

Daniel Graus Muñoz

**Fabricación y caracterización de dispositivos
microfluídicos grabados en PMMA con láser**

Trabajo de Fin de Grado

Dirigido por el Dr. Salvatore Cito

Dirigido por el Dr. Jordi Pallarès

Grado en Ingeniería Biomédica



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

Tarragona

2023

Resumen

Este proyecto se centra en la fabricación y caracterización de dispositivos microfluídicos para aplicaciones biomédicas de bajo coste utilizando la grabación láser en PMMA (Polimetilmetacrilato). El objetivo principal es poder investigar los efectos de varios parámetros de grabado en la calidad y precisión de los microcanales sobre el PMMA y para posteriormente poder desarrollar un dispositivo microfluídico funcional. A través de una serie de experimentos sistemáticos, se identificaron los parámetros de corte óptimos para su grabado.

Los microcanales fabricados se caracterizaron mediante microscopía óptica para evaluar sus dimensiones, calidad superficial e integridad general. Se utilizó un tratamiento superficial para mejorar el acabado de los microcanales y para la unión de las piezas de PMMA se usó la técnica de soldadura química empleando un disolvente superficial. El proceso de unión se optimizó para garantizar dispositivos microfluídicos sin fugas.

Los resultados demostraron que la selección de parámetros de corte apropiados influyó significativamente en la calidad de los microcanales. Además, la caracterización de los microcanales reveló dimensiones uniformes y superficies lisas, lo que confirma la eficacia de la técnica de grabado láser para la fabricación de dispositivos microfluídicos en sustratos de PMMA.

Índice

1	Introducción	1
1.1	Aplicaciones biomédicas.....	2
1.2	Introducción al corte láser como técnica de creación de prototipos microfluídicos..	2
1.3	Objetivos.....	3
1.4	Planificación del trabajo	3
2	Marco Teórico	4
2.1	Principios básicos de la microfluídica.....	4
2.1.1	Flujo Laminar	4
2.1.2	Difusión	5
2.1.3	Relación superficie - volumen	6
2.1.4	Tensión Superficial	7
2.1.5	Capilaridad.....	8
2.1.5.1	Elevación del líquido en el microcanal.....	9
2.2	Comparación de dispositivos microfluídicos con sistemas convencionales	11
2.2.1	Ventajas	11
2.2.2	Inconvenientes.....	12
2.3	Grabado láser como técnica de creación de microcanales	13
2.3.1	Grabado láser por CO ₂	13
2.3.2	Datos teóricos sobre el corte láser por CO ₂	15
2.3.3	Parámetros de corte.....	17
2.3.4	Métodos de corte	18
2.3.4.1	Corte láser enfocado.....	18
2.3.4.2	Corte láser desenfocado.....	19
2.3.4.3	Escaneo de trama.....	20
2.4	Materiales comúnmente utilizados	21
2.4.1	Materiales inorgánicos	21
2.4.2	Polímeros.....	23
2.4.2.1	Elastómeros	23
2.4.2.2	Polímeros termoestables	23
2.4.2.3	Polímeros termoplásticos	23
2.4.3	Papel	25
2.5	Métodos de sellado	26
2.5.1	Unión térmica	26
2.5.2	Unión anódica	27
2.5.3	Unión adhesiva.....	28
2.5.4	Unión por presión.....	28
2.5.5	Unión por disolvente.....	29
2.6	Estudios sobre la creación de microcanales mediante el grabado láser.	30
2.6.1	Estudio 1	30
2.6.2	Estudio 2	32
2.6.3	Estudio 3	35
3	Materiales y métodos	37
3.1	Materiales y equipos utilizados	37
3.1.1	Cortadora y grabadora láser	37
3.1.2	Microscopio.....	39
3.1.3	Cámara.....	39

3.1.4	Horno	40
3.1.5	Polimetilmetacrilato (PMMA)	40
3.1.6	Adherentes	41
3.1.7	Softwares	41
3.1.8	Otros	41
3.2	Detalles experimentales	42
3.2.1	Diseño de los microcanales	42
3.2.2	Pruebas con láser	44
3.2.3	Medición de microcanales	48
3.2.4	Tratamiento superficial	51
3.2.5	Unión de los microcanales	52
4	Resultados y discusiones	53
4.1	Efectos de los diferentes parámetros	53
4.1.1	Distancia focal.....	54
4.1.2	Velocidad	57
4.1.3	Varias pasadas	60
4.1.4	Profundidad de los microcanales	62
4.1.5	Anchura de los microcanales.....	72
4.1.6	Error de desviación.....	82
4.2	Selección de microcanales.....	82
4.3	Efectos del tratamiento superficial	86
4.4	Valoración del sellado	88
4.5	Determinación del flujo de fluidos por el microcanal.....	88
4.6	Comparación con otros microcanales.....	89
5	Conclusiones y trabajo futuro	90
6	Problemas y soluciones	92
6.1	Utilización de vidrio como material	92
6.2	Dificultad en el diseño (CAD).....	93
6.3	Unión de las láminas de PMMA.....	94
7	Anexos	95
7.1	Imágenes de los microcanales.....	95
7.2	Códigos utilizados	100
7.3	Guardado de resultados	101
8	Referencias.....	102

1 Introducción

La microfluídica es un campo interdisciplinario que implica la manipulación y el control de pequeños volúmenes de fluidos en microcanales y microestructuras. Combina principios de física, ingeniería, química y biología para poder crear diferentes tipos de dispositivos que pueden realizar diversas tareas como el análisis, síntesis y separación química y biológica [1].

Una de las características clave de la microfluídica es la capacidad de crear flujos de fluidos laminares, precisos y controlados, lo que permite realizar experimentos y análisis a microescala [1]. Esto se puede lograr mediante el uso de diferentes técnicas como la microfabricación, la litografía blanda y la tecnología de chips microfluídicos [2].

Algunas de las aplicaciones de esta tecnología se utilizan en varios campos como la biotecnología, los productos farmacéuticos y el control ambiental. En biotecnología, los dispositivos de microfluidos se utilizan para realizar varios análisis, como la secuenciación de ADN, clasificación de células y análisis de células individuales [3]. En el descubrimiento y desarrollo de fármacos, la microfluídica se utiliza para sintetizar y seleccionar candidatos a fármacos, realizar pruebas de toxicidad y para la administración de fármacos directamente a células o tejidos específicos [4].

En cuanto al control ambiental, esta tecnología se utiliza para la preparación de muestras, el análisis y la detección de contaminantes [5].

Gracias a la capacidad de la microfluídica de realizar este tipo de experimentos con pequeños volúmenes, permite reducir el costo y el tiempo requerido para el análisis. Además, los dispositivos de microfluidos se pueden llegar a automatizar, lo que permite realizar experimentos de alto rendimiento y reduce la necesidad de mano de obra [5].

Sin embargo, la microfluídica aún se enfrenta a varios desafíos que deben abordarse para su uso generalizado. Uno de los principales desafíos es la complejidad y el costo de las técnicas de microfabricación, que muy a menudo requieren de experiencia y equipo especializado. Además, este tipo de dispositivos de microfluidos pueden sufrir problemas de obstrucción, evaporación y contaminación que pueden afectar a su rendimiento [6].

Para resolver estos problemas, los investigadores están desarrollando nuevas técnicas de microfabricación que son mucho más accesibles, rentables y escalables. Por ejemplo, el corte con láser y la impresión 3D [6].

1.1 Aplicaciones Biomédicas

Los dispositivos de microfluidos tienen una amplia gama de aplicaciones biomédicas debido a su capacidad para poder controlar con precisión el flujo de los fluidos, manipular pequeños volúmenes de líquidos e integrar múltiples funciones en un solo dispositivo [2]. A continuación, hay algunos de los ejemplos de aplicaciones biomédicas de dispositivos microfluídicos:

- **Diagnósticos point-of-care:** Este tipo de dispositivos se pueden usar para desarrollar pruebas de diagnósticos para enfermedades como el VIH, la malaria y el COVID-19. Estas pruebas se pueden realizar rápidamente y con una pequeña muestra de sangre o saliva, lo que las hace ideales para su uso en entornos de bajos recursos o en situaciones de emergencia [7].
- **Creación de fármacos:** Utilizados para examinar un gran número de compuestos para el descubrimiento y la creación de nuevos fármacos. Al miniaturizar el proceso de detección, los dispositivos de microfluidos pueden ahorrar tiempo y recursos al mismo tiempo que aumentan la sensibilidad del ensayo [4].
- **Organ-on-a-chip:** Estos dispositivos también se pueden usar para crear modelos de órganos en un chip, se tratan de modelos en miniatura de órganos humanos que imitan la estructura y la función del órgano real en cuestión. Estos modelos se pueden utilizar para estudiar los mecanismos de la enfermedad, probar nuevos medicamentos y reducir la necesidad de realizar pruebas con animales [8].
- **Cultivos celulares:** Al controlar el flujo de nutrientes y productos de desecho, los dispositivos de microfluidos pueden crear un entorno más preciso y estable para el crecimiento celular, lo que los hace ideales para estudiar el comportamiento celular y los mecanismos de las enfermedades [2].
- **Microcirugía:** Este tipo de dispositivos se pueden utilizar para la microcirugía, que es una técnica quirúrgica que consiste en operar estructuras pequeñas, como vasos sanguíneos o nervios. Al usar canales microfluídicos para administrar fluidos, estos dispositivos pueden permitir cirugías más precisas y menos invasivas [9].

1.2 Introducción al corte láser como técnica de creación de prototipos microfluídicos

La técnica de corte por láser utiliza un rayo láser enfocado para eliminar o modificar material de forma selectiva, lo que permite la creación de canales de microfluídicos intrincados y características funcionales [10].

El corte láser ofrece varias ventajas sobre los métodos de fabricación tradicionales, incluida la creación rápida de prototipos, la definición precisa de características, la compatibilidad con una amplia gama de materiales y la capacidad de integrar componentes adicionales [11]. Estas ventajas hacen que el corte por láser sea una opción atractiva para los investigadores e ingenieros que buscan desarrollar dispositivos de microfluidos personalizados y a un bajo precio.

1.3 Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es poder desarrollar un dispositivo microfluídico funcional con la ayuda de materiales de bajo coste y una grabadora láser proporcionada por las infraestructuras de la Universidad Rovira y Virgili (URV).

Para poder crear este tipo de dispositivo se han especificado una serie de objetivos que cumplir:

- Obtener unos microcanales que cumplan con una anchura y profundidad adecuadas.
- Obtener una caracterización de dichos microcanales.
- Tratar irregularidades o deformaciones en la superficie del material.
- Conseguir un buen sellado de los microcanales sin fugas ni obstrucciones.
- Comparar los resultados obtenidos con otros estudios y su valoración final.

1.4 Planificación del trabajo

Este proyecto será estructurado en dos partes. En la primera parte se hablará sobre la teoría y los principios básicos del campo de la microfluídica además de estudiar la técnica de corte láser para este tipo de aplicaciones.

También hablaremos sobre el método de creación de estos dispositivos y se verán algunos estudios anteriores sobre este campo.

En la segunda parte del proyecto se hablará sobre el proceso de fabricación para crear los dispositivos microfluídicos, el material utilizado, los efectos de los diferentes parámetros, su caracterización y se compararán los resultados con otros estudios.

Además, para finalizar, obtendremos unas conclusiones y se hablará sobre el futuro de este tipo de tecnología.

2 Marco Teórico

2.1 Principios básicos de la microfluídica

Los principios de la microfluídica son los conceptos y fenómenos fundamentales que rigen el comportamiento y el funcionamiento de los flujos de los fluidos en microescala. Estos principios proporcionan la base para el diseño y la comprensión de los dispositivos de microfluidos [12].

En la siguiente tabla se muestran las diferentes fuerzas y campos más importantes en el campo de la microfluídica:

Tabla 1 – Fuerzas principales en la microfluídica. Extraído de [12].

Fuerzas principales en microfluídica		
Fuerzas y campos	Subcategorización	Referencias representativas
Efectos capilares	Tensión superficial	Diferencia de presión capilar
	Térmicos	-
	Eléctricos (electrocapilaridad)	-
	Gradiente de tensión superficial	Capas delgadas
	Químicos	-
	Térmicos	-
	Ópticos	Materiales fotosensibles
Gradiente de presión	-	Casos como fluidos en tubos, empleo de paredes deformables en bombas peristálticas.
Campo eléctrico	CD electro-osmosis	Campo de velocidad uniforme
	CA electro-osmosis	Fluidos rectificandos
	Dielectroforesis	Respuesta αVE^2
Campo magnético y fuerzas de Lorentz	Agitación magneto-hidrodinámica	-
Rotación	Fuerzas centrífugas	-
Sonido	Corriente acústica	-

2.1.1 Flujo Laminar

El flujo laminar se caracteriza por un flujo que contiene líneas de corriente paralelas que no se cruzan entre sí. En otras palabras, las capas adyacentes de las moléculas que forman el fluido pasan una junto a la otra sin problemas, sin mezclarse ni interferir entre ellas [13].

Por otro lado, el flujo turbulento se caracteriza por tener cambios caóticos en sus propiedades. Esto incluye una variación rápida de la presión y la velocidad de los flujos en el espacio y el tiempo. A diferencia del flujo laminar, el fluido ya no viaja en capas y las moléculas se mezclan e interfieren entre ellas [13]. (Ver Figura 1)

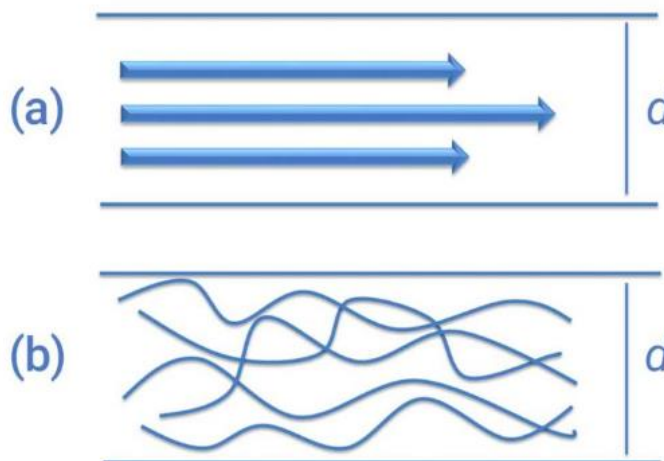


Fig. 1 – Diferencia entre flujo laminar y turbulento. Extraído de [13].

La predicción de un flujo laminar o turbulento se puede determinar hasta cierto punto mediante el número de Reynolds.

El número de Reynolds (Re) relaciona las fuerzas inerciales con las fuerzas viscosas. Para el flujo en el interior de una tubería, dependiendo de su valor se puede determinar si el flujo presente es laminar ($Re < 2300$), o si el flujo es turbulento [14].

$$Re = \frac{\text{Fuerzas inerciales}}{\text{Fuerzas viscosas}} = \frac{\rho DV}{\mu} \quad (1)$$

ρ es la densidad del fluido (kg/m^3).

V es la velocidad del fluido (m^3/s).

μ es la viscosidad dinámica del fluido ($\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$).

D es el diámetro hidráulico (m).

En los sistemas de microfluidos, el régimen dominante es el flujo laminar. Este ofrece transporte de difusión entre dos fluidos, de lo contrario, dos corrientes distintas no se podrían mezclar a través de los microcanales [15].

2.1.2 Difusión

La difusión es el proceso por el cual las partículas se movilizan desde regiones de elevada concentración a otras regiones con menor concentración a lo largo del tiempo. Esto se debe al movimiento browniano, el cual se trata de una propiedad que describe un movimiento aleatorio observado en algunas partículas que se hallan dentro de un medio fluido [16].

La difusión se puede modelar en una dimensión según la siguiente ecuación:

$$d^2 = 2Dt \quad (2)$$

d es la distancia media que recorre la partícula (m).

D es la constante de difusión (m^2/s).

t es el tiempo (s).

Si hablamos de microcanales, la distancia será dada en el orden de las micras, por esta razón, el tiempo necesario para lograr la difusión será mucho menor que en escalas de mayor tamaño [16]. Por esta razón la difusión se convierte en un fenómeno predominante en los dispositivos microfluídicos.

Para poder ver la relación entre la convección (forma de transferencia del calor a través de un medio fluido) y la difusión se utiliza el llamado número de Péclet [17]:

$$Pe = \frac{vl}{D} \quad (3)$$

v es la velocidad del fluido (m/s).

l es la longitud característica (m).

D es la constante de difusión (m^2/s).

Como que los microcanales son del orden de las micras, el número de Péclet $\ll 1$, siendo la difusión el fenómeno predominante si la comparamos con la convección.

2.1.3 Relación Superficie - Volumen

Una característica de los dispositivos a microescala es la alta relación entre el área superficial y el volumen (S/V). Esta característica en escala micrométrica puede conducir a la mejora de la capilaridad, aumento de la pérdida de calor a través de superficies, evaporación en un periodo corto de tiempo y aumento de la difusión de partículas a través de los canales [18]. (Ver Tabla 1)

Tabla 2 – Dimensiones de microcanales con su respectiva relación superficie -volumen (S/V) en el ámbito de detección de células. Extraído de [18].

Microfluidic detection cell	Microchannel width (μm)	Microchannel height (μm)	S/V (mm^{-1})
1	400	400	10
2	1,000	250	10
3	250	1,000	10
4	250	250	16
5	250	100	28
6	250	50	48
7	250	25	88

2.1.4 Tensión Superficial

En microfluídica, la tensión superficial es una fuerza útil que procede de la cohesión entre las moléculas del líquido y la interfase líquido-gas [12].

En estos tamaños, los efectos de la tensión superficial comienzan a dominar la mecánica clásica y pueden llegar a superar las fuerzas newtonianas como la gravedad y la inercia [17].

Además, este fenómeno puede producir fuerzas entre líquidos inmiscibles, pudiendo llegar a producir la separación de partículas de un líquido al inyectar partículas de otro líquido diferente [19].

Vale la pena aclarar que la tensión superficial para escalas de mayor tamaño depende de medidas espaciales como el área y ésta difiere de acuerdo con la cantidad de sustancia que hay en el envase donde se encuentra el fluido [18].

La menor área presente en las moléculas del interior del fluido genera una fuerza de presión mayor que la capa más externa, esto permite que los elementos presentes en la superficie no puedan sobrepasar esta interacción, consiguiendo curvar la forma en el exterior del fluido [18] (Fig. 3).

Unos ejemplos de tensión superficial son la flotación de un clip en el agua o los animales llamados zapateros, los cuales son capaces de caminar sobre el agua, deformando con sus patas la interficie agua-aire (Fig. 4).

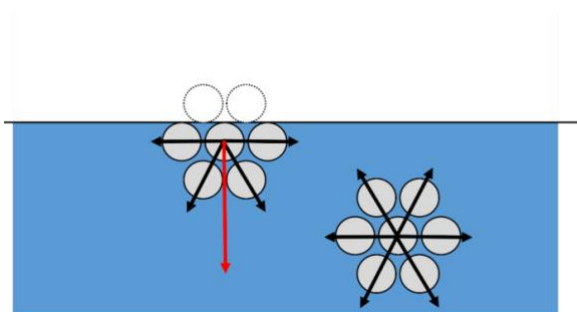


Fig. 3 – Tensión superficial a nivel molecular. Extraído de [12].



Fig.4 – Zapateros flotando en el agua gracias a la tensión superficial. Extraído de <https://chemwatch.net>

La tensión superficial también es responsable del nivel de mojabilidad de las superficies. De esta manera podemos diferenciar entre materiales hidrófilos o hidrófobos [19].

La tensión superficial crea una variación de presión la cual se puede calcular utilizando la ecuación de Young – Laplace:

$$\Delta P = \gamma \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (4)$$

ΔP es la presión diferencial (Pa).

γ es la tensión superficial en el líquido (N/m).

R_1 y **R_2** son los radios de curvatura principales (m).

En dispositivos del orden de las micras, la tensión superficial es muy importante, interfaces líquidas se pueden comportar como paredes y en conductos verticales puede aparecer el fenómeno de capilaridad provocando que el fluido suba sin ningún tipo de ayuda [19].

2.1.5 Capilaridad

La capilaridad es el fenómeno físico por el cual los líquidos pueden ascender verticalmente por los tubos capilares. Este fenómeno aparece como consecuencia de la tensión superficial [19].

La capilaridad aparece dependiendo de si el líquido con el que se trabaja es capaz de mojar la superficie o no, en otras palabras, dependerá de si su ángulo de contacto es mayor o menor a 90° [19]. La Figura 5 ilustra el fenómeno de ascensión de líquido en un tubo capilar vertical.

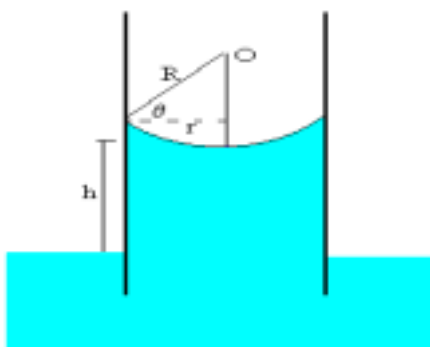


Fig. 5 – Líquido al cual se le introduce un capilar y por acción de la capilaridad el líquido es capaz de ascender. Extraído de [19].

Debido a la curvatura de la superficie del líquido, se crea una presión en el centro del menisco, que de acuerdo con la ley de Laplace:

$$\Delta p = \frac{2\gamma}{R} = \frac{2\gamma}{r} \cos \theta \quad (5)$$

Siendo:

$$\Delta p = \rho g h$$

$$r = R \cos \theta$$

En un microcanal, la presión capilar surge en la interfaz líquido-aire como resultado de la tensión superficial del líquido y la curvatura por los ángulos de contacto que da lugar a una presión de succión negativa [20].

La mayoría de los microcanales impulsados por capilaridad utilizados en microfluídica tienen una geometría rectangular.

Si queremos averiguar la altura a la que es capaz de subir un líquido por capilaridad en función de la tensión superficial, la densidad del líquido y el radio del canal, debemos igualar las dos ecuaciones mencionadas anteriormente [19].

Con esto obtenemos la siguiente expresión:

$$h = \frac{2\gamma}{rg\rho} \cos \theta \quad (6)$$

La ley de Jurín nos dice que la altura a la que se puede elevar o descender un líquido en un capilar o microcanal es directamente proporcional a su tensión superficial y esta es la inversa a la densidad del líquido y el radio del canal [21].

2.1.5.1 Elevación del líquido en el microcanal

En este subapartado se describe la dinámica de la anterior situación física.

Si introducimos un tubo capilar en posición vertical en un líquido, observamos como este líquido va subiendo por el capilar a medida que pasa el tiempo. (Ver Figura 6)

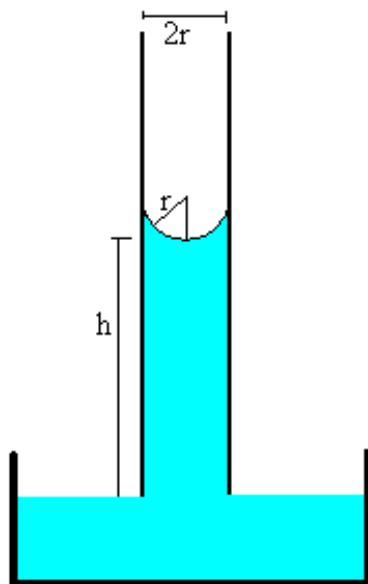


Fig. 6 – Tubo capilar introducido en un líquido en posición vertical. Extraído de [19].

Cuando este líquido de viscosidad η asciende por el tubo de radio r suponemos que fluye en régimen laminar y podemos aplicar la ley de Poiseuille [19]:

$$G = \frac{\pi}{8} \frac{\Delta p r^4}{\eta h} \quad (7)$$

G es el gasto o volumen del líquido que fluye por unidad de tiempo:

$$G = \pi r^2 \frac{dh}{dt} \quad (8)$$

dh/dt corresponde al incremento de altura del líquido en relación al tiempo y h es la altura del capilar.

Cuando tenemos que la diferencia de presión es igual a cero, se dice que alcanzamos la situación de equilibrio y el líquido de ja de ascender [17], [19].

De esta forma alcanzamos la mayor altura la cual viene dada por la siguiente fórmula:

$$h_{max} = \frac{2\gamma}{pgr} \quad (9)$$

La ecuación diferencial que nos describe la variación de altura h del líquido en función del tiempo es la siguiente:

$$\pi r^2 \frac{dh}{dt} = \frac{\pi r^4}{8\eta h} \left(\frac{2\gamma}{r} - pgh \right) \quad (10)$$

Si obtenemos la ecuación implícita equivalente obtenemos:

$$h = \frac{a}{b} \left(1 - e^{\left(-\frac{b}{a}(h+bt) \right)} \right) \quad (11)$$

De esta forma finalmente obtenemos la siguiente fórmula para encontrar la altura máxima a la que el líquido será capaz de llegar dentro del tubo capilar:

$$h_{max} = \frac{a}{b} = \frac{2\gamma}{pgr} \quad (12)$$

La Figura 7 ilustra una gráfica de la altura máxima a la que puede llegar un líquido dentro del tubo en relación al tiempo transcurrido:

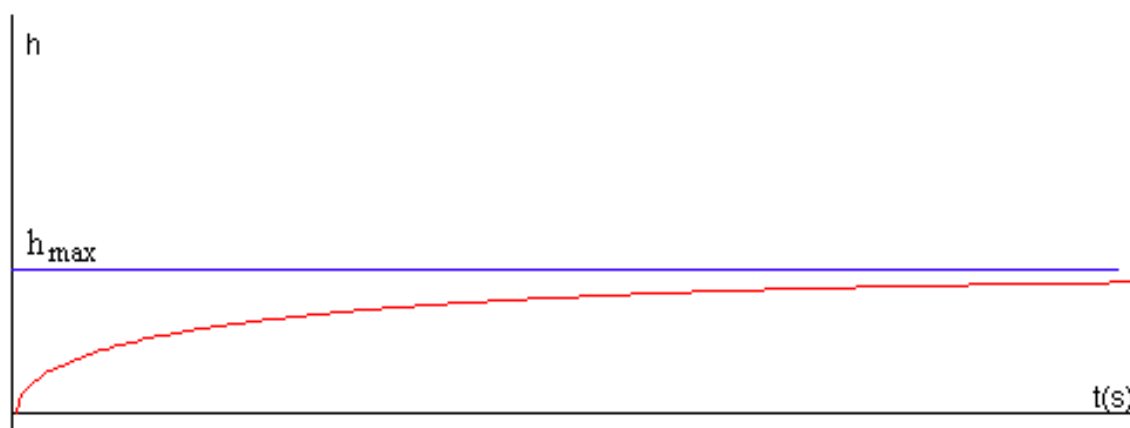


Fig. 7 – Gráfico de la altura máxima a la que es capaz de llegar un líquido a través del tiempo. Extraído de [17].

Podemos decir que la altura máxima a la que llegará el líquido es independiente de su viscosidad, pero el tiempo que tarda en llegar a esa altura máxima sí que dependerá de la viscosidad del fluido [17], [19].

2.2 Comparación de dispositivos microfluídicos con sistemas convencionales

La principal diferencia entre los dispositivos microfluídicos y los diferentes sistemas convencionales es su visible diferencia de tamaño, pero también supone cambios en las leyes físicas y químicas [22]. Por esta razón que comparándolos con sistemas convencionales aparecen una serie de ventajas e inconvenientes como se ve a continuación.

2.2.1 Ventajas

- **Bajo Coste:** Los reactivos y muestras que se utilizan en análisis biológicos suelen ser muy costosos, pero gracias al pequeño tamaño de estos dispositivos, se puede conseguir una reducción de costes de materiales [22]. Ligado a esto aparecen la optimización y el desarrollo de procesos de fabricación tanto actuales como futuros en microescala.
Como tal, la utilización de sistemas de microfluidos puede generar ahorros significativos [22].
- **Ensayos de alto rendimiento, multiplexados y gran paralelización:** Como hemos visto en el punto anterior y gracias a la estandarización de los dispositivos, se pueden hacer muchos análisis a la vez con gran versatilidad en condiciones de estudio[19].
- **Dispositivos portables:** La portabilidad de estos sistemas es otra característica ventajosa. Su pequeño tamaño les permite ser transportados fácilmente, lo que aumenta considerablemente el número de aplicaciones para las que pueden usarse [23]. Aparte de las aplicaciones de sobremesa tradicionales, su portabilidad les permite ser utilizados también en aplicaciones de puntos de atención médica [22].
- **Aumento de precisión:** Otra ventaja de los sistemas de microfluidos es la mayor precisión que ofrecen comparándolos con los sistemas convencionales [22]. Los sistemas microfluídicos ofrecen un nivel excepcionalmente alto de control de las condiciones experimentales debido a sus arquitecturas diseñadas a medida. Este nivel de control se traduce a una experimentación más precisa y, por consiguiente, resultados más precisos [22].
- **Tiempo de respuesta y diagnóstico más rápidos:** Permiten procesar múltiples análisis al mismo tiempo. Este procesamiento simultáneo es posible debido a la cantidad reducida de espacio que requieren [19]. Al hacer servir varios dispositivos al mismo tiempo, la cantidad de tiempo necesaria para hacer un experimento o análisis se reduce considerablemente, lo que permite procesos más eficientes y un mayor rendimiento.
- **Reducción del error humano:** Al poder tener mayor autonomía de la interacción humana, los errores debidos a la manipulación se reducen.
- **Muestras de bajo volumen:** El volumen de muestras para estudiar los diferentes procesos es muy pequeño. Esto permite una reducción de costes y que se aproveche de mayor manera cada muestra [23].

- **Control en tiempo real y monitorización:** Gracias al bajo tiempo de respuesta, la variedad de procesos y su compacidad, se facilita la monitorización y el control de los procesos en tiempo real [19].
- **Desechables:** Gracias a la reducción de costes, la estandarización de métodos para su fabricación y al usar materiales de bajo coste, estos dispositivos pueden llegar a ser desechables [23].
- **Sanidad accesible:** Este es uno de los principales objetivos de este tipo de tecnologías. Estos dispositivos pueden reducir los costes de diagnóstico, el personal médico necesario y además este tipo de dispositivos pueden ser producidos en muchas partes del mundo [22]. Como resultado, esto permite que la medicina moderna sea mucho más accesible.

2.2.2 Inconvenientes

- **Fabricación compleja:** La fabricación de dispositivos microfluídicos a menudo requiere de técnicas especializadas, como la litografía blanda o procesos de microfabricación [17]. Estas técnicas pueden tener una curva de aprendizaje pronunciada y requieren acceso a equipos especializados, lo que limita su adopción general.
- **Compatibilidad de materiales:** La compatibilidad entre los materiales elegidos y los fluidos que se manejan es crucial en la microfluídica. Algunos fluidos pueden ser incompatibles con ciertos materiales, lo que genera problemas como la degradación del material, la adsorción o la lixiviación que pueden afectar los resultados experimentales [17].
- **Obstrucción y ensuciamiento:** Las pequeñas dimensiones de los canales los hacen susceptibles a la obstrucción o ensuciamiento por partículas o biomoléculas. Estos problemas pueden afectar al flujo de fluidos en el interior, disminuir el rendimiento y requerir limpieza o mantenimientos regulares [19].
- **Capacidad del canal limitada:** Las pequeñas dimensiones de los canales pueden limitar el volumen de muestra o la cantidad de componentes que se pueden integrar en un solo dispositivo [23]. Esta limitación puede no ser adecuada para aplicaciones que requieran grandes volúmenes de muestras o manipulación de muestras complejas.
- **Escalabilidad:** El escalado de estos dispositivos desde la escala de laboratorio hasta la producción industrial puede ser un gran desafío. Mantener el rendimiento, la reproducibilidad y la rentabilidad durante el escalado es una tarea compleja que requiere una cuidadosa consideración de los procesos de fabricación y control de calidad [23].
- **Estandarización limitada:** El campo de la microfluídica carece de una plataforma estandarizada o protocolos universales [23]. Esta falta de estandarización puede dificultar reproducir resultados en diferentes dispositivos o laboratorios, lo que dificulta la adopción y comercialización generalizadas de estas tecnologías.

Si bien los dispositivos microfluídicos ofrecen numerosas ventajas, es esencial tener en cuenta los requisitos específicos de la aplicación y abordar los posibles desafíos para poder aprovechar al máximo sus beneficios.

2.3 Grabado láser como técnica de creación de microcanales

La fabricación de microcanales constituye la parte principal de cualquier fabricación de dispositivos microfluídicos.

Hay una serie de procesos utilizados para tallar estos microcanales en el material de sustrato como pueden ser la litografía, el grabado químico, el micro fresado mecánico y el grabado o corte por láser [2].

El proceso de corte láser como técnica de creación de microcanales utiliza un haz enfocado intensamente para descomponer un material [24]. Normalmente se utilizan dos tipos de técnicas láser para la creación de aparatos microfluídicos, utilizando un láser ultravioleta (UV) o láseres infrarrojos (IR). (Ver Figura 8)

Los láseres UV inducen a la descomposición del material con el que se quiere trabajar, además, este tipo de láser se ha utilizado para agregar características no moldeables a los microcanales [24]. Sin embargo, este tipo de técnica con láser UV no se utiliza muy a menudo para la fabricación de dispositivos microfluídicos debido a que los sistemas de mecanizado por este tipo de láser son generalmente muy caros, complejos y menos reproducibles [25].

Por otro lado, los láseres IR (principalmente en forma de láser de CO₂) son los más populares para este tipo de técnicas.

Klank et al [11]. Demostró por primera vez el uso de un láser de CO₂ industrial como método alternativo para la fabricación de dispositivos microfluídicos en un sustrato de polimetilmetacrilato (PMMA) [11].

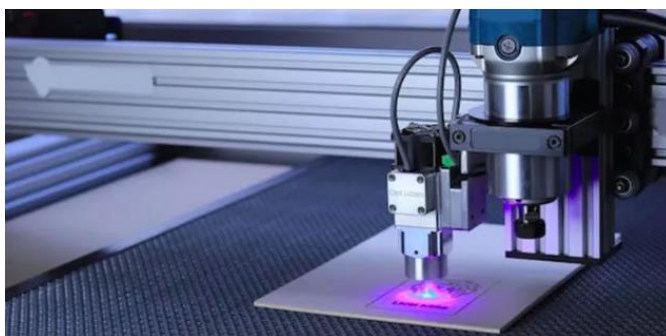


Fig. 8 – Máquina de corte por láser. Extraído de <https://www.lasertechnologies.co.in>.

2.3.1 Grabado láser por CO₂

El grabado láser o corte por CO₂ es una técnica ampliamente utilizada y rentable para crear dispositivos de microcanales. Este método utiliza un rayo láser de CO₂ para cortar y dar forma a los materiales con precisión, lo que da como resultado la fabricación de estructuras de microcanales intrincadas [24].

A continuación, veremos las ventajas y las consideraciones del corte por láser de CO₂ como técnica de fabricación de dispositivos microfluídicos de bajo costo.

Los láseres de CO₂ se eligen comúnmente para la fabricación de dispositivos de microcanales debido a su versatilidad, eficiencia y asequibilidad. Estos láseres emiten un rayo láser con una longitud de onda de alrededor de 10,6 μm, que es altamente absorbido por muchos materiales no metálicos, incluidos polímeros, vidrio y ciertos tipos de cerámica [26]. Esta absorción eficiente permite una eliminación de material precisa y controlada, lo que convierte al corte por CO₂ en una técnica ideal para la fabricación de microcanales [26].

Una de las ventajas importantes del corte láser por CO₂ es su rentabilidad [11]. En comparación con otros sistemas láser, los láseres de CO₂ son relativamente asequibles, lo que los hacen accesibles para laboratorios de investigación, instituciones académicas e instalaciones de fabricación a pequeña escala [11]. El bajo costo de los láseres de CO₂, combinado con su alta precisión y versatilidad, los convierte en una opción muy atractiva para fabricar estos dispositivos con un presupuesto limitado.

La versatilidad de esta técnica permite la fabricación de microcanales con varias formas, tamaños y configuraciones [2]. El rayo láser se puede controlar y guiar mediante sistemas de control numérico por ordenador, lo que permite cortar y dar forma a los materiales con exactitud [26]. Esta flexibilidad permite la creación de diseños de microcanales complejos, incluidos canales rectos, canales serpenteantes, uniones en T y muchas otras geometrías.

Gracias a la alta precisión y exactitud del corte, permite la creación de microcanales con dimensiones que van desde unos pocos micrómetros hasta cientos de micrómetros. El rayo láser enfocado proporciona una ranura de corte estrecha, lo que da como resultado paredes del canal limpias y bien definidas [26]. Esta alta precisión permite la fabricación de microcanales muy específicos, fundamentales para aplicaciones como la microfluídica, dispositivos de lab-on-a-chip y diagnósticos biomédicos [24].

Otras de las ventajas de este tipo de láseres es su rapidez y eficacia. El rayo láser puede escanear rápidamente la superficie del material, eliminando material y creando microcanales en un período breve de tiempo [26]. Esta alta velocidad de procesamiento hace que el corte por láser de CO₂ sea adecuado para la producción a gran escala de dispositivos. La eficiencia de estos láseres garantiza que el proceso de fabricación sea rápido y rentable, lo que reduce el tiempo de producción y aumenta la productividad.

Al utilizar el corte láser por CO₂ para la fabricación de dispositivos de microcanales se deben tener en cuenta varios parámetros como veremos más adelante.

La elección del material es crucial, ya que determina las características de interacción y absorción del láser [10].

Los polímeros, como el polimetilmetacrilato (PMMA), el policarbonato y el polidimetilsiloxano (PDMS), son muy utilizados debido a sus excelentes propiedades de absorción con estos láseres [26]. Sin embargo, es esencial seleccionar materiales compatibles con la longitud de onda del láser para lograr una eliminación eficiente del material y evitar efectos secundarios no deseados [26].

2.3.2 Datos teóricos sobre el corte láser por CO₂

La intensidad del rayo láser en la superficie del material se puede dar como [27]:

$$I(x, y) = I_0 e^{\frac{-2(x^2+y^2)}{w^2}} \quad (13)$$

Donde **I** es la intensidad de radiación del rayo láser en la superficie en la ubicación (x,y).
I₀ es la intensidad original del rayo en el centro en la posición (0,0).
w es el radio del rayo láser.

Después de haber incidido en la superficie del material, la intensidad del láser se reduce en la dirección z de acuerdo con la ley de Beer [27]:

$$I(z) = I_0 e^{-az} \quad (14)$$

Donde **a** es el coeficiente de absorción del material para la longitud de onda del haz láser de CO₂.

El proceso de creación de microcanales también depende de otros parámetros como la potencia del láser, la velocidad y la altura a la que se encuentra.

El tiempo de interacción (**T_i**) es la cantidad real de tiempo durante el cual cada punto es irradiado por el láser [27]. Si **D** es el diámetro del haz y **U** es la velocidad, entonces el tiempo de interacción es dado como:

$$T_i = \frac{D}{U} \quad (15)$$

La energía absorbida (**E_a**) por el material utilizado durante este tiempo se determina de la siguiente forma:

$$E_a = \alpha \cdot P \cdot T_i \quad (16)$$

α representa la capacidad de absorción del rayo láser para un material en particular.
P es la potencia del rayo láser (Watts).

La fluencia del láser (**F**) se puede definir como la energía del haz láser absorbida por unidad de área del objeto irradiado [27].

Matemáticamente se escribe como:

$$F = \frac{E_a}{A} \quad (17)$$

Donde **A** es el área del diámetro del rayo láser.

La fluencia del láser también se conoce como densidad de energía. En la mayoría de los láseres de CO₂ disponibles comercialmente, la superposición de pulsos se rige por un factor denominado como 'PPP' (pulso por pulgada) [27]. PPP define el número de pulsos que caen por pulgada de la superficie durante el movimiento del rayo láser. La superposición de pulsos depende del PPP, la velocidad de escaneo y el diámetro del rayo láser [27].

La superposición de pulsos se puede definir de la siguiente forma:

$$O_{TH} = \left[1 - \frac{U}{f \cdot D} \right] \cdot 100 \tag{18}$$

f es la frecuencia de pulso (s^{-1}) y D el diámetro del rayo láser (m^2).

Aunque el diámetro teórico del haz del rayo no varía con la potencia del láser, su diámetro real aumenta si aumentamos la energía [27] (Fig. 9).

Es decir, el verdadero diámetro del rayo láser aumenta si aumentamos la potencia del rayo y disminuye si disminuimos la velocidad de escaneo (Fig. 10).

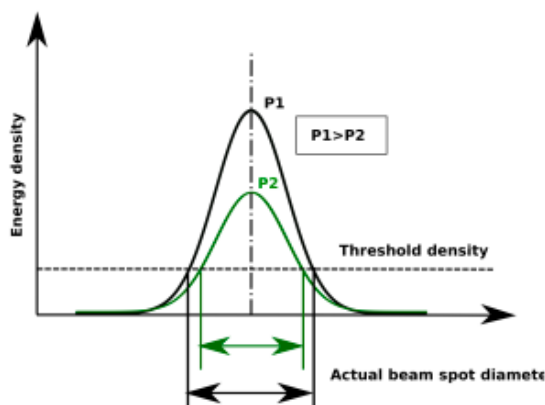


Fig. 9 – Diámetro del haz láser a diferentes potencias. Extraído de [27].

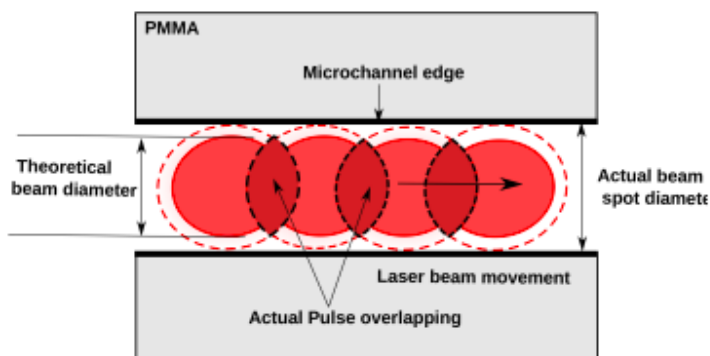


Fig. 10 – Diámetro teórico y diámetro del punto teórico. Extraído de [27].

2.3.3 Parámetros de corte

Los parámetros de corte láser utilizados en la creación de microcanales dependen de varios factores, incluido el material que se procesa, las dimensiones deseadas del canal, las capacidades del sistema y los requisitos específicos de la aplicación.

Estos son algunos de los parámetros clave en el corte por láser:

- **Tipo de láser:** Se selecciona el tipo de láser adecuado según el material y la aplicación. Los tipos más comunes incluyen láseres de onda continua (CW por continuous wave) y láseres pulsados. Los láseres pulsados ofrecen la ventaja de picos de potencia altos y duraciones de pulso cortas, lo que puede facilitar la eliminación precisa del material [28].
- **Longitud de onda láser:** Se elige una longitud de onda del láser que coincida con las propiedades de absorción del material [29]. Diferentes materiales tienen diferentes características de absorción a diferentes longitudes de onda. La selección de la longitud de onda óptima garantiza una absorción de energía eficiente y las modificaciones deseadas del material [29].
- **Potencia del láser:** Se ajusta la potencia del láser para poder controlar la cantidad de energía entregada al material. El nivel de potencia influye en la profundidad de la ablación o fusión del material y puede afectar la velocidad de creación del canal [27]. La potencia debe ajustarse a un nivel que logre el procesamiento deseado del material sin causar un daño excesivo.
- **Duración del pulso (láseres pulsados):** si se usa un láser pulsado, se tiene que tener en cuenta la duración del pulso. Los pulsos más cortos pueden dar como resultado una eliminación precisa del material, mientras que los pulsos más largos se pueden usar para ciertas aplicaciones que requieren calentamiento controlado o efectos térmicos [30].
- **Distancia focal (desenfoque del láser):** Controlar el tamaño del punto o el diámetro del haz del láser mediante su desenfoque. El tamaño del punto determina el tamaño de los microcanales [10]. Los tamaños de punto más pequeños producen detalles más finos y una resolución más alta, mientras que los tamaños de punto más grandes permiten una creación de canal más rápida y dimensiones de canal más grandes [10].
- **Velocidad de escaneo:** Se refiere a la velocidad a la que el rayo láser se mueve a través de la superficie del material durante el proceso de irradiación. La velocidad juega un papel crucial en la creación de microcanales y puede afectar varios aspectos como:
 1. Dimensiones del canal: La velocidad determina el espacio entre líneas de exploración adyacentes [24]. Las velocidades de escaneo más lentas dan como resultados anchos del canal más estrechos y detalles más finos, mientras que las velocidades de escaneo más rápidas conducen a canales más anchos y tamaños de características más grandes.
 2. Calidad del canal: La velocidad influye en la exactitud y precisión de los microcanales. Las velocidades de escaneo más rápidas pueden aumentar las posibilidades de errores o imperfecciones en la forma a alineación del

canal. Las velocidades más lentas brindan más tiempo para un control más preciso y reducen la probabilidad de fallos [10].

3. Tiempo de procesamiento: La velocidad afecta directamente al tiempo total requerido para la creación de los canales [10]. Las velocidades más altas reducen el tiempo de procesamiento, lo que agiliza la fabricación. Sin embargo, la velocidad debe optimizarse para evitar comprometer en la calidad del canal [10].

- **Tasa de repetición (láseres pulsados):** La tasa de repetición se refiere a la frecuencia a la que se emiten los pulsos. La tasa de repetición puede afectar la acumulación de calor y la respuesta del material [30]. Ajustar la tasa de repetición puede ayudar a controlar la deposición de energía general y la disipación de calor.

2.3.4 Métodos de corte

Los láseres de CO₂ se pueden utilizar para fabricar microcanales mediante el uso de tres estrategias muy diferentes:

1. Corte láser enfocado
2. Corte láser desenfocado
3. Escaneo de trama

Cada uno de estos tiene su propio conjunto de ventajas y desventajas. El corte enfocado se puede utilizar haciendo una sola pasada con la cortadora láser o haciendo varias pasadas. Mientras que el pasado único ha sido utilizado muchas veces por muchos investigadores para el proceso de fabricación de microcanales, el método de utilizar varias pasadas o el escaneo de tramas no se llegan a utilizar tanto debido a su mayor tiempo de producción [26].

Además, la aproximación de las dimensiones de los microcanales (profundidad y anchura) se vuelve más sofisticada utilizando estos dos métodos [28].

2.3.4.1 Corte láser enfocado

La técnica de corte enfocado se refiere a un método utilizado para crear microcanales precisos y bien definidos en materiales utilizando un rayo láser altamente enfocado [31]. A diferencia de la técnica de corte desenfocado, que distribuye la energía del láser sobre un área más grande, la técnica del láser enfocado concentra la energía del láser en un punto focal estrecho, lo que produce un calentamiento localizado y una modificación del material [31]. (Ver Figura 11)

Así es como funciona la técnica de corte láser enfocado para la creación de microcanales:

1. Selección de materiales: Primero se elige un material adecuado que puede modificarse mediante la irradiación laser [24], [26], [32].
2. Configuración del láser: Se configura el láser para que pueda generar un rayo enfocado. El láser puede ser de onda continua o pulsada, según el material y la aplicación deseada. La longitud de onda y la potencia del láser deben seleccionarse en función de las características de absorción del material [32]. El punto focal normalmente se ajusta para estar cerca o ligeramente por debajo de la superficie del material.

3. Preparación de la muestra: Se prepara la superficie del material para el tratamiento láser. Por lo general, esto implica limpiar la superficie para eliminar los contaminantes y asegurarse de que esté en la posición adecuada para la exposición al láser [31].
4. Irradiación láser: El rayo láser impacta contra la superficie del material. La alta densidad de energía en el punto focal conduce a un calentamiento localizado [10]. La energía del láser es absorbida por el material, lo que resulta en una modificación de este.
5. Formación de los canales: A medida que el material absorbe la energía del láser, sufre cambios físicos y químicos, creando un microcanal dentro de la región irradiada [26]. Las dimensiones y la forma del microcanal están determinadas por los parámetros del láser (potencia, altura y velocidad).
6. Enfriamiento y solidificación: Una vez que se completa la irradiación, el material se enfría, lo que hace que las regiones fundidas o vaporizadas se solidifiquen [33]. Este proceso de solidificación conserva la estructura de los microcanales. El material circundante actúa como soporte, evitando el colapso o deformación del canal [33].
7. Pos-procesamiento: Una vez ya se ha creado el microcanal, es posible que se requieran más pasos de procesamiento como la limpieza, tratamiento de superficies o integración con otros componentes según la aplicación prevista [33].

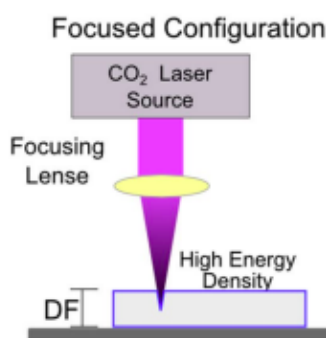


Fig. 11- Corte láser enfocado. Extraído de [31].

Este método ofrece una alta resolución y precisión, lo que lo hace adecuado para aplicaciones que requieren características finas o geometrías de canal complejas. Sin embargo, puede requerir una optimización cuidadosa de los parámetros del láser para evitar la acumulación excesiva de calor o daños materiales.

2.3.4.2 Corte láser desenfocado

La técnica del corte láser desenfocado es un método utilizado para crear microcanales utilizando un rayo láser que está desenfocado o se ha expandido intencionadamente [26]. A diferencia del corte láser enfocado que concentra la energía en un punto pequeño, la técnica de láser desenfocado distribuye la energía del láser sobre un área más grande, lo que resulta en una menor densidad de energía en la superficie del material [31]. Este método permite el calentamiento y la modificación controlados del material. (Ver Figura 12)

En la técnica de corte láser desenfocado se siguen exactamente los mismos pasos que se han visto antes en el corte enfocado, a excepción del paso número 2 (Configuración del láser). En este caso, se configura el láser para que pueda generar un láser desenfocado.

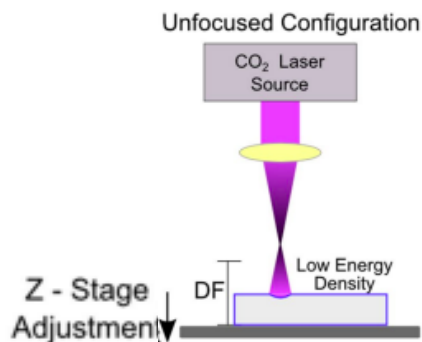


Fig. 12 – Corte láser desenfocado. Extraído de [31].

La técnica de corte láser desenfocado ofrece ventajas como control preciso sobre las dimensiones del canal, la capacidad de crear geometrías complejas y la aplicabilidad a varios materiales [32]. Es una técnica sin contacto y sin máscara, que proporciona flexibilidad y escalabilidad en fabricación de microcanales. Esta técnica es particularmente útil cuando se desea un tamaño de canal más grande o una distribución de energía más uniforme, en comparación con la técnica de láser enfocado.

2.3.4.3 Escaneo de trama

El método de escaneo de trama implica escanear sistemáticamente un rayo láser enfocado a través de la superficie de un material en un patrón de trama para crear microcanales [34] (Fig. 13). Así es como funciona:

Igual que en las otras dos técnicas primero se escoge el material, después se configura el láser como en el corte laser enfocado y se preparan las muestras. A continuación, aparecen dos nuevos procesos para este método:

- **Configuración del sistema de escaneo:** Se configura un sistema de escaneo en el cual se pueda mover el láser de manera controlada a través de la superficie del material [35]. Este sistema generalmente consta de espejos u otros dispositivos de escaneo que pueden posicionar el rayo de manera rápida y precisa [35].
- **Diseño de patrones de escaneo:** Se determina el patrón deseado para la creación de microcanales. Esto puede incluir canales rectos, serpenteantes o geometrías más complejas [34], [35]. El patrón de escaneo debe diseñarse para lograr las dimensiones y el diseño del canal deseados.

Finalmente se siguen los mismos procedimientos que los métodos anteriores.

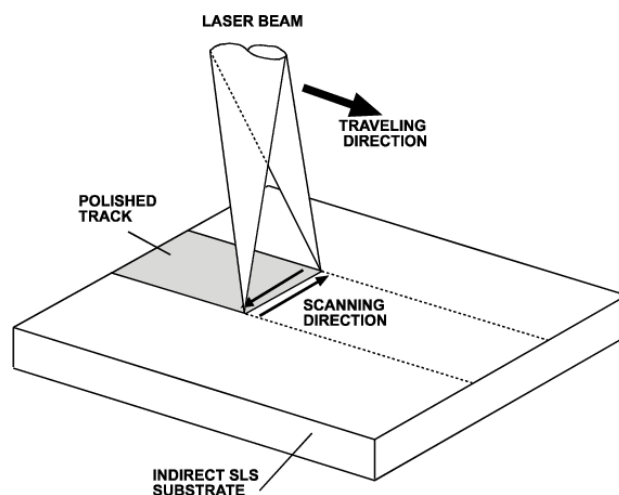


Fig. 13 – Corte láser por escaneo de trama. Extraído de [34].

El método de escaneo de trama proporciona un control preciso sobre la posición, la forma y las dimensiones de los microcanales. Permite la creación de patrones intrincados y redes de canales complejas. Además, se puede combinar con otras técnicas, como la variación de la potencia del láser o el desenfoque para lograr propiedades o funcionalidades específicas para el canal.

2.4 Materiales comúnmente utilizados

Los principales materiales para la fabricación de dispositivos microfluídicos se pueden clasificar en tres categorías diferentes: inorgánicos, polímeros y papel [36].

Dependiendo de que aplicación se le vaya a dar al dispositivo, las características propias de cada material lo harán más o menos propicio.

2.4.1 Materiales inorgánicos

Silicio

Debido al gran desarrollo de su mecanizado con el auge de la fabricación de semiconductores, el silicio fue el primer material utilizado para la microfluídica [36].

Sus beneficios incluyen una alta conductividad térmica, resistencia a los disolventes orgánicos, facilidad para la deposición de metales y una movilidad electroosmótica estable [19].

Sin embargo, su fabricación es costosa debido a su dureza. Esto, unido a que se trata de un material opaco, hacen que el silicio no sea un material muy utilizado en este ámbito [19].

Vidrio

Después del silicio, se utilizó el vidrio. Su alta conductividad térmica, la movilidad electroosmótica estable, la compatibilidad con muestras biológicas, la baja adsorción no específica relativa y la no permeabilidad frente a los gases son algunas de sus propiedades [36]. Igual que el silicio, tiene un costo alto de fabricación y requiere condiciones muy específicas para su uso [36]. Por lo tanto, sus desventajas hacen que se busquen otro tipo de alternativas.

En la Figura 14 podemos ver diferentes microcanales grabados sobre una placa de vidrio:

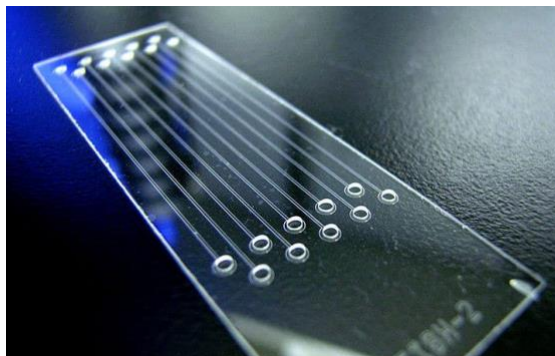


Fig. 14 – Microcanales grabados en vidrio. Extraído de <https://www.fluigent.com>.

Cerámica

La cerámica tiene buenas propiedades mecánicas y eléctricas y un alto grado de confianza [37]. Se utiliza en dos tipos de escenarios diferentes: producción de alto volumen y bajo coste, y producción de bajo volumen y coste alto [36].

Las principales ventajas de este material radican en su fabricación mediante capas cocidas a baja temperatura, lo que le confiere una baja adsorción [36], [37].

Por lo tanto, en comparación con el silicio o el vidrio, la cerámica es menos costosa y requiere menos tiempo de desarrollo.

En la Figura 15 se observan un conjunto de microcanales tallados en una superficie cerámica:

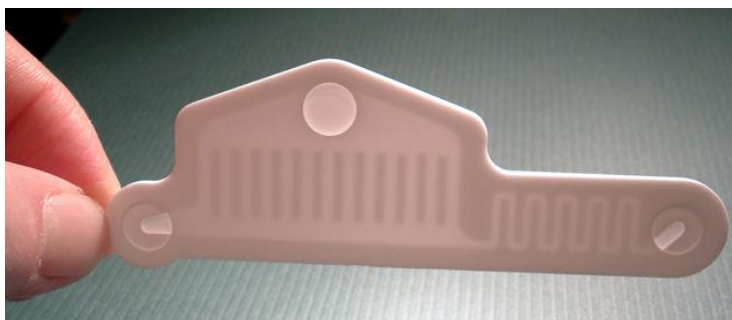


Fig. 15 – Dispositivo microfluídico de cerámica. Extraído de <https://www.camlem.com>.

2.4.2 Polímeros

Los polímeros son el tipo de material más utilizado para la fabricación de dispositivos microfluídicos [36]. Esto se debe a su gran variedad, su bajo coste y su fácil acceso. Dentro de los polímeros, los elastómeros y los termoplásticos son los más utilizados [36].

2.4.2.1 Elastómeros

Los elastómeros son cadenas de polímeros normalmente entrelazados: se pueden estirar o comprimir cuando se ejerce una fuerza externa y volver a su forma original cuando esta se retira [38].

Polidimetilsiloxano (PDMS)

Se trata del polímero más común en la fabricación de dispositivos de microfluidos [36]. Es el material ideal para la creación de prototipos debido a su fácil fabricación.

El PDMS resiste la oxidación, las altas temperaturas y una variedad de entornos químicos y biológicos [39]. En estudios celulares tiene una gran ventaja debido a su alta permeabilidad a los gases. Además, tiene una buena transparencia óptica [39]. (Ver Figura 16)

El PDMS también es capaz de adherirse a materiales como el vidrio. Su flexibilidad lo hace ideal para la fabricación de bombas y válvulas microfluídicas [36], [39].

Sus principales inconvenientes incluyen su susceptibilidad al desgaste y su permeabilidad frente a moléculas hidrofóbicas [39].

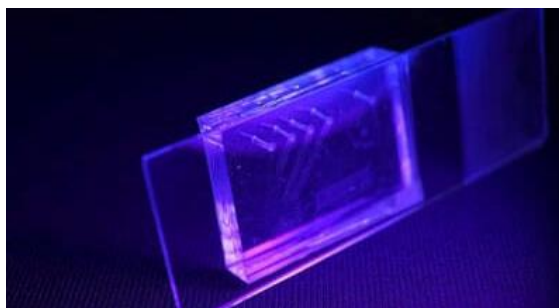


Fig. 16 - Prototipo microfluídico de PDMS. Extraído de [39].

2.4.2.2 Polímeros termoestables

Son insolubles y altamente resistentes a la fluencia [40]. Además de ser fáciles y rápidos de elaborar también son transparentes y económicos. No se derriten, no se hinchan con ciertos disolventes y no son permeables a los gases [40].

2.4.2.3 Polímeros termoplásticos

Los termoplásticos son materiales que se pueden remodelar varias veces [36]. Son polímeros altamente reticulados que pueden conservar su forma después del enfriamiento y son muy adecuados para los procesos de microfabricación [36], [40].

Se tratan de polímeros transparentes que son resistentes a la penetración de moléculas pequeñas y más rígidos que los elastómeros [40]. Poco permeables a los gases.

Poliestireno (PS)

El poliestireno (PS) es un material ópticamente transparente, biocompatible, inerte y rígido [36]. Su superficie hidrofóbica puede volverse hidrofílica por varios medios físicos y químicos [36]. Sin embargo, se necesitan equipos costosos para la fabricación de dispositivos microfluídicos a partir de dicho polímero (Fig. 17).

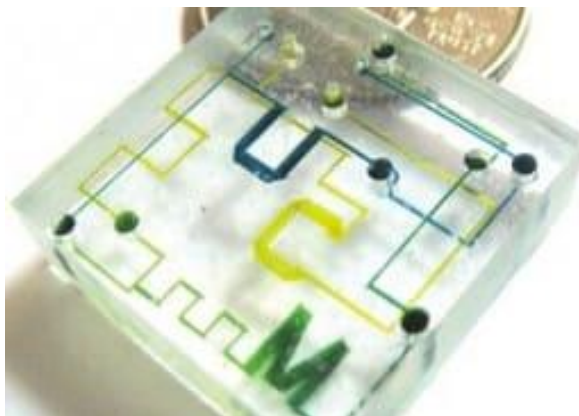


Fig. 17 – Microcanales grabados en poliestireno. Extraído de [36].

Policarbonato (PC)

El policarbonato (PC) es un material duradero y adecuado para aplicaciones de ciclos térmicos de ADN debido a su transparencia y su temperatura de transición muy alta (145°C) [36], [40]. (Ver Figura 18)

Otras ventajas de este material son su bajo costo, alta resistencia a los impactos, baja absorción de humedad y buenas propiedades para su trabajo [36], [40]. Sin embargo, el PC tiene poca resistencia a ciertos solventes orgánicos.

El PC es el material de elección para una variedad de aplicaciones microfluídicas en estudios biomédicos y bioanálisis como la reacción en cadena de la polimerasa (PCR) [36].



Fig. 18 – Dispositivo microfluídico de policarbonato. Extraído de [40].

Polimetilmetacrilato (PMMA)

El PMMA es un polímero económico y el menos hidrofóbico [36]. Es un material comúnmente utilizado en sistemas de microfluidos y es particularmente útil para chips microfluídicos desechables debido a su bajo precio, propiedades mecánicas, excelente transparencia y compatibilidad con la electroforesis [19], [26], [40].

Este polímero también presenta otras propiedades como su facilidad de fabricación y modificación.

La mayoría de las veces, los chips de microfluidos suelen estar compuestos por placas de canal y placas de cubierta que se unen para formar el chip microfluídico [36]. Los sistemas de microfluidos en PMMA se pueden producir fácilmente mediante el uso del corte láser con CO₂ como veremos en el siguiente apartado.

En la Figura 19 podemos ver un microcanal grabado en un sustrato de PMMA:

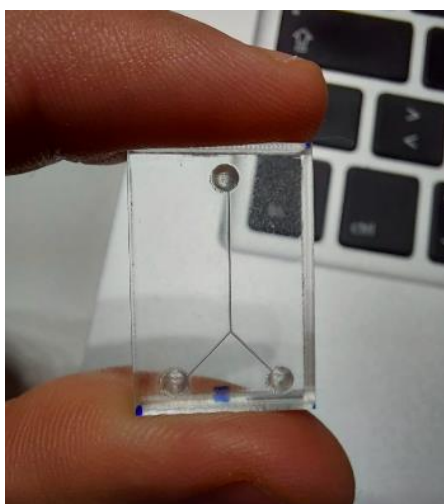


Fig. 19 – Dispositivo microfluídico de PMMA.

2.4.3 Papel

El papel es un material flexible hecho a base de celulosa que recientemente se ha convertido en un sustrato microfluídico prometedor [36]. El papel es biocompatible y muy económico que puede modificarse químicamente a través de cambios en su composición [36]. Es fácilmente accesible en todo el mundo y de fácil descomposición. Sin embargo, el papel solo se puede utilizar en un número limitado de aplicaciones debido a sus débiles propiedades mecánicas [36]. (Ver Tabla 3)

El papel se puede utilizar en análisis bioquímicos y diagnósticos médicos y forenses.

Tabla 3 - diferentes propiedades de los materiales de fabricación. Extraído de [36].

applications	silicon/glass	elastomers	thermoset	thermoplastics	hydrogel	paper
CE	excellent	moderate	good	good	N/A	N/A
electrochemical detection	good	limited	moderate	moderate	no	moderate
organic synthesis	excellent	poor	good	moderate to good	N/A	N/A
droplets formation ^a	excellent	moderate	good	good	N/A	N/A
PCR	excellent	good	good	good	N/A	N/A
protein crystallization	poor	good	poor	moderate	N/A	N/A
bioculture	moderate	good	moderate	moderate	excellent, 3D	good, 3D
cost of production	high	medium	high	low	medium to high	low
reusability	yes	no	yes	yes	no	no
disposable device use	expensive	good	expensive	good	hard to store	good

^aIn the cases of droplet microfluidics, biological or chemical reactions are confined to individual droplets, and the surface properties of the device material only affect the generation of the droplets.

2.5 Métodos de sellado

Los dispositivos de microcanales pueden utilizar varios tipos de unión para garantizar un rendimiento sólido y confiable. Estas técnicas de unión son fundamentales para unir los diferentes componentes de estos dispositivos, como sustratos, placas de cubierta o interconexiones fluidicas.

Algunos de los métodos de sellado más comúnmente utilizados son los siguientes:

2.5.1 Unión térmica

La unión térmica implica la aplicación de calor y presión para crear una unión permanente entre las capas del dispositivo [41] (Fig. 20). La unión se puede hacer entre diferentes materiales como vidrio, silicio, polímeros o una combinación de estos materiales [41]. El proceso normalmente implica los siguientes pasos:

1. Preparación de la superficie: Las superficies a unir deben limpiarse a fondo para eliminar cualquier contaminante, polvo o aceite que pueda dificultar el proceso de unión [42]. Se pueden emplear varios métodos de limpieza con plasma o tratamientos químicos según el material utilizado [41].
2. Alineación: Las capas del dispositivo deben alinearse con precisión antes de la unión [42]. Con esto se asegura que los canales estén correctamente alineados y funcionen.
3. Unión: Existen diferentes métodos de unión térmica utilizados en microcanales:
 - Unión por contacto directo: Se utilizan capas en contacto directo entre sí que al aplicar calor y presión se unen [42].
 - Unión por difusión térmica: Las capas de los materiales se calientan a una temperatura donde las superficies de los materiales se derriten y se fusionan [42].
 - Unión adhesiva: En algunos casos se usa una capa o película adhesiva para unir las capas utilizando calor para activar el adhesivo [42].
4. Enfriamiento y tratado: Después del proceso de unión, el dispositivo se va enfriando gradualmente para garantizar una unión estable y duradera [41]. Si se utiliza adhesivo, puede requerir de tiempo extra.

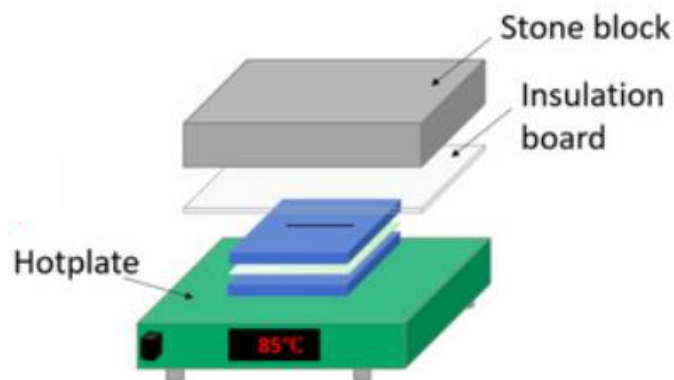


Fig. 20 – Ejemplo de unión térmica utilizando un bloque para crear presión. Extraído de [41].

La unión térmica ofrece varias ventajas a la hora de la fabricación de estos dispositivos, incluida la simplicidad, la escalabilidad y la compatibilidad con diversos materiales. Sin embargo, es esencial considerar las propiedades térmicas de los materiales utilizados antes de proceder con este método de unión.

2.5.2 Unión anódica

La unión anódica es otra técnica de unión comúnmente utilizada en la fabricación de microcanales. Esta implica la unión de dos materiales, normalmente vidrio y silicio, mediante la aplicación de un campo eléctrico elevado y una temperatura elevada [43].

La unión anódica es particularmente útil cuando se crean microcanales con sustratos de vidrio o silicio, ya que proporciona un sellado fuerte y hermético [43].

Descripción general del proceso de unión:

1. Preparación de las superficies: Los sustratos de vidrio y silicio se deben limpiar a fondo para eliminar cualquier contaminante.
2. Activación de la superficie: La superficie de los materiales se activan para mejorar la unión. Esto se hace depositando una fina capa de metal como titanio o cromo sobre uno de los materiales [43]. La capa actúa como una capa intermedia para el proceso de unión.
3. Alineación: Los sustratos de vidrio y silicio se alinean con precisión para garantizar una alineación adecuada de los canales [43].
4. Aplicación de campo eléctrico: Se aplica un campo eléctrico a través de uno de los materiales, mientras que el ensamblaje se calienta a una temperatura elevada [43]. El campo eléctrico induce la migración de los iones presentes en el vidrio hacia el silicio. Bajo la influencia del campo eléctrico, se forma una capa de silicato, creando un fuerte enlace entre las dos superficies [43].
5. Enfriamiento y estabilización: El ensamblaje se enfría a temperatura ambiente mientras se mantiene el campo eléctrico. Esto previene la delaminación [41].

Es importante tener en cuenta que la unión anódica es específica del vidrio y el silicio y puede no ser aplicable a otros materiales.

2.5.3 Unión adhesiva

Se trata de una técnica de unión de las más utilizadas en la fabricación de microcanales, particularmente cuando se trabaja con materiales poliméricos como el PDMS o PMMA [44]. La unión adhesiva implica el uso de un material adhesivo para unir las capas del dispositivo. (Ver Figura 21)

Descripción general del proceso de unión:

1. Preparación de los materiales: Los materiales que se van a unir, generalmente polímeros, se tienen que limpiar para eliminar los contaminantes que pueda haber en las superficies.
2. Alineación: Las caras se deben alinear con precisión.
3. Selección del adhesivo: Se elige un adhesivo adecuado en función de las propiedades del material. Los adhesivos más comunes son resina epoxi, superpegamento y adhesivos curables por UV [44].
4. Aplicación del adhesivo: El adhesivo se puede aplicar en una o ambas superficies de unión [44]. La capa adhesiva debe ser uniforme y libre de burbujas de aire.
5. Curado o secado: El adhesivo se deja secar, esto se puede hacer con diversos métodos como el secado al aire, curado térmico o exposición a luz UV [44].
6. Tratamiento posterior: Después de que el adhesivo haya hecho efecto y este totalmente curado o secado, se eliminan cualquier exceso de adhesivo o residuo [44].

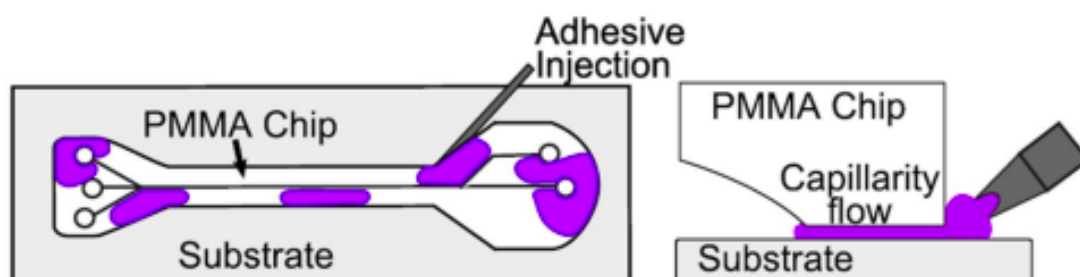


Fig. 21 – Modelo de unión con adhesivo. Extraído de [33].

Es importante tener en cuenta que el adhesivo seleccionado debe ser compatible con el fluido que se transporta en los canales. Además, se debe tener en cuidado para garantizar que el adhesivo no bloquee ni afecte la funcionalidad de los microcanales.

2.5.4 Unión por presión

La unión por presión o estampado utiliza la presión y el calor para unir capas del dispositivo. Este tipo de unión es especialmente buena para materiales poliméricos y se puede utilizar tanto para dispositivos rígidos o flexibles [45].

Esta unión ofrece varias ventajas y es que se trata de una técnica simple y rentable que se puede aplicar fácilmente para la producción en masa. Proporciona una unión fuerte y confiable, y la fuerza de unión se puede controlar ajustando la temperatura y presión [45]. Se debe tener cuidado para garantizar que la presión de unión se distribuya uniformemente por toda el área de unión para así poder lograr una unión uniforme.

2.5.5 Unión por disolvente

Esta técnica de unión es comúnmente utilizada cuando se trabaja con materiales poliméricos. Esta unión implica el uso de un disolvente para ablandar y disolver parcialmente las superficies del polímero, permitiéndoles fusionarse entre sí tras la evaporación del disolvente [46].

El proceso de unión de esta técnica es muy parecido al de las otras, aunque en esta se debe escoger bien que disolvente se debe utilizar.

Para elegir el disolvente primero debe ser compatible con el material, debe tener buena solubilidad y evaporarse sin dejar residuos [46].

Los disolventes más utilizados para la unión de polímeros son el hexano, el tolueno, el isopropanol y la acetona [47].

El disolvente se aplica a una o ambas superficies de unión. Esto se puede hacer cepillando, sumergiendo o rociando el disolvente sobre la superficie [46]. El disolvente debe aplicarse uniformemente y cubrir toda la superficie de unión.

Se puede aplicar un poco de presión para asegurar un buen contacto entre las superficies tratadas. (Ver Figura 22)

El proceso de secado permite que el solvente se evapore gradualmente, lo que resulta en la fusión de las dos superficies del material [46], [47].

Después de que el disolvente se haya evaporado por completo, se examina el dispositivo y se elimina cualquier exceso de disolvente o residuo.

El dispositivo puede someterse a un curado o tratamiento adicional si es necesario [47].

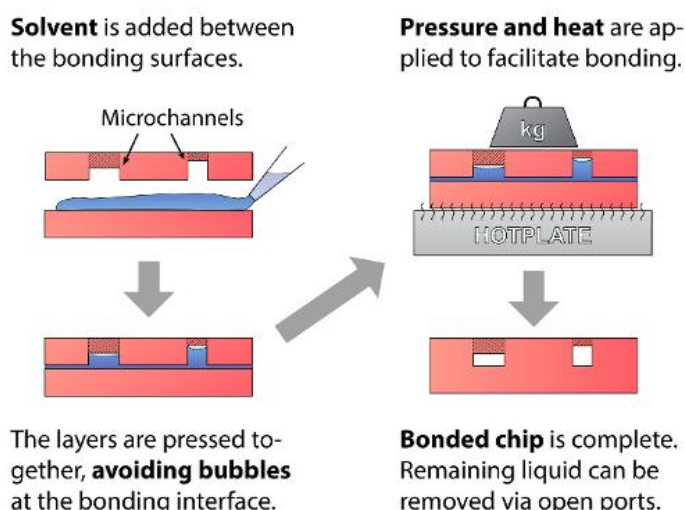


Fig. 22 – Ejemplo de unión por disolvente. Extraído de [46].

La unión por disolvente ofrece varias ventajas a la hora de fabricar microcanales. Es una técnica sencilla y rentable que permite la unión de materiales sin necesidad de equipos especializados [46], [47]. Este tipo de unión, además, proporciona una unión fuerte y confiable, y la fuerza de la unión a menudo se puede mejorar optimizando los parámetros de unión y el disolvente [47].

La técnica también permite un fácil desmontaje y reelaboración si es necesario [46]. Es importante tener en cuenta que el disolvente seleccionado sea compatible con el material y no causar ningún efecto adverso como hinchazón o deformación.

2.6 Estudios sobre la creación de microcanales mediante el grabado láser.

Hay muchos estudios que demuestran diversas aplicaciones de las técnicas de grabado láser para la creación de microcanales [10], [48], [33]. Estos estudios utilizan varios tipos de materiales como vidrio, polímeros, metales, etc.

A través de estos estudios podemos ver que ventajas ofrece el grabado láser en los ámbitos de la microfluídica, como la alta precisión, la fabricación rápida o la capacidad de crear geometrías complejas y también podemos ver que este tipo de técnica se convierte en una herramienta muy valiosa en el ámbito de la investigación de microfluidos y de dispositivos de lab-on-a-chip, entre otros.

A continuación, se muestran varios ejemplos de estudios sobre la creación de microcanales mediante el grabado láser:

2.6.1 Estudio 1

Primero de todo tenemos un artículo llamado ***"Experimental Analysis of Laser Micromachining of Microchannels in Common Microfluidic Substrates"*** [10].

Este análisis experimental se centró en estudiar el impacto de los parámetros del sistema láser en las características de los microcanales en materiales de vidrio, PDMS y PMMA.

Los parámetros investigados fueron la potencia del láser, la velocidad de escaneo y el número de pasadas. El ancho y la profundidad de los microcanales se midieron usando microscopía electrónica de barrido (MEB) y un perfilómetro Profilm 3D.

Para los microcanales de vidrio, la potencia del láser se varió de 15W a 35W, la distancia focal de 15mm a 25mm, la velocidad de escaneo de 100mm/s a 300mm/s y el número de pasadas de 1 a 4.

Para los microcanales de PDMS, la potencia del láser fue variada de 15W a 45W, la distancia focal de 20mm a 30mm, la velocidad de exploración de 100mm/s a 400mm/s y el número de pasadas de 1 a 4.

En los microcanales de PMMA se hicieron servir los mismos parámetros que en los de PDMS.

Como resultados, el ancho y la profundidad de los microcanales mostraron que la potencia del láser tuvo un efecto significativo tanto en el ancho como en la profundidad. Una mayor potencia en el láser dio como resultados microcanales más anchos y más profundos (Fig. 23).

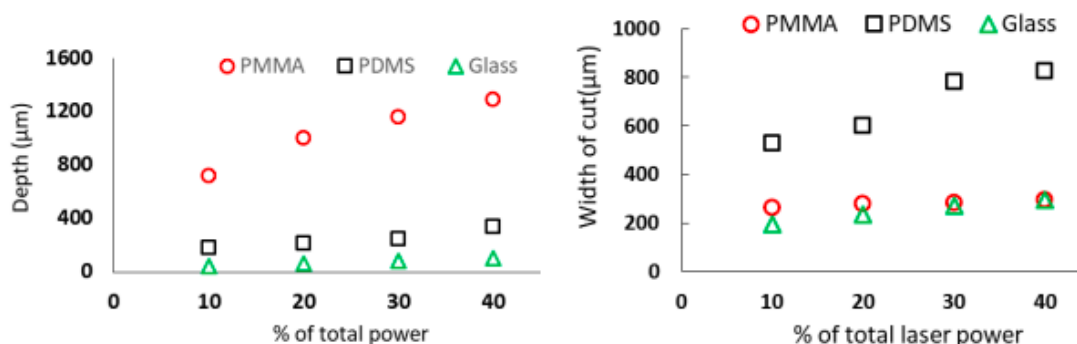


Fig. 23 – Comparación de la potencia del láser y la anchura y profundidad de los microcanales. Extraído de [10].

La distancia focal y la velocidad de escaneo también influyeron en las dimensiones del microcanal. Para el vidrio, los efectos fueron relativamente menores en comparación con el PDMS o el PMMA (Fig. 24).

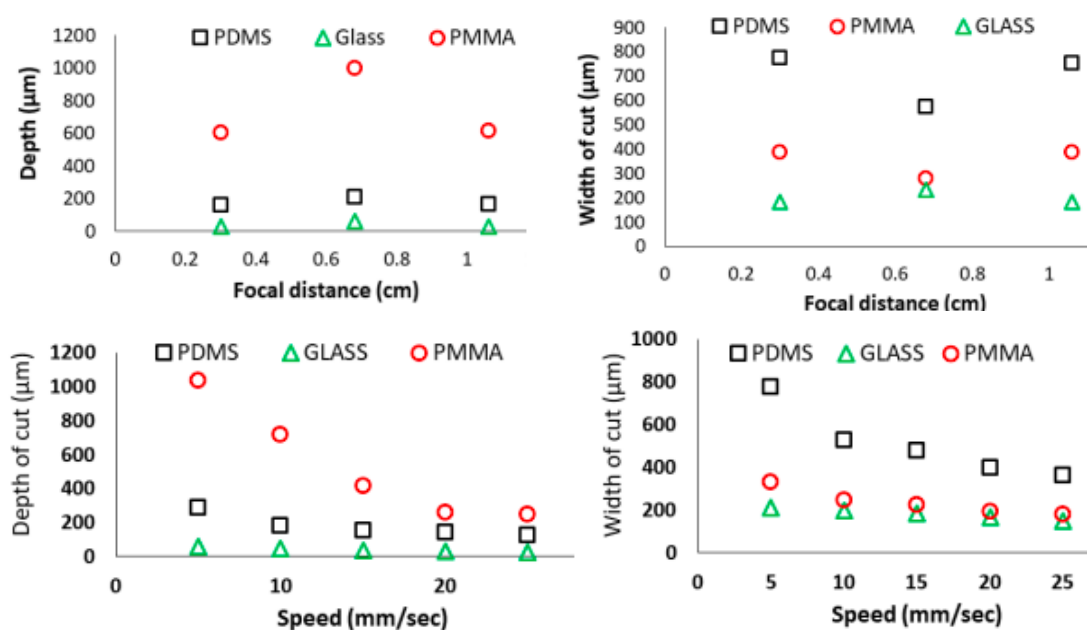


Fig. 24 – Gráficos de la anchura y profundidad del microcanal comparado con la distancia focal y la velocidad de escaneo. Extraído de [10].

El aumento del número de pasadas no tuvo un impacto significativo en las dimensiones del canal utilizando vidrio o PDMS, pero si que tuvieron impacto el la profundidad del canal utilizando PMMA (Fig. 25 y 26).

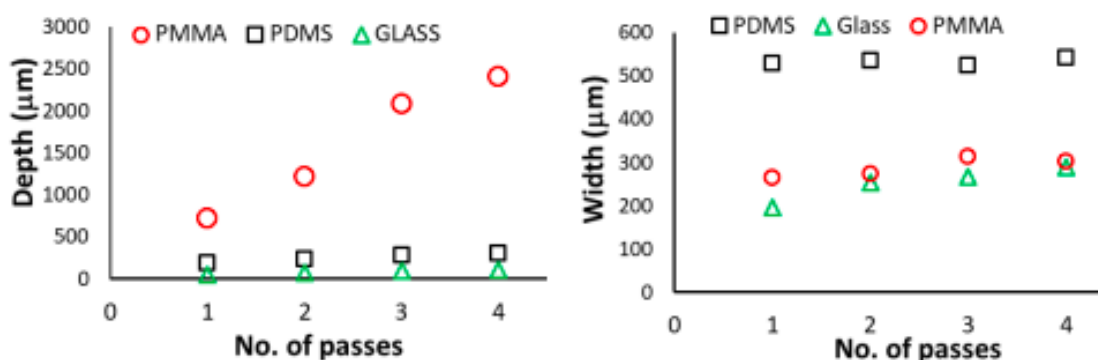


Fig. 25 – Comparación entre número de pasadas del láser y anchura o profundidad del microcanal. Extraído de [10].

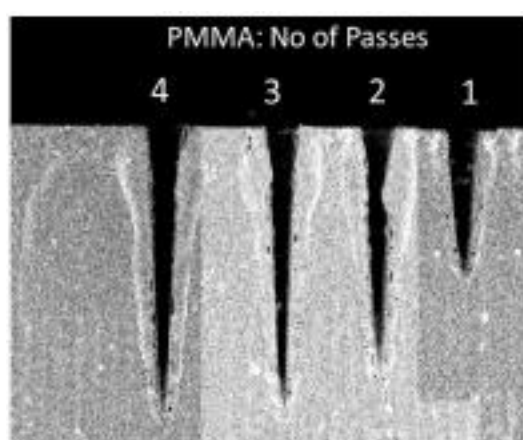


Fig. 26 – Comparación entre el número de pasadas del láser en PMMA. Extraído de [10].

Para finalizar el estudio, se realizaron experimentos de adhesión celular en muestras de vidrio, PDMS y PMMA con microcanales fabricados por láser.

Se cultivaron fibroblastos humanos en las muestras y se cuantificó la densidad de adhesión. Los resultados mostraron que la adhesión celular más alta fue en las muestras de vidrio seguidas de las de PDMS y PMMA.

2.6.2 Estudio 2

En otro estudio llamado **“Determining the suitable CO₂ laser based technique for microchannel fabrication on PMMA”** [48] se estudia el uso de láseres de CO₂ para la fabricación de microcanales en sustratos de polimetilmetacrilato (PMMA).

Se destacan las ventajas del procesamiento basado en el uso del láser por CO₂ sobre los métodos litográficos convencionales en términos de costo y tiempo de fabricación.

En este estudio se destacan tres tipos de estrategias diferentes para fabricar microcanales utilizando un láser: corte enfocado, corte desenfocado y escaneo de trama. (Ver Figura 27)

En el método de corte enfocado utilizan dos formas de corte: una sola pasada y varias pasadas. En el método de una sola pasada hacen pasar el rayo láser sobre la superficie del PMMA una sola vez con diferentes potencias. En el método de varias pasadas, se utilizan varias pasadas del láser sobre la superficie del material para reducir los defectos de corte.

En cuanto al método de corte desenfocado, utilizan el rayo láser desenfocado para crear un diámetro de punto más grande y así poder crear microcanales con un mejor acabado superficial.

En el escaneo de trama utilizan dos técnicas diferentes: con máscara y sin máscara. El método en el que se utiliza máscara les permite crear microcanales con secciones transversales rectangulares.

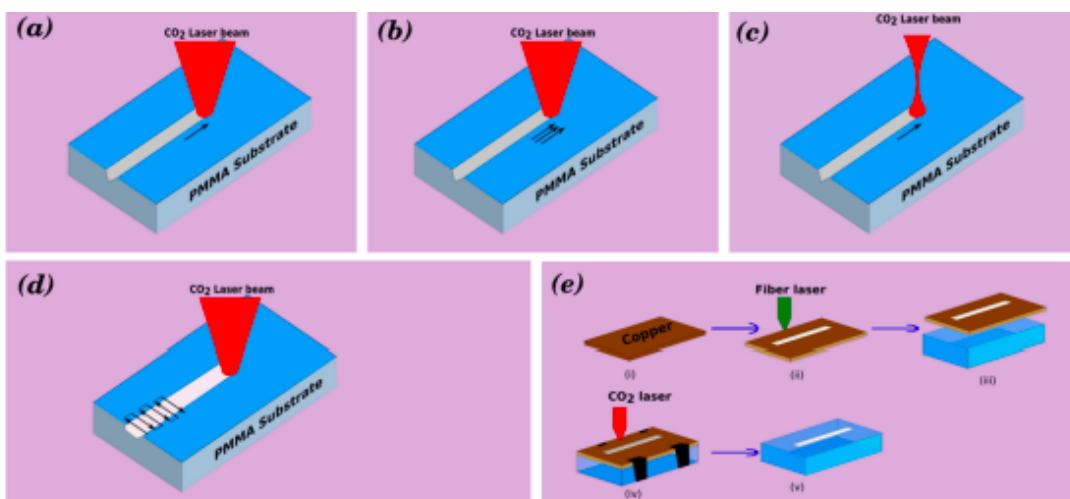


Fig. 27 – Diferentes procesos de fabricación de microcanales con CO₂. (a) Corte enfocado – una pasada, (b) Corte enfocado – varias pasadas, (c) Corte desenfocado, (d) Escaneo de trama sin máscara, (e) Escaneo de trama con máscara. Extraído de [48].

Depth	200 μm	500 μm	800 μm	1000 μm
Single-pass Focused Processing				
Multi-pass Focused Processing				
Single-pass defocused Processing				

Fig. 28 – Imagen microscópica transversal de microcanales de diferentes profundidades fabricados mediante el método de corte enfocado con una pasada, corte enfocado con varias pasadas y corte desenfocado. Extraído de [48].

Como podemos ver en la Figura 28, utilizando diferentes métodos de corte con diferentes potencias se obtienen microcanales de distinta profundidad, cuanto más potencia, más profundo es el canal. Además, cuando se utiliza el método de corte desenfocado podemos ver que se obtienen unos microcanales mas redondeados y más anchos.

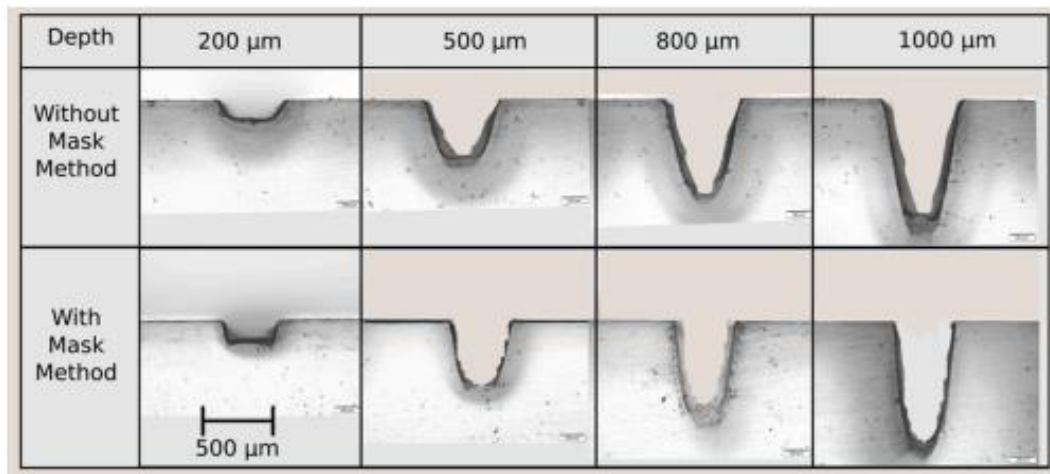


Fig. 29 – Imagen microscópica de secciones transversales de microcanales hechos con la técnica de escaneo de trama. Extraído de [48].

En los procesos de escaneo de trama, se vio que la profundidad de los canales dependía no solo de la potencia y la velocidad de escaneo, sino también de la superposición de pulsos. El aumento de la superposición de pulsos condujo a una mayor profundidad de los microcanales. (Ver Figura 29)

En este estudio también se observa la rugosidad de la superficie de los canales de PMMA. El análisis de los perfiles de la superficie de los canales mostró que con una sola pasada la rugosidad en la superficie era mayor en comparación con los otros métodos utilizados. Al solo hacer una pasada, hubo mayor densidad de energía, lo que afectó negativamente a la superficie.

Los microcanales fabricados por varias pasadas mostraron paredes más lisas, incluso el acabado superficial mejoró aún más después de cada pasada (Fig. 30).

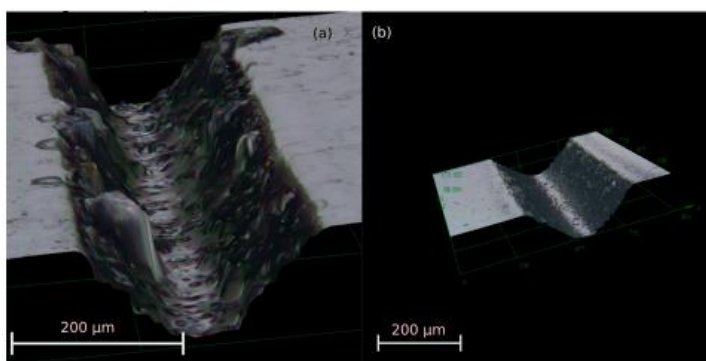


Fig. 30 – Imagen microscópica de microcanales. (a) Proceso de una pasada. (b) proceso desenfocado de varias pasadas. Extraído de [48].

2.6.3 Estudio 3

Por último, echaremos un vistazo a otra investigación: **"Cost-effective rapid prototyping and assembly of (polymethylmethacrylate) microfluidic devices"** [33].

En este estudio se crearon microcanales con PMMA como material utilizando diferentes parámetros de corte láser, tratamiento de la superficie del material y finalmente el dispositivo fue unido con adhesivo.

El análisis de los canales grabados mostró una amplia gama de dimensiones, con anchos de canal de 250 micras y profundidades de 20 a más de 300 micras. Se encontró que la potencia del láser estaba ligada a la profundidad del canal y el ancho.

Los grados más altos de desenfoco dieron como resultado canales más anchos y menos profundos. (Ver Figura 31)

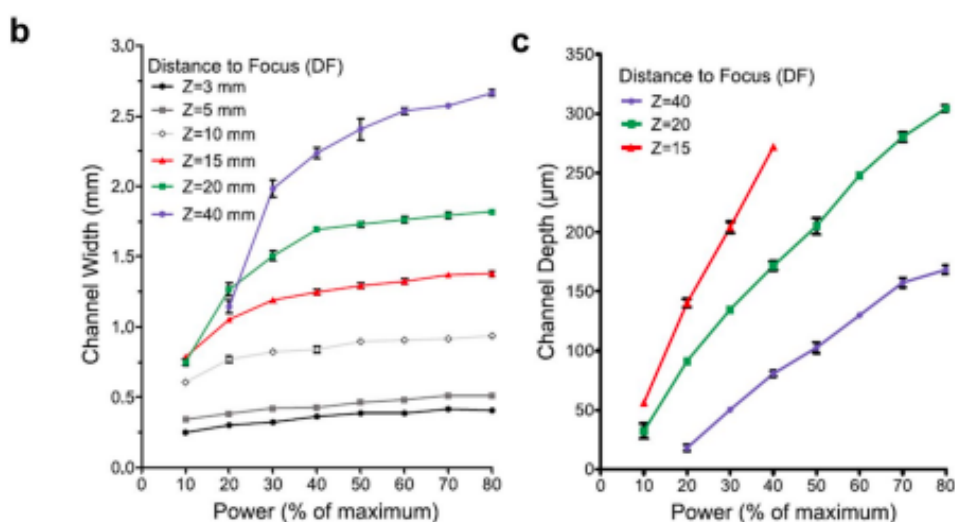


Fig. 31 - Anchos y profundidades de los canales a diferentes potencias y diferentes alturas de ablación. Extraído de [33].

Para mejorar la calidad de la superficie, se realizó un tratamiento superficial posterior al grabado. Los canales grabados fueron expuestos a vapor de acetona a diferentes temperaturas y tiempos de exposición, seguidos de un tratamiento térmico.

Los resultados mostraron que la exposición al vapor de acetona a temperaturas de 25°C y 30°C, combinada con el recocido térmico, dio como resultado canales más suaves y menos rugosos.

Tiempos de exposición largos y temperaturas más elevadas llevaron a la formación de grietas y hendiduras en la superficie del canal. Las dimensiones de los canales permanecieron prácticamente sin cambios después del tratamiento.

En la Figura 32 podemos ver la estructura de la cámara de vapor con acetona para realizar el tratamiento superficial:

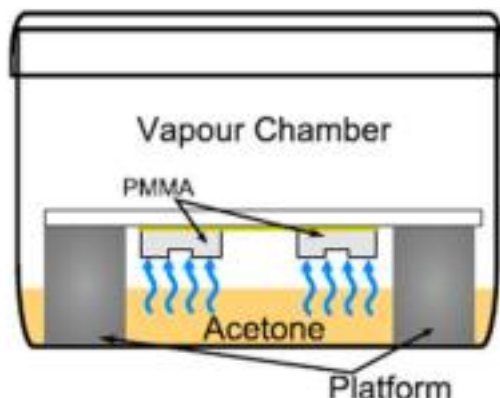


Fig. 32 – Configuración de la cámara de tratamiento con vapor de acetona. Extraído de [33].

Entre los diversos métodos de adhesivos explorados, la unión adhesiva por capilaridad demostró ser una técnica de sellado eficaz, que minimiza el riesgo de obstrucción.

Este método de unión adhesiva unió con éxito los dispositivos de PMMA grabados con láser a otros materiales como el vidrio, el silicio y LiNbO_3 , sin que se observaran fugas ni delaminaciones (Fig. 33).

La fuerza de la unión adhesiva se caracterizó mediante ensayos de resistencia al cizallamiento. Las muestras de PMMA-PMMA curadas durante 72h mostraron una resistencia al corte de 200 ± 92 kPa, mientras que las curadas durante 2 meses demostraron una resistencia al corte significativamente mayor de 738 ± 82 kPa.

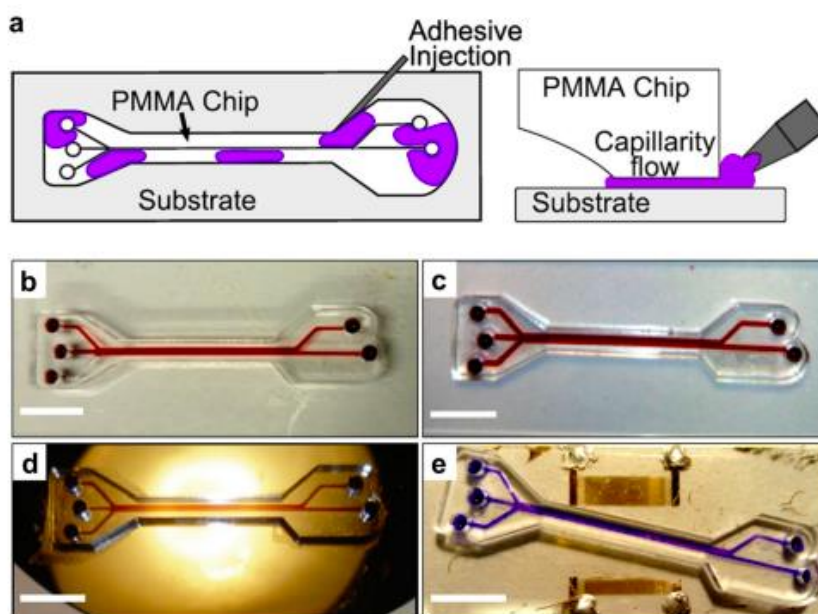


Fig. 33 – Unión adhesiva por capilaridad. (a) Esquema del método de aplicación del adhesivo. El adhesivo se inyecta en el espacio entre el chip y el sustrato, las fuerzas de capilaridad impulsan el flujo del adhesivo a lo largo de las superficies de unión sin dañar los canales. (b-e) Sistemas de microfluidos de PMMA adheridos en PMMA (b) vidrio (c) silicio (d) y LiNbO_3 (e). Extraído de [33].

3 Materiales y métodos

Como se ha mencionado anteriormente, el objetivo principal de este estudio es diseñar, fabricar y caracterizar dispositivos microfluídicos de bajo coste utilizando un enfoque basado en el grabado por láser.

Para lograr este objetivo, se han fijado los siguientes puntos:

- Primero de todo haremos una selección y optimización de los materiales más adecuados y disponibles. La elección de los materiales juega un papel crucial en el rendimiento y funcionalidad de los dispositivos de microfluídos. En este proyecto, veremos varias opciones de materiales que son compatibles con las técnicas de fabricación por láser.
- En función de las funcionalidades deseadas, diseñaremos los canales microfluídicos y otros componentes utilizando un software de diseño por ordenador (CAD).
- Utilizaremos diferentes métodos de corte láser para crear estructuras microfluídicas. Estos cortes nos ofrecerán un control preciso sobre el tamaño, la forma y la profundidad de los canales. También optimizaremos los parámetros del láser como la potencia, la velocidad y la distancia de corte para poder lograr dispositivos de alta calidad.
- Caracterizaremos y validaremos los dispositivos fabricados para evaluar su rendimiento y funcionalidad y los compararemos con otros para discutir el resultado final.

En los siguientes puntos se proporcionará una descripción detallada de los materiales y métodos utilizados en este trabajo.

3.1 Materiales y equipos utilizados

A continuación, veremos cuales han sido los materiales y equipos utilizados para la realización de este trabajo.

3.1.1 Cortadora y grabadora láser

La cortadora y grabadora láser utilizada para crear los dispositivos de microfluidos ha sido la *Beambox 40W* de la marca *Flux*, la cual utiliza un potente rayo de CO₂ para cortar y grabar todo tipo de materiales. (Ver Figura 34 y 35)

Esta máquina de corte es una herramienta versátil y potente diseñada para tareas de corte y grabado de precisión. La máquina incorpora funciones avanzadas y un software fácil de usar exclusivo de la marca, lo que la hace adecuada para una amplia gama de aplicaciones, desde manualidades hasta prototipos industriales.



Fig. 34, 35 – Cortadora y grabadora láser.

La máquina de corte por láser Beambox 40W está equipada con un tubo láser de 40 vatios que proporciona suficiente potencia para un corte y grabados eficientes. Esta potencia le permite trabajar con una variedad de materiales, que incluyen madera, polímeros, cuero, tela, vidrio, papel y más.

También ofrece un área de corte de alrededor de 40cm x 37,5 cm, lo que proporciona un amplio espacio para poner los materiales.

El software con el cual haremos servir la cortadora, admite varios formatos de archivo, lo que permite a los usuarios importar diseños fácilmente. También ofrece una variedad de características como poder ajustar la configuración del corte/grabado, establecer niveles de potencia y velocidad y obtener una vista previa de los diseños antes de su ejecución a través de una cámara colocada sobre el láser (Fig. 36).

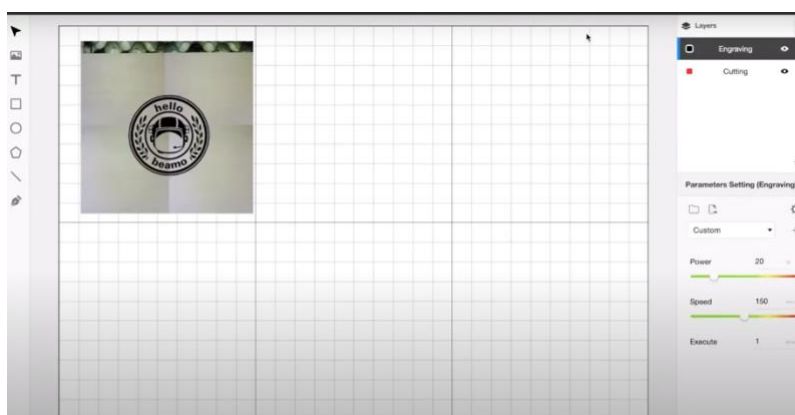


Fig. 36 – Software de la cortadora/grabadora láser.

Por último, también cabe decir que incluye un botón de parada de emergencia que detiene inmediatamente el funcionamiento del láser y que también cuenta con un sistema de purificación de humo y ventilación que ayudan a extraer y filtrar cualquier vapor o humo generado durante el proceso de corte o grabado.

3.1.2 Microscopio

El microscopio utilizado en este trabajo ha sido el *Motic AE31E*. Este es un microscopio de investigación de nivel profesional con un excelente rendimiento óptico y diseño ergonómico.



Fig. 37 – Microscopio Motic AE31E.

Cuenta con una óptica de alta calidad y un sistema óptico infinito que proporciona una muy buena claridad y resolución de imagen. El microscopio ofrece varias opciones de iluminación y es compatible con sistemas opcionales de fluorescencia y contraste para técnicas de imagen más avanzadas.

Tiene un cabezal trinocular para la observación y capturas de imágenes simultáneas, lo que permite una fácil integración de sistemas de imágenes digitales.

3.1.3 Cámara

En este caso, se utiliza la cámara *MotionBLITZ Cube* para poder obtener imágenes de los microcanales y así poder ver su estructura y su superficie (Fig. 38).



Fig. 38 – Cámara MotionBLITZ Cube. Extraído de <https://mikrotron.de>.

Esta cámara se sitúa encima de los binoculares del microscopio y se debe conectar a un cable ethernet y a la corriente eléctrica.

Está diseñada para capturar videos de alta velocidad y cámara lenta de procesos microscópicos lo cual la hace ideal para analizar movimientos rápidos y dinámicos como la dinámica celular, las interacciones de partículas y los comportamientos microfluídicos.

La cámara MotionBLITZ Cube ofrece un software para ordenador, lo que permite capturar, analizar y exportar videos e imágenes con rapidez.

3.1.4 Horno

Para un buen acabado y tratamiento de los microcanales se utilizará un horno situado en los laboratorios de química (Fig. 39).



Fig. 39 – Horno.

3.1.5 Polimetilmetacrilato (PMMA)

El PMMA se utilizará como material principal para la creación de los dispositivos microfluídicos. (Ver Figura 40)



Fig. 40 – Placas de PMMA. Extraído de <https://bdcreations.com.au>.

Se utilizarán placas de PMMA de diferentes grosores para diferentes aplicaciones. Como se ha visto anteriormente en el apartado de materiales, el PMMA es un material muy adecuado y muy utilizado para este tipo de experimentos.

3.1.6 Adherentes

Los elementos de unión utilizados para los dispositivos de microcanales serán acetona y resina epoxi.

Como se ha hablado anteriormente, la acetona es un disolvente que ayuda en la preparación de la superficie limpiando y eliminando contaminantes además de un fuerte adherente.

El epoxi es un material adhesivo que proporciona una unión fuerte y duradera entre los diferentes componentes.

3.1.7 Softwares

A continuación, se explicarán los softwares utilizados en el trabajo:

1. **MATLAB:** MATLAB ha sido el software utilizado para la programación, y de esta manera poder medir el tamaño de los microcanales.
Con Matlab también se han podido hacer diferentes gráficas de los resultados obtenidos como veremos más adelante.
2. **Beambox software:** Es el software que se utiliza para poder hacer servir la máquina de corte láser. Gracias a este software seremos capaces de poder cambiar los diferentes parámetros de corte como por ejemplo la potencia o la velocidad del láser.
Con este software también podremos utilizar los archivos e imágenes necesarias y observar con antelación como será el diseño de los microcanales en el material.
3. **AutoCAD:** AutoCAD es un software de diseño asistido por ordenador (CAD) ampliamente utilizado en industrias para crear y editar dibujos, modelos y diseños digitales en 2D y 3D. Este software admite diferentes formatos de archivos y permite colaborar y compartir diseños fácilmente.
Con AutoCAD se harán los diferentes diseños de microcanales que utilizaremos en el estudio.
4. **MotionBLITZ Cube:** Es el software que se utilizará cuando estemos usando la cámara MotionBLITZ Cube. Este software es un software de imágenes especializado en microscopía que nos permite capturar imágenes y videos de alta velocidad.
5. **Excel:** Excel nos permitirá guardar las diferentes pruebas hechas, así como las medidas de los diferentes parámetros utilizados y las medidas de los microcanales. También se utilizará para la resolución de algunos cálculos.

3.1.8 Otros

A parte de todos los materiales y equipos descritos, también se utilizarán otros tipos de materiales como agua, alcohol o colorantes para poder ver con exactitud el flujo del líquido del interior de los microcanales fabricados y así poder ver cualquier irregularidad o disfunción en el flujo de los líquidos.

3.2 Detalles experimentales

3.2.1 Diseño de los microcanales

Los dispositivos microfluídicos utilizados en este trabajo fueron diseñados con la ayuda del software llamado *AutoCAD* para poder conseguir un diseño preciso y exacto.

En el proceso de diseño se tuvieron en cuenta las dimensiones, la geometría y la funcionalidad deseadas de los canales.

En los parámetros del diseño se incluyeron el ancho del canal, las longitudes y características como curvas, uniones o depósitos necesarios para la inyección de los líquidos.

Para la práctica de este experimento se escogió un diseño de microcanal en forma de "Y" (Fig. 41). Este tipo de diseño es común verlo en dispositivos microfluídicos, ya que es una configuración versátil que implica la unión de dos canales distintos en uno solo, asemejándose a la forma de la letra "Y". Este diseño ofrece varias ventajas y ofrece aplicaciones en varios campos como la biología, la química o la ingeniería biomédica [4], [8], [9].

Este diseño también permite la fusión o división precisa de flujos de fluidos además de la creación de flujos laminares y la fácil integración de otros componentes como válvulas, puertos o sensores.

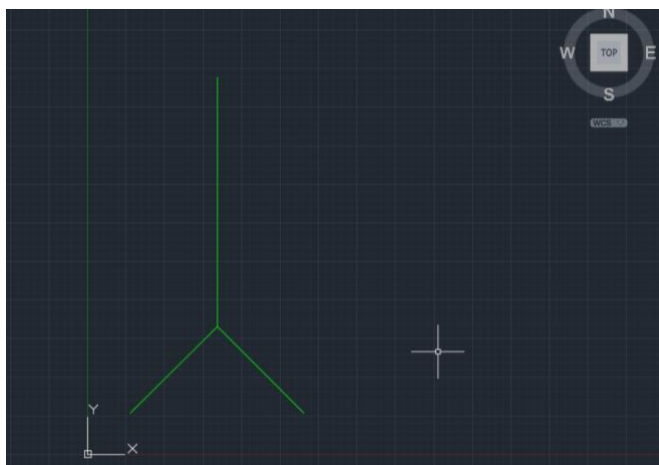


Fig. 41 – Diseño del microcanal en AutoCAD.

Este fue el diseño principal de pruebas para los microcanales. Este diseño está formado por un canal principal de 10.000 puntos de largo y dos canales secundarios de 5.000 puntos de largo como podemos ver a continuación en las Figuras 42 y 43:

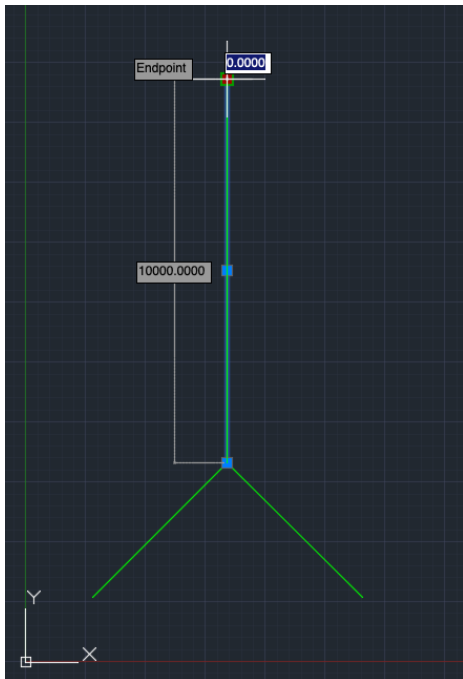


Fig. 42 – Largada del canal principal.

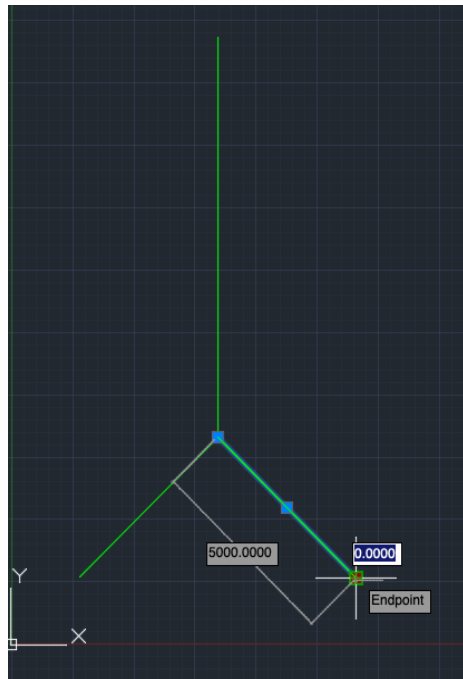


Fig. 43 – Largada de los canales secundarios

Una vez se consiguieron las medidas de los canales deseados, al diseño anterior se le añadieron 3 puertos por donde el líquido utilizado sería capaz de entrar o salir. (Ver Figura 44)

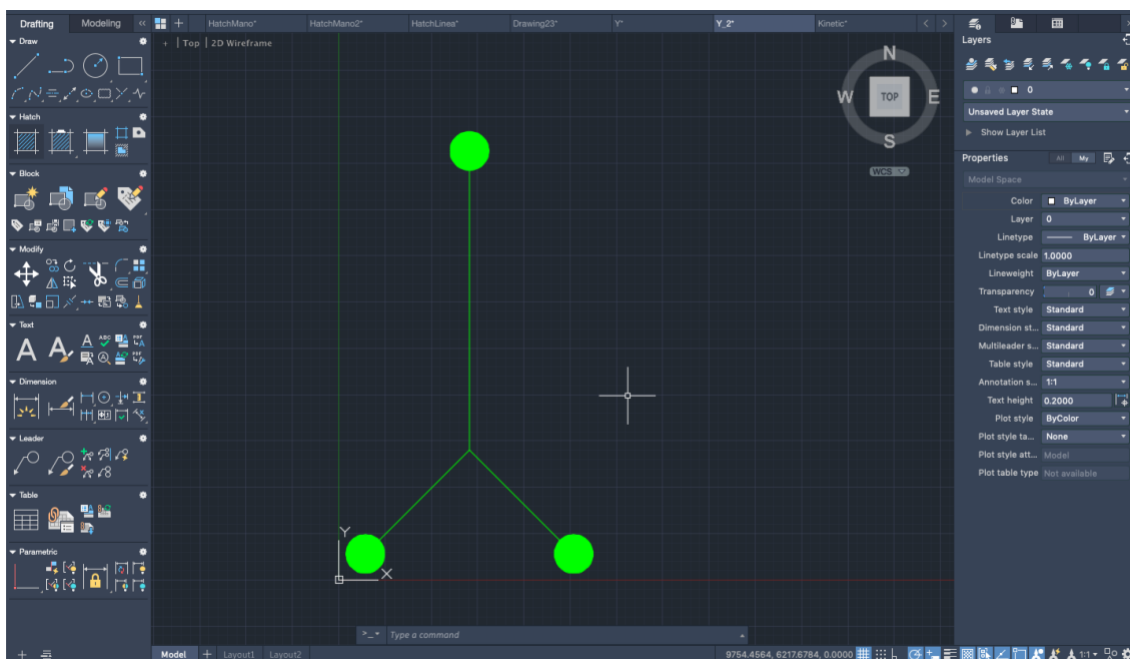


Fig. 44 – Diseño final del microcanal.

Los puertos diseñados en *AutoCAD* constan de un diámetro de 650 puntos y se les añadió un "Hatch" o sombreado a cada uno de los tres puertos como podemos ver en la Figura 45:

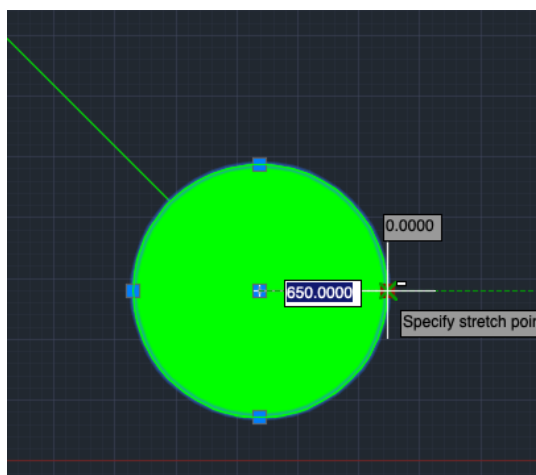


Fig. 45 – Hatch y diámetro de los puertos.

Los distintos diseños creados con el software fueron guardados en el formato “.dxf” para poder ser compatibles con el formato del software de la máquina láser donde más tarde serán utilizados.

3.2.2 Pruebas con láser

Los dispositivos microfluídicos utilizados en este trabajo se fabricaron con la cortadora/grabadora láser *Beambox* de 40W.

Para comenzar con el proceso de fabricación primero de todo se abrió el software de la máquina láser (*Beambox software*) y se adjuntaron los archivos deseados en formato “.dxf”, anteriormente creados con *AutoCAD*.

Una vez transferidos los archivos se escogieron las medidas exactas en milímetros de los microcanales. En este caso se escogieron la altura y la anchura de estos.

Para la altura se escogió una medida de 20.5mm y para la anchura se escogieron 10.6mm. (Ver Figura 46)

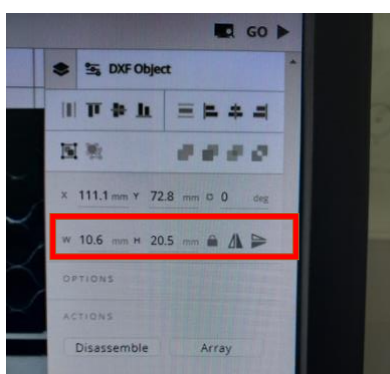


Fig. 46 – Medidas del microcanal.

Una vez configuradas las medidas se ajustaron los diferentes parámetros de la máquina, los cuales son: potencia (en %), velocidad (en mm/s) y distancia focal (en mm). (Ver Figura 47)

Para poder cambiar la potencia y la velocidad se hizo desde el mismo software del ordenador proporcionado por la máquina (*Beambox software*):

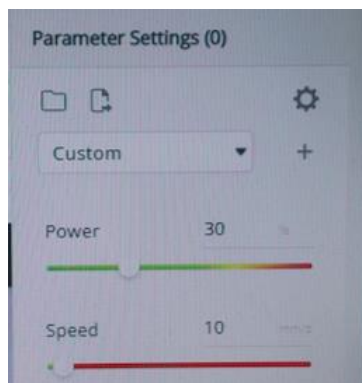


Fig. 47 – Ajuste de los parámetros de potencia y velocidad.

El ajuste de la distancia focal, es decir, la distancia entre el material utilizado y el foco del láser, fue un trabajo bastante meticuloso, ya que se utilizó la misma máquina láser para crear un dispositivo parecido a una regla para poder medir con precisión los milímetros que separaban el foco del láser con el PMMA (Fig. 48).

Este dispositivo estaba formado por:

1. Una regla de 12cm grabada en una plancha de PMMA de 3mm de grosor.
2. Un trozo de PMMA perforado con el perfil de la regla que permitirá ver y medir la distancia focal.
3. Trozo de PMMA con una parte grabada para coger con los dedos y que permitirá mover el trozo de PMMA perforado.

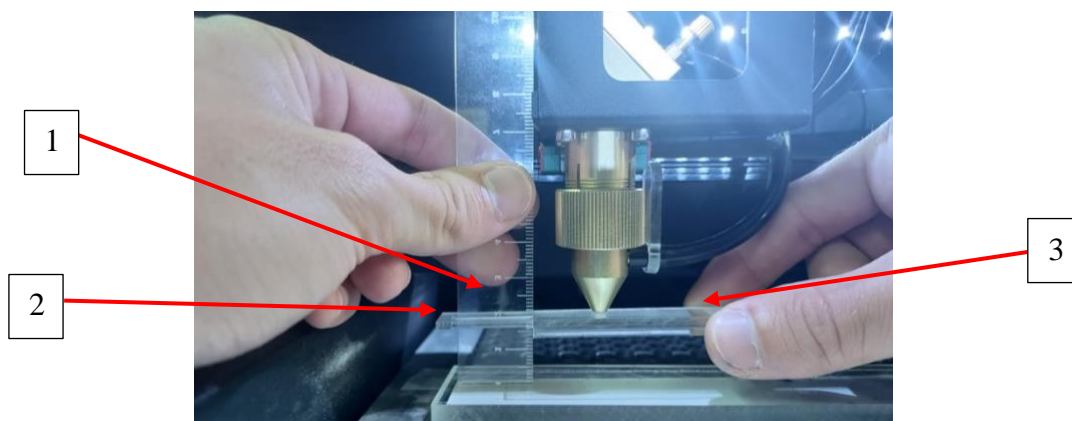


Fig. 48 – Ajuste de la distancia focal.

Para poder ajustar la distancia focal, era necesario girar un pequeño botón en la base de la máquina. Según en que dirección se girase, la base donde estaba el material subía o bajaba ajustándose así la distancia.

Una vez ya se pudieron configurar todos los parámetros necesarios para crear los microcanales con exactitud, se colocaron las láminas de PMMA.

Las láminas utilizadas fueron limpiadas cuidadosamente para eliminar el polvo o contaminantes que pudieran interferir con el proceso de corte por láser.

Para que las láminas de PMMA siempre estuvieran en la misma posición y no se colocasen torcidas, se colocó una guía de metal en la base unida a los laterales, asegurando así una colocación exacta del material (Fig. 49).

Una vez colocadas las láminas, utilizando la opción de "rastreo por cámara" del software de la máquina, se hacía una pasada de la base donde se colocaba el PMMA y se obtenía una imagen real del material y donde se iba a grabar el diseño exactamente (Fig. 49).



Fig. 49 – Imagen del material con la colocación del diseño.

Cuando ya se sabía exactamente donde íbamos a colocar el microcanal, se cambiaban los parámetros a los deseados como se han descrito anteriormente.

A continuación, se elegía el método de corte deseado para fabricar los microcanales. En este trabajo se utilizaron dos tipos distintos de método de corte:

- Corte enfocado
- Corte desenfocado

Para utilizar el corte enfocado, primero de todo se tuvo que enfocar el láser de la máquina hasta la distancia focal correcta donde el foco tenía la mayor potencia de corte.

Para hacer esto se debía acceder a los ajustes de la máquina directamente desde el panel de control y mover el cabezal del láser hasta posicionarlo encima del material con el que estamos trabajando.

Las diferentes flechas del panel de control indican la dirección a la que se quiere mover el cabezal del láser. Dependiendo de la flecha elegida, el cabezal se moverá más o menos rápido, de esta manera se consigue más o menos precisión en su colocación. (Ver Figura 50)



Fig. 50 – Panel de control.

Una vez encima del material, se baja una pieza de plástico situada al lado del cabezal de láser y se ajusta la altura o distancia hasta que la pieza de plástico toca ligeramente con el material.

Esta fue la forma de asegurar un correcto enfoque del láser, ya que la distancia que determina la pieza de plástico es la distancia correcta para un buen enfoque.

Además, esa distancia correspondía exactamente a la longitud de 1cm, es decir 10mm (Fig.51).

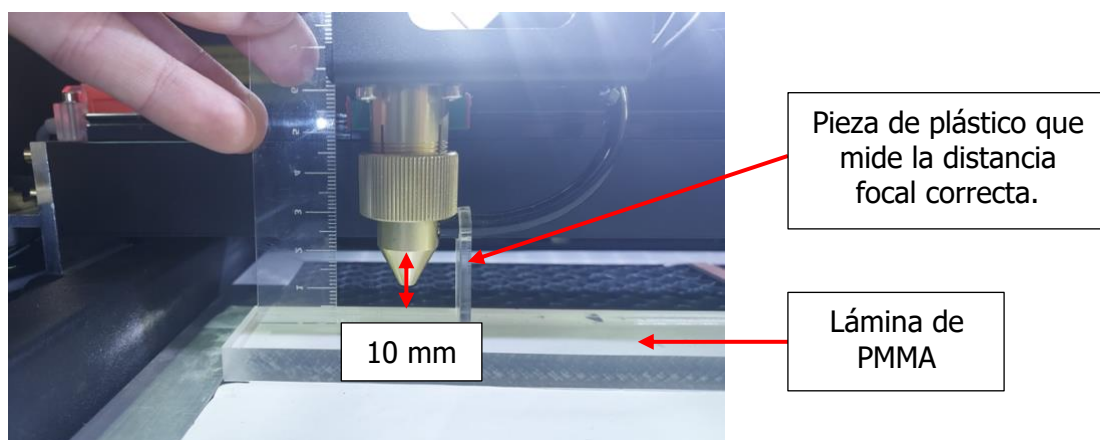


Fig. 51 – Láser en posición enfocada.

Durante el método de corte enfocado, los canales fueron grabados usando diferentes combinaciones de potencia del láser (15, 20, 25, 30, 37.5, 45, 52.5, 60, 67.5, 75% de la potencia máxima de 40W) entre muchas potencias más.

La velocidad de grabado también fue variando desde 3, 5, 10, 20, 50, 100, 150mm/s entre otras más.

Para utilizar el método de corte desenfocado también se utilizó el panel de control de la máquina para situar el cabezal del láser en la posición deseada, pero esta vez no se bajaba la pieza de plástico del lateral, sino que se ajustaba la distancia a la altura deseada con la ayuda de la regla.

Las distancias focales desenfocadas utilizadas fueron (5, 6, 7, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 20, 25, 30 y 40mm).

Con el método de corte desenfocado también se utilizaron diferentes combinaciones de potencia láser y velocidades de grabado.

También se utilizó una técnica de varias pasadas para observar el cambio en la profundidad y el ancho de los microcanales.

Láminas de PMMA de 3mm de grosor y 8mm de grosor se utilizaron para las pruebas y fabricación de los dispositivos microfluídicos.

3.2.3 Medición de microcanales

Una vez creados los microcanales, estos fueron analizados a diferentes aumentos (10X y 20X) con la ayuda del microscopio "Motic AE31E" para así poder ver cualquier irregularidad en la forma y diseño de estos.

Se utilizó la cámara "MotionBLITZ Cube" y su software para hacerles fotos y de esa manera poder medir el ancho y la profundidad de los microcanales (Fig. 52).



Fig. 52 – Imagen de un microcanal utilizando el software de la cámara del microscopio.

Para poder medir el ancho y la profundidad se utilizó el programa de "MATLAB" (Mathworks, USA).

Primero de todo se importaron las imágenes hechas con la cámara del microscopio, se le puso un título a cada imagen con el número de microcanal correspondiente y se utilizó una función llamada "impixelinfo()" para poder contar el total de píxeles que forman el ancho y la profundidad del canal.

Finalmente se restaban los píxeles finales de los iniciales para poder obtener el total de píxeles que formaban el ancho o la profundidad del canal (Fig. 53).

```

%% 36
figure(1)
imshow('/Users/dani/Desktop/TFG/fOTOS MICRO MATLAB/36.png')
title('Microchannel 36');
impixelinfo.figure(1)

dist1=(1006-910);
dist1

```

Fig. 53 – Ejemplo código MATLAB para calcular dimensiones.

Sin embargo, para poder calcular los tamaños de los microcanales primero se importó una imagen también hecha con el microscopio, de los milímetros de una regla. De esta manera se contó cuantos píxeles formaban 1mm (1000 μm) y comparándolos con los píxeles de la anchura o profundidad se obtenía el tamaño en micrómetros (μm). (Ver Figura 54)



Fig. 54 – Imagen de una regla y el total de píxeles que forman 1mm.

En la esquina inferior izquierda aparecen los píxeles en los cuales está situado el cursor y con los que se hacen los cálculos.

Para calcular la profundidad del microcanal se puso una regla en la pantalla del ordenador sobre la imagen y esta debía estar sobre la superficie del PMMA, entonces se insertó una flecha y se calcularon el total de píxeles de la profundidad del canal. (Ver Figura 55)

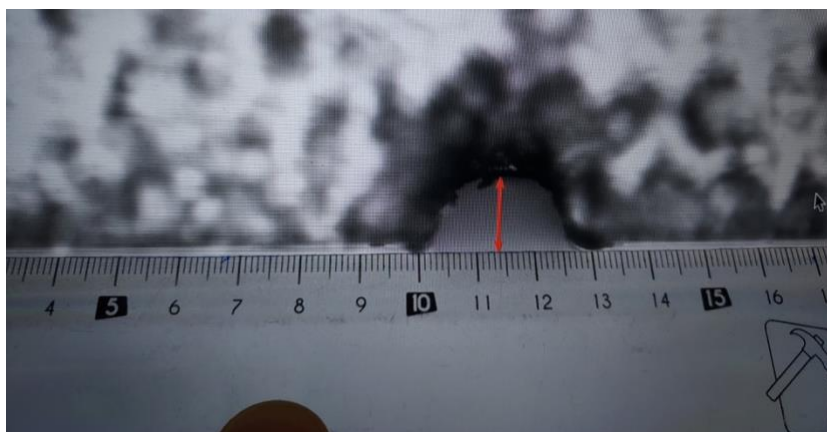


Fig. 55 – Medir la profundidad del canal.

Para calcular el ancho del microcanal se insertó una flecha de lateral a lateral del microcanal y se calcularon los píxeles que formaban el ancho. (Ver Figura 56)

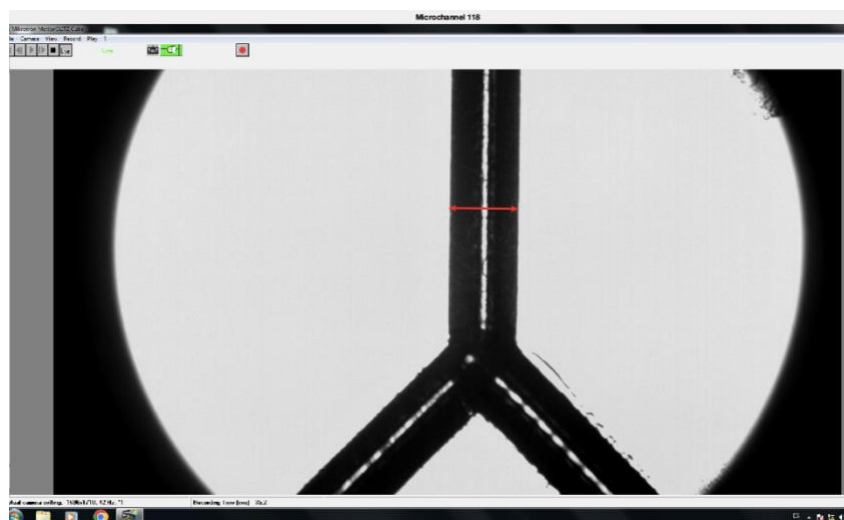


Fig. 56 – Medir ancho del microcanal.

Para encontrar el tamaño en micrómetros se guardaron el total de píxeles que formaban el ancho y la profundidad de cada canal y se pasaron a "Excel". En Excel se hicieron diferentes tablas según se estaba midiendo la anchura o la profundidad y aplicando los factores de conversión correspondientes se consiguieron los tamaños en " μm " deseados. (Ver Figura 57)

DISTANCIAS ANCHO			DISTANCIAS PROFUNDIDAD		
Ancho Desde arriba			Num.	Total Pixels	Micras
Num.	Total Pixels	Micras			
S1	62	380,368	S1	275	835,866
S2	49	300,613	S2	96	291,793
S3	30	184,049	S3	29	88,146
S4	20	122,699	S4	15	45,593
S5	75	460,123	S5	348	1057,751
S6	57	349,693	S6	115	349,544
S7	39	239,264	S7	46	139,818
			S8	23	69,909

Fig. 57 – Tablas en Excel con los tamaños en " μm " del ancho y profundidad de los microcanales y sus píxeles correspondientes.

3.2.4 Tratamiento superficial

Los microcanales con mejores cualidades fueron elegidos y se sometieron a un tratamiento superficial para reducir la rugosidad de la superficie.

Este tratamiento constaba de dos pasos:

- Tratamiento con acetona
- Calentamiento en horno

Los dispositivos se limpiaron a fondo para eliminar cualquier residuo o contaminante que pudiera afectar la eficacia del proceso de tratamiento.

Para iniciar el tratamiento de la superficie, se preparó una cámara y se agregó un volumen apropiado de acetona para crear un ambiente saturado de vapor de acetona.

Los microcanales se colocaron dentro de la cámara con la ayuda de unos soportes asegurando que los microcanales estuvieran completamente expuestos al vapor de acetona. La distancia entre los microcanales y la acetona fue de aproximadamente 1cm. (Fig. 58)

La cámara se selló para mantener la concentración de acetona y evitar cualquier fuga.

Los microcanales se sometieron al tratamiento con acetona durante 10 minutos. Durante ese tiempo, el vapor penetró en los microcanales, interactuando con la superficie de estos.

El propósito de este tratamiento era disolver cualquier impureza residual, contaminantes o irregularidades en las superficies de los canales, lo que conducía a un acabado superficial más suave y el líquido pudiera pasar con mayor fluidez.



Fig. 58 – Proceso de tratamiento superficial con acetona.

Después del tratamiento de acetona, los dispositivos se retiraron cuidadosamente de la cámara y se trasladaron a un horno con una temperatura controlada de 70°C. (Fig. 60)

Los microcanales se colocaron sobre un sustrato adecuado para evitar que se deformaran durante el proceso de calentamiento. Los dispositivos se expusieron a la temperatura de 70°C durante 20 minutos (Fig. 59).

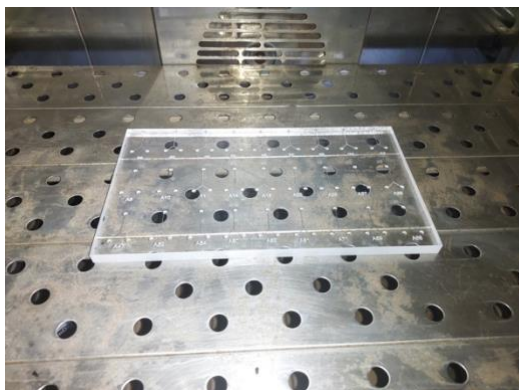


Fig. 59, 60 – Lámina de PMMA con los microcanales tratados con vapor de acetona sobre un sustrato adecuado para evitar la deformación y horno a 70°C.

El propósito del paso de calentamiento era mejorar aún más la suavidad de la superficie de los canales. La temperatura controlada provocó una reducción de la rugosidad de la superficie y el tratamiento térmico permitió que los microcanales logaran una textura superficial más uniforme y suave.

Después del proceso de calentamiento, los dispositivos microfluídicos se retiraron cuidadosamente del horno y se dejaron enfriar a temperatura ambiente. Luego se inspeccionaron en busca de cambios visibles en la rugosidad de la superficie.

3.2.5 Unión de los microcanales

El proceso de fabricación de los dispositivos microfluídicos implicó la unión de dos láminas de PMMA para crear la estructura completa. En este trabajo se empleó un método de unión con disolvente que utiliza acetona, lo que facilitó la unión de las láminas sin necesidad de presión o fuerza externa.

Inicialmente, la estructura del microcanal se ensambló colocando la tapa sobre el microcanal con sus correspondientes puertos. La tapa se alineó y colocó con cuidado para garantizar la alineación adecuada con el microcanal de la base.

Para iniciar el proceso de unión, se colocó con precisión, una pequeña cantidad de acetona entre las dos láminas de PMMA. Las fuerzas capilares jugaron un papel clave en el proceso de unión. A medida que se introducía acetona entre las láminas, se esparcía espontáneamente por la superficie. Las fuerzas de capilaridad hicieron que la acetona se distribuyera uniformemente asegurando una cobertura completa en el área de unión (Fig. 61).

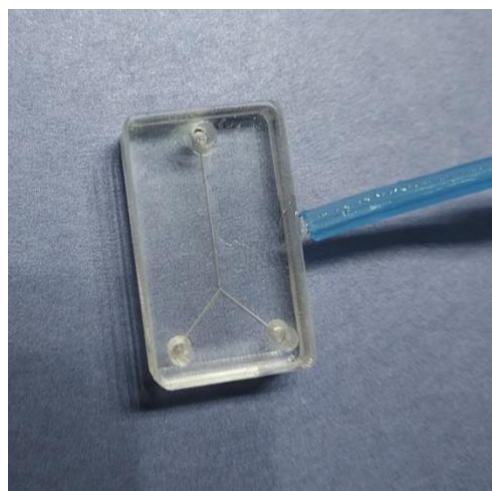


Fig. 61 – Unión de las láminas de PMMA con acetona por capilaridad usando una pipeta.

La acetona hizo que las cadenas de polímeros que forman el material se entremezclaran, creando interacciones intermoleculares y promoviendo la adhesión.

Durante la evaporación de la acetona, las cadenas de PMMA disueltas se volvieron a solidificar y formaron un fuerte vínculo entre las dos láminas.

El proceso de evaporación se llevó a cabo de forma natural a temperatura ambiente sin necesidad de ningún calentamiento externo ni técnicas de secado.

4 Resultados y discusiones

4.1 Efectos de los diferentes parámetros

La fabricación de dispositivos microfluídicos con tecnología láser en sustratos de PMMA ofrece un control preciso sobre las dimensiones del canal y los diferentes patrones.

Los parámetros del láser, incluyendo la potencia, la velocidad y la distancia focal, juegan un papel crucial en la determinación de la calidad y las características de los microcanales fabricados.

En esta sección, analizaremos los efectos de los parámetros en el proceso de fabricación de dispositivos microfluídicos.

Para investigar los efectos de estos parámetros se fabricaron un total de 641 muestras con diferentes características. El objetivo era identificar la combinación óptima de estos parámetros para poder conseguir un dispositivo microfluídico con un rendimiento superior y apto para la investigación.

De las 641 muestras, se llevó a cabo un riguroso proceso de evaluación para seleccionar las más prometedoras para su posterior análisis y caracterización.

Como resultado, se identificaron 433 muestras con las mejores características generales para hacer diferentes tests.

De estos 433 microcanales medidos se acabó escogiendo a uno como el microcanal con mejores características como veremos más adelante.

Las gráficas y resultados de estas se obtienen usando códigos con "MATLAB". Las imágenes se obtuvieron a través de la cámara "MotionBLITZ Cube".

4.1.1 Distancia Focal

A continuación, se presentan los resultados de la relación entre la distancia focal del láser con la profundidad y la anchura de los microcanales.

Primero de todo se representarán los resultados obtenidos entre la distancia focal y la profundidad.

Como hemos podido ver en el apartado 2.3.3, la distancia focal es un parámetro muy importante que influye en la precisión y la eliminación de material a la hora del corte.

Para determinar como podía influir la distancia focal en la creación de microcanales se emplearon cinco configuraciones diferentes de potencia del láser: 22.5, 30, 37.5, 45 y 52.5% de la potencia máxima de 40W.

La velocidad se mantuvo siempre constante a 10mm/s.

Para evaluar el efecto que tenía la distancia en la profundidad, se utilizaron diferentes distancias entre el cabezal de l láser y el material de PMMA. Específicamente, se examinaron distancias de enfoque de 5, 10, 15, 20, y 30mm para cada ajuste de potencia. A continuación, se midieron y analizaron las profundidades de los microcanales.

Los resultados revelaron distintos tamaños en la profundidad a medida que variaba la distancia focal. En la Figura 62 se puede ver una representación gráfica de la relación entre la distancia focal y la profundidad del microcanal para cada potencia.

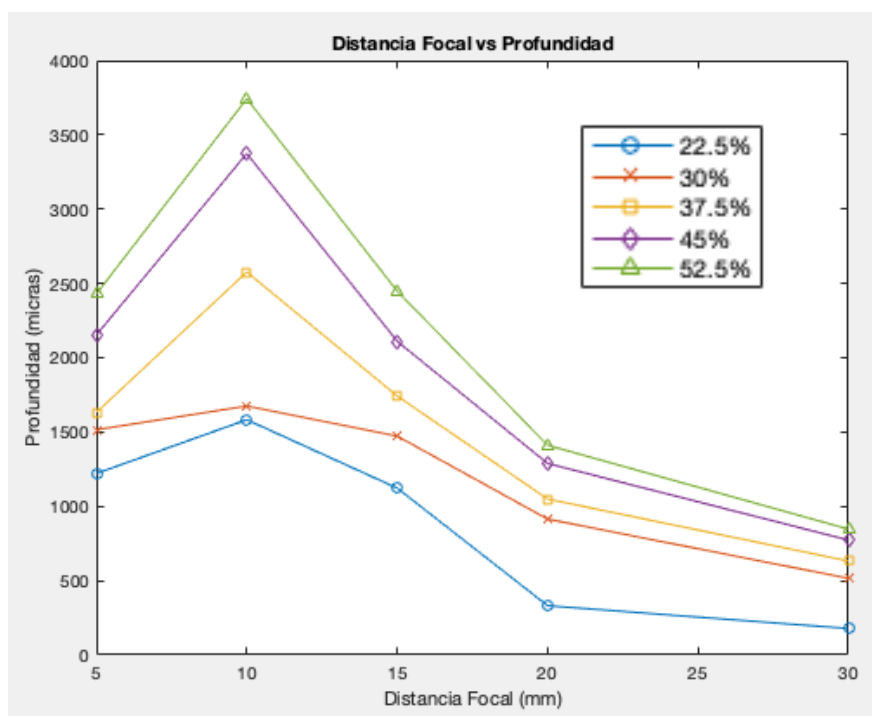


Fig. 62 – Representación gráfica entre la distancia focal y la profundidad de los microcanales a distintas potencias.

Del análisis gráfico podemos ver que es evidente que la profundidad de los microcanales está influenciada por la distancia de enfoque. Generalmente, a medida que se aumentaba la distancia focal, disminuía la profundidad de los microcanales, excepto para una distancia de 10mm, la cual es la distancia de corte enfocado y en la cual el láser tendrá la mayor intensidad y, por lo tanto, los canales tendrán una profundidad mayor.

Para el resto de distancias, cuanto mayor era la distancia focal, menor era la profundidad. Esto se puede atribuir a una dispersión del rayo láser a medida que aumenta la distancia. A distancias de enfoque pequeñas, el rayo láser permanece más concentrado, lo que da como resultado una deposición de energía más localizada y una eliminación de material más significativa.

A medida que la distancia focal aumenta más allá de los 10mm, el rayo láser abarca un área más grande, lo que genera una distribución de energía más amplia y una eliminación de material menos concentrada. En consecuencia, los microcanales fabricados a distancias de 15, 20 y 30mm presentan profundidades menores.

A continuación, en la Figura 63, se compara la distancia focal con la anchura de los microcanales.

Utilizando los mismos microcanales anteriores, se midieron las anchuras de estos y se obtuvo la siguiente gráfica:

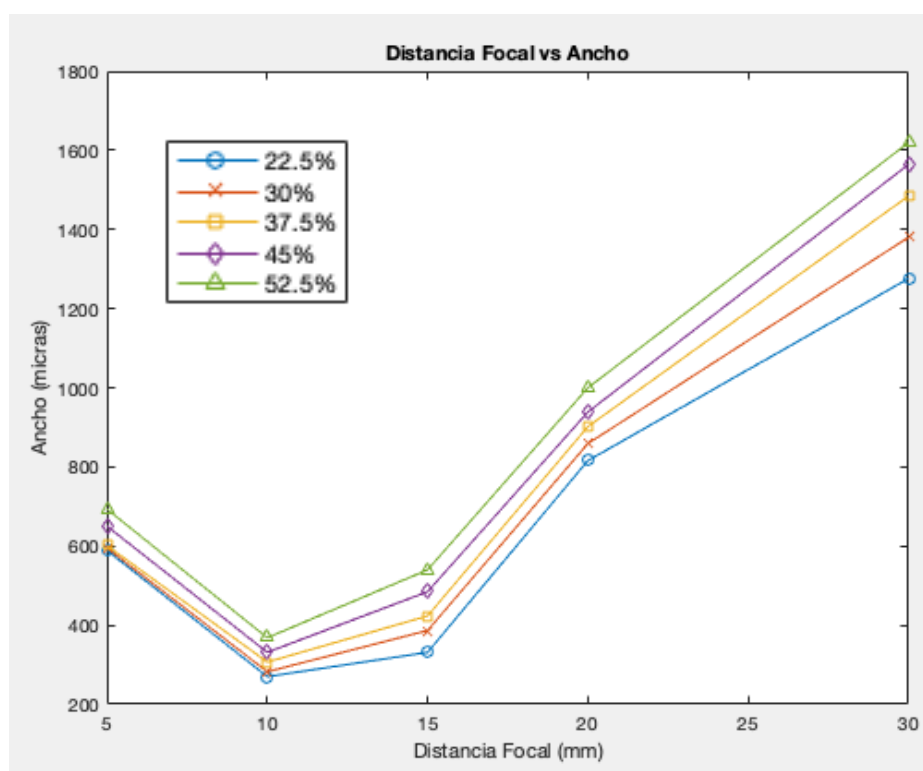


Fig. 63 – Representación gráfica entre la distancia focal y la anchura de los microcanales a distintas potencias.

Observando el gráfico podemos ver que a una distancia de 5mm, el ancho de los microcanales es mayor que a distancias de 10 y 15mm. Esto significa que para una distancia focal de 5mm el láser está más desenfocado y tiene mayor dispersión de energía.

La distancia de 10mm es la que corresponde con una anchura menor para todas las potencias utilizadas. Esto se debe, como hemos dicho anteriormente, a que el láser se encuentra en su posición de corte enfocado, minimizando así la dispersión de energía al hacer el corte en el PMMA.

A medida que la distancia de enfoque aumenta más allá de los 10mm, el rayo se extiende sobre un área más grande, lo que genera una distribución de energía más amplia y una eliminación de material menos precisa. Como resultado, los microcanales fabricados a distancias focales de 15, 20 y 30mm presentan una anchura mayor.

Tabla 4 – Tamaño de anchura y profundidad de los microcanales con sus respectivos parámetros utilizados.

Potencia (% de 40W)	Velocidad (mm/s)	Distancia focal (mm)	Profundidad (μm)	Anchura (μm)
22.5	10	5	1221	589
22.5	10	10	1583	270
22.5	10	15	1123	331
22.5	10	20	331	816
22.5	10	30	178	1276
30	10	5	1515	595
30	10	10	1675	282
30	10	15	1472	387
30	10	20	914	859
30	10	30	515	1380
37.5	10	5	1632	601
37.5	10	10	2577	307
37.5	10	15	1742	423
37.5	10	20	1049	902
37.5	10	30	632	1485
45	10	5	2153	650
45	10	10	3374	331
45	10	15	2110	485
45	10	20	1288	939
45	10	30	773	1564
52.5	10	5	2429	693
52.5	10	10	3742	368
52.5	10	15	2448	540
52.5	10	20	1411	1000
52.5	10	30	847	1620

Si observamos la Tabla 4 podemos ver que, para una potencia mayor, más grandes serán tanto la anchura como la profundidad de los canales. Además, también podemos ver que la anchura y la profundidad son inversamente proporcionales, es decir, cuanto mayor sea la profundidad menor será la anchura del canal y así inversamente.

4.1.2 Velocidad

Al variar sistemáticamente la velocidad en diferentes configuraciones de potencia, el objetivo fue estudiar cómo la velocidad afecta a las dimensiones de los microcanales e identificar las condiciones óptimas de fabricación.

Los ajustes de potencia utilizados fueron de 22.5, 30, 37.5, 45 y 52.5% de la potencia máxima del láser de 40W.

Se mantuvo una distancia focal de 10mm a lo largo de las pruebas, ya que como hemos visto anteriormente, proporciona la anchura mínima.

Para estudiar el impacto de la velocidad se realizaron una serie de pruebas a distintas velocidades: 5, 10, 20, 50, 100 y 150mm/s.

Cada potencia fue probada con las seis velocidades distintas descritas anteriormente.

Para evaluar los efectos de la velocidad en la profundidad y anchura de los microcanales, se crearon dos gráficas distintas para mostrar la relación entre la velocidad y las profundidades, así como la velocidad y el ancho.

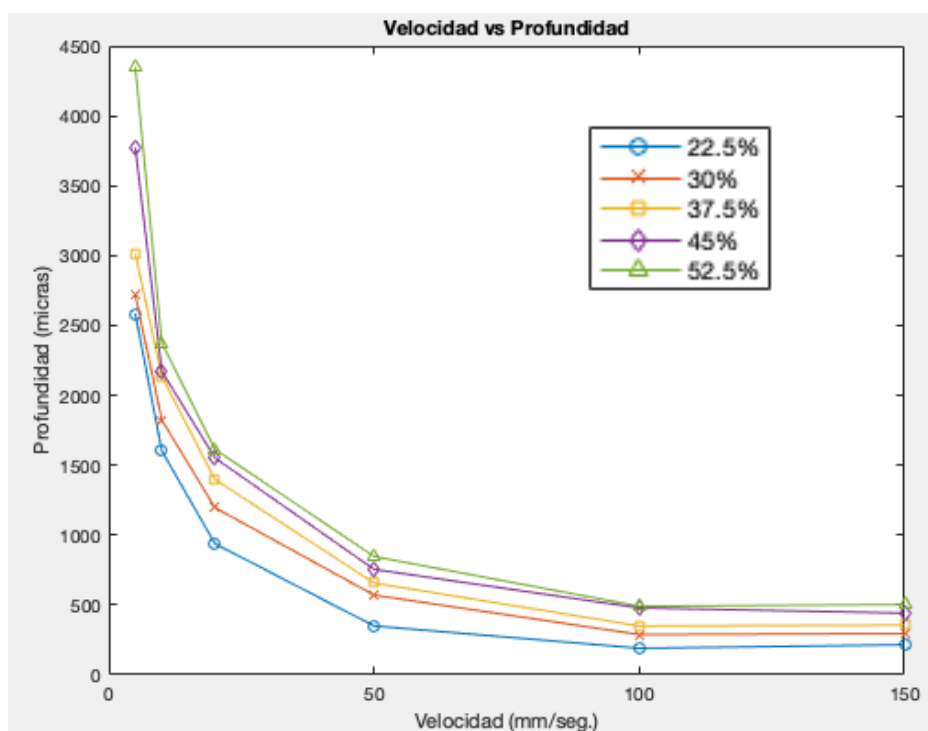


Fig. 64 – Representación gráfica entre la velocidad y la profundidad de los microcanales a distintas potencias.

Observando el gráfico de la Figura 64, se pudo determinar que la velocidad tuvo un impacto significativo en la profundidad de los microcanales.

A velocidades más bajas (5, 10 y 20mm/s), la profundidad del microcanal fue mayor, lo que indica que una velocidad más lenta permitió una mayor ablación del PMMA y unos canales más profundos. A medida que aumentaba la velocidad, la profundidad de los microcanales disminuía progresivamente.

En particular, a una velocidad de 50mm/s, la disminución de la profundidad fue relativamente mínima en comparación con las velocidades más bajas. Además, entre velocidades de 100mm/s y 150mm/s, la profundidad pareció estabilizarse, mostrando cambios mínimos. Esto indica que, por encima de una cierta velocidad, aumentar más aún la velocidad no afectaría significativamente a la profundidad de los canales.

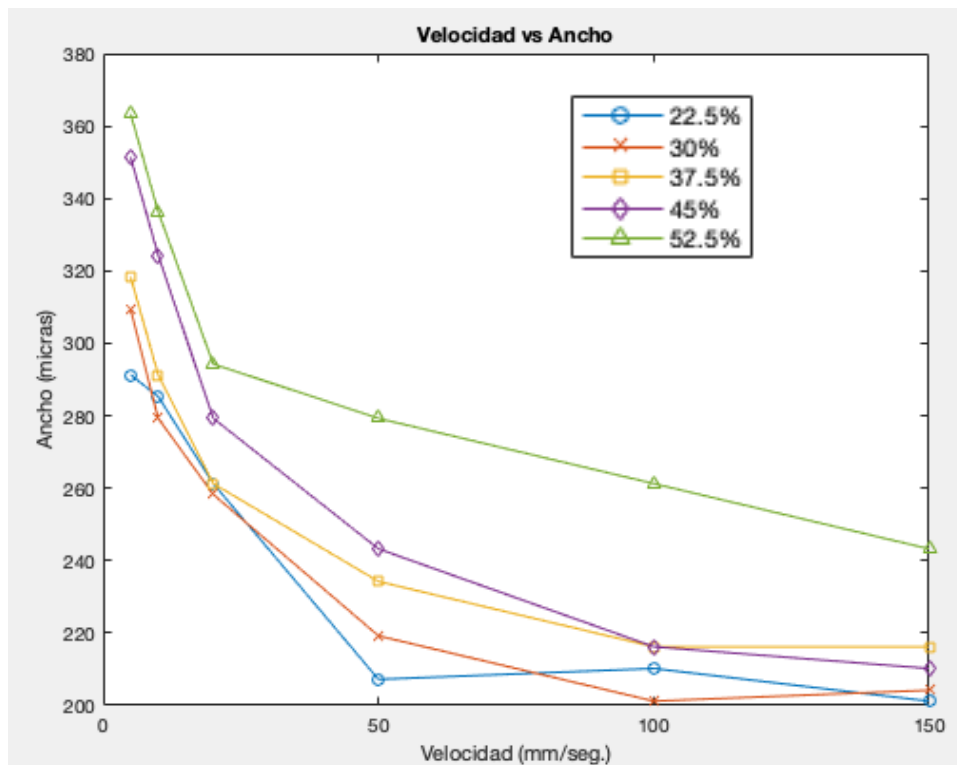


Fig. 65 – Representación gráfica entre la velocidad y la anchura de los microcanales a distintas potencias.

En la Figura 65, igual que en la Figura 64, se puede apreciar que, a velocidades más bajas, el ancho del microcanal es generalmente mayor, lo que indica que las velocidades más lentas permitieron una eliminación de material más amplia y dieron como resultado microcanales más anchos.

A medida que aumentaba la velocidad de corte, el ancho disminuía gradualmente.

También podemos observar que al igual que pasa con la profundidad, a partir de velocidades de 50mm/s el cambio en la anchura de los microcanales es relativamente mínimo y entre velocidades de 100mm/s y 150mm/s, la anchura permanece prácticamente igual, indicando un punto de saturación de la velocidad donde por más velocidad que haya, los cambios en la anchura serán prácticamente insignificantes.

Tabla 5 – Tamaño de anchura y profundidad de los microcanales con sus respectivos parámetros utilizados.

Potencia (% de 40W)	Velocidad (mm/s)	Distancia focal (mm)	Profundidad (μm)	Anchura (μm)
22.5	5	10	2583	291
22.5	10	10	1601	285
22.5	20	10	939	261
22.5	50	10	350	207
22.5	100	10	190	210
22.5	150	10	215	201
30	5	10	2718	309
30	10	10	1822	279
30	20	10	1196	258
30	50	10	571	219
30	100	10	288	201
30	150	10	294	204
37.5	5	10	3012	318
37.5	10	10	2135	291
37.5	20	10	1398	261
37.5	50	10	656	234
37.5	100	10	350	216
37.5	150	10	356	216
45	5	10	3773	351
45	10	10	2172	324
45	20	10	1552	279
45	50	10	755	243
45	100	10	479	216
45	150	10	442	210
52.5	5	10	4350	363
52.5	10	10	2374	336
52.5	20	10	1613	294
52.5	50	10	847	279
52.5	100	10	491	261
52.5	150	10	503	243

Como podemos ver en la Tabla 5, cuanto mayor es la potencia, mayor son las profundidades y las anchuras. También podemos ver que la profundidad y la anchura son proporcionales, es decir, si la profundidad es alta, también lo será la anchura, aunque también dependerá de la velocidad que utilicemos.

Además, para el parámetro de la velocidad en particular, hay que hablar sobre la forma de los microcanales.

Para evaluar la influencia de la velocidad en la morfología de los microcanales, se capturaron las siguientes fotografías: una a una velocidad de 10mm/s y la otra a una velocidad de 150mm/s. (Ver Figura 66 y 67)

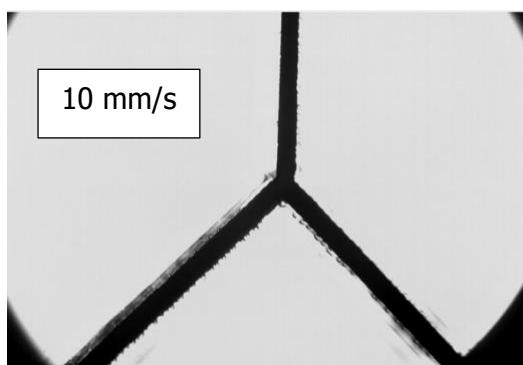


Fig. 66 – Imagen de un microcanal creado a una velocidad de 10mm/s

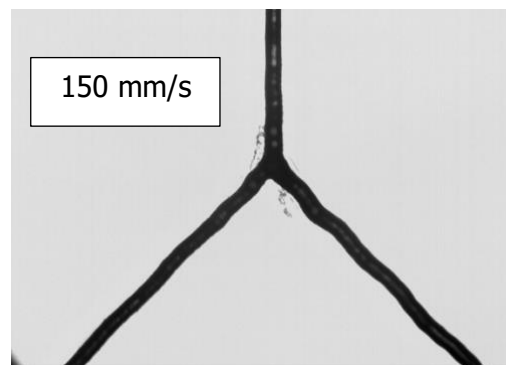


Fig. 67 – Imagen de un microcanal creado a una velocidad de 150mm/s

Al comparar las dos imágenes, se hace evidente una diferencia notable en la forma de los canales. A la velocidad de 10mm/s, los microcanales aparecen rectos y exhiben una forma uniforme, en cambio, en la imagen de 150mm/s, los canales muestran un patrón serpenteante e irregularidades en su forma.

Los canales presentan un recorrido más ondulado y serpenteante, con variaciones de ancho y profundidad.

Esta observación sugiere que, a mayor velocidad de fabricación, los canales se desplazan y se deforman durante el proceso.

4.1.3 Varias pasadas

En este punto se presentan los resultados de la influencia del número de pasadas sobre la profundidad y la anchura de los microcanales. Las pruebas se realizaron utilizando un rango de potencias (18, 20, 22.5, 30 y 45% de la potencia máxima de 40W), una distancia focal constante de 10mm y una velocidad también constante de 10mm/s. Se realizaron 1, 2, 3 y 4 pasadas para cada potencia.

Los datos obtenidos se analizaron y se muestran a continuación en dos gráficas, una para comparar el número de pasadas con la profundidad y otra para comparar el número de pasadas con la anchura de los canales.

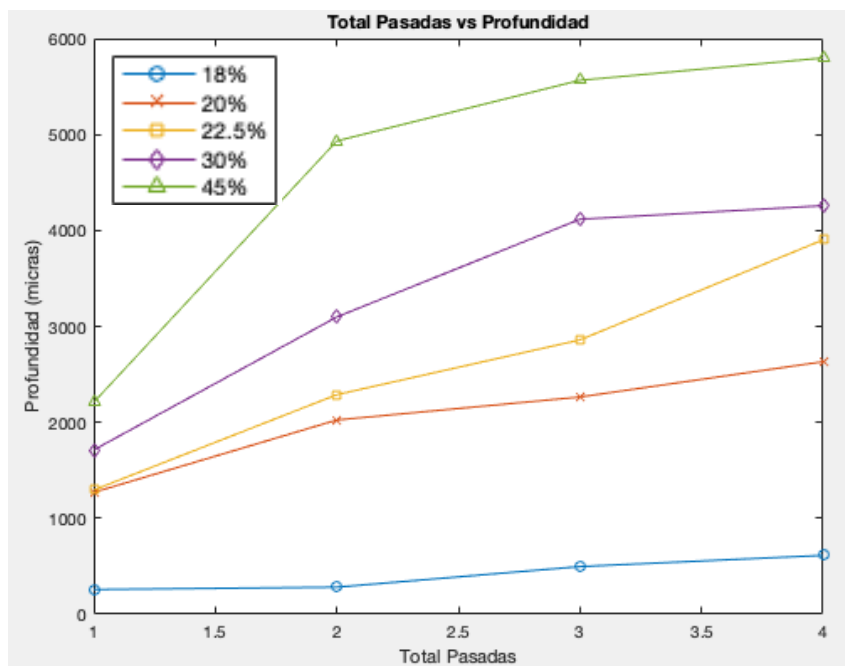


Fig. 68 – Representación gráfica entre el total de pasadas y la profundidad de los microcanales a distintas potencias.

En la Figura 68, podemos ver una clara correlación entre las pasadas totales y la profundidad de los microcanales. A medida que aumenta el número de pasadas, la profundidad de los microcanales también aumenta.

Estos resultados se pueden atribuir al efecto acumulativo de varias pasadas, en las que cada pasada elimina más material de PMMA, lo que da como resultado un canal más profundo.

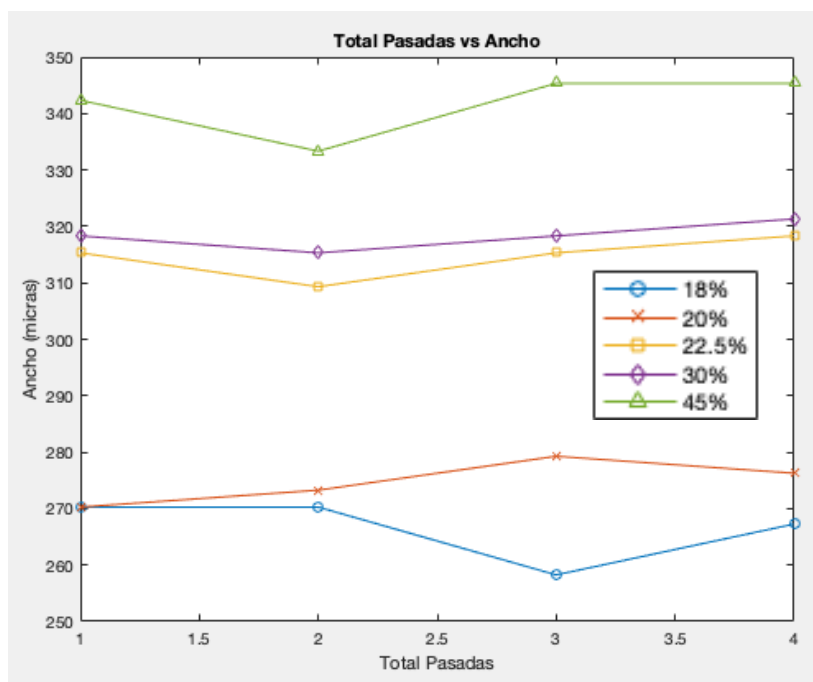


Fig. 69 – Representación gráfica entre el total de pasadas y la anchura de los microcanales a distintas potencias.

En cambio, en la Figura 69 se puede ver que el total de pasadas tiene un impacto mínimo en los anchos de los microcanales. Las medidas de la anchura se mantuvieron relativamente constantes a lo largo del número variable de pasadas.

Tabla 6 – Tamaño de anchura y profundidad de los microcanales con sus respectivos parámetros utilizados.

Potencia (% de 40W)	Velocidad (mm/s)	Distancia focal (mm)	Pasadas totales	Profundidad (μm)	Anchura (μm)
18	10	10	1	258	270
18	10	10	2	282	270
18	10	10	3	497	258
18	10	10	4	613	267
20	10	10	1	1270	270
20	10	10	2	2025	273
20	10	10	3	2264	279
20	10	10	4	2632	276
22.5	10	10	1	1294	315
22.5	10	10	2	2288	309
22.5	10	10	3	2859	315
22.5	10	10	4	3902	318
30	10	10	1	1712	318
30	10	10	2	3098	315
30	10	10	3	4117	318
30	10	10	4	4258	321
45	10	10	1	2209	342
45	10	10	2	4933	333
45	10	10	3	5564	345
45	10	10	4	5798	345

4.1.4 Profundidad de los microcanales

La profundidad de los microcanales fabricados es un parámetro crítico que afecta directamente a la funcionalidad y el rendimiento de los dispositivos.

En esta sección se presentan los resultados de los efectos de la potencia, la velocidad y la distancia focal en la profundidad de los microcanales de una forma más detallada que en los apartados anteriores.

Para evaluar la influencia de la potencia en la profundidad del microcanal, se realizaron una serie de experimentos variando la potencia del láser mientras se mantenían constantes la velocidad y la distancia focal.

Las potencias del láser utilizadas fueron las siguientes: 22.5, 30, 37.5, 45, 52.5, 60, 67.5 y 75% de la potencia total de 40W de la máquina.

La velocidad se mantuvo constante a 10mm/s y la distancia focal se mantuvo a distintas distancias (5mm, 10mm, 15mm, 20mm y 30mm), haciendo 8 pruebas de distinta potencia con cada distancia.

Por otra parte, también se calculó el error de desviación estándar para cada prueba. Para calcular el error de desviación se repitió un total de 15 veces la misma pasada con los mismos parámetros, se midieron las profundidades de todas las pasadas y con estas se obtuvo el error de desviación.

- Para una distancia focal de 5mm se obtuvieron los siguientes resultados:

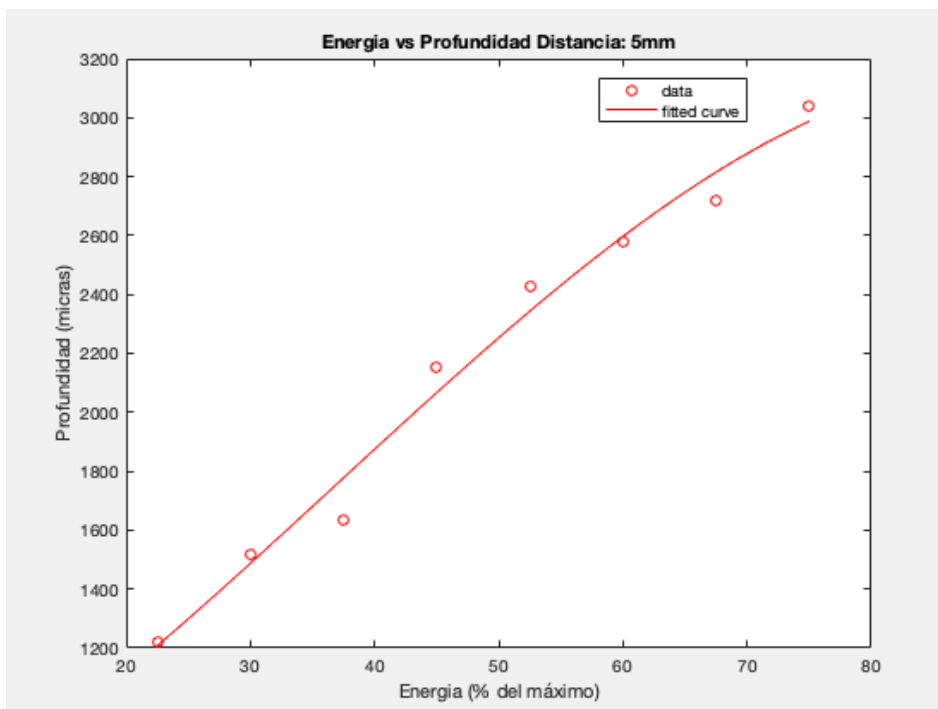


Fig. 70 – Gráfica de la energía vs la profundidad a una distancia focal de 5mm.

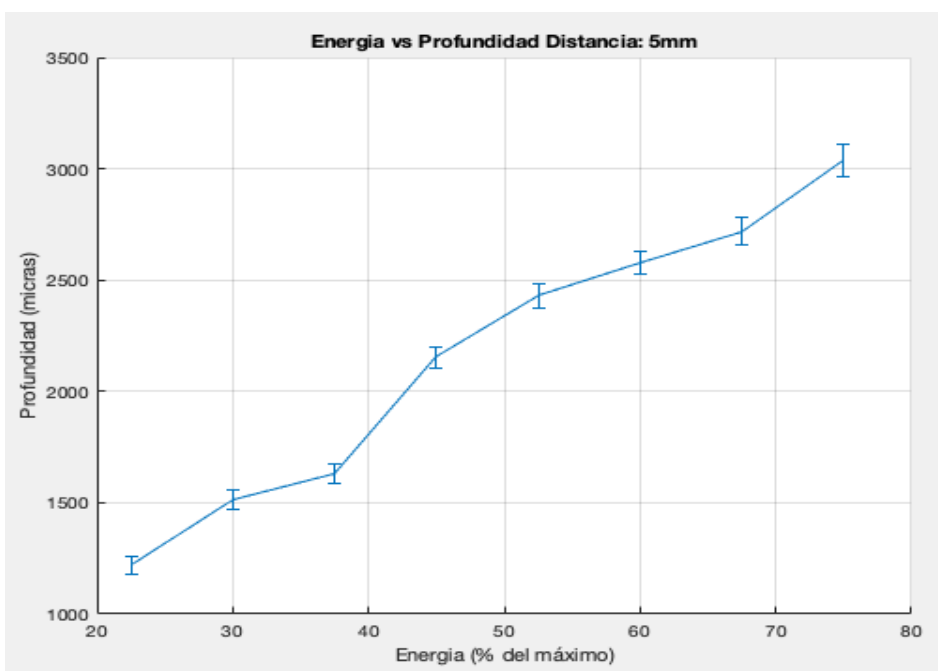
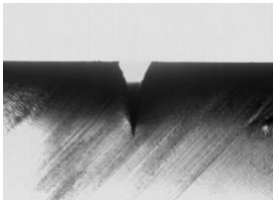
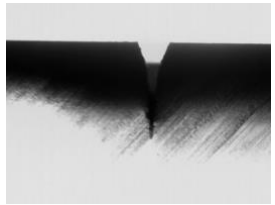
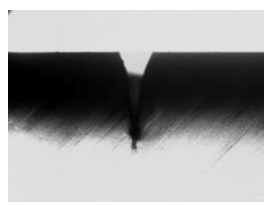
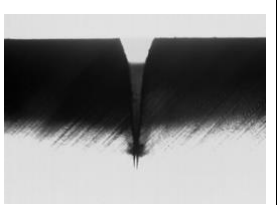
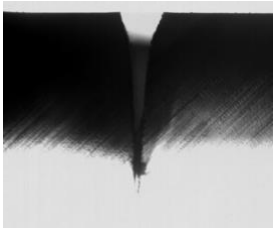
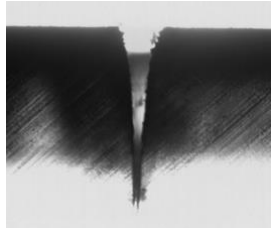
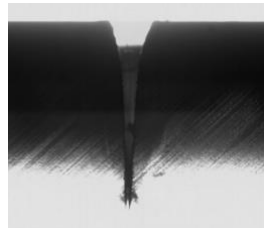
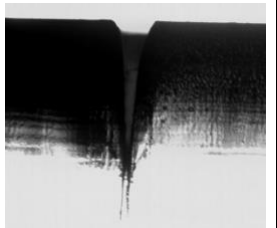


Fig. 71 – Gráfica del error de desviación (profundidad) para una distancia focal de 5mm.

Tabla 7 – Profundidad de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 5mm).

Potencia: 22.5% Profundidad: 1221 μm	Potencia: 30% Profundidad: 1515 μm	Potencia: 37.5% Profundidad: 16312 μm	Potencia: 45% Profundidad: 2153 μm
			
Potencia: 52.5% Profundidad: 2429 μm	Potencia: 60% Profundidad: 2577 μm	Potencia: 67.5% Profundidad: 2718 μm	Potencia: 75% Profundidad: 3037 μm
			

Como podemos ver, los resultados de la Figura 70 y la Tabla 7, demuestran una clara relación entre la potencia y la profundidad del microcanal. A medida que aumenta la potencia, la profundidad de los microcanales también aumenta proporcionalmente.

Los niveles de potencia más altos proporcionaron más energía al sustrato de PMMA, lo que provocó una mayor eliminación de material y una formación de canales más profundos. Por el contrario, los ajustes de potencia más bajos dieron como resultado canales menos profundos.

También podemos observar en la Figura 71 los diferentes errores de desviación que se obtienen para cada microcanal. Podemos decir que el error de desviación para la distancia focal de 5mm es relativamente bajo y que el error va aumentando conforme aumenta la potencia debido a una mayor ablación del material menos controlada.

- Para una distancia focal de 10mm se obtuvieron los siguientes resultados:

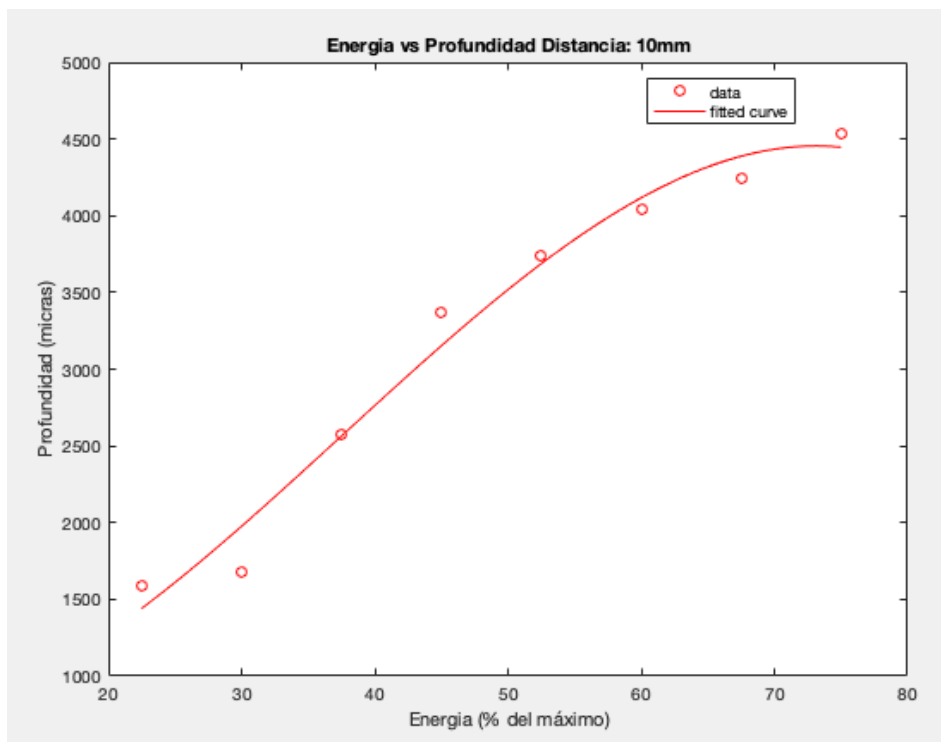


Fig. 72 - Gráfica de la energía vs la profundidad a una distancia focal de 10mm.

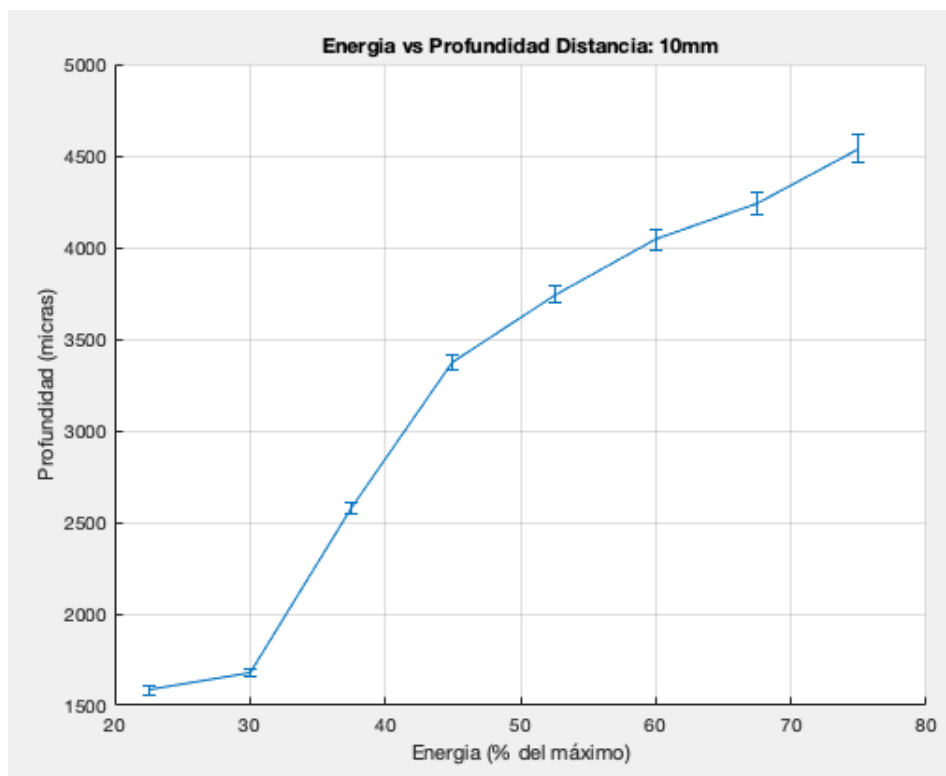


Fig. 73 - Gráfica del error de desviación (profundidad) para una distancia focal de 10mm.

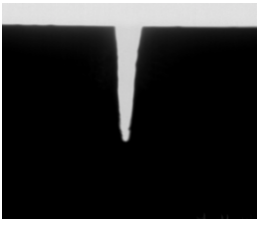
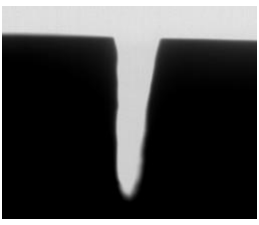
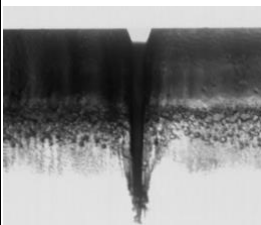
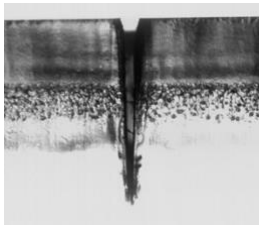
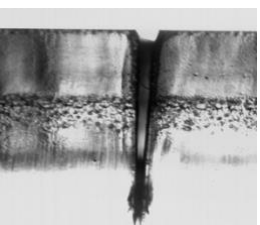
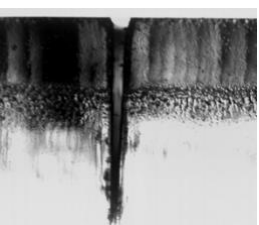
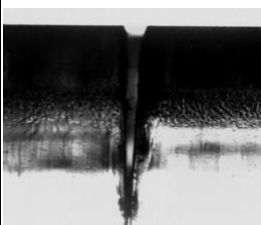
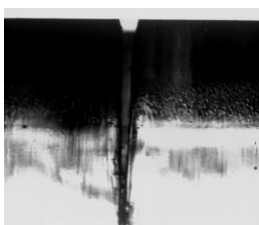
Con una distancia focal de 10mm, la cual es la distancia de corte enfocado y en el cual el láser produce un mayor tallado en la superficie del material se obtuvieron las mismas conclusiones que con una distancia focal de 5mm, es decir, la potencia del láser y la profundidad del microcanal están claramente relacionadas. A medida que aumenta la potencia, la profundidad de los microcanales también aumenta proporcionalmente.

Aunque en este caso se obtuvieron unos microcanales más profundos debido al enfoque del láser.

El error de desviación en esta distancia de corte enfocado es muy pequeño, aumentando un poco más en potencias más elevadas. Esto es debido a que cuando el haz se encuentra enfocado, hay una mayor precisión en el corte.

A continuación, en la Tabla 8 podemos ver las imágenes con más detalles:

Tabla 8 – Profundidad de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 10mm).

Potencia: 22.5% Profundidad: 1583 μm	Potencia: 30% Profundidad: 1675 μm	Potencia: 37.5% Profundidad: 2577 μm	Potencia: 45% Profundidad: 3374 μm
			
Potencia: 52.5% Profundidad: 3742 μm	Potencia: 60% Profundidad: 4043 μm	Potencia: 67.5% Profundidad: 4239 μm	Potencia: 75% Profundidad: 4540 μm
			

A continuación, se presentan las gráficas y tablas para las otras 3 pruebas restantes a unas distancias focales de 15, 20 y 30mm y se hará una conclusión final a partir de todos los resultados sobre como afecta la potencia láser a la profundidad de los microcanales en PMMA.

- Para una distancia focal de 15mm se obtuvieron los siguientes resultados:

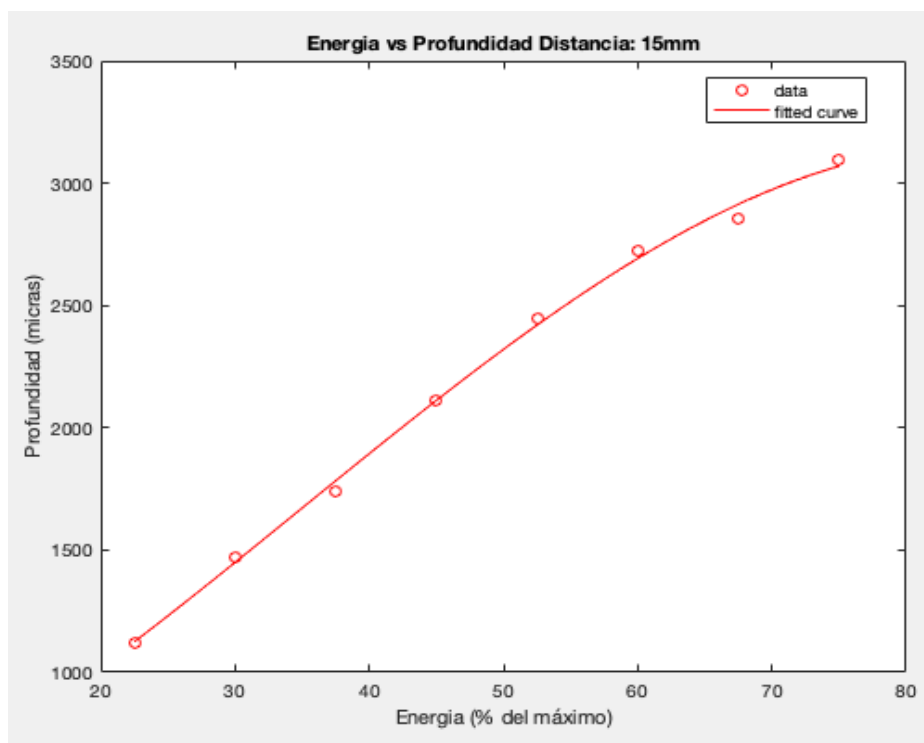


Fig. 74 - Gráfica de la energía vs la profundidad a una distancia focal de 15mm.

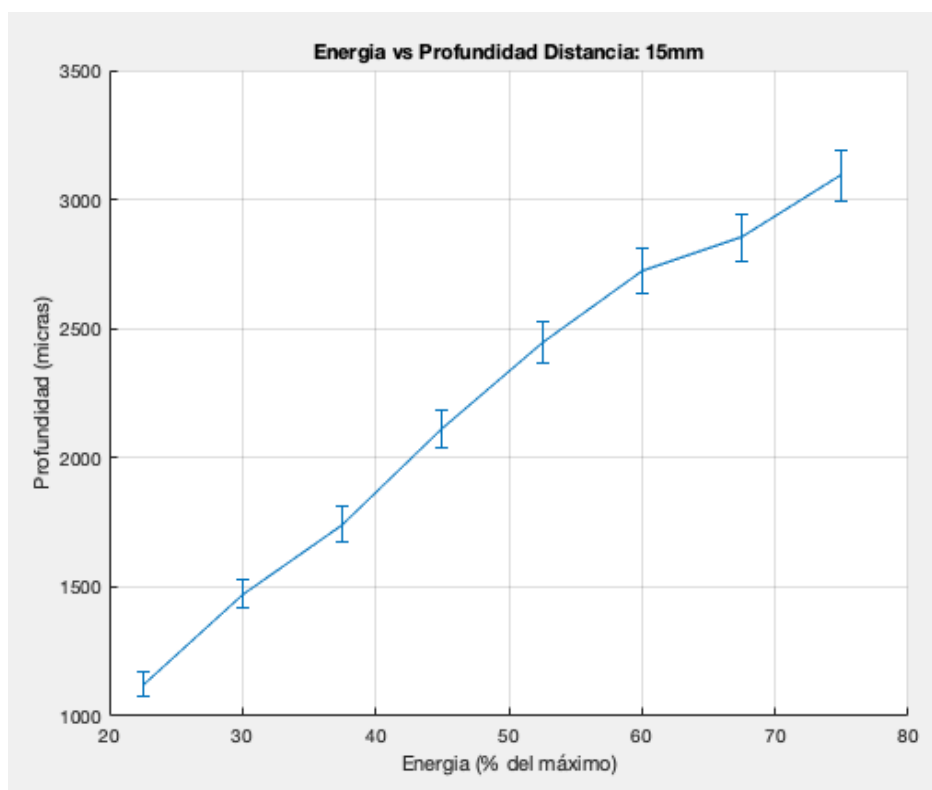
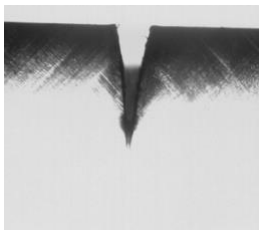
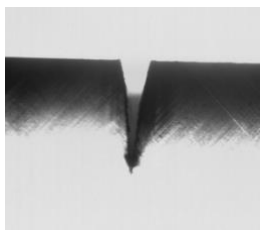
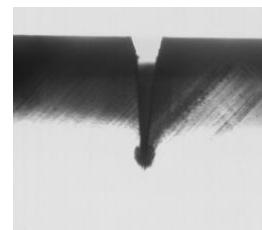
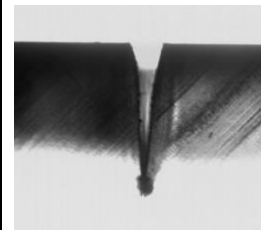
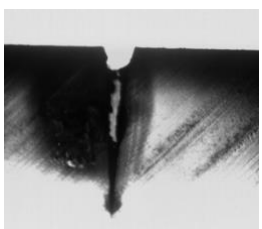
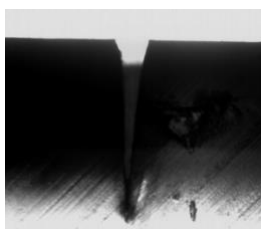
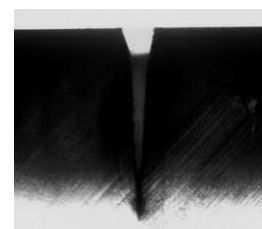
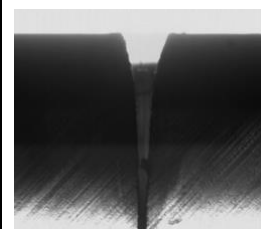


Fig. 75 - Gráfica del error de desviación (profundidad) para una distancia focal de 15mm.

Tabla 9 – Profundidad de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 15mm).

Potencia: 22.5% Profundidad: 1123 μm	Potencia: 30% Profundidad: 1472 μm	Potencia: 37.5% Profundidad: 1742 μm	Potencia: 45% Profundidad: 2110 μm
			
Potencia: 52.5% Profundidad: 2448 μm	Potencia: 60% Profundidad: 2724 μm	Potencia: 67.5% Profundidad: 2853 μm	Potencia: 75% Profundidad: 3092 μm
			

- Para una distancia focal de 20mm se obtuvieron los siguientes resultados:

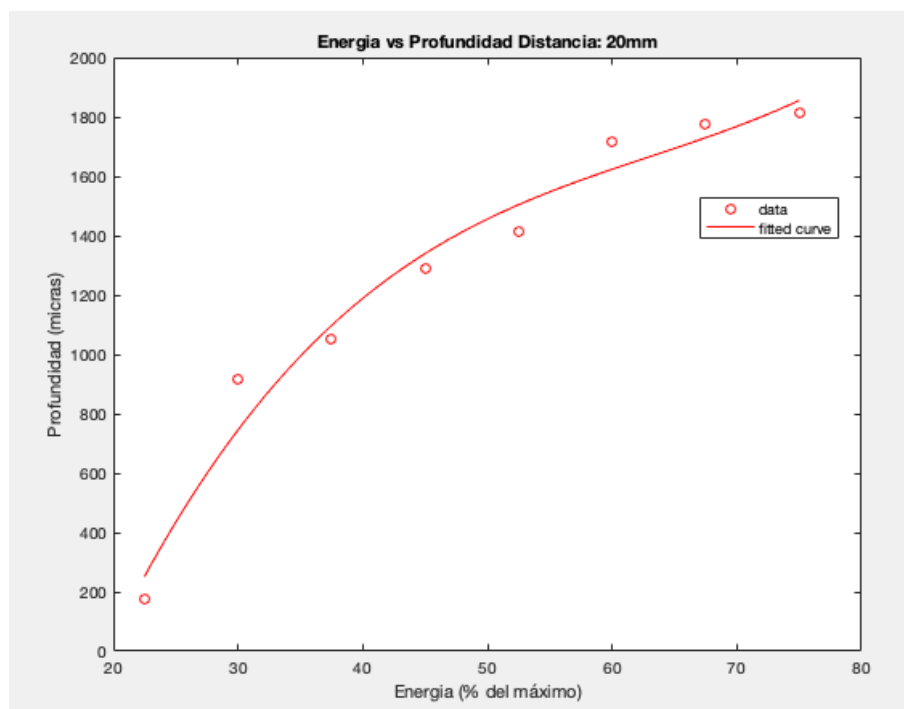


Fig. 76 - Gráfica de la energía vs la profundidad a una distancia focal de 20mm.

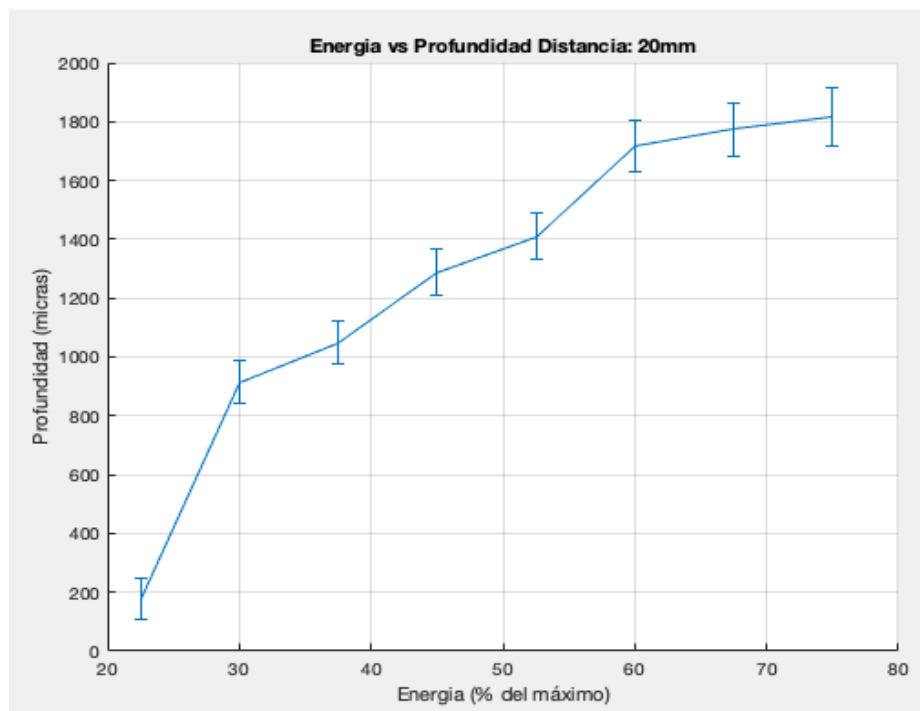


Fig. 77 - Gráfica del error de desviación (profundidad) para una distancia focal de 20mm.

Tabla 10 – Profundidad de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 20mm).

Potencia: 22.5% Profundidad: 178 μm	Potencia: 30% Profundidad: 914 μm	Potencia: 37.5% Profundidad: 1049 μm	Potencia: 45% Profundidad: 1288 μm
Potencia: 52.5% Profundidad: 1411 μm	Potencia: 60% Profundidad: 1718 μm	Potencia: 67.5% Profundidad: 1776 μm	Potencia: 75% Profundidad: 1816 μm

- Para una distancia focal de 30mm se obtuvieron los siguientes resultados:

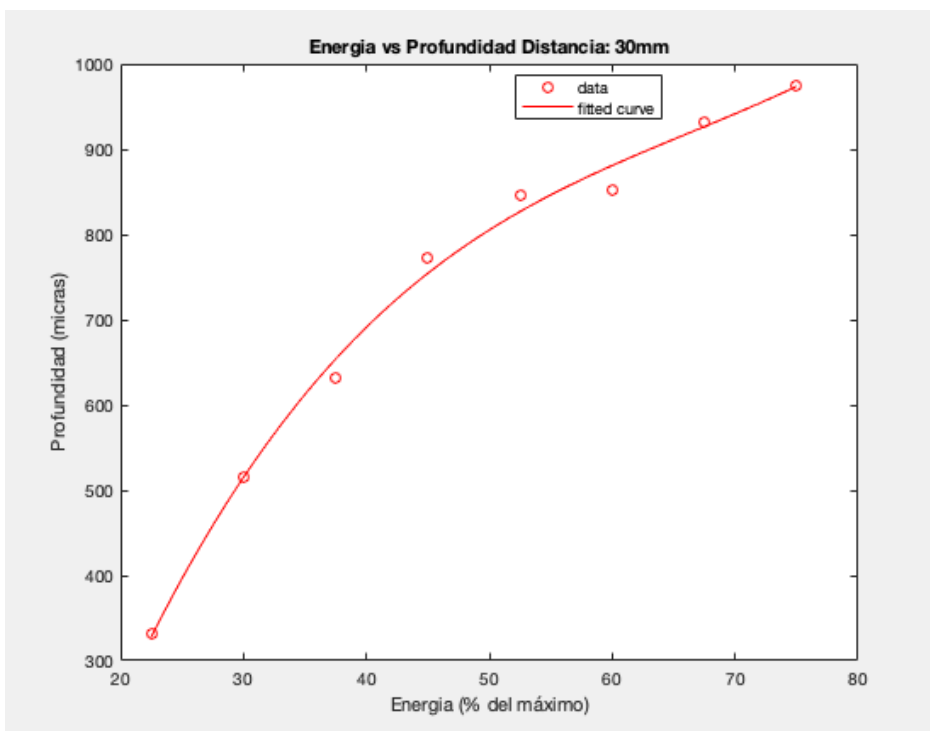


Fig. 78 - Gráfica de la energía vs la profundidad a una distancia focal de 30mm.

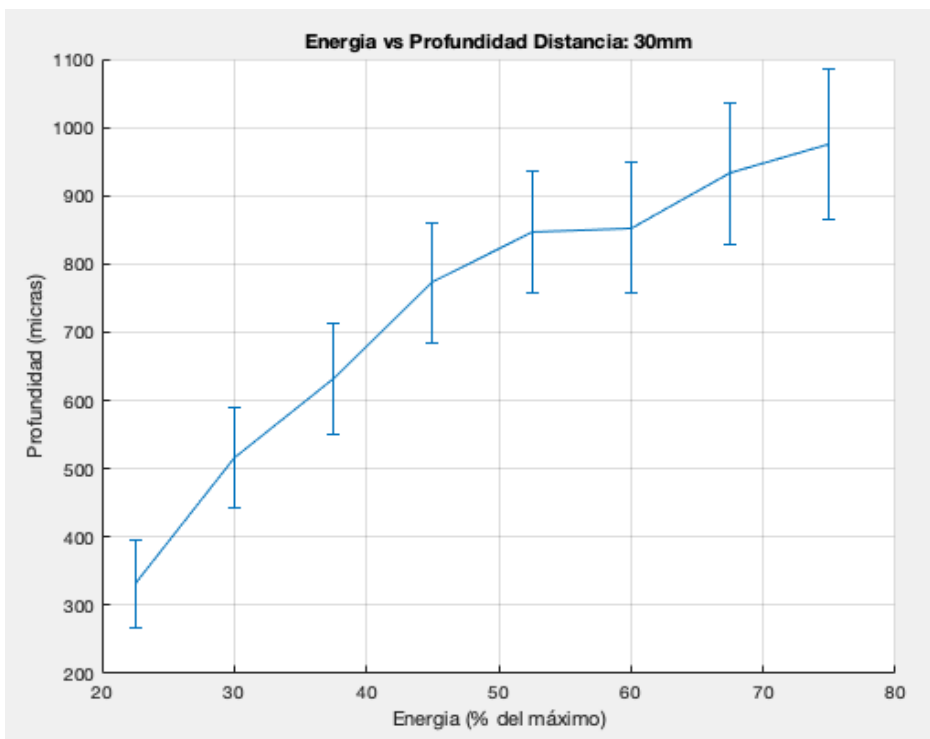
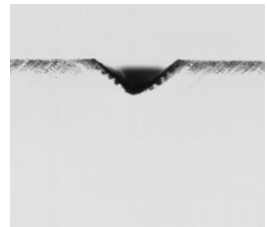

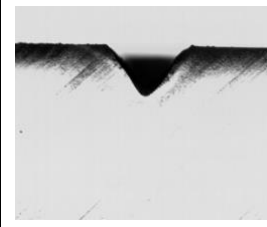
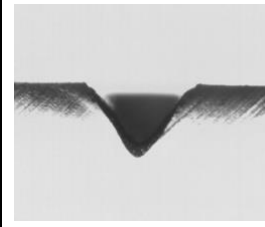
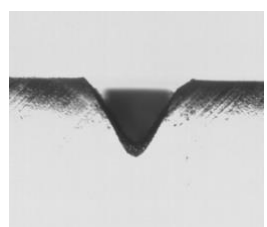
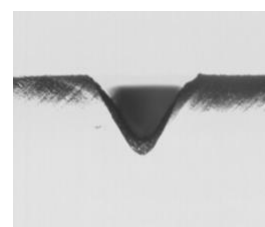
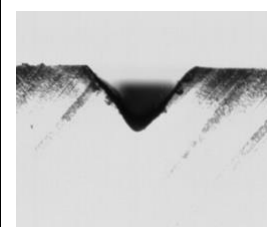
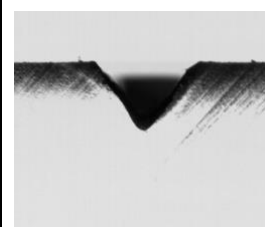


Fig. 79 - Gráfica del error de desviación (profundidad) para una distancia focal de 30mm.

Tabla 11 – Profundidad de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 30mm).

Potencia: 22.5% Profundidad: 331 μm	Potencia: 30% Profundidad: 515 μm	Potencia: 37.5% Profundidad: 632 μm	Potencia: 45% Profundidad: 773 μm
			
Potencia: 52.5% Profundidad: 847 μm	Potencia: 60% Profundidad: 853 μm	Potencia: 67.5% Profundidad: 933 μm	Potencia: 75% Profundidad: 975 μm
			

Los resultados obtenidos en las Figuras (74, 76, 78) y Tablas (9, 10, 11) demuestran claramente que una mayor potencia del láser conduce a una mayor profundidad de los microcanales. Este hallazgo concuerda con las expectativas, ya que las configuraciones de más potencia dan como resultado que se deposite más energía en la superficie del PMMA, lo que lleva a un proceso mayor de eliminación de material y a la formación de canales más profundos.

Por el contrario, los ajustes de potencia más bajos dieron como resultado microcanales menos profundos.

Además, observamos que la distancia focal del láser también jugó un papel importante en la profundidad y morfología de los microcanales. La distancia focal de 10mm generaba unos microcanales de mayor profundidad en comparación con otras distancias focales. Esto se debe a que, en el punto focal, la intensidad del láser es máxima, lo que da como resultado una mayor eliminación de material y canales más profundos. Por otro lado, a medida que la distancia focal aumentaba más allá de los 10mm, sobretodo a los 30mm, los microcanales se volvían más redondeados.

Esto se puede atribuir a la dispersión del haz y a una disminución de la densidad de energía a distancias focales más grandes.

Debido a esta dispersión del haz y a la disminución de energía en distancias focales mayores, el error de desviación también aumenta. Esto lo podemos ver reflejado en las Figuras (75, 77, 79) donde si comparamos el error de desviación con las distancias focales de 5 y 10mm podemos ver que aumenta de forma considerable, sobretodo con la distancia focal de 30mm donde las dispersiones y la energía están más dispersadas dando como resultado microcanales menos precisos.

4.1.5 Anchura de los microcanales

En la fabricación de dispositivos microfluídicos en PMMA, el ancho de los microcanales es un parámetro crucial que influye significativamente en la funcionalidad y el rendimiento de los dispositivos.

El ancho de los microcanales juega un papel vital en el control del flujo de fluidos, el rendimiento de la muestra y el rendimiento general del dispositivo.

Determina el volumen de fluido que puede pasar a través de los canales, afecta la velocidad del flujo y la caída de presión. Por tanto, el control preciso sobre el ancho del microcanal es esencial para lograr el comportamiento fluídico y la funcionalidad deseados.

Además, el ancho de los microcanales también influye en el comportamiento de flujos laminares o turbulentos y determina las dimensiones de muestra que se transportan dentro del dispositivo.

Por otra parte, también se puede decir que afecta al proceso de fabricación en sí. Afecta a la resolución y precisión del proceso, ya que los canales más estrechos requieren un control más fino y una alineación más precisa del rayo láser.

Para investigar la relación entre la potencia láser y el ancho del microcanal, se realizaron una serie de pruebas utilizando diferentes configuraciones de potencia en la máquina láser.

Para ser específicos, se utilizaron los mismos canales estudiados en el apartado 4.1.4 con las mismas potencias y distancias focales pero esta vez se midió el ancho de los microcanales.

Por lo tanto, las potencias del láser utilizadas fueron las siguientes: 22.5, 30, 37.5, 45, 52.5, 60, 67.5 y 75% de la potencia total de 40W de la máquina.

La velocidad se mantuvo constante a 10mm/s y la distancia focal se mantuvo a distintas distancias (5mm, 10mm, 15mm, 20mm y 30mm), haciendo 8 pruebas de distinta potencia con cada distancia.

También se calculó el error de desviación estándar para cada prueba utilizando el mismo método que en el apartado 4.1.4.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos del ancho de los microcanales comparados con la potencia y la distancia focal.

- Para una distancia focal de 5mm se obtuvieron los siguientes resultados:

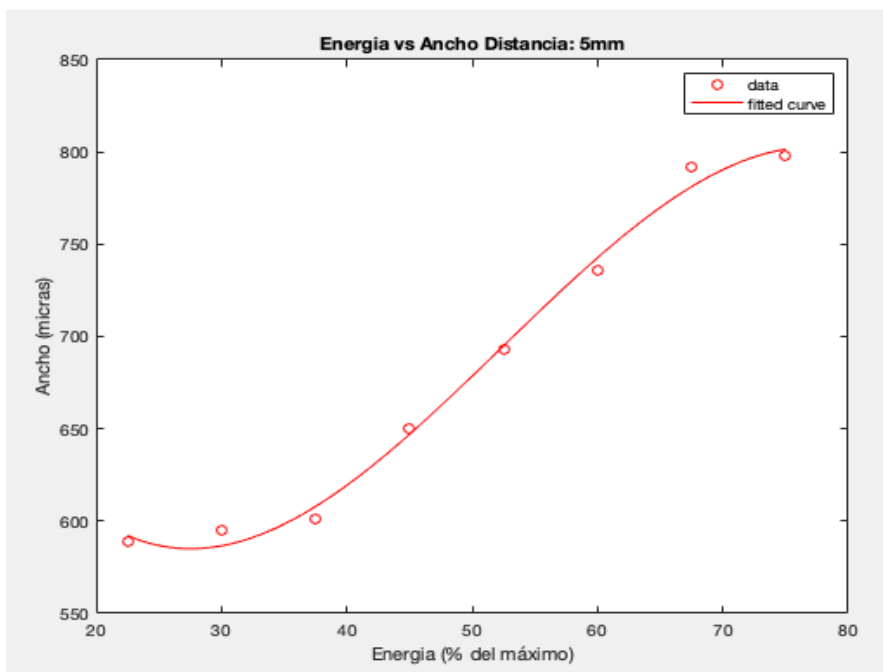


Fig. 80 - Gráfica de la energía vs la anchura a una distancia focal de 5mm.

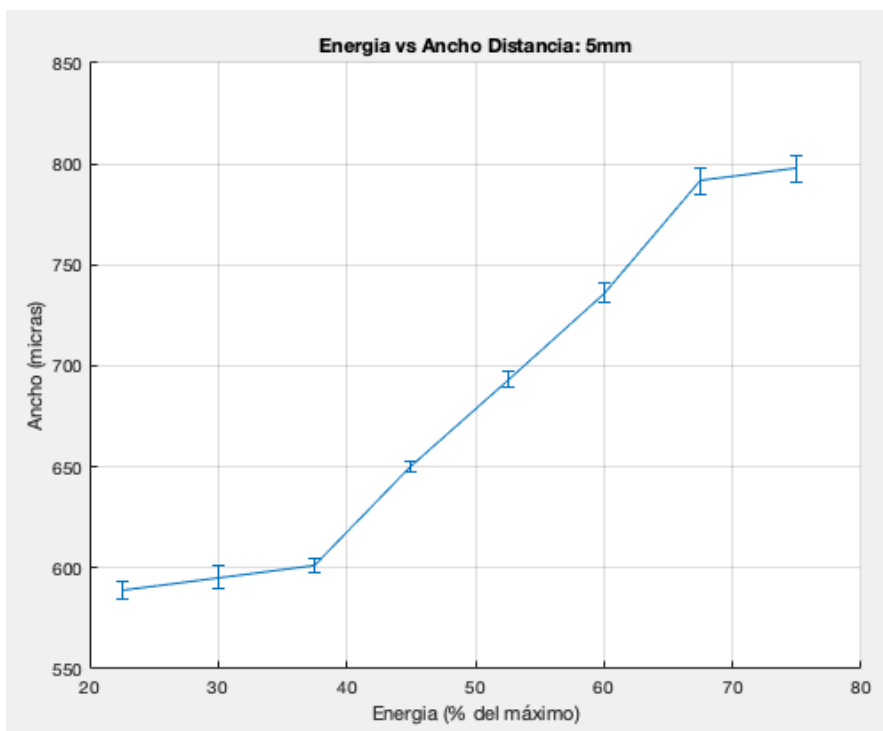



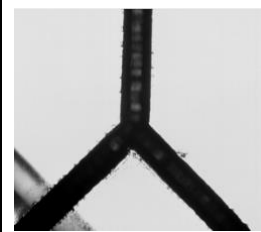

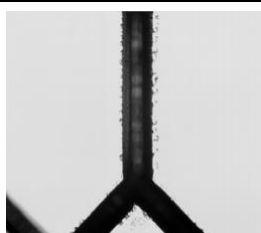




Fig. 81 - Gráfica del error de desviación (anchura) para una distancia focal de 5mm.

Tabla 12 – Anchura de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 5mm).

Potencia: 22.5% Anchura: 589 μm	Potencia: 30% Anchura: 595 μm	Potencia: 37.5% Anchura: 601 μm	Potencia: 45% Anchura: 650 μm
			
Potencia: 52.5% Anchura: 693 μm	Potencia: 60% Anchura: 736 μm	Potencia: 67.5% Anchura: 791 μm	Potencia: 75% Anchura: 798 μm
			

Se utilizaron imágenes centrales de los microcanales para sí poder ver cualquier tipo de imperfecciones además de asegurar que el ancho del microcanal era simétrico para todo el canal.

Como podemos ver en la Figura 80 y en la Tabla 12, los resultados revelaron una clara correlación entre la potencia del láser y el ancho del microcanal. Los ajustes de potencia más altos dieron lugar a microcanales más anchos, mientras que los ajustes de potencia más bajos dieron como resultado canales más estrechos. Esta relación se puede atribuir a los efectos térmicos inducidos por el láser. A niveles de potencia más altos, se deposita más energía sobre el PMMA, lo que da como resultado un ancho de canal más grande.

Por lo contrario, las configuraciones de potencia más bajas generan menos energía, lo que conlleva a una eliminación menor del material y canales más estrechos.

El error de desviación estándar para la anchura es mucho menor que para la profundidad, ya que como podemos ver en la Figura 81 el error es de unas pocas micras de diferencia, obteniendo un error mayor en potencias más elevadas.

- Para una distancia focal de 10mm se obtuvieron los siguientes resultados:

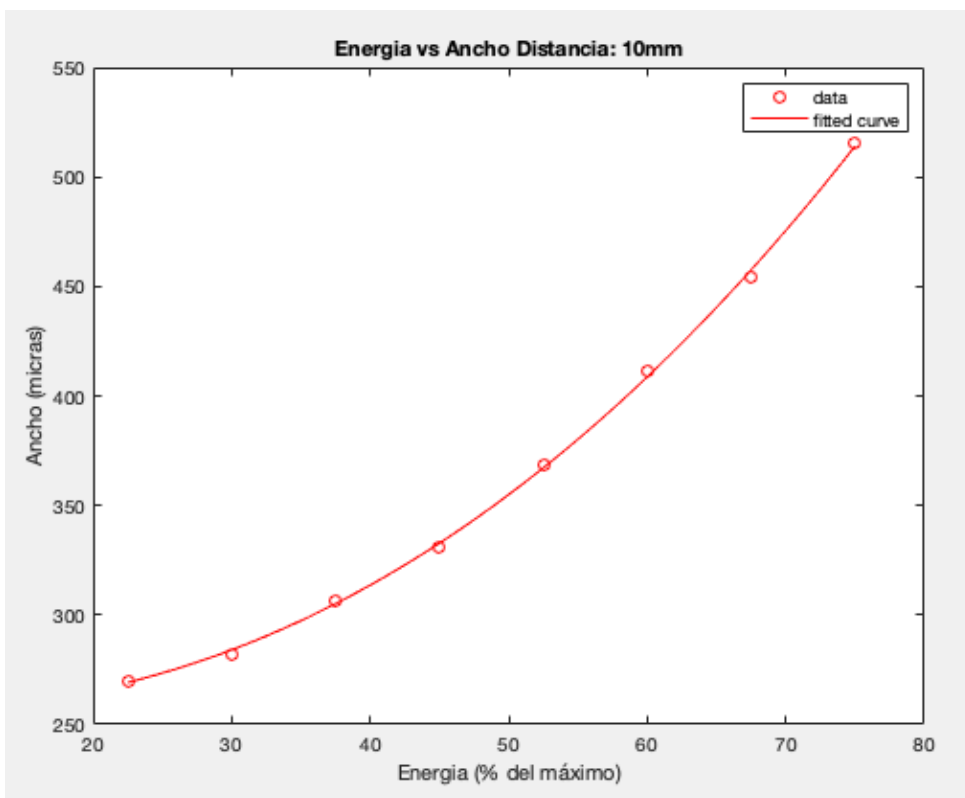


Fig. 82 - Gráfica de la energía vs la anchura a una distancia focal de 10mm.

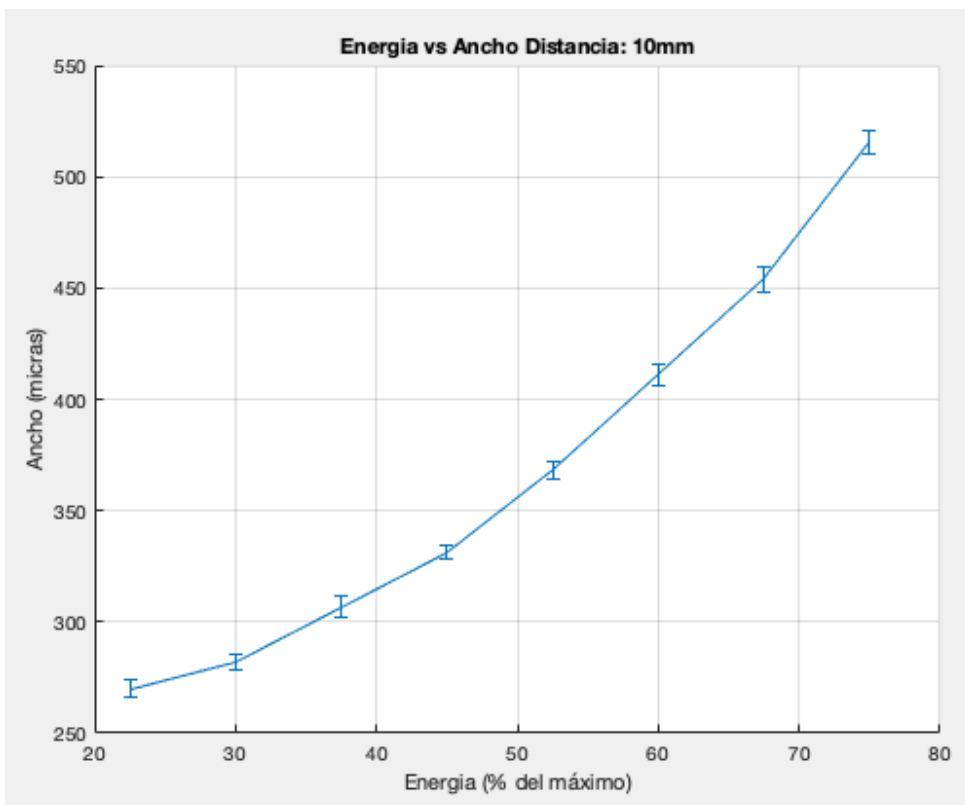


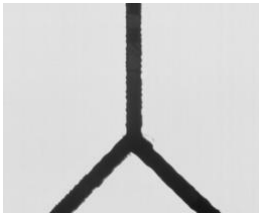
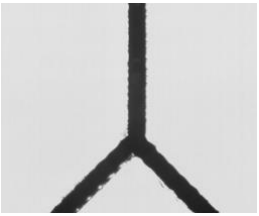






Fig. 83 - Gráfica del error de desviación (anchura) para una distancia focal de 10mm.

Tabla 13 – Anchura de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 10mm).

Potencia: 22.5% Anchura: 270 μm	Potencia: 30% Anchura: 282 μm	Potencia: 37.5% Anchura: 307 μm	Potencia: 45% Anchura: 331 μm
			
Potencia: 52.5% Anchura: 368 μm	Potencia: 60% Anchura: 411 μm	Potencia: 67.5% Anchura: 454 μm	Potencia: 75% Anchura: 515 μm
			

Cuando se utiliza una distancia focal de 10mm, el ancho del microcanal tiende a ser más estrecho en comparación con las otras distancias como se verá a continuación con los otros resultados. Esto se debe a que el rayo láser enfocado proporciona una distribución de energía más concentrada en la superficie del PMMA, lo que resulta en una eliminación de material localizada y precisa. (Ver Figura 82 y Tabla 13)

Como resultado, los microcanales creados con una distancia focal de 10mm exhiben un ancho más estrecho en comparación con los fabricados con distancias más grandes o más pequeñas. (Ver Figura 82 y Tabla 13)

El error de desviación para el ancho a una distancia focal de 10mm (corte enfocado) es muy pequeño. Esto es debido a que cuando el láser está en su forma enfocada, aunque varíemos la potencia, el corte será básicamente igual de ancho. (Ver Figura 83).

A continuación, se presentan las gráficas y tablas para las otras 3 pruebas restantes a unas distancias focales de 15, 20 y 30mm y se hará una conclusión final a partir de todos los resultados sobre como afecta la potencia láser a la anchura de los microcanales en PMMA.

- Para una distancia focal de 15mm se obtuvieron los siguientes resultados:

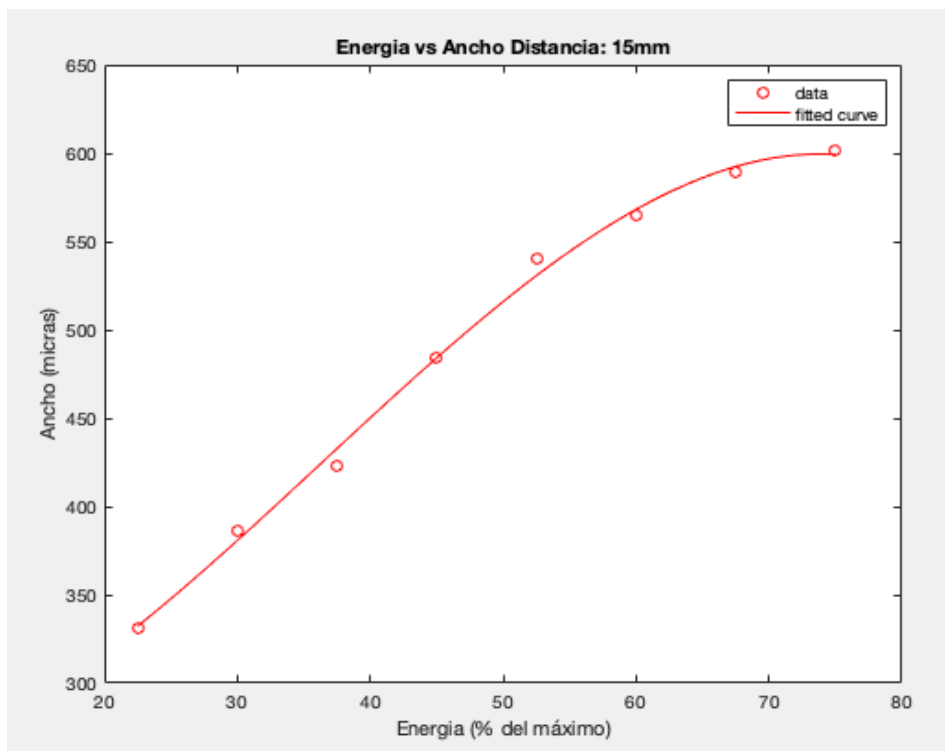


Fig. 84 - Gráfica de la energía vs la anchura a una distancia focal de 15mm.

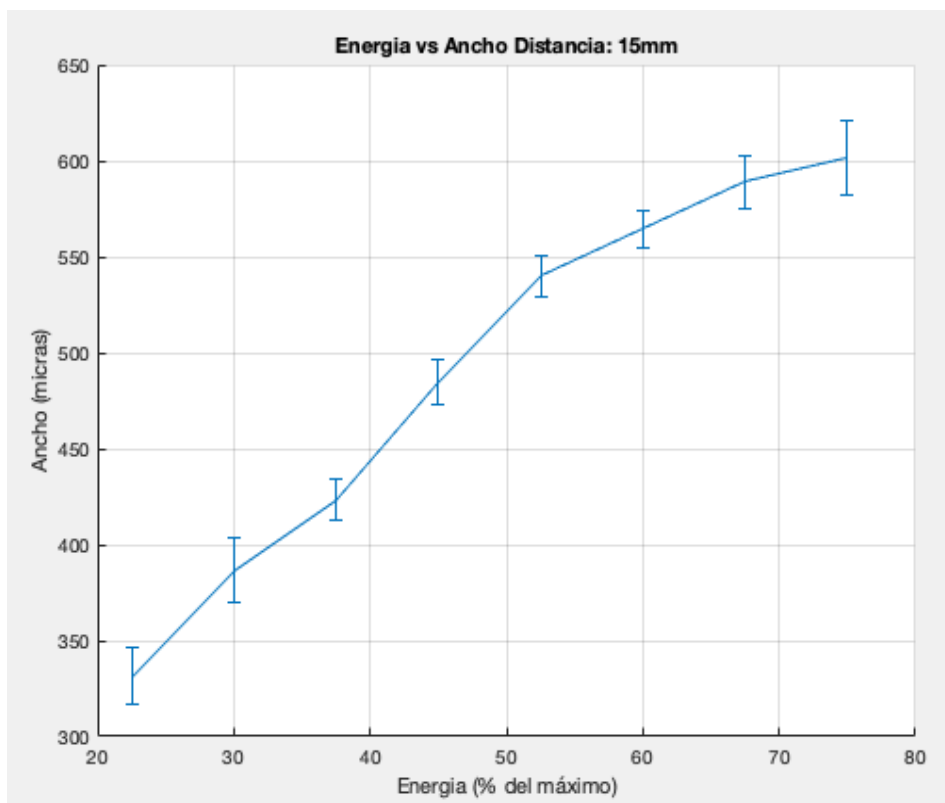
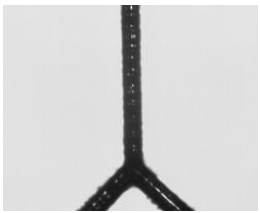


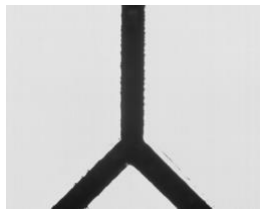

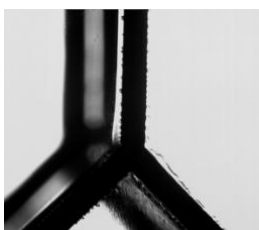
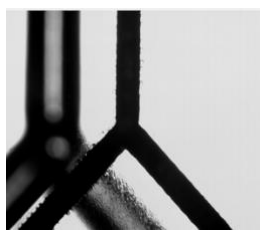



Fig. 85 - Gráfica del error de desviación (anchura) para una distancia focal de 15mm.

Tabla 14 – Anchura de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 15mm).

Potencia: 22.5% Anchura: 331 μm	Potencia: 30% Anchura: 387 μm	Potencia: 37.5% Anchura: 423 μm	Potencia: 45% Anchura: 485 μm
			
Potencia: 52.5% Anchura: 540 μm	Potencia: 60% Anchura: 564 μm	Potencia: 67.5% Anchura: 589 μm	Potencia: 75% Anchura: 601 μm
			

- Para una distancia focal de 20mm se obtuvieron los siguientes resultados:

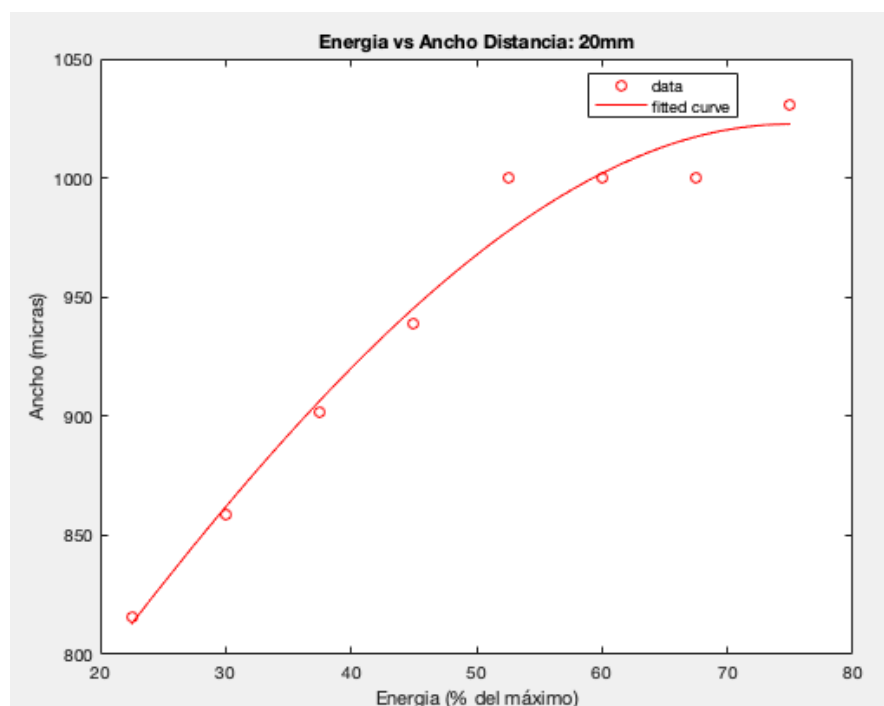


Fig. 86 - Gráfica de la energía vs la anchura a una distancia focal de 20mm.

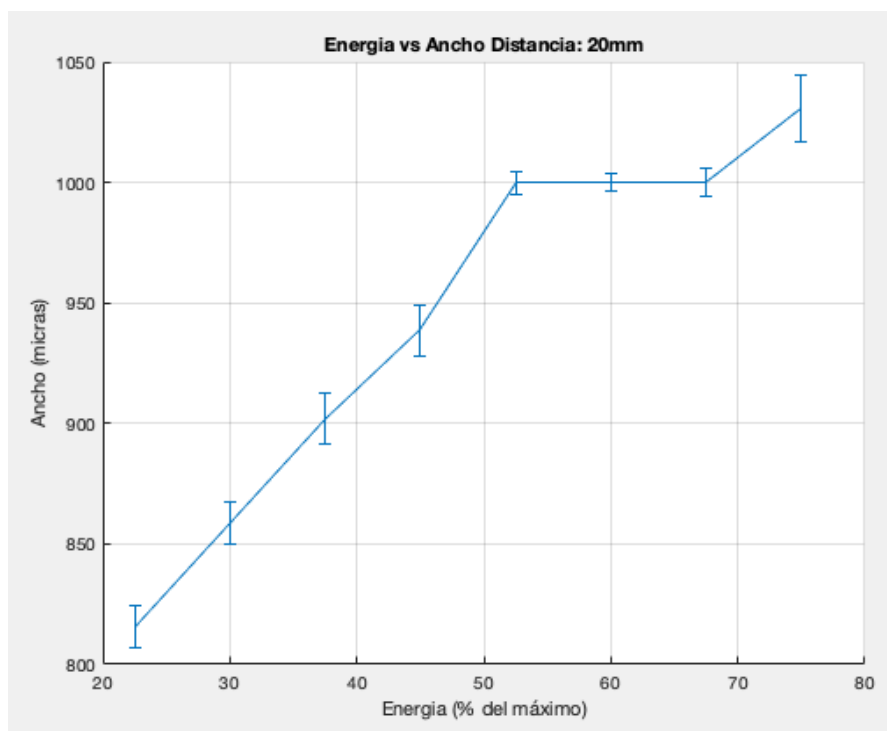


Fig. 87 - Gráfica del error de desviación (anchura) para una distancia focal de 20mm.

Tabla 15 – Anchura de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 20mm).

Potencia: 22.5% Anchura: 816 μm	Potencia: 30% Anchura: 859 μm	Potencia: 37.5% Anchura: 902 μm	Potencia: 45% Anchura: 939 μm
Potencia: 52.5% Anchura: 1000 μm	Potencia: 60% Anchura: 1000 μm	Potencia: 67.5% Anchura: 1000 μm	Potencia: 75% Anchura: 1031 μm

- Para una distancia focal de 30mm se obtuvieron los siguientes resultados:

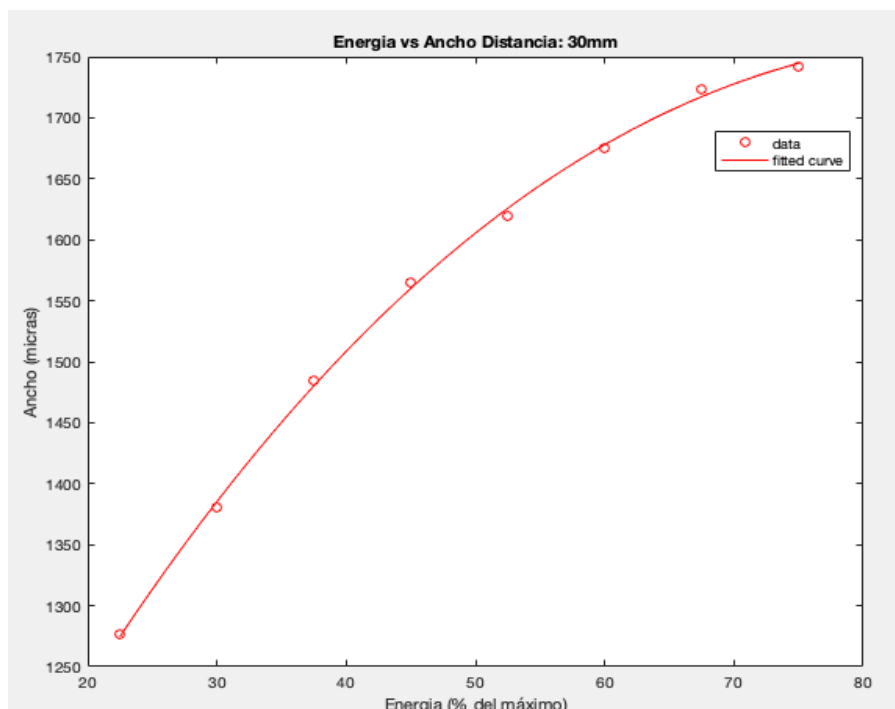


Fig. 88 - Gráfica de la energía vs la anchura a una distancia focal de 30mm.

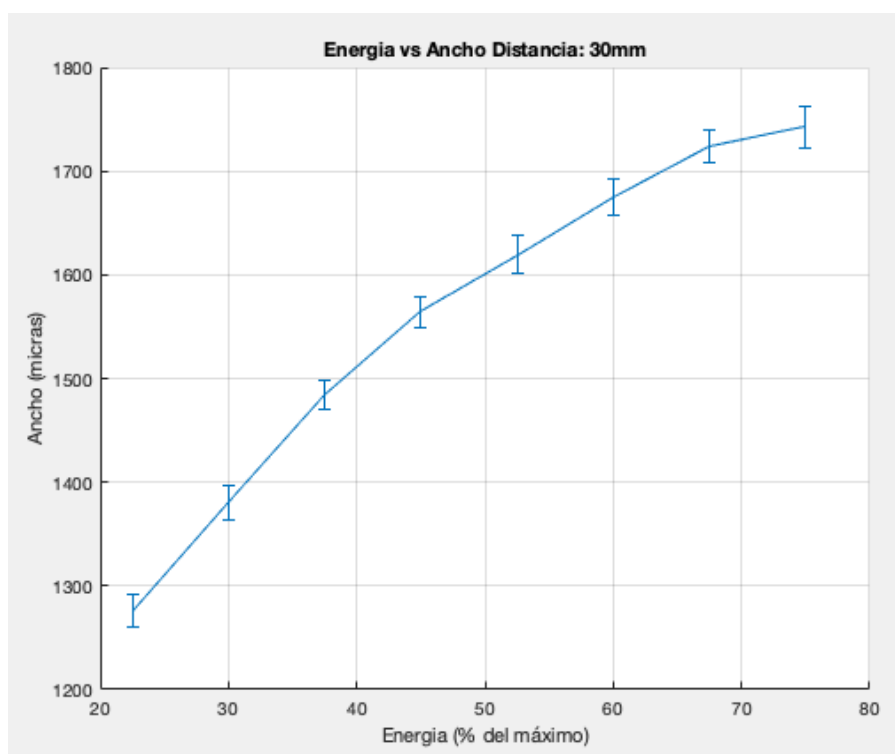
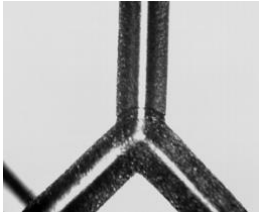
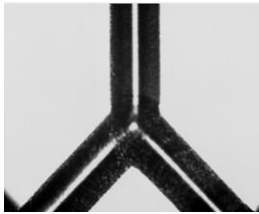
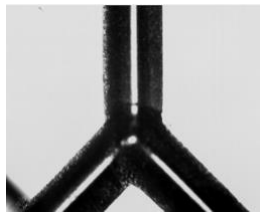
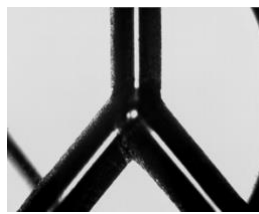
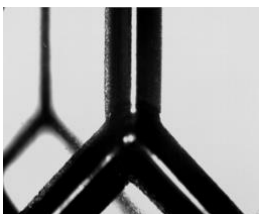
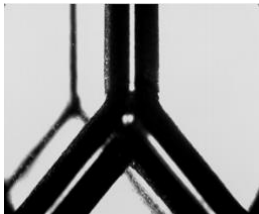




Fig. 89 - Gráfica del error de desviación (anchura) para una distancia focal de 30mm.

Tabla 16 – Anchura de los microcanales según la potencia aplicada (Distancia focal: 30mm).

Potencia: 22.5% Anchura: 1276 μm	Potencia: 30% Anchura: 1380 μm	Potencia: 37.5% Anchura: 1485 μm	Potencia: 45% Anchura: 1564 μm
			
Potencia: 52.5% Anchura: 1620 μm	Potencia: 60% Anchura: 1675 μm	Potencia: 67.5% Anchura: 1724 μm	Potencia: 75% Anchura: 1742 μm
			

Como se ha visto anteriormente en las Figuras (84, 86, 88) y Tablas (14, 15, 16), los resultados han revelado una clara correlación entre la potencia y el ancho del microcanal. A medida que se aumenta la potencia, también aumenta la anchura de los microcanales.

También se ha podido observar que en una distancia focal de 10mm, el ancho fue el más estrecho debido a que en esa distancia el láser está enfocado, lo que da como resultado una distribución de energía más localizada en la superficie del PMMA.

Por otro lado, a una distancia de 30mm, los microcanales exhibieron la mayor anchura. Esto se debe a la dispersión del rayo láser a medida que aumenta la distancia focal. A medida que el haz se expande, la distribución de energía se vuelve más dispersa, lo que da como resultado un área más grande de eliminación de material y microcanales más anchos.

En cuanto al error de desviación, igual que en la profundidad, para una distancia focal de 10mm el error en la anchura ha sido mínimo y ha ido aumentando cuando se aumentaba la distancia focal, como podemos ver en las Figuras (85, 87, 89). Además, también podemos ver que errores más grandes coinciden con potencias más elevadas.

4.1.6 Error de desviación

Para poder medir la variabilidad y la confianza de los resultados obtenidos, se utilizó el concepto de desviación estándar como hemos visto anteriormente en las pruebas mencionadas en los apartados anteriores.

La desviación estándar proporciona información sobre la dispersión o propagación de un conjunto de datos. En este experimento, la desviación estándar sirve como una herramienta para evaluar la consistencia y precisión de las dimensiones de los microcanales.

En las pruebas anteriores se utilizaron los mismos parámetros para calcular la desviación de los experimentos, pero en este caso se calcula la desviación estándar total entre diferentes parámetros, es decir, con diferentes valores de velocidades, potencias y distancias focales para tener una vista más general del error de desviación total.

Para calcular la desviación estándar del ancho y profundidad se hicieron 64 mediciones utilizando potencias de 20, 18, 16 y 15W, velocidades de 10, 7, 5 y 3mm/s y distancias focales de 15, 12, 8 y 5mm.

Para la anchura de los microcanales, se obtuvo una desviación estándar de 136,72. Este resultado indica un nivel relativamente moderado de dispersión alrededor del valor medio del ancho.

Para la profundidad, se obtuvo una desviación estándar de 573,52, lo cual implica un grado más grande de variabilidad en las profundidades de los microcanales.

Esta desviación estándar mayor nos indica que los resultados experimentales para la profundidad están más separados del valor medio, lo que significa una gama de resultados más amplia.

Como conclusión podemos decir que la profundidad de los microcanales es la que tiene un error de desviación estándar más elevado. Esto es debido a las diferentes formas de ablación que tiene el láser según los diferentes parámetros que le pongamos.

En cambio, el error de desviación en la anchura no es muy elevado, esto pasa porque, aunque cambiemos la distancia focal, el láser siempre incidirá con una anchura parecida en el material.

4.2 Selección de microcanales

Teniendo en cuenta los resultados anteriores obtenidos del análisis de los diferentes parámetros (potencia, velocidad, distancia focal y pasadas totales) y las correspondientes medidas de ancho y profundidad, se seleccionó un conjunto de parámetros adecuados para realizar pruebas más detalladas.

El objetivo era poder fabricar microcanales de un tamaño aproximado de 100µm tanto para la anchura como para la profundidad.

Del análisis de los resultados anteriores se observó que el menor ancho de los microcanales se logró al utilizar una distancia focal de 10mm. En consecuencia, se eligieron valores de distancias de 10mm o cercanos a esta distancia.

En cuanto a la potencia, se consideraron valores que oscilan entre el 15% y el 19%. Sin embargo, a una potencia de entre el 15% y el 15.5% se observaron mejores resultados.

Con respecto al parámetro de la velocidad, se seleccionaron velocidades entre 3mm/s y 10mm/s ya que se observó que a estas velocidades los microcanales presentaban menos imperfecciones y una mejor morfología.

Se decidió hacer solo una única pasada, ya que un mayor número de pasadas incrementaba mucho el valor de la profundidad.

Para validar los valores de los parámetros elegidos, se realizaron una serie de pruebas. Para ser exactos, se hicieron 198 pruebas haciendo distintas combinaciones de los valores elegidos.

Por lo tanto, se llegó a la conclusión que los mejores parámetros para crear microcanales eran los siguientes:

- Potencia: Entre 15% y 19% (mejores resultados alrededor del 15%)
- Velocidad: Entre 3mm/s y 10mm/s
- Distancia focal: 10mm o cercana a esta distancia.

Los microcanales resultantes se evaluaron con el microscopio por su ancho y profundidad, así como por su calidad y consistencia general.

Teniendo esto en cuenta, al final de los 198 microcanales fabricados con los anteriores parámetros, se escogieron 27. Estos 27 microcanales fueron elegidos por su anchura y profundidad de alrededor de 100 μ m y por su buena morfología y estructura.

A continuación, en la Tabla 17, podemos ver una tabla con los valores de los parámetros y sus medidas específicas:

Tabla 17 – Microcanales seleccionados con sus respectivos valores de los parámetros, su anchura y profundidad.

ID	Potencia (% de 40W)	Velocidad (mm/s)	Distancia focal (mm)	Anchura (μm)	Profundidad (μm)
38	15	5	10	169	122
46	15	5	12	142	108
48	15.5	5	12	182	128
53	15	3	15	176	101
55	15.5	3	15	182	61
56	16	5	15	196	189
58	16.5	5	15	169	162
G3	18.8	10	15	203	182
A3	15	5	7	180	173
A8	15	5	12	120	110
A10	15	5	14	144	130
A11	15	5	15	114	99
A14	15	4	7	228	185
A19	15	4	12	132	106
A22	15	4	15	120	108
A26	15	6	8	180	168
A37	15	7	8	156	126

A38	15	7	9	192	173
A47	15.5	5	7	174	165
A52	15.5	5	12	144	119
A54	15.5	5	14	114	107
A68	15.5	6	6	138	43
A69	15.5	6	7	126	105
A71	15.5	6	9	186	166
A80	15.5	7	7	108	91
A81	15.5	7	8	156	117
A82	15.5	7	9	174	114

Como podemos ver en la Tabla 17, la anchura de los microcanales es siempre un poco mayor que la profundidad. Esto es debido a que el haz del láser, al entrar en contacto con el PMMA, tiene mayor energía y por lo tanto es capaz de retirar más material que en capas más inferiores, donde esa energía se va deteriorando progresivamente.

A continuación, en la Tabla 18, se presentan las imágenes de las anchuras y profundidades de los microcanales comentados anteriormente en la Tabla 17.

Tabla 18 – Imágenes de las anchuras y profundidades de los microcanales seleccionados.

38		46		48	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
53		55		56	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
58		G3		A3	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura

A8		A10		A11	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
A14		A19		A22	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
A26		A37		A38	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
A47		A52		A54	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
A68		A69		A71	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura
A80		A81		A82	
Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura	Profundidad	Anchura

Una vez seleccionados los microcanales, se decidió juntarlos todos en una misma lámina de PMMA y así continuar con el tratamiento superficial de estos (Fig. 80).

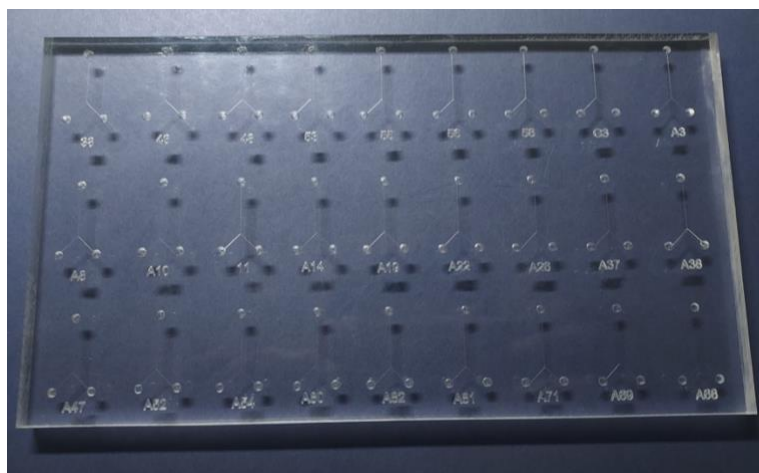


Fig. 90 – Microcanales seleccionados en una misma lámina de PMMA.

Cuando se hizo el tratamiento, se pudo observar la fluidez con la que pasaban los líquidos por los microcanales y de todos los microcanales anteriores se escogió uno como el más apto para aplicaciones microfluídicas.

El microcanal seleccionado fue el A80. Este microcanal tiene una anchura de $108\ \mu\text{m}$ y una profundidad de $91\ \mu\text{m}$, lo que lo hace ideal para aplicaciones microfluídicas.

También se tuvo en cuenta la morfología de sus canales y la fluidez con la que pasaba el líquido por ellos (Fig. 81).

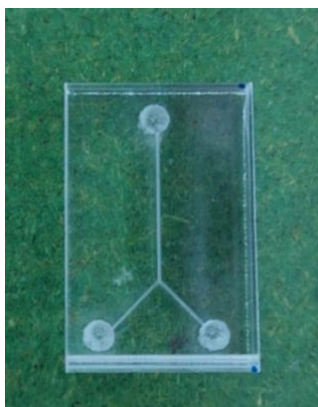


Fig. 91 - Microcanal A80. Escogido entre todos los creados.

4.3 Efectos del tratamiento superficial

Después de hacer el tratado superficial de los microcanales seleccionados como se explica en el apartado 3.2.4, se examinaron para comprobar los cambios producidos en la superficie.

Tras la inspección visual y por microscopio, se observó que el tratamiento superficial con vapor de acetona y la posterior exposición al horno a 70°C producían alteraciones apreciables en las superficies de los microcanales.

Antes del tratamiento, los microcanales mostraban algunos desechos residuales y bordes ásperos como resultado del proceso de ablación con láser. (Ver Figura 82)

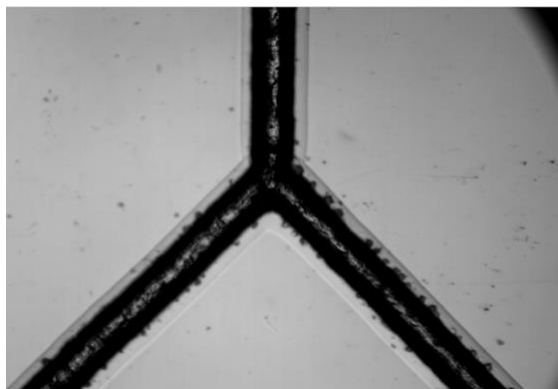


Fig. 92 – Microcanal sin tratar.

Sin embargo, después del tratamiento, estas imperfecciones se redujeron significativamente, dando lugar a superficies más lisas y limpias. (Ver Figura 83)

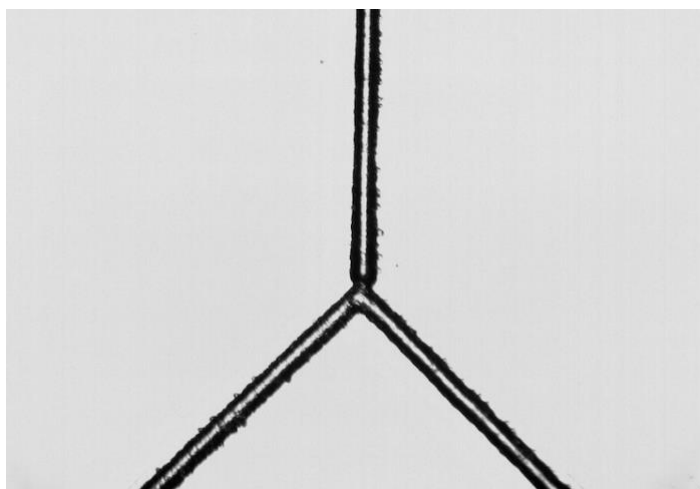


Fig. 93 – Microcanal tratado.

Este proceso de limpieza dio como resultado una calidad superficial mejorada y mejoró la apariencia general de los microcanales.

La comparación entre las fotografías antes y después del tratamiento superficial demostró claramente el impacto positivo del tratamiento. Las imágenes posteriores al tratamiento revelaron paredes de microcanales más suaves y limpias, libres de residuos y bordes ásperos que estaban presentes en los canales tratados.

Gracias a estas mejoras, aumenta el rendimiento y la confiabilidad de los dispositivos, ya que minimizan el riesgo de obstrucción en el flujo de los fluidos.

4.4 Valoración del sellado

La evaluación del sellado se realizó en base a la fuerza y estabilidad de la unión, así como la inspección visual del área adherida.

La unión con acetona demostró ser un método exitoso para unir las dos láminas de PMMA. La acción capilar de la acetona permitió penetrar entre las láminas, asegurando un buen contacto y adherencia. Este mecanismo de unión es ventajoso ya que asegura una distribución uniforme de la acetona y elimina la necesidad de materiales adhesivos adicionales.

La resistencia de la unión se evaluó aplicando una fuerza de tracción a las láminas de PMMA. Se encontró que la unión con acetona dio como resultado una unión fuerte, capaz de soportar fuerzas de tracción significativas.

La inspección visual del área adherida confirmó aún más la eficacia del proceso de unión. Las láminas de PMMA mostraron una interfaz suave, lo que indica una unión bien formada. Tampoco se observaron espacios o discontinuidades visibles (Fig. 84).

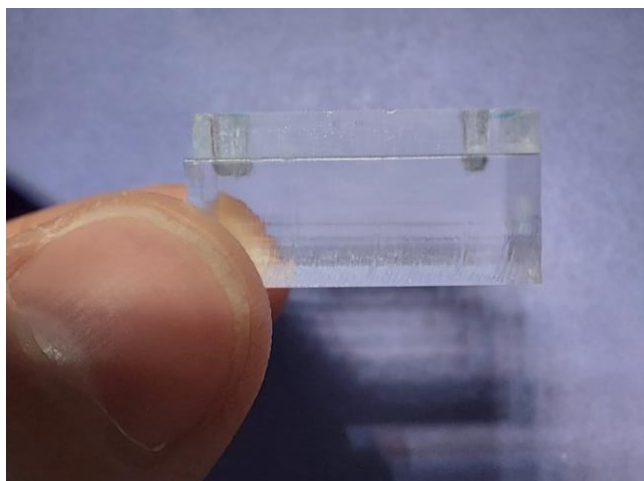


Fig. 94 – Sellado entre las dos láminas de PMMA.

4.5 Determinación del flujo de fluidos por el microcanal.

La evaluación final de los dispositivos microfluídicos creados consistió en evaluar el rendimiento del flujo de líquido a través de los microcanales.

El objetivo era analizar la funcionalidad y eficiencia de los microcanales para facilitar el flujo de fluidos, así como evaluar posibles problemas o limitaciones.

Para evaluar el flujo del líquido, se introdujo un fluido, en este caso agua y alcohol con colorante alimenticio para poder observar con facilidad el comportamiento del flujo (Fig. 85).

Los resultados indicaron que los microcanales creados producían un flujo de líquido eficiente y controlado. El diseño y las dimensiones de los microcanales, incluido su ancho y profundidad desempeñaron un papel importante en la determinación del comportamiento del flujo.

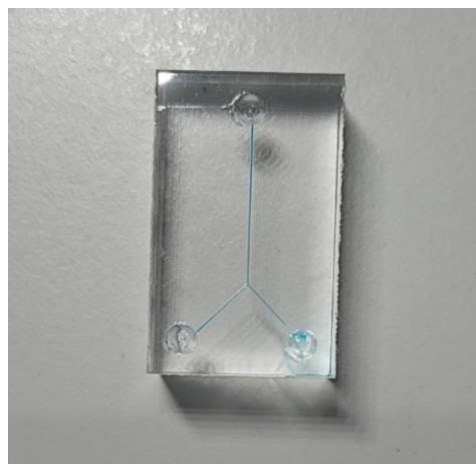


Fig. 95 – Flujo del líquido por dentro de los microcanales.

La observación visual y el análisis de trazadores de colorante introducidos en los microcanales revelaron un flujo continuo y uniforme a lo largo del microcanal. Los canales exhibieron un perfil de flujo homogéneo, lo que indica que las dimensiones y geometrías de los microcanales fueron bien diseñadas.

4.6 Comparación con otros microcanales

En este último punto del apartado de resultados se comparan los microcanales creados con otros microcanales fabricados en otros estudios que utilizaron la misma técnica.

Esta comparación nos permite evaluar el rendimiento de nuestros microcanales, su singularidad y sus ventajas.

Al comparar nuestros microcanales con estudios anteriores, observamos que, en primer lugar, nuestros microcanales exhibieron un control preciso sobre las dimensiones, incluido el ancho y la profundidad. Este nivel de control es crucial para adaptar las características del flujo de fluidos y optimizar la funcionalidad de los dispositivos.

Nuestros resultados se alinean con los hallazgos del estudio **"Experimental Analysis of Laser Micromachining of Microchannels in Common Microfluidic Substrates"**[10] comentado anteriormente, donde también se empleó el corte láser para la fabricación de prototipos de microcanales en diferentes materiales. Esta consistencia en los resultados sugiere la reproducibilidad y confiabilidad de el corte láser como técnica para la creación de microcanales con formas y geometrías precisas.

También podemos decir que la calidad de la superficie de los canales creados fue comparable a la del estudio **"Cost-effective rapid prototyping and assembly of (polymethylmethacrylate) microfluidic devices"**[33], en el que también se utilizó una cámara de acetona y su posterior tratamiento térmico para lograr canales suaves con una rugosidad mínima.

Además, si hablamos en términos de eficiencia, nuestros microcanales también demostraron ventajas similares a las del estudio anterior. En los dos estudios se aprovecha la simplicidad y rentabilidad del corte láser en comparación con otras técnicas como la fotolitografía o el microfresado.

El estudio anterior también enfatiza la flexibilidad del corte láser para crear microcanales en PMMA, lo que se alinea con nuestros hallazgos.

En términos de rendimiento, nuestros microcanales quizás no son tan buenos en el flujo de fluidos como en los otros estudios debido a una mayor especialización en el tratado de las superficies y el acceso a más materiales adhesivos que nosotros, aunque las superficies lisas de los canales y unas dimensiones precisas facilitaron un flujo uniforme.

De esta manera, podemos decir que los microcanales fabricados con láser en PMMA tienen un rendimiento confiable para diversas aplicaciones y que las similitudes entre diferentes estudios destacan su confiabilidad.

También es importante tener en cuenta que, a pesar de las similitudes observadas en comparación con otros estudios, cada investigación puede haber empleado distintos materiales como, por ejemplo, distintas máquinas de corte láser o variaciones en los parámetros del láser, las propiedades del PMMA o las condiciones experimentales. Estos factores pueden influir en las características y el rendimiento de los dispositivos microfluídicos.

Por lo tanto, se necesita más investigación para identificar los parámetros de corte láser óptimos para cada procedimiento.

5 Conclusiones y trabajo futuro

Tras el análisis de este proyecto, se puede decir que se ha desarrollado con éxito un método para crear y caracterizar dispositivos microfluídicos de bajo coste utilizando como material PMMA (Polimetilmetacrilato) y la técnica de grabado láser.

El objetivo era explorar un enfoque asequible para fabricar dispositivos de microfluidos sin comprometer la funcionalidad y el rendimiento de estos.

A través de una meticulosa experimentación y optimización, se han logrado resultados notables tanto en el proceso de fabricación como en el acabado final de los dispositivos. La técnica de grabado con láser empleada en este proyecto demostró ser bastante precisa, lo que permitió la creación de características complejas a microescala con una buena reproducibilidad.

El material de PMMA demostró características favorables para aplicaciones microfluídicas, como transparencia, biocompatibilidad y facilidad de fabricación.

Todo el proceso de fabricación involucró varios pasos, incluido el diseño, el corte con la máquina láser y la unión de las láminas de PMMA. Cada etapa se ejecutó cuidadosamente, asegurando la precisión de los canales y su buen funcionamiento.

El proceso de tratado superficial le dio a los microcanales un acabado mucho mejor que mejoró sus características y rendimiento final.

El proceso de unión produjo conexiones fuertes y a prueba de fugas, lo que minimizó el riesgo de fugas de fluidos y contaminación externa.

En definitiva, los dispositivos microfluídicos resultantes mostraron un control fluido confiable para poder manipular y analizar fluidos a microescala.

Además, también se puede decir que la utilización de PMMA como material es una ventaja significativa, ya que la asequibilidad de este material permite la producción masiva de estos dispositivos, haciéndolos más accesibles para investigaciones, profesionales de la salud e incluso entornos con recursos limitados.

En cuanto al trabajo futuro de este tipo de dispositivos, hay varias alternativas para mejorar y expandir aun más sus aplicaciones.

Por ejemplo, se están estudiando métodos de integración de tecnologías de detección. Esto puede ayudar a incorporar biosensores o sensores químicos dentro de la plataforma de microfluidos, la cual podría permitir aplicaciones como el control continuo de la glucosa en el control de la diabetes o la detección de biomarcadores específicos para el diagnóstico de enfermedades.

Estos dispositivos también tienen un enorme potencial en el campo de la biomedicina. La investigación futura puede desarrollar sistemas de microfluidos para la administración de fármacos, la ingeniería de tejidos o el diagnóstico "*point-of-care*". Por ejemplo, el desarrollo de dispositivos microfluidicos capaces de detectar fármacos en un chip o medicina personalizada podría revolucionar la industria farmacéutica.

Si se habla de los materiales utilizados, una futura investigación podría centrarse en evaluar la compatibilidad de diversos materiales como el PMMA. Investigar la posible interacción entre el material y diferentes productos químicos, biomoléculas o muestras biológicas ayudaría a garantizar el uso de estos dispositivos para una amplia gama de aplicaciones.

Además, otro trabajo futuro podría centrarse en ampliar los límites de la precisión en el grabado láser, buscando niveles más altos de precisión y resolución. Los avances en la tecnología láser, como longitudes de onda más cortas o técnicas de enfoque mejoradas, pueden contribuir a la fabricación de estos dispositivos con características cada vez más complejas y dimensiones más pequeñas.

En definitiva, la fabricación exitosa de dispositivos microfluídicos de bajo coste puede abrir nuevas oportunidades para investigadores y profesionales. Las conclusiones extraídas de este proyecto destacan la viabilidad, la precisión y la funcionalidad del proceso de fabricación, al mismo tiempo que enfatizan la asequibilidad.

El trabajo futuro contribuirá a nuevos avances en estos dispositivos, ampliando su utilidad e impacto en campos como la medicina o el diagnóstico de enfermedades entre muchos otros más.

6 Problemas y soluciones

En este apartado se hablará sobre los problemas surgidos durante la realización del proyecto y sus respectivas soluciones.

Uno de los problemas iniciales fue obtener acceso a los equipos necesarios para el proceso de fabricación como la máquina láser o el microscopio óptico. Para poder tener acceso, se tuvo que pedir una tarjeta especial para poder acceder a las instalaciones donde se guardaban esos equipos en la universidad.

Otro de los problemas surgidos fue el poder utilizar el software del microscopio óptico, ya que el ordenador donde estaba disponible no se encontraba operativo.

Al cabo de aproximadamente 3 semanas, el ordenador fue arreglado y se pudo utilizar el software de la cámara para poder ver los microcanales con mucha más precisión.

También se tuvo problemas a la hora de obtener los materiales de fabricación de los microcanales. Para poder obtener el PMMA se tenía que pedir a una industria externa de la provincia de Tarragona especializada en materiales poliméricos y estos tardaban unos días en llegar a la universidad.

6.1 Utilización de vidrio como material

Inicialmente se consideró utilizar vidrio y PMMA como materiales principales para la fabricación de los dispositivos microfluídicos debido a sus buenas propiedades ópticas. Sin embargo, durante el proceso de fabricación, se descubrió que era difícil trabajar con el vidrio usando la máquina de grabado láser.

La potencia del láser requerida para cortar el vidrio de una forma precisa era significativamente mayor, lo que provocaba efectos no deseados como grietas y derretimiento del material. Incluso se llegó a romper el vidrio mientras se intentaba fabricar los microcanales. (Ver Figura 86)



Fig. 96 – Microcanales fallidos en vidrio.

Como solución, el enfoque cambió a utilizar el PMMA como material principal, ya que demostró ser más adecuado para el grabado láser y tenía una transparencia óptica comparable.

6.2 Dificultad en el diseño (CAD)

El diseño de estructuras microfluídicas utilizando un software CAD presentó un problema inicial para el diseño y aplicación de las estructuras con el grabado láser. Primero de todo, fue la primera vez que se usaba el software "AutoCAD", y eso requirió tiempo en la comprensión de las herramientas y su utilización.

Además, cuando ya se tenía el diseño inicial creado, a la hora de pasarlo al software de la máquina láser, este no leía el relleno de los microcanales y solo se creaba la silueta de ellos. (Ver Figura 87)

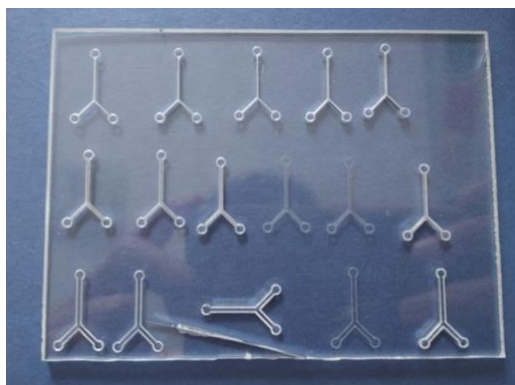


Fig. 97 – Silueta de los microcanales.

Para solucionar este problema, se quitó el relleno de los microcanales en el software y solo se dibujó una línea la cual se acabaría haciendo más o menos ancha dependiendo de la distancia focal del láser (Fig. 88 y 89).

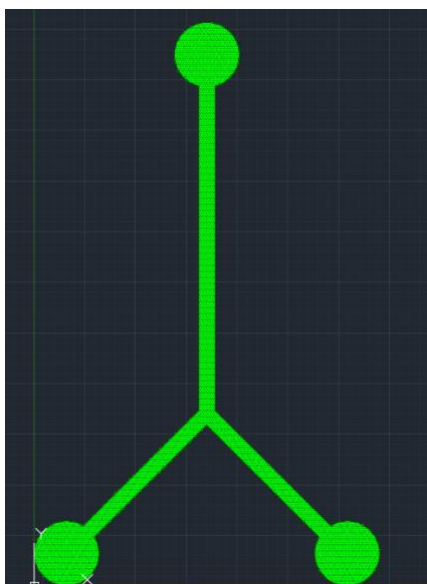


Fig. 98 – Diseño de microcanal con relleno

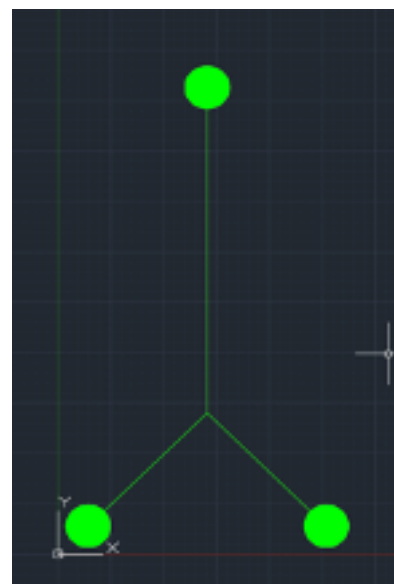


Fig. 99 - Diseño de microcanal sin relleno

Para hacer los puertos de entrada del líquido, es decir, los círculos, se descargó una imagen de un círculo en formato ".png" y se importó en el software de "AutoCAD".

6.3 Unión de las láminas de PMMA

La unión de dos piezas de PMMA para crear un dispositivo de microfluídos resultó ser todo un desafío. Se encontraron problemas como una fuerza de unión deficiente, canales con fugas y vías fluídicas obstruidas.

Al principio se usaron todo tipo de adhesivos como pegamento "Superglue" o resina epoxi, pero ese tipo de adhesivos dañaba de una forma considerable los canales incluso obstruyéndolos por completo. (Ver Figura 90)



Fig. 100 – Microcanal obstruido.

Como se puede ver en la imagen anterior, los microcanales del dispositivo fueron totalmente obstruidos formándose burbujas en ellos por culpa del adhesivo.

Para resolver estos problemas, se exploraron varias técnicas de unión sin ningún resultado, hasta que como se vio que la acetona podía disolver el PMMA se intentó utilizar ese disolvente como adhesivo. Para sorpresa, resultó ser una buena opción para unir las láminas PMMA además de conseguir una fuerte unión entre ellas.

Al principio se dejaban las dos láminas de PMMA rozando con la acetona durante 10 minutos para conseguir disolver la superficie, pero eso acabó disolviendo de más los microcanales y a la hora de juntar las láminas se obstruían mucho los microcanales.

Como solución final a este problema se inyectó la acetona directamente entre las dos láminas de PMMA y por capilaridad, esta se dispersó por todo el dispositivo sin llegar a obstruir los microcanales, además si por alguna razón entraba un poco de acetona en el canal, esta se evaporaba rápidamente sin dejar rastro.

7 Anexos

7.1 Imágenes de los microcanales

A continuación, se muestran las imágenes de algunas de las pruebas de microcanales hechas durante el proyecto.

Se dividen en tres partes: imágenes de los microcanales hechas con la cámara para una vista más general de ellos y poder ver sus diferencias a simple vista, fotos hechas con el microscopio y pruebas de sellado.

Como que las fotos hechas con el microscopio son dos imágenes individuales para cada canal (profundidad y ancho del canal), esto haría que se tuvieran que mostrar muchísimas imágenes en la memoria del proyecto. Como solución se ha decidido guardar algunas de ellas en la siguiente dirección web para poderlas ver incluso con más detalle.

- Link imágenes hechas con microscopio:
<https://github.com/danigm5/Fotos-Microscopio>
- Vista general de los microcanales fabricados:



Fig. 101 – Pruebas de microcanales.

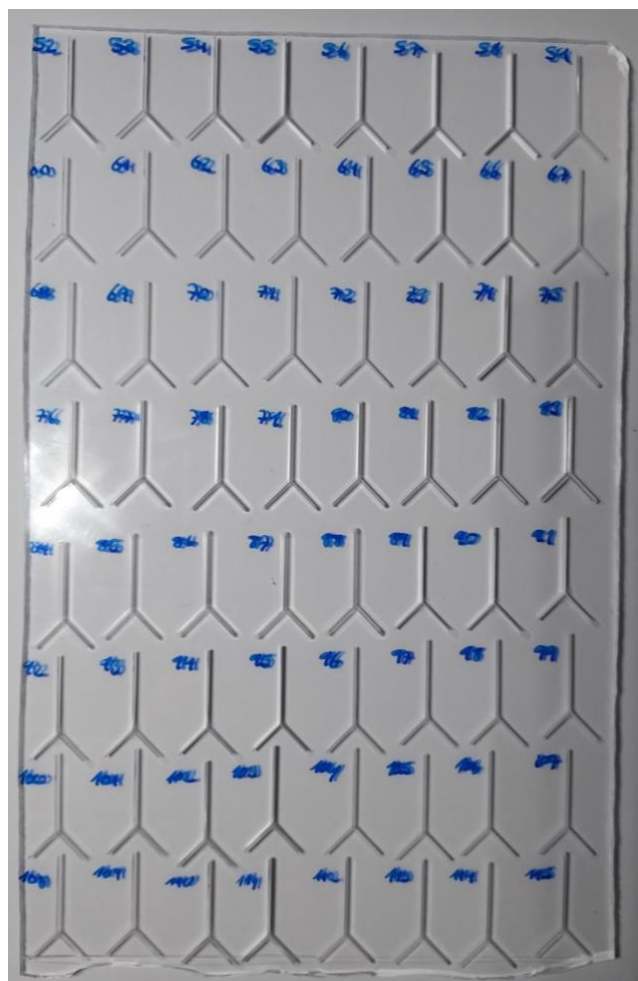


Fig. 102 – Pruebas de microcanales.

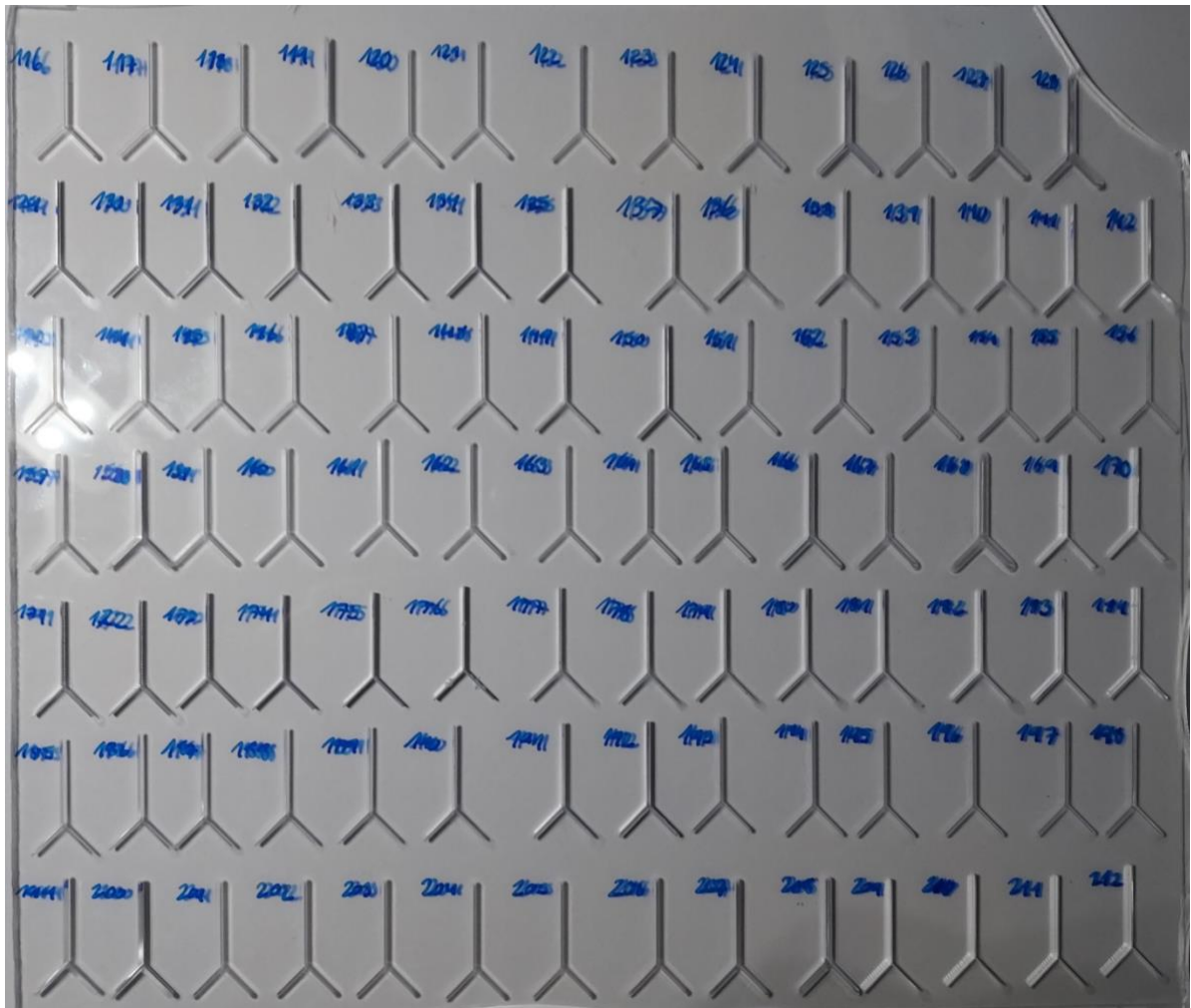


Fig. 103 – Pruebas de microcanales

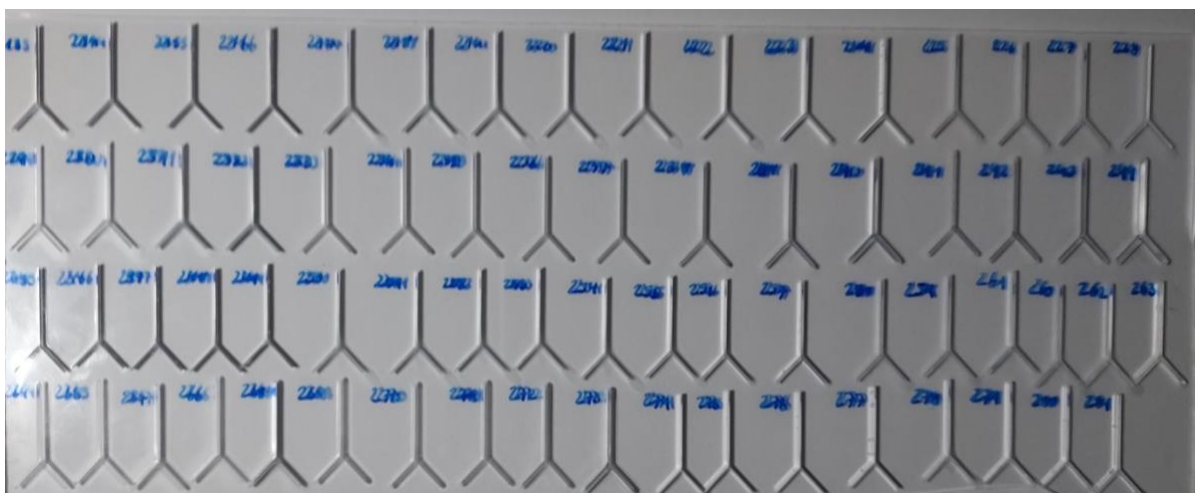


Fig. 104 – Pruebas de microcanales



Fig. 105 – Pruebas de microcanales



Fig. 106 – Pruebas de microcanales



Fig. 107 – Pruebas de microcanales

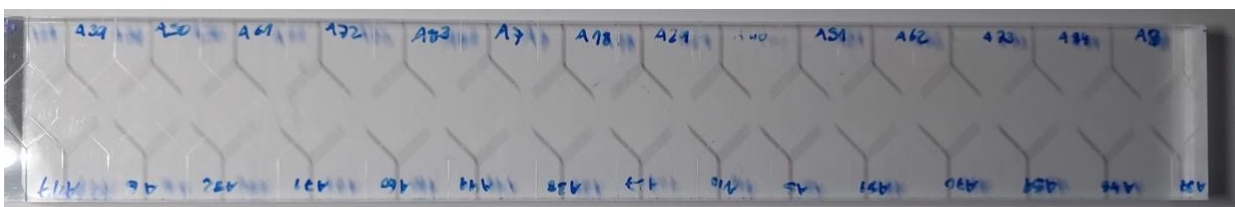


Fig. 108 – Pruebas de microcanales

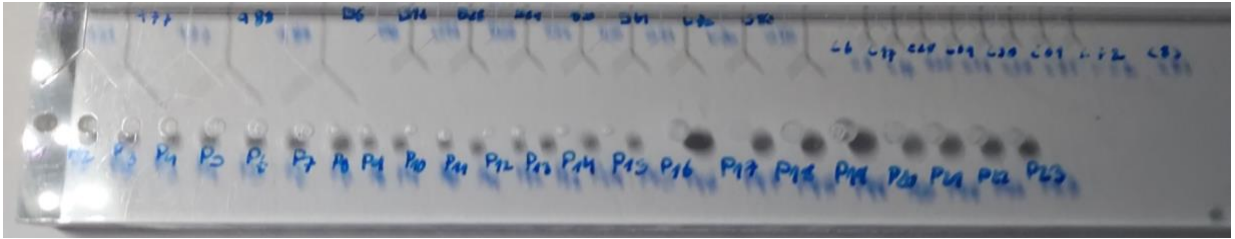


Fig. 109 – Pruebas de microcanales

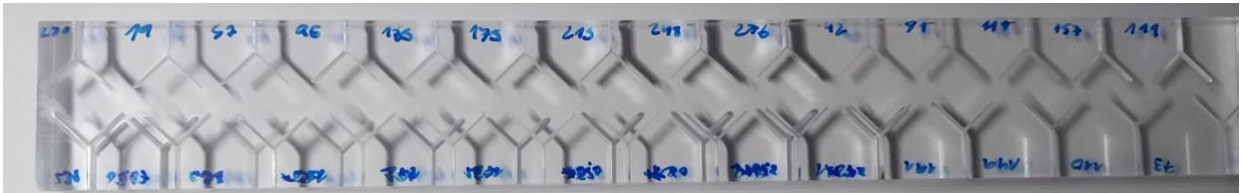


Fig. 110 – Pruebas de microcanales

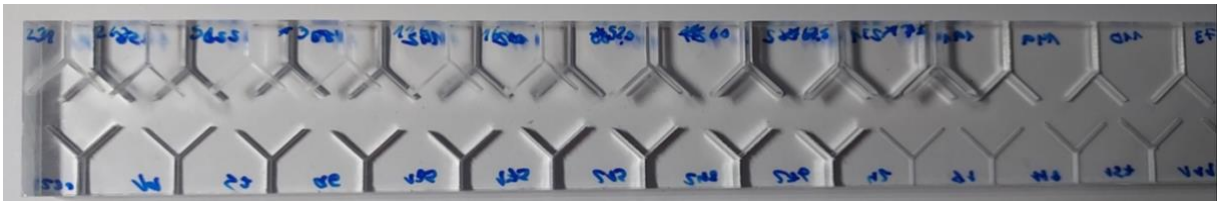


Fig. 111 – Pruebas de microcanales

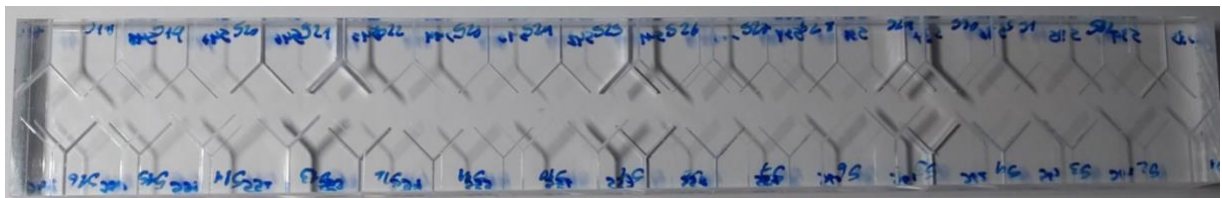


Fig. 112 – Pruebas de microcanales

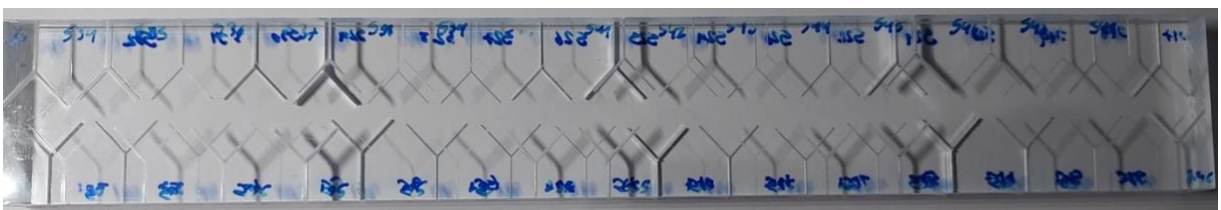


Fig. 113 – Pruebas de microcanales

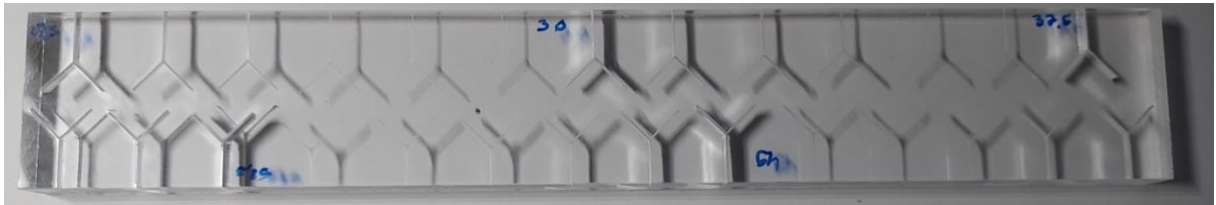


Fig. 114 – Pruebas de microcanales



Fig. 115 – Pruebas de microcanales



Fig. 116 – Pruebas de microcanales

- Pruebas de sellado

Aquí se pueden ver todas las pruebas de sellado hechas durante el proyecto.



Fig. 117 – Pruebas de sellado.

7.2 Códigos utilizados

A continuación, se muestran los diversos códigos utilizados en "MATLAB" para calcular los tamaños de los microcanales y crear las gráficas utilizadas para ver resultados.

- Ejemplo de código para calcular los tamaños de los microcanales:

```
%% A15
figure(11)
imshow('/Users/dani/Desktop/TFG/FOTOS MICRO MATLAB 3/A15.png')
title('Microchannel A15');
impixelinfo(figure(11))

distA15=(1024-982);
distA15
```

Fig. 118 – Código ejemplo de cálculo de los tamaños de los microcanales.

- Ejemplo código para crear las gráficas:

```
%%Grafico Pasadas vs Profundidad
%18
x = [1,2,3,4];
y = [257.669,282.209,496.933,613.497];
%20
t = [1,2,3,4];
n = [1269.939,2024.540,2263.902,2631.902];
%22.5
g = [1,2,3,4];
h = [1294.479,2288.344,2858.896,3901.840];
%30
r = [1,2,3,4];
f = [1711.656,3098.160,4116.564,4257.669];
%45
p = [1,2,3,4];
k = [2208.589,4932.515,5564.417,5797.546];

figure
plot(x,y,'-o','DisplayName','18%')
xlabel('Total Pasadas')
ylabel('Profundidad (micras)')
title('Total Pasadas vs Profundidad')
hold on

plot(t,n,'-x','DisplayName','20%')
plot(g,h,'-s','DisplayName','22.5%')
plot(r,f,'-d','DisplayName','30%')
plot(p,k,'-^','DisplayName','45%')
```

Fig. 119 – Código ejemplo de representación de gráficos.

En total se crearon 40 códigos para calcular diferentes parámetros y gráficas de los resultados.

Todos los códigos utilizados para este proyecto se pueden encontrar en el siguiente link:
<https://github.com/danigm5/MatlabCodes/tree/main/MatlabCodes>

7.3 Guardado de resultados

Para guardar los diferentes parámetros utilizados para cada microcanal creado se utilizó "Excel" como herramienta de guardado.

A continuación, se puede ver un ejemplo de guardado de los parámetros utilizados con los resultados de los tamaños del ancho y la profundidad medidos.

	power	speed	distance		DISTANCIAS SIGMA ANCHO			DISTANCIAS SIGMA PROFUNDIDAD		
					Ancho Desde arriba			Num.	Total Pixels	Micras
					Num.	Total Pixels	Micras			
S1	20	10	15	✓	S1	62	380,368	S1	275	835,866
S2	18	10	15	✓	S2	49	300,613	S2	96	291,793
S3	16	10	15	✓	S3	30	184,049	S3	29	88,146
S4	15	10	15	✓	S4	20	122,699	S4	15	45,593
S5	20	7	15	✓	S5	75	460,123	S5	348	1057,751
S6	18	7	15	✓	S6	57	349,693	S6	115	349,544
S7	16	7	15	✓	S7	39	239,264	S7	46	139,818
S8	15	7	15	✓	S8	35	214,724	S8	23	69,909
S9	20	5	15	✓	S9	78	478,528	S9	426	1294,833
S10	18	5	15	✓	S10	66	404,908	S10	174	528,875
S11	16	5	15	✓	S11	53	325,153	S11	72	218,845
S12	15	5	15	✓	S12	37	226,994	S12	36	109,422
S13	20	3	15	✓	S13	82	503,067	S13	758	2303,951
S14	18	3	15	✓	S14	73	447,853	S14	245	744,681
S15	16	3	15	✓	S15	60	368,098	S15	79	240,122
S16	15	3	15	✓	S16	45	276,074	S16	25	75,988
S17	20	10	12	✓	S17	50	306,748	S17	292	887,538
S18	18	10	12	✓	S18	49	300,613	S18	109	331,307
S19	16	10	12	✓	S19	35	214,724	S19	25	75,988
S20	15	10	12	✓	S20	19	116,564	S20	0	0,000
S21	20	7	12	✓	S21	48	294,479	S21	405	1231,003
S22	18	7	12	✓	S22	45	276,074	S22	149	452,888
S23	16	7	12	✓	S23	35	214,724	S23	40	121,581
S24	15	7	12	✓	S24	17	104,294	S24	15	45,593
S25	20	5	12	✓	S25	49	300,613	S25	502	1525,836
S26	18	5	12	✓	S26	42	257,669	S26	191	580,547
S27	16	5	12	✓	S27	30	184,049	S27	63	191,489
S28	15	5	12	✓	S28	15	92,025	S28	26	79,027
S29	20	3	12	✓	S29	47	288,344	S29	701	2130,699
S30	18	3	12	✓	S30	37	226,994	S30	294	893,617
S31	16	3	12	✓	S31	28	171,779	S31	117	355,623
S32	15	3	12	✓	S32	21	128,834	S32	48	145,897
S33	20	10	8	✓	S33	51	312,883	S33	323	981,763
S34	18	10	8	✓	S34	42	257,669	S34	115	349,544
S35	16	10	8	✓	S35	29	177,914	S35	37	112,462
S36	15	10	8	✓	S36			S36	14	42,553

Fig. 120 – Guardado de los parámetros de los microcanales con sus respectivos tamaños de anchura y profundidad.

8 Referencias

- [1] «La microfluídica puede permitir grandes avances en la Medicina y otras áreas: Eugenia Corvera - Facultad de Química». <https://quimica.unam.mx/la-microfluidica-puede-permitir-grandes-avances-en-la-medicina-y-otras-areas-eugenia-corvera/> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [2] S. Prakash y S. Kumar, «Fabrication of microchannels: A review», *Proc Inst Mech Eng B J Eng Manuf*, vol. 229, n.º 8, pp. 1273-1288, ago. 2015, doi: 10.1177/0954405414535581.
- [3] «DNA sequencing in a monolithic microchannel device - PubMed». <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10634481/> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [4] A. Maged, R. Abdelbaset, A. A. Mahmoud, y N. A. Elkasabgy, «Merits and advances of microfluidics in the pharmaceutical field: design technologies and future prospects», *Drug Deliv*, vol. 29, n.º 1, p. 1549, 2022, doi: 10.1080/10717544.2022.2069878.
- [5] P. Mesquita, L. Gong, y Y. Lin, «Low-cost microfluidics: Towards affordable environmental monitoring and assessment», *Frontiers in Lab on a Chip Technologies*, vol. 1, dic. 2022, doi: 10.3389/frlct.2022.1074009.
- [6] «FM012004».
- [7] S. Sachdeva, R. W. Davis, y A. K. Saha, «Microfluidic Point-of-Care Testing: Commercial Landscape and Future Directions», *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 8, p. 1537, ene. 2021, doi: 10.3389/FBIOE.2020.602659/BIBTEX.
- [8] «Microfluidic Chip Development Services for Organ-On-A-Chip - Creative Biolabs». https://microfluidics.creative-biolabs.com/microfluidic-chip-development-for-organ-on-a-chip.htm?gclid=Cj0KCQjw98ujBhCgARIsAD7QeAjyWwPSRctCtVfQkIg4_7Kdjsly6BWobsXNeGalw4Ic8qJAM5j2g4aAiQrEALw_wcB (accedido 28 de mayo de 2023).
- [9] J. N. Stirman, B. Harker, H. Lu, y M. M. Crane, «Animal microsurgery using microfluidics», *Curr Opin Biotechnol*, vol. 25, pp. 24-29, feb. 2014, doi: 10.1016/j.copbio.2013.08.007.
- [10] P. R. Konari, Y. D. Clayton, M. B. Vaughan, M. Khandaker, y M. R. Hossan, «Article experimental analysis of laser micromachining of microchannels in common microfluidic substrates», *Micromachines (Basel)*, vol. 12, n.º 2, pp. 1-13, 2021, doi: 10.3390/mi12020138.
- [11] B. Acherjee, «Laser-based Fabrication of Micro-channels», *Lecture Notes in Mechanical Engineering*, pp. 95-107, 2020, doi: 10.1007/978-981-15-2117-1_5.
- [12] D. F. Rivas, «Microfluidos: ¿cuánto hay de nuevo?», *Rev. Cub. de Física*, vol. 25, n.º 2B, pp. 142-149, 2008.
- [13] «Laminar Flow - EngineeringClicks». <https://www.engineeringclicks.com/laminar-flow/> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [14] «Mecánica de Fluidos: Reynolds». <http://mecanicadefluidos-lab.blogspot.com/2016/11/reynolds.html> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [15] «Laminar Flow - Marco Zaky Elizabeth Swanson and Jay Mistri - OpenWetWare». https://openwetware.org/wiki/Laminar_Flow_-_Marco_Zaky_Elizabeth_Swanson_and_Jay_Mistri (accedido 28 de mayo de 2023).
- [16] «Difusión». <https://www.quimica.es/enciclopedia/Difusi%C3%B3n.html> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [17] A. L. Garrido y D. Canteli Pérez-Caballero, «UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID ESCULA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Fabricación con láseres ultrarrápidos de dispositivos microfluídicos», 2018.
- [18] R. Kwapiszewski, J. Szczudlowska, K. Kwapiszewska, A. Dybko, y Z. Brzozka, «Effect of downscaling on the linearity range of a calibration curve in spectrofluorimetry», *Anal Bioanal Chem*, vol. 406, n.º 18, pp. 4551-4556, 2014, doi: 10.1007/S00216-014-7844-2.
- [19] P. Juárez Jiménez y D. T. De, «DISPOSITIVO MICROFLÚIDICO MODULAR. LAB-ON-A-CHIP Andrés Díaz Lantada».
- [20] «Surface Wetting - Jocelyn Yuen, Chris Ortins - OpenWetWare». https://openwetware.org/wiki/Surface_Wetting_-_Jocelyn_Yuen,_Chris_Ortins (accedido 28 de mayo de 2023).
- [21] «Fenómenos capilares». <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/fluidos/tension/capilar/capilar.htm> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [22] «Advantages of Microfluidic Systems». <https://kellypneumatics.com/advantages-of-microfluidic-systems/> (accedido 28 de mayo de 2023).

- [23] «Advantages And Disadvantages Of Microfluidics - 2543 Words | Bartleby». <https://www.bartleby.com/essay/Advantages-And-Disadvantages-Of-Microfluidics-PCP5U3QVNR> (accedido 28 de mayo de 2023).
- [24] X. Chen y Z. Hu, «An effective method for fabricating microchannels on the polycarbonate (PC) substrate with CO₂ laser», doi: 10.1007/s00170-017-0182-8.
- [25] E. A. Waddell, L. E. Locascio, y G. W. Kramer, «UV Laser Micromachining of Polymers for Microfluidic Applications», *SLAS Technol*, vol. 7, n.º 1, pp. 78-82, feb. 2002, doi: 10.1016/S1535-5535(04)00179-0.
- [26] S. Prakash y S. Kumar, «Fabrication of microchannels on transparent PMMA using CO₂ Laser (10.6 µm) for microfluidic applications: An experimental investigation», *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 16, n.º 2, pp. 361-366, feb. 2015, doi: 10.1007/s12541-015-0047-8.
- [27] «CO₂ Laser Microchanneling Process: Effects of Compound Parameters and Pulse Overlapping», doi: 10.1088/1757-899X/149/1/012018.
- [28] M. Benton, M. R. Hossan, P. R. Konari, y S. Gamagedara, «Effect of process parameters and material properties on laser micromachining of microchannels», *Micromachines (Basel)*, vol. 10, n.º 2, feb. 2019, doi: 10.3390/MI10020123.
- [29] U. Sarma y S. N. Joshi, «Numerical modelling and simulation of microchannel fabrication on polycarbonate using Laser-Induced Plasma Assisted Ablation (LIPAA)», *Optik (Stuttg)*, vol. 223, p. 165379, dic. 2020, doi: 10.1016/J.IJLEO.2020.165379.
- [30] «(6) (PDF) Nanosecond Pulsed Laser Micro-Machining of PMMA-based Microfluidic Channels». https://www.researchgate.net/publication/260021717_Nanosecond_Pulsed_Laser_Micro-Machining_of_PMMA-based_Microfluidic_Channels (accedido 29 de mayo de 2023).
- [31] C. Hnatovsky *et al.*, «Fabrication of microchannels in glass using focused femtosecond laser radiation and selective chemical etching», *Appl Phys A Mater Sci Process*, vol. 84, n.º 1-2, pp. 47-61, jul. 2006, doi: 10.1007/S00339-006-3590-4.
- [32] N. Bellini, R. Osellame, K. C. Vishnubhatla, R. Ramponi, y G. Cerullo, «Shape control of microchannels fabricated in fused silica by femtosecond laser irradiation and chemical etching», *Optics Express, Vol. 17, Issue 10, pp. 8685-8695*, vol. 17, n.º 10, pp. 8685-8695, may 2009, doi: 10.1364/OE.17.008685.
- [33] C. Matellan y A. E. Del Río Hernández, «Cost-effective rapid prototyping and assembly of poly(methyl methacrylate) microfluidic devices», *Sci Rep*, vol. 8, n.º 1, dic. 2018, doi: 10.1038/s41598-018-25202-4.
- [34] S. Baev, V. Bessmeltsev, N. Goloshevsky, y D. Katasonov, «Method of crack-free laser writing of microchannels on glass substrates», *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 537, n.º 2, jun. 2019, doi: 10.1088/1757-899X/537/2/022059.
- [35] «(6) (PDF) Mechanics of the Selective Laser Raster-Scanning Surface Interaction». https://www.researchgate.net/publication/267422043_Mechanics_of_the_Selective_Laser_Raster-Scanning_Surface_Interaction (accedido 29 de mayo de 2023).
- [36] E. Team, «Microfluidics: A general overview of microfluidics», *Elveflow*, feb. 2021, Accedido: 29 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/general-microfluidics/a-general-overview-of-microfluidics/>
- [37] M. K. Mohammed, U. Umer, A. U. Rehman, A. M. Al-Ahmari, y A. M. El-Tamimi, «Microchannels Fabrication in Alumina Ceramic Using Direct Nd:YAG Laser Writing», *Micromachines (Basel)*, vol. 9, n.º 8, jul. 2018, doi: 10.3390/MI9080371.
- [38] «¿Qué son los elastómeros? INFINITIA Industrial Consulting». <https://www.infinitiaresearch.com/noticias/elastomeros-que-son-tipos-y-aplicaciones/> (accedido 29 de mayo de 2023).
- [39] Y. Hongbin, Z. Guangya, C. F. Siong, W. Shouhua, y L. Feiwen, «Novel polydimethylsiloxane (PDMS) based microchannel fabrication method for lab-on-a-chip application», *Sens Actuators B Chem*, vol. 137, n.º 2, pp. 754-761, abr. 2009, doi: 10.1016/J.SNB.2008.11.035.
- [40] L. A. Damiati, M. El-Yaagoubi, S. A. Damiati, R. Kodzius, F. Sefat, y S. Damiati, «Role of Polymers in Microfluidic Devices», *Polymers (Basel)*, vol. 14, n.º 23, dic. 2022, doi: 10.3390/POLYM14235132.
- [41] K. Giri y C. W. Tsao, «Recent Advances in Thermoplastic Microfluidic Bonding», *Micromachines (Basel)*, vol. 13, n.º 3, mar. 2022, doi: 10.3390/MI13030486.
- [42] H. Mekaru, «Thermal bonding of polyimide to form sealed microchannels», *Jpn J Appl Phys*, vol. 56, n.º 6, jun. 2017, doi: 10.7567/JJAP.56.06GM04.

- [43] «Silicon microchannel frames for high-energy physics experiments», doi: 10.1088/1748-0221/16/08/P08050.
- [44] P. C. Chen, Y. M. Liu, y H. C. Chou, «An adhesive bonding method with microfabricating micro pillars to prevent clogging in a microchannel», *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 26, n.º 4, feb. 2016, doi: 10.1088/0960-1317/26/4/045003.
- [45] K. Dathathreya, «Characterization of Thermoplastic Fusion Bonding of Characterization of Thermoplastic Fusion Bonding of Microchannels using Pressure Assisted Boiling Point Control Microchannels using Pressure Assisted Boiling Point Control System System CHARACTERIZATION OF THERMOPLASTIC FUSION BONDING OF MICROCHANNELS USING PRESSURE ASSISTED BOILING POINT CONTROL SYSTEM», 2009, Accedido: 29 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: https://digitalcommons.lsu.edu/gradschool_theses
- [46] A. M. D. Wan, T. A. Moore, y E. W. K. Young, «Solvent Bonding for Fabrication of PMMA and COP Microfluidic Devices», *J Vis Exp*, vol. 2017, n.º 119, p. 55175, ene. 2017, doi: 10.3791/55175.
- [47] J. J. Shah, J. Geist, L. E. Locascio, M. Gaitan, M. V. Rao, y W. N. Vreeland, «Capillarity Induced Solvent-Actuated Bonding of Polymeric Microfluidic Devices», *Anal Chem*, vol. 78, n.º 10, pp. 3348-3353, may 2006, doi: 10.1021/AC051883L.
- [48] S. Prakash y S. Kumar, «Determining the suitable CO2 laser based technique for microchannel fabrication on PMMA», *Opt Laser Technol*, vol. 139, jul. 2021, doi: 10.1016/j.optlastec.2021.107017.