\text{m}$ de diámetro), largo 9 mm y un diferencial de presión de 75 mbar (se trabajará con una presión constante debido a su comportamiento lineal), el cizalle máximo en la pared es de aproximadamente 9000 s^{-1} como se ve en el gráfico de la Figura 2-3:

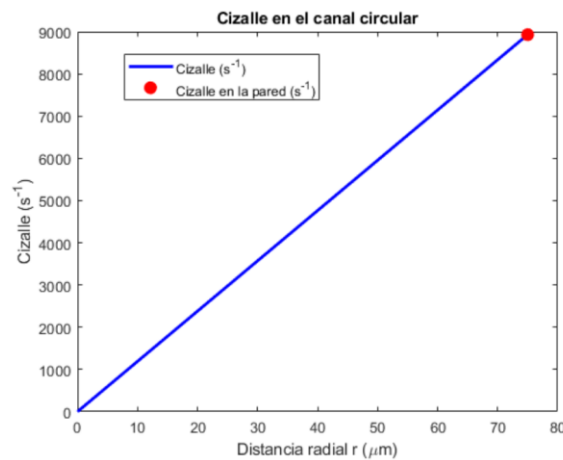


Figura 2-3 Cizalle en función del radio del tubo circular generada en MATLAB (Elaboración propia).

Cálculo del cizalle con error de manufactura

El cizalle en la pared, denotado como $\dot{\gamma}(w)$, está relacionado con el radio del canal y los parámetros del flujo. Su fórmula básica es:

$$\dot{\gamma}(w) = \frac{\Delta P}{2\mu L} R$$

Donde:

- ΔP : es la diferencia de presión aplicada.
- μ : es la viscosidad del fluido.
- L : es la longitud del canal.
- R : es el radio nominal del canal.

Sin embargo, en muchos casos prácticos, los canales pueden presentar errores de manufactura en su radio. Si consideramos un error en el radio, denotado como ΔR , el cizalle mínimo y máximo en el canal pueden calcularse como:

$$\dot{\gamma}_{min} = \frac{\Delta P}{2\mu L} (R - \Delta R)$$

$$\dot{\gamma}_{Max} = \frac{\Delta P}{2\mu L} (R + \Delta R)$$

Esto genera un rango de valores para el cizalle en la pared del canal, que depende directamente del error de manufactura en el radio.

Parámetros considerados

En este análisis, se han utilizado los siguientes parámetros:

- **Diferencia de presión:** $\Delta P = 75 \text{ mbar} = 7500 \text{ Pa.}$
- **Radio nominal del canal:** $R = 75 \text{ }\mu\text{m} = 75 \times 10^{-6} \text{ m.}$
- **Error de manufactura en el radio:** $\Delta R = 16 \text{ }\mu\text{m} = 16 \times 10^{-6} \text{ m.}$
- **Viscosidad dinámica de la sangre:** $\mu = 3.5 \text{ mPa}\cdot\text{s} = 0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s.}$
- **Longitud del canal:** $L = 9 \text{ mm} = 9 \times 10^{-3} \text{ m.}$

Con estos parámetros, podemos calcular el rango de valores para el cizalle:

$$\dot{\gamma}_w^{real} \in [\dot{\gamma}_{min}, \dot{\gamma}_{Max}]$$

Resultados del calculo

El cizalle nominal, es decir, sin considerar el error de manufactura, es:

$$\dot{\gamma}_w = 9000 \text{ s}^{-1}$$

Tras el cálculo de $[\dot{\gamma}_{min}, \dot{\gamma}_{Max}]$, se puede incluir el error de manufactura en el radio con los parámetros mencionados, obtenemos el siguiente rango para el cizalle:

$$\dot{\gamma}_{min} = 7080 \text{ s}^{-1}, \dot{\gamma}_{Max} = 10920 \text{ s}^{-1}$$

Por lo tanto, el cizalle real debido al error de manufactura se encuentra en el intervalo:

$$\dot{\gamma}_w^{real} \in [7080, 10920] \text{ s}^{-1}$$

De manera general, el cizalle en la pared está relacionado linealmente con el radio del canal:

$$\dot{\gamma}_w = \frac{\Delta P}{2\mu L} R$$

Por lo tanto, la variación porcentual del cizalle es directamente proporcional a la variación porcentual del radio:

$$\frac{\Delta \dot{\gamma}_w}{\dot{\gamma}_w} = \frac{\Delta R}{R}$$

(Variación % del cizalle = Variación % del radio)

Con un error en el radio dado por $\Delta R = 16 \mu\text{m}$ y un radio nominal $R = 75 \mu\text{m}$, la variación porcentual se calcula como:

$$\text{Variación \% del radio} = \frac{\Delta R}{R} \times 100 = \frac{16}{75} \times 100 \approx 21,33\%$$

Por lo tanto, la variación porcentual del cizalle con los parámetros utilizados, es:

$$\text{Variación \% del cizalle} = 21.33\%$$

En general, la variación porcentual del cizalle varía linealmente con el radio, lo que queda representado en el gráfico siguiente:

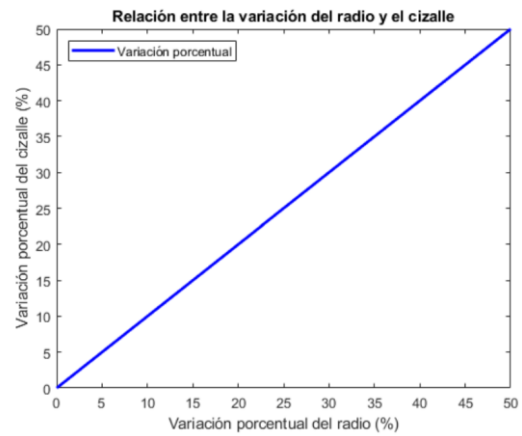


Figura 2-4 Relación entre la variación porcentual del radio del canal y el gradiente de velocidad en microcanales arteriales generada en MATLAB (Elaboración propia).

El gráfico de la Figura 2-4 demuestra que el cizalle depende linealmente del radio del microcanal. Por lo que la manufactura es clave para controlar este parámetro.

Variación del cizalle con Q constante

Sólo para contrastar, calculamos ahora lo que ocurriría si tomamos el caudal constante en vez del diferencial de presión para inducir el flujo por una canal microfluídica. En este caso, la relación entre el cizalle y el radio cambia significativamente. El caudal volumétrico para flujo laminar en un canal circular está dado por:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\mu L} \Delta P$$

Resolviendo para ΔP , y Sustituyendo esta relación en la ecuación para el cizalle en la pared:

$$\dot{\gamma}_w = \frac{\Delta P}{2\mu L} R = \frac{4Q}{\pi R^3}$$

Esto muestra que el cizalle varía inversamente con el cubo del radio:

$$\dot{\gamma}_w \propto \frac{1}{R^3}$$

Si consideramos una variación en el radio (ΔR) positiva, el nuevo radio es $R' = R + \Delta R$. El cizalle en este caso es:

$$\dot{\gamma}'_w = \frac{4Q}{\pi (R')^3}$$

Que, al graficarlo se comporta de la siguiente manera:

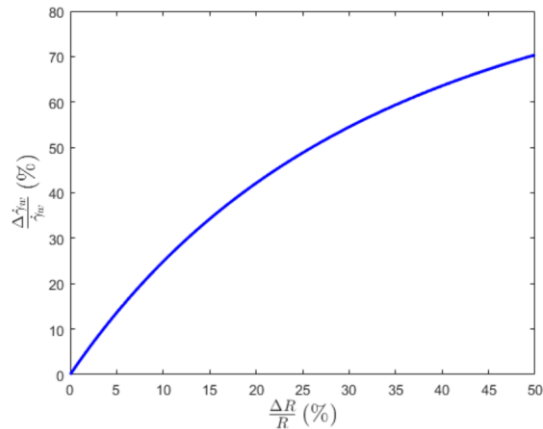


Figura 2-5 Radio vs Cizalle con Caudal constante generada en MATLAB (Elaboración propia).

La Figura 2-5 entrega un gráfico que indica que el uso de Q constante no genera una función lineal como lo hace P constante, significando que el error obtenido varía considerablemente en comparación a ΔP .

Establecimiento de criterio de error

En el contexto del proyecto liderado por la Dra. Viviana Clavería, es esencial garantizar que los microcanales diseñados y fabricados cumplan con los estándares requeridos para aplicaciones biomédicas. En particular, el dispositivo del proyecto diseñado para evaluar el tiempo de oclusión en casos de trombosis se rige por un criterio ampliamente aceptado en la industria médica: un error inferior al **10%** en repetibilidad es considerado como indicador de valores confiables y de calidad.

El tiempo de oclusión (TO) medido por el dispositivo está relacionado experimentalmente con el volumen final (VF) mediante la ecuación $TO = 437.5 \cdot VF + 12.5$. La Figura 2-7 es un estudio reciente que compara el comportamiento del dispositivo del proyecto de la Dra. Viviana Clavería, donde según las muestras tomadas a las personas recientemente infartadas se consigue lo siguiente:

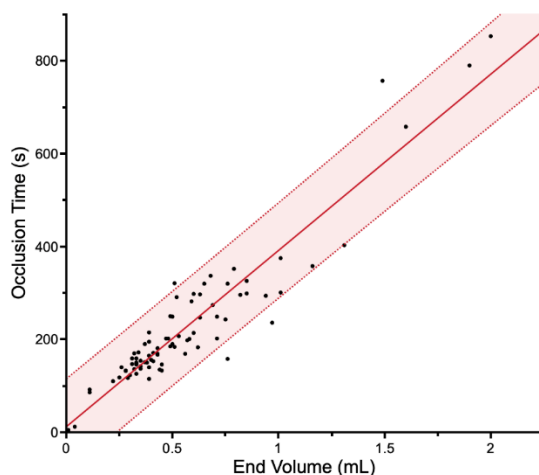


Figura 2-6 Relación lineal entre el tiempo de oclusión (TO) y el volumen final (VF) obtenida con el dispositivo de punto de atención (Bresette et al., 2025).

La figura 2-6 muestra que una variación del **10%** en el volumen final implica una variación aproximada del **9.72%** en el tiempo de oclusión. Por lo tanto, el criterio de error establecido para los microcanales fabricados debe garantizar que las dimensiones geométricas mantengan este nivel de precisión en el volumen final, asegurando la confiabilidad de las mediciones del dispositivo en aplicaciones clínicas y de investigación. Para mantener un error del 9.72% en el tiempo de oclusión (TO) alrededor del valor objetivo 9000 s^{-1} , los valores de cizalle aceptables oscilan entre 8052.3 s^{-1} y 10263.6 s^{-1} , los que podemos aproximar entre 8000 s^{-1} y 10000 s^{-1} de error. Estos límites aseguran que el dispositivo funcione dentro de los criterios de precisión establecidos.

Aplicando a la fórmula de presión constante, se obtiene un 11,11% de error admisible en el radio del microcanal. Por lo tanto, 11,11% de error será el criterio que determinará si cierto microcanal fabricado, cumple o no con su validación.

2.1.2. Métodos de manufactura:

El presente proyecto tiene como objetivo evaluar diferentes tecnologías de fabricación para la creación de microcanales, comparando métodos de impresión 3D con procesos complementarios de micro fabricación. Las tecnologías analizadas se agrupan en dos categorías:

2.1.2.1. Tecnologías de impresión 3D:

- **FFF (Fused Filament Fabrication):** Este método ha sido descartado con base en antecedentes previos, debido a su limitada resolución y baja idoneidad para estructuras de escala micrométrica.
- **2PP (Two-Photon Polymerization):** Técnica de alta resolución submicrométrica, considerada para casos donde se requiera alta fidelidad geométrica.
- **MSLA (Masked Stereolithography):** Utiliza luz UV proyectada a través de una pantalla LCD para polimerizar resina fotosensible capa por capa. Se utilizará una impresora **Creality Halot Mage Pro 8K**, que ofrece una resolución XY de 29,7 μm y resolución Z de 10 μm , empleando resina Halot Water Washable Resin.
- **SLA (Stereolithography):** En este caso, se refiere al uso del sistema **Heidelberg μPG 101 (LaserWriter)**, que expone directamente una resina fotorresistente SU-8 mediante un láser CO_2 . Este método permite fabricar patrones bidimensionales con alta precisión sobre obleas de silicio, sin necesidad de máscaras físicas (Heidelberg, 2022). La resina no polimerizada es revelada con PGMEA y posteriormente enjuagada con isopropanol.

2.1.2.2. Procesos adicionales de micro fabricación:

En caso de alcanzar un resultado óptimo en el tiempo establecido, se procederá a analizar los posibles métodos adicionales para una mejor aplicación, estos procesos son procesos que se utilizan ya actualmente en esta área de investigación:

Moldeo con resina epoxi o PDMS: Evaluado como método de replicación a partir de un molde maestro impreso o fabricado por litografía.

Termolaminado: Propuesto como una alternativa de bajo costo y alta escalabilidad para estructuras planas o canales en 2D.

2.1.3. Equipos y Herramientas

2.1.3.1. Equipos a utilizar para fabricación:

2.1.3.1.1. Creality Halot Mage Pro 8k y Curadora de resina Creality UW-03



Figura 2-7 Impresora Halot-Mage Pro 8K (HALOT-MAGE, 2025).

La impresora Creality Halot Mage Pro 8K cuenta con una pantalla de alta resolución 8K (7680 x 4320 píxeles), ofreciendo una precisión XY de 29,7 micrómetros y una resolución en el eje Z de 10 micrómetros (HALOT-MAGE PRO, 2025). Esta impresora es compatible con diferentes tipos de resina, incluyendo la Halot Water Washable Resin, que será la utilizada en este proyecto. La tecnología empleada es MSLA (ver sección 1.2.1.3.1. Procesos de Impresión 3D en Resina de FormLabs). Una vez

impresa la pieza, es necesario limpiarla con isopropanol (alcohol isopropílico) durante un tiempo determinado para eliminar residuos de resina sin curar. Posteriormente, la pieza debe ser sometida a un proceso de curado para completar su endurecimiento y mejorar sus propiedades mecánicas (Nowacki et al., 2021),). Para estos pasos, se empleará la curadora Creality UW-03, que integra tanto el lavado como el curado de las piezas, facilitando y optimizando el post-procesado.

2.1.3.1.2. LaserWriter Heidelberg μ PG 101



Figura 2-8 LaserWriter Heidelberg μ PG 101(Mask Writer, 2025).

El sistema Heidelberg μ PG 101, o LaserWriter, es un equipo de litografía directa que utiliza un láser CO₂ para escribir patrones bidimensionales en una capa de resina fotosensible SU-8, sin necesidad de máscaras físicas (Columbia Nano Initiative, 2025). La SU-8 es un fotorolímmero negativo ampliamente usado en microfabricación, conocido por su alta resolución y excelente resistencia química y térmica. El proceso comienza con la preparación del sustrato, que generalmente es una oblea de silicio, la cual se limpia para asegurar buena adhesión de la resina. Luego, se deposita la resina SU-8 mediante centrifugado (spin-coating), que define el espesor de la capa, el cual puede variar desde decenas hasta cientos de micrómetros dependiendo de la velocidad y tiempo de centrifugado. Una vez aplicada, la capa de SU-8 pasa por un prebake o “soft bake” para

evaporar solventes y mejorar la adhesión. Posteriormente, la muestra se expone al láser CO₂ que escribe directamente el patrón digital. En esta etapa, las zonas expuestas reciben suficiente energía para iniciar la polimerización, lo que hace que la resina se vuelva insoluble. Luego de la exposición, se realiza un post-exposure bake (PEB), proceso térmico que completa la polimerización y mejora la definición de la estructura. Tras esto, se somete la muestra a un proceso de revelado con PGMEA (Propylene Glycol Monomethyl Ether Acetate), un solvente que disuelve la resina SU-8 no polimerizada (las áreas no expuestas al láser) dejando solo las microestructuras endurecidas. Finalmente, se enjuaga con isopropanol para eliminar residuos y se seca la muestra. En algunos casos, se realiza un curado térmico adicional para mejorar las propiedades mecánicas y químicas de las microestructuras. Este método permite obtener patrones bidimensionales con alta resolución lateral limitada por el diámetro del haz láser, y alturas determinadas por el espesor inicial de la capa de SU-8. Es ideal para la fabricación de microcanales y estructuras con alturas uniformes.

2.1.3.1.3. NanoScribe



Figura 2-9 Impresora 3D Quantum X de NanoScribe (NanoScribe, 2025.)

La impresora NanoScribe Quantum X2 utiliza tecnología de polimerización de dos fotones (2PP), permitiendo la fabricación de estructuras tridimensionales con resolución submicrométrica, alcanzando tamaños de voxel inferiores a 200 nanómetros. Este sistema

emplea un láser infrarrojo ultrarrápido y un sistema óptico de inmersión que focaliza la energía de manera precisa dentro de una resina fotopolimerizable, activando la polimerización solo en el punto de enfoque. La impresión se realiza directamente en volumen, desplazando el foco láser mediante un sistema galvosκόpico o piezoeléctrico, generando la geometría deseada capa a capa desde archivos CAD convertidos por el software NanoWrite. Esta impresora trabaja con resinas especiales de la línea IP (como IP-S, IP-Q, IP-Visio, entre otras), seleccionadas según los requerimientos de biocompatibilidad, rigidez, o comportamiento óptico. Tras la impresión, la muestra debe ser sumergida en un solvente como PGMEA o propanol para remover el exceso de resina sin curar. En ciertos casos, se requiere un post-procesado térmico o curado adicional, dependiendo del material empleado. La tecnología 2PP empleada por la Quantum X permite alcanzar altos niveles de precisión dimensional y calidad superficial, siendo adecuada para aplicaciones como microóptica, micromecánica, estructuras biomédicas y canales microfluídicos complejos (*Quantum X | Maskless 2.5D Lithography System, 2025*)

2.1.3.2. Equipos a utilizar para la validación de los microcanales:

2.1.3.2.1. Perfilómetro Alpha-Step 500



Figura 2-10 Perfilómetro Alpha-Step 500 y su perfil ((KLA / TENCOR Alpha Step 500 Wafer Tester Used for Sale Price #9181207 > Buy from CAE, 2025.))

El perfilómetro Alpha-Step 500 es un equipo de medición de tipo mecánico diseñado para caracterizar la topografía superficial de muestras mediante barrido con una punta de contacto. Este instrumento utiliza un estilite (stylus) que se desplaza linealmente sobre la superficie de la muestra, detectando variaciones en la altura con una resolución vertical del orden de los nanómetros. El equipo permite registrar perfiles de rugosidad y medir diferencias de altura en estructuras microfabricadas, siendo especialmente útil para validar grosores de capas, profundidades de grabado o calidad superficial en piezas impresas. La muestra se coloca sobre una platina de desplazamiento controlado, y el estilite aplica una fuerza calibrada para no dañar la superficie durante el barrido. Los datos obtenidos se procesan a través del software del equipo, generando curvas de perfil y parámetros cuantitativos como rugosidad media (R_a), altura máxima (R_{max}) y otros valores característicos. Para este proyecto, el perfilómetro se utilizó con el objetivo de evaluar la uniformidad y calidad superficial de los microcanales fabricados por impresión 3D, validando su compatibilidad con condiciones de flujo laminar en sistemas microfluídicos (*Alpha-Step-500.pdf*, 2025.).

2.1.3.2.2. Microscopio de Fuerza Atómica (AFM)

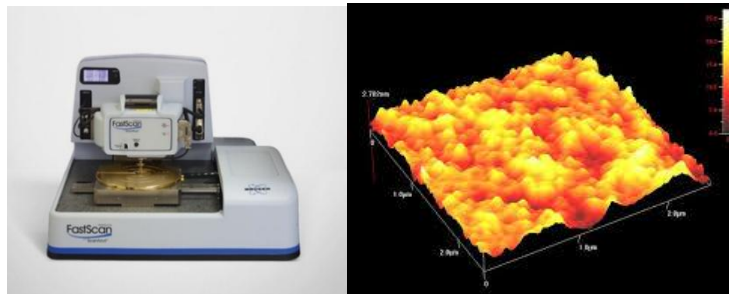


Figura 2-11 Microscopio de fuerza atómica (AFM) y sus perfiles ((Anna Morales (SizeMatters) [@SizeMattersBaby], 2019; FastScan® - Microscopio de fuerza atómica by Bruker Nano Surfaces | MedicalExpo, 2025.)).

El Microscopio de Fuerza Atómica (AFM) es un equipo de caracterización superficial que permite obtener imágenes tridimensionales a escala nanométrica mediante la interacción física entre una punta afilada y la superficie de la muestra. Este sistema emplea una sonda montada en un microcantilever que recorre la muestra mientras registra las fuerzas de interacción (como fuerzas de Van der Waals, electrostáticas o de contacto). A medida que la punta se desplaza sobre la superficie, las desviaciones del cantilever son detectadas por un haz láser reflejado sobre un fotodetector, permitiendo reconstruir con alta precisión el relieve topográfico.

El AFM opera en distintos modos, siendo el más utilizado en este proyecto el modo de contacto, el cual permite registrar variaciones superficiales con resolución vertical de pocos nanómetros. Este instrumento es especialmente útil para medir rugosidades, defectos superficiales y uniformidad de estructuras microfabricadas, parámetros críticos en sistemas microfluídicos donde la superficie del canal puede afectar el flujo del fluido y el comportamiento del sistema. En este trabajo, el AFM se utilizó para complementar las mediciones realizadas con perfilometría, entregando información detallada de la textura superficial a nivel nanométrico, permitiendo validar la viabilidad funcional de los modelos fabricados (*Atomic Force Microscopes for Materials Research*, 2025.).

El proyecto trabaja con la Halot Mage pro 8k, sin embargo, la tecnología sigue mejorando en cuanto a calidad de pantalla led. A continuación, se presentará una tabla con algunas de las impresoras comerciales que, según su fabricante, son las aptas para la impresión de objetos con dimensiones micrométricas:

	Marca	Modelo	Calidad Pantalla (Píxeles)	Resolución XY (µm)	Resolución Z (µm)	Velocidad de impresión (mm/h)	Valor
	Creality	Halot Mage Pro 8K	8K (7680 x 4320)	29,7	10	Máx 150	\$ 624.988
	Creality	Halot Mage-S14K	14K (13320 x 5120)	16,8 x 24,8	20 - 9 (Calidad sin especificar)	Máx 150	\$ 562.488
	Elegoo	Mars 5 Ultra 9K	9K (8520 x 4320)	18	20	Máx 150	\$ 429.990
	Elegoo	Saturn 4 Ultra 12K	12K (11520 x 5120)	19 x 24	10	Máx 150	\$ 669.990
	Anycubic	Photon Mono 4 10K	10K (9024 x 5120)	17	10	Máx 70	\$ 214.990

Tabla 2-1 Tabla comparativa de impresoras comerciales MSLA (Elaboración propia).

2.2. Diseño Experimental

Para comenzar a diseñar, los siguientes modelos buscarán responder a la incertidumbre sobre, calidad, precisión y replicabilidad.

2.2.1 Primer Diseño en NanoScribe y MSLA

Diseño Experimental para fabricación de microcanales:

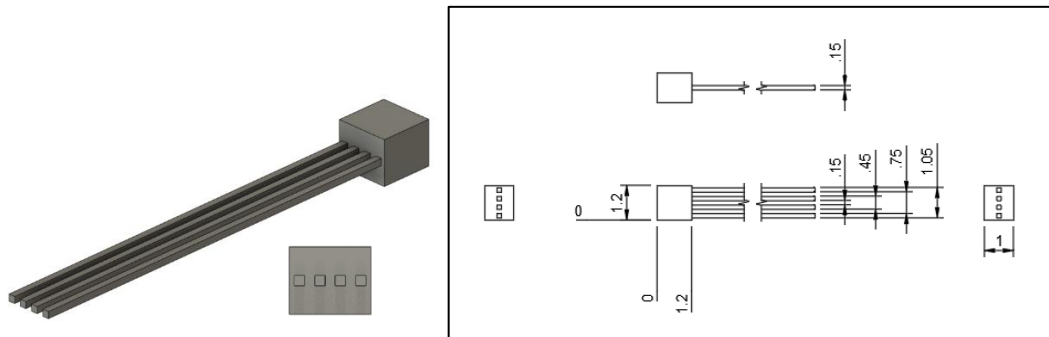


Figura 2-12 Modelo 3D de Microcanales MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).

En el caso de tener alguna limitación en la adherencia del modelo, se expone el siguiente modelo como solución:

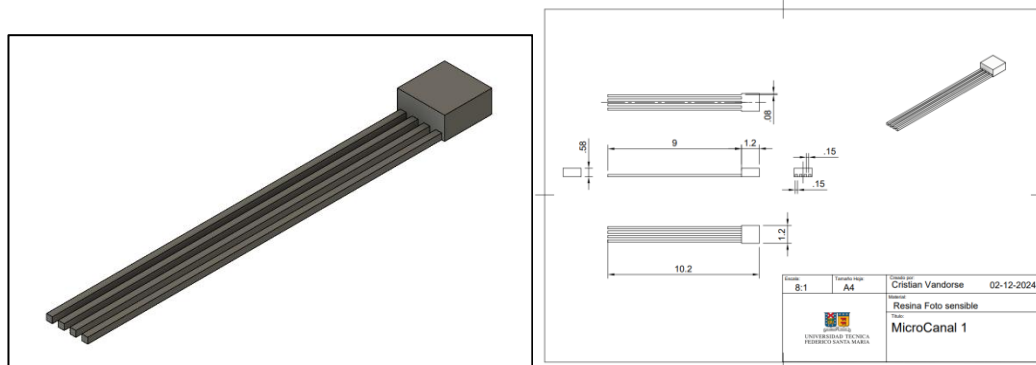


Figura 2-13 Modelo 3D de Microcanales NanoScribe y MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).

Se evaluará la fabricación de microcanales con una NanoScribe y una impresora 3D MSLA. El modelo, diseñado para futuras pruebas de termo laminación, replica el volumen interno necesario para aplicaciones médicas.

2.2.2 Segundo Diseño MSLA

Diseño Experimental de microcanales completos en impresión 3D MSLA:

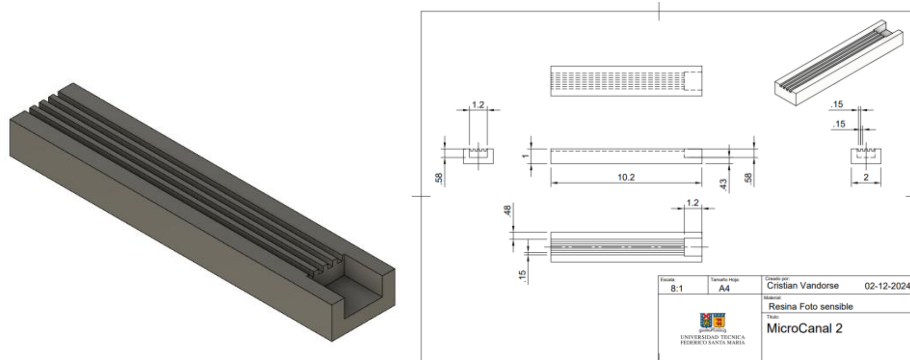


Figura 2-14 Modelo 3D Microcanales para MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).

El modelo busca asegurar la calidad superficial en los microcanales, siendo posteriormente verificados en un AFM o un perfilómetro, debido a eso cuenta con su zona superior abierta, la cual se aplicará una lámina que cierre esa cara abierta de los microcanales.

2.2.3. Tercer Diseño MSLA

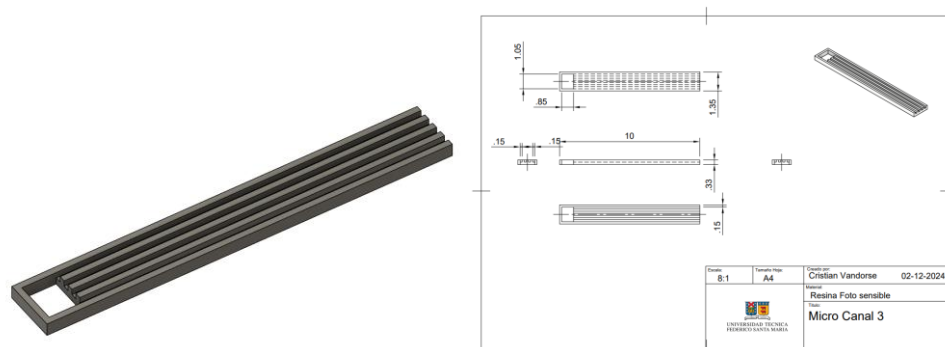


Figura 2-15 Tercer Modelo MSLA (Elaboración propia en Autodesk Fusion360).

Modelo destinado a aplicaciones donde el microcanal sea de mayor radio. Esto es para evaluar las capacidades de las impresoras de mayor renombre y de fácil comercialización.

2.3. Materiales y Métodos

2.3.1. Descripción de Materiales

Actualmente los materiales que son utilizados en este tipo de aplicaciones microfluídicas son:

Aplicaciones de laboratorio:

- **PDMS:** polidimetilsiloxano o PDMS es un polímero orgánico de silicona ampliamente utilizado en microfluídica y otros campos debido a sus propiedades físicas y químicas. Es conocido por ser transparente, biocompatible y fácil de manipular, lo que lo hace ideal para fabricar dispositivos en laboratorio y realizar prototipos rápidos. Una de sus principales ventajas es su capacidad para replicar microestructuras detalladas con alta precisión a partir de moldes maestros, lo que lo convierte en un material esencial en aplicaciones biomédicas y de ingeniería de microescala (Borók et al., 2021).
- **Resina SU-8:** La resina SU-8 es un fotopolímero epóxico de alta sensibilidad ampliamente utilizado en microfabricación, especialmente en técnicas de fotolitografía. Su estructura química le confiere una alta resistencia térmica y mecánica, lo que la hace ideal para crear estructuras de alta resolución y gran altura. Además, se utiliza en la fabricación de moldes maestros para procesos de replicación en microfluídica, microsistemas y aplicaciones electrónicas (Liao et al., 2024).
- **Resina Foto Resistente:** Es un tipo de resina fotosensible que, después de la exposición a la luz, se vuelve más o menos resistente, es decir, en una resina foto resistente negativo, al contacto con luz UV, se vuelve más resistente, solidificándose. En cambio, una resina foto resistente positivo, se debilita al contacto con luz UV, Permitiendo realizar grabados en la resina.

- **Resina epóxica:** Es un polímero termoestable compuesto por una resina base y un endurecedor. Es conocida por su alta resistencia mecánica, adhesión superior y durabilidad química. Se utiliza en recubrimientos, adhesivos, encapsulación de componentes electrónicos, arte y fabricación de moldes, ofreciendo un acabado robusto y versátil.

Aplicaciones comerciales:

- **Resina Foto Resistente Negativa:** Reacciona a la luz para cambiar sus propiedades químicas, permitiendo que las áreas expuestas a la luz se endurezcan o se vuelvan más solubles. Este cambio facilita la creación de patrones a través de la exposición selectiva a luz, lo que es útil en fotolitografía y fabricación de circuitos.
- **Filamento plástico:** Es un material en forma de hilo utilizado en la impresión 3D. Está compuesto por diversos tipos de plásticos, como PLA (ácido poliláctico), ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) y PETG (tereftalato de polietileno glicol) como los más conocidos. Los filamentos se alimentan a la impresora 3D y, al calentarse, se funden para formar capas sucesivas que crean el objeto 3D deseado. Vienen en diferentes grosores (como 1.75 mm o 2.85 mm) y colores, y se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones, desde prototipos hasta piezas funcionales
- **Pellet plástico:** El pellet plástico es una pequeña bolita o gránulo de plástico que se utiliza como materia prima en la fabricación de productos plásticos. Estos pellets se funden y se moldean a través de procesos como la extrusión o inyección para crear diversos productos plásticos, como botellas, envases o componentes. En el contexto de la impresión 3D, los pellets también se pueden usar en impresoras especializadas para producir filamento plástico en lugar de comprar filamento preformado. La ventaja de usar pellets es que pueden ser más económicos y permiten una mayor personalización del material.

2.1.1. Resinas a utilizar en el proyecto

Se utilizarán 3 tipos de resina, la resina Halot Water Washable Resin, la resina SU-8, y la resina IP-S de NanoScribe. A continuación, una tabla comparativa de cada resina:

Característica	Halot Water Washable Resin	SU-8	IP-S
Tipo de resina	Fotopolímero UV negativo.	Resina epoxi negativo.	Fotopolímero negativo optimizado para 2PP.
Método de curado	Luz UV (405 nm)	Luz UV (365 nm)	Láser infrarrojo mediante polimerización de dos fotones.
Resolución	Alta precisión para aplicaciones generales.	Alta resolución en estructuras planas.	Resolución submicrométrica, ideal para estructuras 3D complejas.
Aplicaciones comunes	Gran variedad de aplicaciones cotidianas.	Microelectromecánica (MEMS), microfluidos, moldes, bioMEMS.	Micro óptica, micromecánica, microfluidos.
Biocompatibilidad	Baja; no recomendada para aplicaciones biomédicas.	Alta; utilizada en aplicaciones biomédicas.	Alta; adecuada para aplicaciones bioMEMS.
Procesamiento	Impresión directa 3D, post-procesamiento incluye lavado con alcohol isopropílico y curado UV adicional	Requiere múltiples etapas: spin coating, horneado, exposición UV, post-horneado y revelado.	Impresión directa 3D; post-procesamiento incluye revelado y curado UV adicional.
Sustratos compatibles	Buena adherencia en impresoras LCD/DLP	Silicio, vidrio, metales.	Silicio, vidrio de sílice fundida; requiere limpieza con plasma de oxígeno para mejorar la adhesión
Costo del material	Bajo, ampliamente disponible para usuarios domésticos y principiantes	Relativamente alto; medianamente disponible.	Más costosa; especializada para impresoras Nanoscribe
Tiempo de procesamiento	Rápido: ideal para prototipos y producción en pequeña escala	Depende el proceso utilizado.	Más lento debido a la impresión por 2 laser
Resistencia Térmica	NO ESPECIFICA	Hasta 55°C sin curar, con curar, mayor a 200°C	NO ESPECIFICA
Densidad Ambiente	1.05-1.15 g/cm ³	1.19-1.20 g/cm ³	NO ESPECIFICA
Viscosidad	150-300cps	NO ESPECIFICA	NO ESPECIFICA
Hidrofobicidad	NO ESPECIFICA	Hidrofóbica; ángulo de contacto 74°-90°	NO ESPECIFICA

Tabla 2-2 Comparativa de Resinas (Chen & Lee, 2021; Halot Water Washable Resin 1kg - Easy & Low Odor, 2025).

2.3. Procedimientos

Se empezará con imprimir los modelos que más tiempo puede tomar, es decir los impresos con NanoScribe, equipo el cual es operado por Justine Laurent en la Escuela Superior de Física y de Química Industriales (ESPCI), Paris, Francia. También el modelo será impreso en una LaserWriter Heidelberg μ PG 101, grabadora laser operada por Diego Benavente, en CCTVal, de la Universidad Técnica Federico Santa María (UTFSM), Valparaíso. Además, se harán impresiones en MSLA por Cristian Vandorse en Sede Viña del Mar, Sede José Miguel Carrera, (UTFSM). Cada una de esas impresiones, siguiendo los pasos estándar de cada proceso, esto para evaluar la confiabilidad del proceso base para este tipo de proyecto. Procediendo con la validación, cada uno de los modelos impresos, serán medidos en calidad superficial, como también calidad dimensional. Para la Calidad Superficial, se utilizará un Microscopio de Fuerza Atómica (AFM) mediante “tapping” el cual genera un perfil de una zona determinada con las diferentes gradientes de altura en la superficie de la zona a medir, Operado por Tomás Corrales, y su equipo en Casa Central (UTFSM). Dichos modelos serán medidos en un perfilómetro para determinar sus dimensiones, se utilizará el perfilómetro Alpha-Step 500, Capaz de medir con una resolución vertical desde los 100 Ångstrom, hasta los 0,3 milímetros, el cual genera perfiles transversales determinando la altura y distancia transversal de las zonas elevadas en un modelo, operado por Gabriel Aguilar, en Casa Central (UTFSM).

Los resultados a obtener serán comparados y calificados mediante los siguientes atributos; Error dimensional de altura, la capacidad del proceso en cumplir con la altura demandada en el modelo diseñado en 3D; Error dimensional transversal, encargado de clarificar si el proceso cumple con las dimensiones transversales diseñadas en 3D; Calidad superficial, para determinar si el modelo cumple con una superficie plana, sin irregularidades significativas que puedan atrofiar el sistema.

Finalizando, se elegirá el mejor candidato para la replicabilidad del proceso, y su posible aplicación en un sistema escalable.

2.5. Hipótesis

La implementación de la tecnología de impresión 3D permitirá un método de fabricación replicable para la micromanufactura, o bien, la aplicación de esta tecnología logrará su desarrollo en la microfluídica, el desarrollo permitirá la creación modelos 3D en escala micro, con superficies y dimensiones controlables. Superando la accesibilidad a los métodos actuales de fabricación de dispositivos microfluídicos. Tecnologías comerciales como lo son las MSLA, permitirán un desarrollo escalable y replicable de microcanales, mientras las tecnologías con menor accesibilidad asegurarán una replicabilidad, y siendo capaces de incorporar técnicas externas a la impresión 3D, se podrá asegurar una escalabilidad mediante un modelo matriz creado por estas.

3. CAPÍTULO 3: EXPERIMENTACIÓN

3.1. Impresión de modelos propuestos

El proceso de fabricación de los modelos propuestos resultó con algunas complicaciones, dando algunos modelos, el problema de no ser posible su impresión. Esto debido al tipo de tecnología, y diseño del modelo fallado. A continuación, se realizará el análisis de los procesos de impresión 3D realizados que si se lograron en el proyecto.

3.1.1. Primer y segundo modelo impreso en NanoScribe

Con la ayuda de Justine Laurent, Ingeniera encargada del manejo de la impresora 3D NanoScribe en ESPCI de París, en Francia. Se logró conseguir imprimir el primer modelo 3D, utilizando la tecnología de polimerización de 2 fotones. Una vez ya en Chile, Se realizó su documentación fotográfica.

Valores relevantes

Costo de impresión: Alrededor de 200 €, es decir, alrededor de \$213,000 CLP.

Tiempo: 15 horas.

Cantidad: 2.

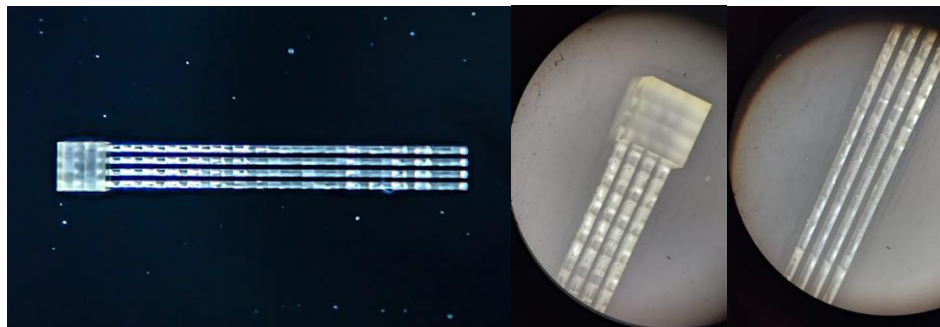


Figura 3-1 Fotografía Macro primera impresión 3D en NanoScribe (Elaboración propia).

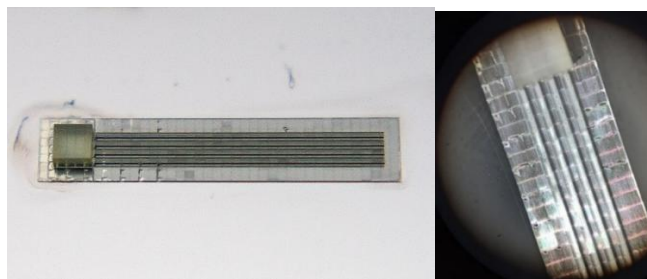


Figura 3-2 Fotografía impresión con “Balsa” 3D en NanoScribe (Elaboración propia).

Mediante observación microscópica de los modelos, se evidencia que a lo largo de los microcanales aparecen divisiones o secciones. Según explicó Justine Laurent, esto se debe a que la impresora Nanoscribe divide la estructura en bloques de impresión debido a su campo de visión limitado (aproximadamente $285\ \mu\text{m} \times 285\ \mu\text{m}$ para un objetivo x25). Este enfoque se conoce como modo de división rectangular, y es necesario para cubrir áreas más grandes. Cada bloque es impreso por separado y luego ensamblado internamente mediante superposición controlada. Esta segmentación podría tener un impacto en la calidad superficial del modelo, por lo que se considera crucial validar la continuidad de las superficies y determinar sus valores de rugosidad mediante caracterización adecuada. El modelo impreso está destinado a ser utilizado como un molde macho o matriz, ya sea para procesos de replicación en PDMS o para técnicas de termolaminación, siempre y cuando la estructura soporte las temperaturas de fusión de los materiales a emplear. Para asegurar una adecuada adhesión del fotopolímero al sustrato y lograr una base de alta calidad, se utilizó una oblea de silicio previamente tratada con plasma de oxígeno, lo cual mejora significativamente la adherencia del material durante la impresión. Tras la impresión, el modelo pasa por un proceso de postratamiento que consiste primero en una etapa de revelado, donde se sumerge durante 30 minutos en acetato de metil éter de propilenglicol (PGMEA/PMA) para eliminar la resina no polimerizada,

seguida de un enjuague de 5 minutos en isopropanol. Luego, se realiza una exposición a luz ultravioleta (UV) que permite completar la polimerización de las áreas parcialmente curadas, especialmente en el interior del modelo, lo que mejora su estabilidad estructural y garantiza que esté completamente endurecido y libre de residuos antes de su uso. Además, se proporcionó unas imágenes en Microscopía electrónica de barrido (SEM), proporcionadas por el equipo de Justine en Paris:

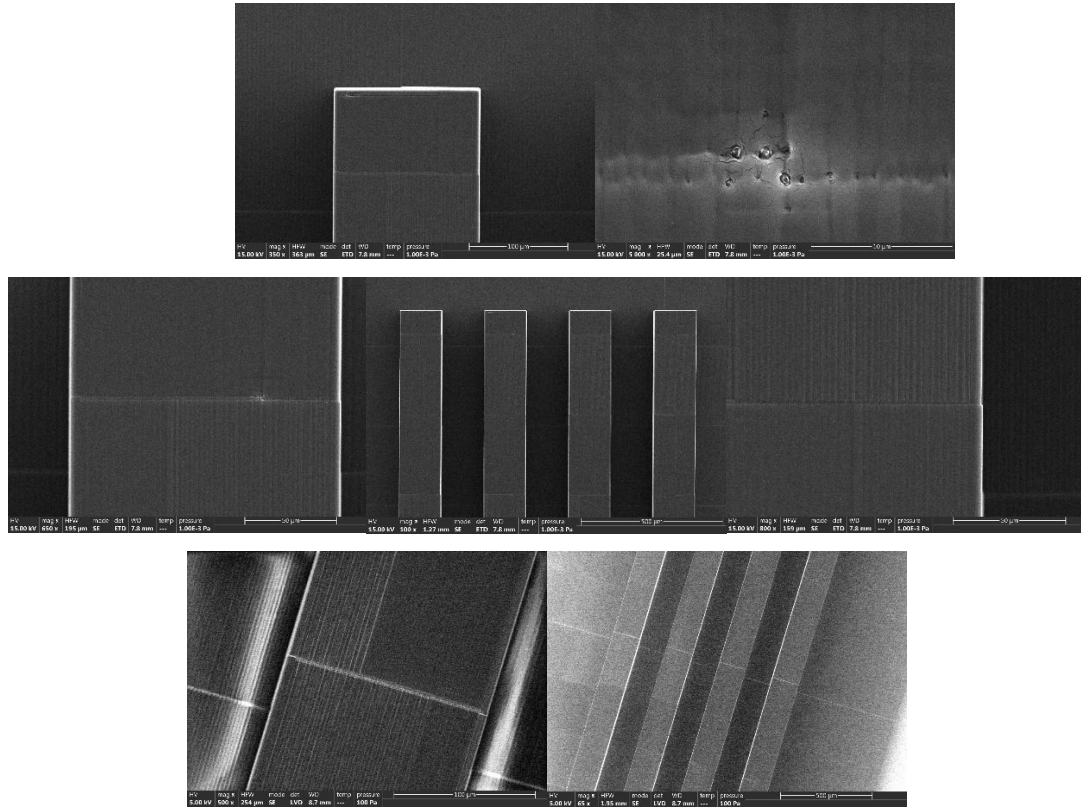


Figura 3-3 Imágenes de Perfil SEM entregado por Justine Laurent, ESPCI, Francia (Elaboración propia).

3.1.3. Tercer modelo impreso MSLA

La impresión 3D en resina MSLA en la Universidad Técnica Federico Santa María, se desarrolló en base al primer modelo diseñado, el cual se presentó en la impresión de NanoScribe. La impresión presentó muchas fallas, la base de impresión no fue la óptima para adhesión de la impresión, y los parámetros de impresión deforman el modelo impreso, por lo que se descartó y se siguió al siguiente modelo, el cual se le implementó una base de 50 μm , donde el software de impresión presentó problemas en procesar el modelo 3D, debido a su pequeño tamaño, por lo que al ignorar la advertencia, al imprimir, generó una capa gruesa de resina entre la base de impresión y el modelo impreso.

Valores relevantes

Costo de impresión: \$2,16 CLP (Resina)

Tiempo: 15 minutos y 31 segundos

Cantidad: 10

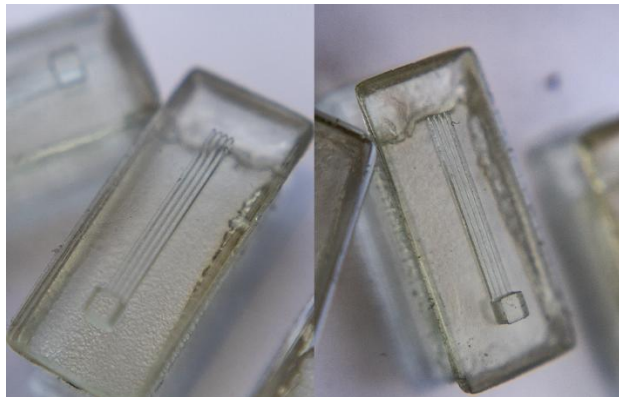


Figura 3-4 Fotografía de tercera impresión 3D en MSLA (Elaboración propia).

3.1.4. Cuarto modelo impreso MSLA

El cuarto modelo impreso busca la obtención de canales microfluídicos directos, es decir que la impresión sería la encargada de ser el sistema de microcanales final. Los parámetros de impresión generaron la capa gruesa entre la base de impresión y el modelo al igual que el tercer modelo 3D impreso, debido a los errores que detecta el software con modelos muy pequeños.

Valores relevantes

Costo de impresión: \$6,21 CLP (resina)

Tiempo: 22 minutos 45 segundos

Cantidad: 10



Figura 3-5 Fotografía de cuarta impresión 3D en MSLA (Elaboración propia).

Posteriormente se imprimieron ambos modelos, con las mismas características y post procesado, en una base para poder medirlas, debido a limitaciones de los equipos:

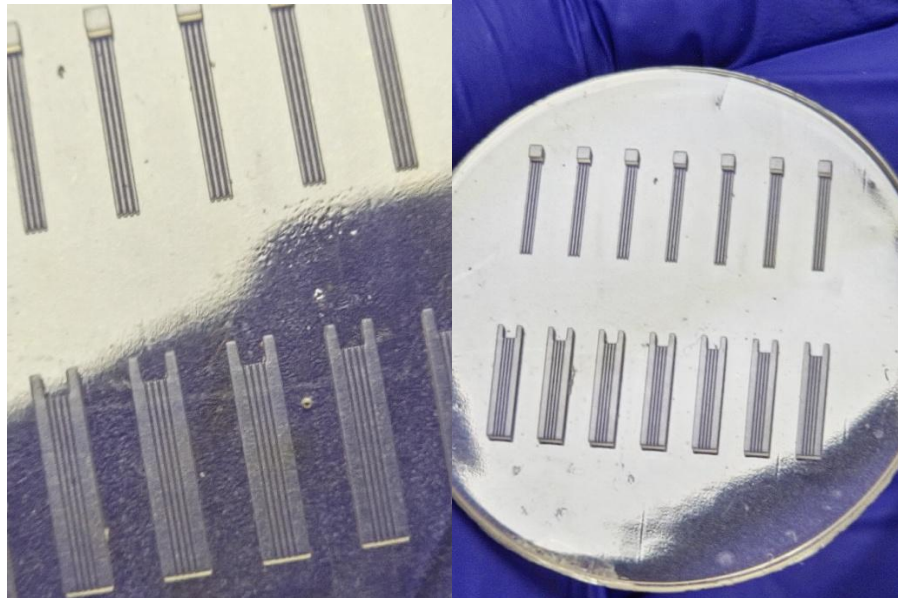


Figura 3-6 Modelos en MSLA con base (Elaboración propia).

Se observa que visualmente cumplen con el modelo establecido en un inicio, por lo que no debería haber problema en medir este modelo en comparación a los mismos impresos anteriormente.

3.1.5. Quinto modelo impreso LaserWriter

Este modelo es la variante al primer modelo para imprimir, solo que el proceso varía el resultado, debido a sus limitaciones, teniendo como limite una sola altura para todo el modelo, sin variaciones.

Valores relevantes

Costo de impresión: ~\$600.000 CLP (Resina SU-8)

Tiempo: 3 días

Cantidad: 36 (pueden hacerse más, cambiando el tamaño de la oblea de silicio)

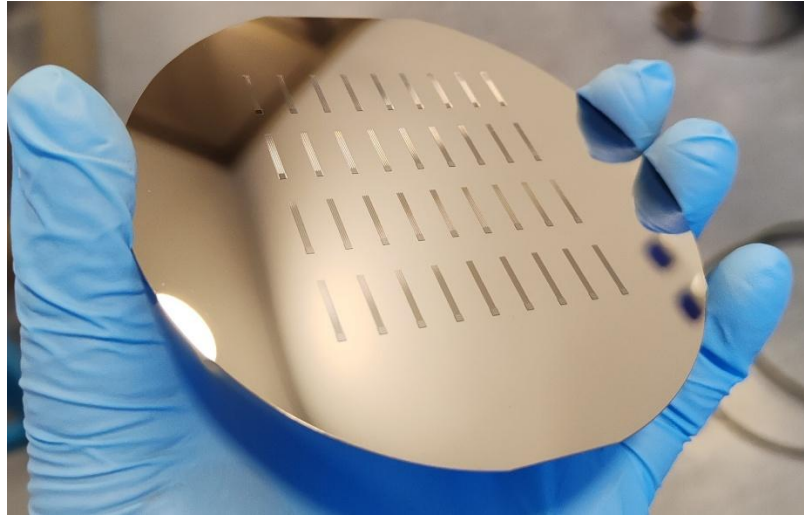


Figura 3-7 Fotografía de cuarta impresión 3D en LaserWriter; Tomada por Diego Benavente, CCTVal, UTFSM (Elaboración propia).

3.2. Validación de calidad dimensional y superficial

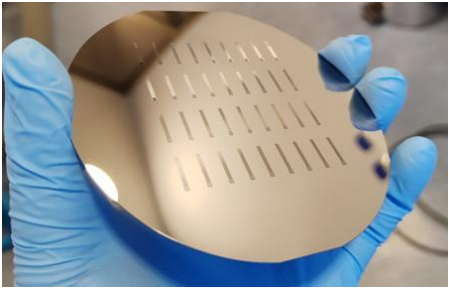
Posterior a la impresión de las piezas, lo siguiente es validar las calidades tanto dimensionales como superficiales, las cuales se rigen por el cálculo de error anteriormente mencionado. El cálculo de error indica que el error admisible es de **11,11%**, donde se recomienda el método con menor índice de error para el establecimiento del proceso de producción, además, se busca que los métodos que excedan ese porcentaje de error sean descartados para un proceso replicable y escalable.

Para esta etapa se contó con el equipo de laboratorio ubicado en Casa Central de la Universidad Técnica Federico Santa María, proceso llevado a cabo en un Microscopio de Fuerza Atómica (AFM). Respondiendo preguntas sobre las resoluciones y detalles de los microcanales. Dada las condiciones en las que trabaja el AFM, solo se pudo recopilar los datos de la rugosidad superficial, y detalles en ella.

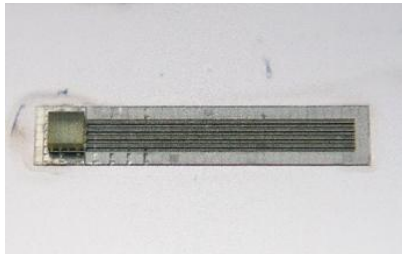
3.2.1. Validación de calidad dimensional mediante perfilómetro Alpha-Step 500

Los Microcanales, son sometidos a su validación dimensional, mediante el calculo de error anteriormente propuesto. Este cálculo entregó un error admisible de una 11,11%, lo que significa que errores menores a ese, son candidatos perfectos para poder implementarlos en un sistema replicable y escalable. El sistema funciona mediante la creación de perfiles con una aguja que, mediante tacto, dibuja los perfiles con medidas exactas, ya que trabaja hasta en calidades desde 100 Ångstrom (Å), es decir, 1 nanómetro, hasta los 880 micrómetros, es decir, 0,88 milímetros, con resolución vertical desde 25 Ångstrom (Å), es decir, 0.25 nanómetros, hasta 300 micrómetros o 0,3 milímetros.

Cada modelo impreso es puesto a medir en el perfilómetro, entregando los resultados de la siguiente tabla:

Resultados medición dimensional perfilómetro Alpha-Step 500					Imagen Referencia	
Promedio medidas de microcanales de muestras impresas						
LaserWriter	a) Medida de altura de microcanales [µm]					
1	2	3	4	Prom		
77,07	77,055	77,045	77,01	77,05		
LaserWriter	b) Medida Transversal de microcanales [µm]					
1	2	3	4	Prom		
147,35	146,8	142,8	142,4	144,84		
Error (%):	Altura:	48,64%	Transversal	3,44%	Total:	26,04%

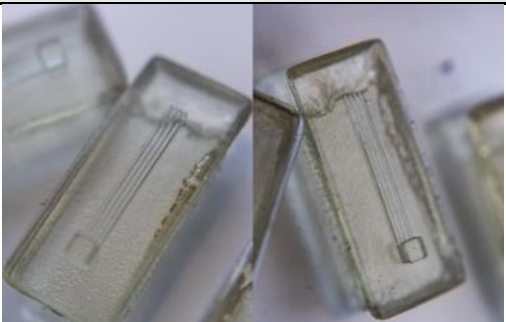
Observación: La impresión en LaserWriter demuestra muchos errores. Estos deben ser principalmente por el operador del dispositivo, ya que la impresión con la aplicación del laser, en medida transversal es de muy alta calidad, por otro lado, la impresión falló en la altura, siendo que haya que solventar el centrifugado para la aplicación del material en la placa de silicio, con tal que no baje tanto la altura como en este caso.

Promedio medidas de microcanales de muestras impresas					Imagen Referencia		
Microcanales Con Balsa							
NanoScribe	a) Medida de altura de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
142	147,3	146,5	146,2	145,50			
NanoScribe	b) Medida Transversal de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
148,8	152,9	145	144,8	147,88			
Error (%):	Altura:	3,00%	Transversal	1,42%	Total:	2,21%	

Observación: El modelo impreso en NanoScribe, tiene muy poco error, siendo candidato perfecto en cuanto calidad. Sin embargo, el material y el proceso, son lentos y costosos, por lo que el imprimir estos modelos, estan lejos de algo escalable, lo que significa que hay que entrar a ver aplicaciones alternas.

Promedio medidas de microcanales de muestras impresas					Imagen Referencia		
Microcanales Sin Balsa							
NanoScribe	a) Medida de altura de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
N/A	N/A	N/A	N/A	N/A			
NanoScribe	b) Medida Transversal de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
N/A	N/A	N/A	N/A	N/A			

Observación: Canales impresos sin balsa obtuvieron muy poca adherencia a la placa de silicio, por lo que al medirlos, los canales se partieron.

Promedio medidas de microcanales de muestras impresas					Imagen Referencia		
Microcanales para molde							
MSLA	a) Medida de altura de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
229,78	231,00	232,25	232,90	231,48			
MSLA	b) Medida Transversal de microcanales [μm]						
1	2	3	4	Prom			
168,98	166,98	152,85	157,40	161,55			


Error (%):	Altura:	-54%	Transversal	-8%	Total:	31%
Observación: Se midieron distintos tipos de muestras; muestras lavadas y curadas, muestras solamente lavadas, y muestras lavadas y limpiadas con aire comprimido. Donde la mejor muestr fue la que solamente se lavó. Aun asi, su error es alto, debido a que la resina tiene una densidad dificil de trabajar en espacios tan pequeños, a partir de canales de 230 μm de diametro no tiene problemas.						
Promedio medidas de microcanales de muestras impresas					Imagen Referencia	
Microcanales						
NanoScribe	a) Medida de altura de microcanales [μm]					
1	2	3	4	Prom		
21,46	23,545	23,075	22,755	22,71		
NanoScribe	b) Medida Transversal de microcanales [μm]					
1	2	3	4	Prom		
166,95	156,55	167,2	171,55	165,56		
Error (%):	Altura:	85%	Transversal	-10%	Total:	37%
Observación: Se midieron distintos tipos de muestras; muestras lavadas y curadas, muestras solamente lavadas, y muestras lavadas y limpiadas con aire comprimido. Donde a diferencia de la muestra anterior, su mejor resultado fue en la muestra curada, paro con error mayor a la muestra anterior, al parecer no es conveniente la impresion de este modelo con una resina tan densa.						

Tabla 3-1 Resultados mediciones Perfilómetro (Elaboración propia).

3.2.2. Validación de calidad superficial mediante Microscopía de Fuerza Atómica (AFM)

La medición de la calidad superficial en los modelos impresos fue un paso obligatorio dentro del proceso de validación, ya que la microfluídica es altamente sensible a las condiciones geométricas internas del canal. En estos sistemas, irregularidades superficiales pueden alterar significativamente el flujo laminar, inducir turbulencias locales o interferir con la formación controlada de trombos, afectando directamente la funcionalidad del dispositivo. Por eso, fue necesario caracterizar las superficies internas mediante microscopía de fuerza atómica (AFM) y perfilometría, con el objetivo de asegurar que las impresiones cumplieran con las exigencias del flujo y del criterio de error establecido ($\leq 11,11\%$). Esta evaluación permitió descartar tecnologías que, aunque cumplieran con las dimensiones, presentaban defectos superficiales incompatibles con el comportamiento microfluídico esperado.

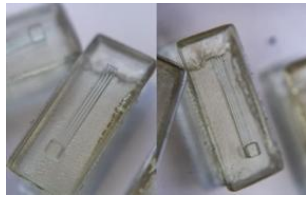
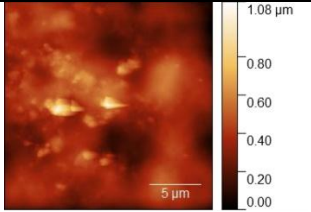
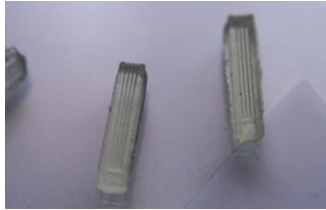
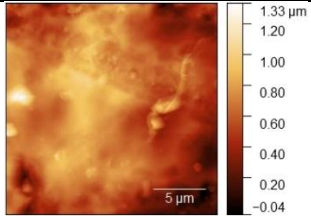
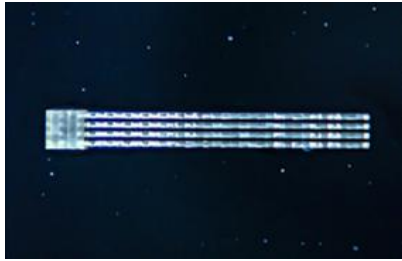
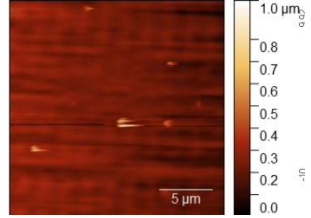

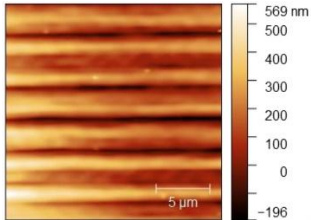
Con el fin de fortalecer la validación de calidad superficial de los microcanales desarrollados, se consideraron mediciones externas realizadas por los estudiantes de la UTFSM, Gabriela Quelopana y su equipo, correspondientes a muestras de microcanales fabricados con resina ABS transparente mediante impresión SLA sobre vidrio y con resina SU-8 sobre oblea de silicio mediante técnica de polimerización 2PP (dos fotones) usando la impresora NanoScribe.

Estas mediciones utilizaron Microscopía de Fuerza Atómica (AFM) en modo “tapping”, con punta PPP-FMR. Se realizó caracterización en tres puntos por canal (inicio, medio y final), obteniendo tanto rugosidad superficial como módulo de Young (solo para resina SU-8). Los datos se procesaron con los softwares Gwyddion (rugosidad) y ANA (módulo mecánico).

Las muestras de resina ABS mostraron adherencia efectiva al cantiléver, aunque con presencia de impurezas del proceso de litografía, como poros metálicos y pelusas. Por su

parte, las muestras de resina SU-8 presentaron superficies más rígidas, menor adherencia, y mayor cantidad de protuberancias.

Se registra el promedio de la calidad superficial de las zonas inicio, medio y final de los microcanales, en la siguiente tabla las distintas muestras son medidas, con una imagen de referencia a la muestra:

Muestra	Rugosidad [nm]	Módulo de Young [GPa]	Observaciones	Imagen Referencia	Imagen AFM
Creality Resin	67,89		Muestra homogénea		
			Ligera variabilidad superficial		
Creality Resin Completo	73,66		Muestra homogénea		
			Ligera variabilidad superficial		
IP-S sin balsa	116,59	3,3167	Presencia de partículas en superficie		
			Buena rigidez, presencia de poros metálicos		
IP-S con balsa	28,38	10,5433	Presencia de partículas en superficie		
			Buena rigidez, presencia de poros metálicos		

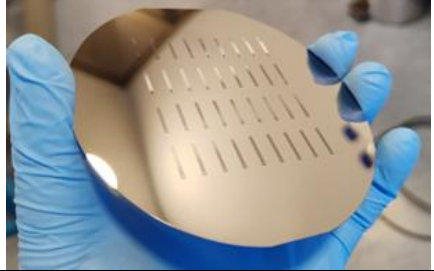
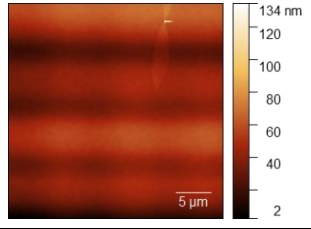
SU-8	9,323		Muestra homogénea		

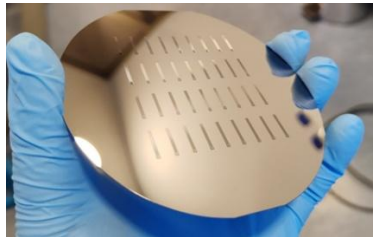
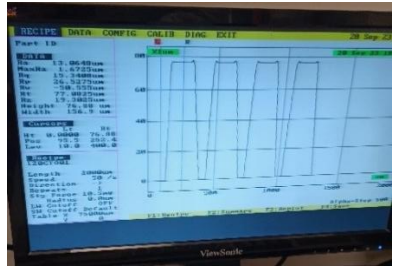
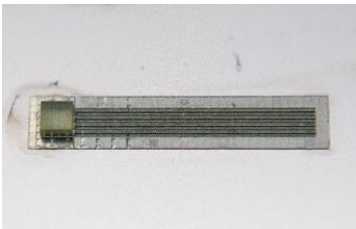
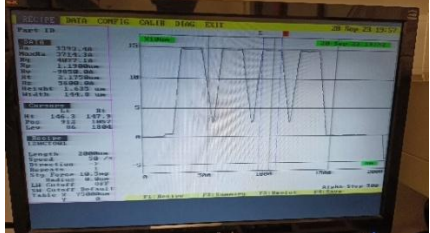

Tabla 3-2 Resultados medición superficial en AFM desarrollado por equipo de Tomás Corrales, Casa Central, UTFSM (Elaboración propia).

Estos resultados permiten identificar qué modelo presenta mayor compatibilidad para favorecer la capilaridad del colágeno a aplicar. No obstante, esta propiedad superficial solo influiría directamente en un modelo: aquel que está diseñado para funcionar como canal definitivo, fabricado completamente mediante impresión. En cambio, los demás modelos están pensados para ser utilizados en procesos de termo laminación, donde las condiciones superficiales del molde no afectan directamente al comportamiento del fluido, ya que lo relevante en esos casos será la calidad de la superficie replicada en el material final (como el PDMS).

3.3. Evaluación

Los modelos impresos no deben superar el 11,11% de error en su calidad dimensional, siempre que estén bajo ese porcentaje de error, será un buen resultado. Sin embargo, para diferenciar las capacidades de un proceso de otro, se considerará el error específico, tanto de la altura, como del ancho de los canales. También un factor a considerar es, el material utilizado y su calidad superficial, para categorizar la capacidad del proceso para poder llevar a cabo la capilaridad del colágeno en el proyecto principal al cual se le está apoyando con esta investigación.

Para su evaluación se desarrolló la siguiente tabla resumen con los resultados:

Modelo	Resultados			
LaserWriter	Altura [μm]	Ancho [μm]	Superficie [nm]	
	77,07	147,35	x	
	77,055	146,8		
	77,045	142,8		
	77,01	142,4		
	49%	3%		
26%			ERROR	
				Error Total
NanoScribe con balsa	Altura [μm]	Ancho [μm]	Superficie [nm]	
	142	148,8	28,38	
	147,3	152,9		
	146,5	145		
	146,2	144,8		
	3%	1%		
2%			ERROR	
				Error Total
NanoScribe sin balsa	Altura [μm]	Ancho [μm]	Superficie [nm]	
	NO HAY DATOS		116,59	ERROR

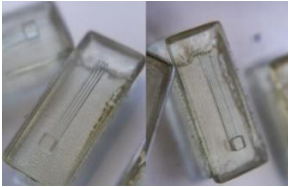
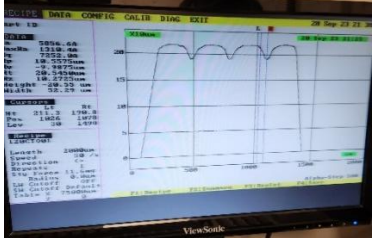

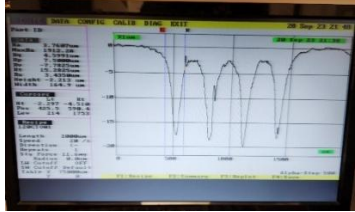
		PIEZA ROTA durante medición			Error Total
MSLA Molde		Altura [μm]	Ancho [μm]	Superficie [nm]	 
	229,78	168,98	67,886		
	231,00	166,98			
	232,25	152,85			
	232,90	157,40			
	54%	8%		ERROR	
	31%			Error Total	
MSLA Pieza final		Altura [μm]	Ancho [μm]	Superficie [nm]	 
	21,46	166,95	73,66		
	23,545	156,55			
	23,075	167,2			
	22,755	171,55			
	85%	10%		ERROR	
	37%			Error Total	

Tabla 3-3 Resumen de resultados de medición mediante perfilómetro (Elaboración propia).

3.3.1. Análisis resultado de LaserWriter

El proceso de LaserWriter, tiene un defecto en su altura, puede ser debido a la preparación de la resina, o un problema con el “spin-coating”, debido a que transversalmente cumple perfectamente con un error del 3%, teniendo en cuenta que es el promedio de las mediciones de los modelos. Sin embargo, el proceso en si no sirve para una fabricación directa de microcanales, debido a su problema de altura uniforme, ya que el proyecto requiere un reservorio de mayor altura. El utilizar una Resina SU-8 lo hace

perfecto para aplicar procesos que conlleven calor de por medio, tales como la termo laminación. El hecho de que no supere el 3% de error transversalmente, da a entender que probando con distintos parámetros del centrifugado o spin coating, se podría conseguir la altura deseada. además, que garantiza que todas las muestras tengan una altura uniforme.

3.3.2. Análisis resultados de NanoScribe

Descartando uno de los 2 modelos impresos, debido a sus fallas en la medición, podemos decir que es el proceso más confiable para la replicabilidad, ya que al utilizar el proceso de 2PP, que trabaja manométricamente, garantiza un resultado ejemplar. Sin embargo deja mucha incertidumbre en la poca accesibilidad a las propiedades de los materiales utilizados, así que solo destaca en su potencial de replicar con una alta calidad, no en cuanto a las posibles aplicaciones futuras, descartando de momento su capacidad de escalar mediante este proceso.

3.3.3. Análisis resultados MSLA

Las impresiones en MSLA mostraron una gran cantidad de resina que quedo dentro de los microcanales, no se lograron lavar correctamente, esto se previó, por lo que dentro de los resultados y la fabricación, se hizo mediciones a modelos post procesados de manera diferente entre sí, donde 3 de cada uno, conteniendo 5 muestras de cada modelo, fueron tratados distintos, los primeros 3 tratados fueron lavados como corresponde, y curados como corresponde, la 2da tanda fueron lavados solamente, la 3ra ronda de muestras fueron sopladas con aire comprimido solamente sin curar, 4ta tanda fue curada solamente, y la 5ta y última tanda de muestras fueron soplados y curados. Al medirlos, con la gran cantidad de datos que se tenían, se estableció que el mejor post procesado, o el mejor resultado, se obtuvo en la tanda que se sopló con un compresor de aire sin curar,

siendo los modelos promediados colocados en la tabla. Ya que el resto, no limpiaba de manera correcta el excedente de resina dentro de los canales.

Una vez analizando los modelos, podemos decir que el modelo que destaca entre los 2, es el del canal completo, debido a que su contraparte, demuestra una mayor altura, más cercana a lo pedido, pero es solamente el inicio de la medición, por lo que entre canales, la situación es parecida a la del modelo completo, por lo que ahorrando pasos de fabricación se elige a este modelo como mejor candidato. Aun así, el proceso utilizado, no satisface lo demandado, teniendo poca confiabilidad en el lavado de la pieza, por lo que este post proceso, queda eliminado del proyecto.

3.3.4. Resultados Generales

Los Resultados indican a que una de las tecnologías más confiables no tan solo para replicabilidad, sino que también para una posible escalabilidad, es la impresión de microcanales en el proceso de LaserWriter, ya que en si no es un proceso escalable, pero el usar la Resina SU-8 le permite implementaciones de procesos externos como termolaminado, gracias a su capacidad de aguantar más de 200°C. A pesar de no haber conseguido un buen resultado a la primera, debido a su problema de altura, se puede conseguir una mejor calidad dimensional arreglando el parámetro del spin coating, ya que el proceso demuestra una muy alta calidad de impresión, ya que un 3% de error en su dimensión transversal da a entender que tiene la capacidad necesaria para el proyecto.

El proceso que le sigue es la impresión 3D con NanoScribe, ya que es la mayor calidad alcanzada en el proyecto, pero su resina no especifica su resistencia térmica, debido a ser diseñada especialmente para su uso en una impresora NanoScribe, sin embargo, es una tecnología muy útil, ya que no está limitada a una altura como lo está la LaserWriter, permitiéndole imprimir canales completos, siendo un proceso replicable pero no escalable, debido a su costo y tiempo de impresión.

El tercer proceso posible es el uso de MSLA para canales directos, pero no para este proyecto, su proceso está más destinado para aplicaciones microfluídicas donde el radio no es menor a 250 μm , debido a que la resina no se lava correctamente en cavidades muy pequeñas, contaminando el modelo.

Y por último el modelo MSLA de molde para microcanales, este proceso queda en último lugar debido a que le ocurre lo mismo que el anterior, pero el anterior tiene la capacidad de salir directamente completo, sin embargo, este al ser un molde, con su preparación típica, no cabe dentro de una replicabilidad ni mucho menos escalabilidad, habría que sumergirse más en este material, o cambiarlo a algún otro no tan comercial como lo es este. Debido a sus problemas en el lavado de la pieza, el proceso MSLA con post-procesamiento del modelo como indica el fabricante, queda descartado para el proyecto.

Tabla de Ponderación y Evaluación Comparativa

Con el objetivo de comparar cuantitativamente los distintos modelos impresos en este proyecto, se ha desarrollado una tabla de ponderación basada en criterios técnicos clave que reflejan la viabilidad práctica de cada método de fabricación. A cada modelo se le asignó una nota del 1 al 10 en cinco criterios:

- Tiempo de impresión: Tiempo necesario para fabricar una unidad. A menor tiempo, mayor nota. Si bien es un factor práctico, tiene menor relevancia comparado con otros criterios, por lo que su ponderación se fija en 10 %.
- Costo de impresión unitario: Costo económico asociado a una unidad. Se considera tanto material como tiempo de uso de equipos, Es relevante especialmente para evaluar la escalabilidad del método, por lo que se le asigna un 15 % de ponderación.
- Precisión dimensional o Error conseguido: Porcentaje de error geométrico comparado con el máximo admisible de 11,11%. A menor error, mejor nota. Es el criterio más crítico, ya que pequeñas variaciones afectan

directamente el comportamiento del flujo microfluídico. Por esta razón, se le asigna la mayor ponderación: 35 %.

- Replicabilidad: Capacidad del método para reproducir modelos de forma confiable y con mínima variabilidad. Si bien es una meta importante del proyecto, su impacto es ligeramente inferior al de la precisión, por lo que su ponderación se define en 25 %.
- Escalabilidad: Evaluación del potencial del método para producir piezas a gran escala, considerando costo, tiempo y postprocesos. Aunque es una proyección a futuro más que un requisito inmediato, sigue siendo relevante dentro del análisis, y por eso se le otorga un 15 % de ponderación.

Una nota de 10 representa el mejor desempeño, y una nota de 1 el peor desempeño.

Criterio	%	NanoScribe	MSLA Molde	MSLA Final	LaserWriter
Tiempo de impresión	10%	3	7	7	5
Costo de impresión unitario	15%	2	10	10	6
Precisión Dimensional (Error alcanzado)	35%	10	3	3	8
Replicabilidad	25%	7	2	2	9
Escalabilidad	15%	4	6	8	8
Promedio	100%	6,45	4,65	4,95	7,65

Tabla 3-4 Tabla de resultados ponderados (Elaboración propia).

3.4. Conclusiones

A lo largo de este trabajo, se logró identificar las capacidades y limitaciones de distintos procesos de impresión 3D aplicados a la fabricación de microcanales. Dentro de los resultados, se concluye que la tecnología LaserWriter, utilizando la resina SU-8, presenta una alternativa válida para futuras pruebas de escalabilidad, dada su compatibilidad térmica y bajo error transversal. No obstante, requiere ajustes en parámetros de spin coating para corregir su defecto de altura. La tecnología NanoScribe se consolida como el método con mayor precisión y replicabilidad, pero su costo y falta de datos sobre resistencia térmica limitan su aplicabilidad industrial directa. En cambio, los métodos MSLA, tanto para moldes como para piezas finales, mostraron una alta tasa de error y dificultades en el lavado de resina, siendo descartados para este proyecto, no obstante se observa que el error no proviene del proceso de impresión 3D en sí, sino en su técnica de lavado y curado, por lo que es posible mejorar el resultado con otra técnica. Por ende, se establece que la combinación de LaserWriter y termolaminado es el camino más viable hacia una producción replicable y potencialmente escalable de microcanales, cumpliendo con los requerimientos del proyecto al cual apoya esta investigación. Además, se logró superar algunas de las limitaciones observadas en investigaciones anteriores, como las reportadas por Nial P. Macdonald, especialmente en relación con la tecnología MSLA. En dicho estudio, se alcanzó alturas de $>300\ \mu\text{m}$ de altura, limitando su aplicabilidad en sistemas microfluídicos. En el presente trabajo, si bien no se alcanzó la calidad dimensional objetivo de $150\ \mu\text{m}$ de altura, se demostró que la tecnología MSLA presenta un potencial de mejora. Esto se respalda en el uso de una impresora de resolución 8K durante este proyecto, alcanzando alturas controlables de hasta $>200\ \mu\text{m}$, y el hecho de que al momento de finalización del trabajo ya existen impresoras MSLA comerciales con pantallas 16K, lo que implica una reducción sustancial en el tamaño de píxel. Estos avances permiten proyectar que, con una mejora tecnológica continua, MSLA podría convertirse en una alternativa viable para la fabricación de microcanales a futuro.

4. Referencias

- Alpha-Step-500.pdf*. (s. f.). Recuperado 28 de mayo de 2025, de <https://www.bu.edu/photonics/files/2012/06/Alpha-Step-500.pdf>
- Anna Morales (SizeMatters) [@SizeMattersBaby]. (2019, junio 10). *DÍA 14: Microscopía de Fuerza Atómica (AFM) Utilizamos un cantilever (palanca minúscula) con una punta diminuta que situamos muy cerca de la muestra que queremos analizar. Al rastrear la muestra, la punta va reaccionando a su rugosidad y formamos una imagen topográfica* 📌 <https://t.co/4YZAPr8I88> [Tweet]. Twitter. <https://x.com/SizeMattersBaby/status/1138055564838219777>
- Atomic Force Microscopes for Materials Research*. (s. f.). Recuperado 28 de mayo de 2025, de <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/microscopes/materials-afm.html>
- Borók, A., Laboda, K., & Bonyár, A. (2021). PDMS Bonding Technologies for Microfluidic Applications: A Review. *Biosensors*, 11(8), Article 8. <https://doi.org/10.3390/bios11080292>
- Bresette, C. A., Claveria, V., & Ku, D. N. (2025). Development of a novel point-of-care device to monitor arterial thrombosis. *Lab on a Chip*, 25(11), 2684-2695. <https://doi.org/10.1039/D5LC00061K>
- Chen, Z., & Lee, J.-B. (2021). Biocompatibility of SU-8 and Its Biomedical Device Applications. *Micromachines*, 12(7), Article 7. <https://doi.org/10.3390/mi12070794>

- Columbia Nano Initiative. (2025). *HEIDELBERG μ PG 101 LASER WRITER*. Columbia Nano Initiative. <https://cni.columbia.edu/heidelberg-pg-101-laser-writer>
- Cysmic. (s. f.). Recuperado 24 de noviembre de 2024, de <https://cysmic.de/microfluidics/>
- FastScan®—Microscopio de fuerza atómica by Bruker Nano Surfaces | MedicalExpo.* (s. f.). Recuperado 8 de agosto de 2025, de <https://www.medicalexpo.es/prod/bruker-nano-surfaces/product-97861-613677.html>
- Fenech, M., Girod, V., Claveria, V., Meance, S., Abkarian, M., & Charlot, B. (2019). Microfluidic blood vasculature replicas using backside lithography. *Lab on a Chip*, *19*(12), 2096-2106. <https://doi.org/10.1039/C9LC00254E>
- Fig. 4 Fabrication process. (A) Laser writing to draw the electrode...* (2025). ResearchGate. https://www.researchgate.net/figure/Fabrication-process-a-Laser-writing-to-draw-the-electrode-pattern-b-Development-to_fig8_310738449
- Formlabs. (2025). *SLA vs. DLP vs. MSLA vs. LCD: Guía de impresoras 3D de resina*. Formlabs. https://formlabs.com/latam/blog/comparacion-impresoras-3d-resina-sla-dlp/?srsltid=AfmBOoopgmPXoI6Xkh1xWr1zoyzL2I5t6eUYTHJjIkoh4flxrIW2Cn_
- Griffin, M. T., Kim, D., & Ku, D. N. (2019). Shear-induced platelet aggregation: 3D-grayscale microfluidics for repeatable and localized occlusive thrombosis. *Biomicrofluidics*, *13*(5), 054106. <https://doi.org/10.1063/1.5113508>

- Halot Water Washable Resin 1kg—Easy & Low Odor.* (2025).
<https://store.creality.com/products/water-washable-resin-1kg>
- HALOT-MAGE.* (2025). Creality-Es. <https://www.creality.com/es/products/halot-mage>
- HALOT-MAGE PRO.* (2025). Creality-Es. <https://www.creality.com/es/products/halot-mage-pro>
- KLA / TENCOR Alpha Step 500 Wafer Tester used for sale price #9181207 > buy from CAE.* (s. f.). Recuperado 8 de agosto de 2025, de <https://caeonline.com/buy/wafer-testing-and-metrology/kla-tencor-alpha-step-500/9181207>
- Li, F., Macdonald, N., Guijt, R., & Breadmore, M. (2017). *PRINTING ORIENTATION INFLUENCES FLUIDIC BEHAVIOUR IN CHANNELS MADE BY FUSED DEPOSITION MOLDING.*
- Li, F., Macdonald, N., Guijt, R., & Breadmore, M. (2018). Multimaterial 3D Printed Fluidic Device for Measuring Pharmaceuticals in Biological Fluids. *Analytical Chemistry*. <https://doi.org/10.1021/acs.analchem.8b03772>
- Liao, F.-Q., Liu, Y., Yeh, Y.-Z., & Chen, Y.-C. (2024). Corrosion protection of photocured coatings containing highly crosslinked SU-8 epoxy resin. *Journal of Coatings Technology and Research*, 21(5), 1745-1757. <https://doi.org/10.1007/s11998-024-00931-6>
- Lin, Z., Zou, Z., Pu, Z., Wu, M., & Zhang, Y. (2023). Application of microfluidic technologies on COVID-19 diagnosis and drug discovery. *Acta Pharmaceutica Sinica B*, 13(7), 2877-2896. <https://doi.org/10.1016/j.apsb.2023.02.014>

- Macdonald, N. P., Cabot, J. M., Smejkal, P., Guijt, R. M., Paull, B., & Breadmore, M. C. (2017). Comparing Microfluidic Performance of Three-Dimensional (3D) Printing Platforms. *Analytical Chemistry*, 89(7), 3858-3866. <https://doi.org/10.1021/acs.analchem.7b00136>
- Mask Writer*. (2025). <https://nanofab.ku.edu/mask-writer>
- Mehrabadi, M., Casa, L. D. C., Aidun, C. K., & Ku, D. N. (2016). A Predictive Model of High Shear Thrombus Growth. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(8), 2339-2350. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1550-5>
- Mehta, P., Rahman, Z., Dijke, P. ten, & Boukany, P. E. (2022). Microfluidics meets 3D cancer cell migration. *Trends in Cancer*, 8(8), 683-697. <https://doi.org/10.1016/j.trecan.2022.03.006>
- New: Quantum X for the fabrication of highly-precise microoptics*. (2025). <https://www.nanoscribe.com/en/news-insights/press-releases/nanoscribe-launches-quantum-x-for-the-fabrication-of-highly-precise-microoptics/>
- Nowacki, B., Kowol, P., Koziół, M., Olesik, P., Wiczorek, J., & Waclawiak, K. (2021). Effect of Post-Process Curing and Washing Time on Mechanical Properties of mSLA Printouts. *Materials*, 14(17), Article 17. <https://doi.org/10.3390/ma14174856>
- Quantum X | Maskless 2.5D lithography system*. (2025). <https://www.nanoscribe.com/en/products/quantum-x/>
- Tabeling, P. (2023). *Introduction to Microfluidics*. Oxford University Press.

