

Trabajo de Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de las
Telecomunicaciones

Actuador térmico basado en PCB para el control de
muestras líquidas

Autor: Alberto Almenara León

Tutor: Francisco Perdigones Sánchez

Dep. Ingeniería Electrónica, Microsistemas
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017



Trabajo de Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de las Telecomunicaciones

Actuador térmico basado en PCB para el control de muestras líquidas

Autor:

Alberto Almenara León

Tutor:

Francisco Perdigones Sánchez

Dep. de Ingeniería Electrónica, Microsistemas

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017

Trabajo de Fin de Grado: Actuador térmico basado en PCB para el control de muestras líquidas

Autor: Alberto Almenara León

Tutor: Francisco Perdigones Sánchez

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2017

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis amigos

Agradecimientos

Este trabajo no solo supone el resultado de días de trabajo, sino el final de una buena etapa. A la que he llegado, sin duda alguna, gracias a la ayuda de mis padres. Que han sido figura esfuerzo y de apoyo emocional continuo, a pesar de mis numerosos baches académicos y emocionales a lo largo de mi periodo universitario. Pues a pesar del error de no decírselo de forma regular, no hay día que no les esté agradecido por brindarme el enorme apoyo incondicional y la incuestionable calidad de vida que llevo. Manuel, gracias por ser mi máximo exponente. Chari, gracias por tu infinito cariño.

Agradezco a mi familia Almenara León, todo el cariño y estabilidad emocional que me han proporcionado en momentos menos llevaderos. Necesitaría más de un TFG si tuviese que citar a cada uno de ellos.

Quiero mencionar a aquellas personas con las que no comparto sangre, pero los considero de mi familia. Aquellas pocas que me conocen mi parte más profunda, guardan mis secretos y me han ayudado. Ellos saben a quiénes me refiero.

También debo sentirme afortunado y estar agradecido por haberme “tropezado” con gente especial que me ha aportado como persona y ha hecho quitarme la anteojera, permitiéndome ser menos inflexible y estar abierto a los cambios.

Debo dar las gracias a mi tutor quien ha estado ayudándome y que ha hecho de este TFG algo interesante y divertido.

Por último, agradecer y saludar a todos los compañeros y profesores que he tenido y hemos coincidido en ciertos momentos a lo largo de la etapa académica y han sido de ayuda en múltiples ocasiones, haciendo algunas asignaturas menos densas.

Alberto Almenara León

Sevilla, 2017

Resumen

Los sistemas microelectromecánicos (MEMS), en particular dispositivos microfluídicos han ganado popularidad en diversos campos a lo largo de los últimos años. Por ello, el tratamiento de volúmenes pequeños de líquido y el estudio de sus técnicas de impulsión cobran hoy en día un papel fundamental en áreas como la medicina, biología, química y física. A lo largo de este trabajo, se estudia la posibilidad de diseñar un dispositivo capaz de impulsar una muestra líquida del orden de los microlitros (μL) mediante el uso de una microbomba accionada mediante el método de expansión de una burbuja.

Para la fabricación del dispositivo, se usan materiales de bajo coste y procesos de fabricación sencillos. Tras diseñar varios prototipos del actuador y sometidos a diversas pruebas, se ha conseguido la impulsión de líquidos de hasta $22 \mu\text{L}$, empleando materiales baratos y simples métodos de fabricación. Se ha conseguido, por tanto, una impulsión controlada de una muestra líquida sin uso de válvula, de varios líquidos a la vez y de coste de fabricación bajo.

Abstract

Microelectromechanical systems (MEMS), in particular microfluidic devices have gained popularity in various fields over the past few years. For this reason, the treatment of small volumes of liquid and the study of driving techniques play nowadays a fundamental role in areas such as medicine, biology, chemistry and physics. Throughout this work, the possibility of designing a device capable of boosting a liquid sampling of the order of microlitres (μL) is studied using of a micropump operated by the method of expansion of a bubble.

For the fabrication of the device, low cost materials and simple manufacturing processes are used. After designing several prototypes of the actuator and subjecting it to different tests, the flow of liquids up to $22 \mu\text{L}$ has been achieved, using cheap materials and simple manufacturing methods. A controlled flow of a liquid sample without a valve, a flow of several liquids at the same time and low manufacturing cost have been achieved.

Agradecimientos	9
Resumen	11
Abstract	13
Índice	15
Índice de Tablas	17
Índice de Figuras	19
1 Introducción y Objetivos	11
1.1 <i>Introducción</i>	11
1.2 <i>Objetivos</i>	12
2 Estado del arte	13
2.1 <i>Introducción</i>	13
2.2 <i>Microbombas</i>	13
2.2.1 Microbombas mecánicas	15
2.2.2 Microbombas no mecánicas	25
3 Diseño conceptual	33
4 Resultados y Pruebas Previas	37
5 Diseño y Fabricación del Sistema de Actuación	49
5.1 <i>Diseño del sistema de actuación</i>	49
5.2 <i>Fabricación del sistema de actuación</i>	52
5.2.1 Fabricación de máscaras	52
5.2.2 Proceso de fabricación de PCB	57
5.2.3 Proceso de fabricación de metacrilato	63
5.2.4 Pegado de la PCB con el metacrilato	67
6 Resultados Experimentales	71
7 Conclusiones y Trabajos Futuros	85
Referencias	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4-1 Datos temperatura-corriente serpentín 150 μ m	42
Tabla 4-2 Datos temperatura-corriente serpentín 200 μ m	43
Tabla 4-3 Datos temperatura-corriente serpentín 250 μ m	44
Tabla 4-4 Datos temperatura-corriente serpentín 300 μ m	44
Tabla 4-5 Datos temperatura-corriente serpentín 400 μ m	45
Tabla 6-1 Datos de intensidad de corriente y su desplazamiento de volumen	73
Tabla 6-2 Datos de intensidad de corriente y su desplazamiento de volumen	76
Tabla 6-3 Datos del prototipo I	80
Tabla 6-4 Datos del prototipo II	80

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1 Clasificación de las microbombas	14
Figura 2-2 Microbomba piezoeléctrica	16
Figura 2-3 Microbomba electrostática	17
Figura 2-4 Microbomba termoneumática	17
Figura 2-5 Microbomba peristáltica	18
Figura 2-6 Funcionamiento de la actuación trifásica de la microbomba peristáltica	18
Figura 2-7 Funcionamiento de la señal trifásica de entrada de la microbomba peristáltica	19
Figura 2-8 Microbomba electromagnética	19
Figura 2-9 Microbomba bimetálica	20
Figura 2-10 Microbomba ICPF	21
Figura 2-11 Microbomba de cambio de fase	21
Figura 2-12 Microbomba SMA	22
Figura 2-13 Esquema de la estructura microfluídica	23
Figura 2-14 Método de presurización	23
Figura 2-15 Microbomba centrífuga	24
Figura 2-16 Microbomba electroosmótica	25
Figura 2-17 Microbomba de Electromojado	27
Figura 2-18 Microbomba electroquímica	28
Figura 2-19 Microbomba de evaporación	28
Figura 2-20 Microbomba de burbuja	29
Figura 2-21 Microbomba magnetohidrodinámica	30
Figura 2-22 Generación de una SAW mediante un IDT sobre una superficie piezoeléctrica	30
Figura 2-23 Esquema de una SAW	31
Figura 2-24 Microbomba Electrohidrodinámica	32
Figura 3-1 Ley de Charles	33
Figura 3-2 Relación entre presión y volumen en condiciones isobáricas	34
Figura 3-3 Relación entre volumen y temperatura	34
Figura 4-1 Máscara de los serpentines de diferentes dimensiones	41
Figura 4-2 Comportamiento serpentín 150 μ m	42
Figura 4-3 Comportamiento serpentín 200 μ m	43
Figura 4-4 Comportamiento serpentín 250 μ m	44
Figura 4-5 Comportamiento serpentín 300 μ m	45
Figura 4-6 Comportamiento serpentín 400 μ m	46
Figura 4-7 Gráfica resumen de todos los calentadores en función de su ancho en micrómetros	46
Figura 4-8 Gráfica del serpentín de 150 μ m en PCB	47

Figura 5-1 Diseño de la cámara de 10x10x0,55 (μL) en L-Edit	49
Figura 5-2 Diseño de la cámara de 15,5x15,5x0,65 (μL) en L-Edit	50
Figura 5-3 Fotoplotter	52
Figura 5-4 Exportar máscara en L-Edit	52
Figura 5-5 Exportar como tipo de archivo GDSII	53
Figura 5-6 Proceso de exportación del tipo de archivo	53
Figura 5-7 Archivo .gds creado	53
Figura 5-8 Conversión de GERBER a FPF	54
Figura 5-9 Ajuste de resolución	55
Figura 5-10 Programa Run Photoplotter	55
Figura 5-11 Líquido revelador	56
Figura 5-12 Impresión y revelado de la máscara.	57
Figura 5-13 Alineadora	57
Figura 5-14 Ácido clorhídrico	58
Figura 5-15 Líquidos revelador y fijador	59
Figura 5-16 Líquido fijador	59
Figura 5-17 Peróxido de hidrógeno	60
Figura 5-18 Esquema de la PCB de perfil	60
Figura 5-19 Aplicación de la máscara a la PCB	60
Figura 5-20 Exposición de la fotoresistencia	61
Figura 5-21 Desarrollo de la fotoresistencia	61
Figura 5-22 “Etching”: eliminación del cobre restante	61
Figura 5-23 “Stripping”: eliminación del fotolito restante	61
Figura 5-24 Resultado tras finalizarse el proceso	62
Figura 5-25 Esquema genérico del proceso de fabricación de la PCB	62
Figura 5-26 Resultado de la PCB con las máscaras impresas	63
Figura 5-27 Fresadora CNC	64
Figura 5-28 Layout con capas active y metal1	65
Figura 5-29 Programa Cut2D	66
Figura 5-30 Programa WinPC-NC USB	66
Figura 5-31 Papel de lija P240 empleada para quitar las impurezas del metacrilato	67
Figura 5-32 Pegamento Loctite3922 para la unión de la PCB y el metacrilato	68
Figura 5-33 Máquina de insolación	68
Figura 5-34 Set de rodillos para la deposición del pegamento	69
Figura 5-35 Foto de prototipo I sin líquido dentro	69
Figura 5-36 Foto de prototipo II con líquido dentro	70
Figura 6-1 Circuito prototipo I preparado para la realización de las pruebas	71
Figura 6-2 Circuito prototipo II preparado para la realización de las pruebas	72
Figura 6-3 Fuente de alimentación DC	72
Figura 6-4 Software calibrador Screen Calipers	73

Figura 6-5 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 0 miliamperios	74
Figura 6-6 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 250 miliamperios	74
Figura 6-7 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 850 miliamperios	75
Figura 6-8 Desplazamiento experimental del prototipo I	75
Figura 6-9 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 0 miliamperios	76
Figura 6-10 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 330 miliamperios	77
Figura 6-11 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 700 miliamperios	77
Figura 6-12 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 900 miliamperios	78
Figura 6-13 Desplazamiento experimental del prototipo II	78
Figura 6-14 Procedimiento para interpolar	79
Figura 6-15 Desplazamiento experimental y teórico frente a la corriente del prototipo I	81
Figura 6-16 Desplazamiento experimental y teórico frente a la corriente del prototipo I	81
Figura 6-17 Error del desplazamiento teórico frente al experimental del prototipo I	82
Figura 6-18 Error del desplazamiento teórico frente al experimental del prototipo II	82

1 INTRODUCCION Y OBJETIVOS

1.1 Introducción

La idea de usar una de las muchas técnicas de impulsión de líquidos con el uso de microbombas, surge en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Sevilla en el área de Microsistemas.

El tratamiento de volúmenes pequeños supone una gran ventaja para aplicaciones de tipo biomédicas, en la que el movimiento de líquidos es la base de funcionamiento de ellas. El tratamiento de pequeños volúmenes supone un factor importante en el desarrollo de dispositivos “lab-on-a-chip” (LOC). Existen numerosos métodos para conseguir el movimiento de fluidos [1]. Sin embargo, por lo general, el movimiento de fluidos se genera por bombas externas que están conectadas a la plataforma microfluidica, imposibilitando la realización de dispositivos portables debido al tamaño de dichas bombas. Se han presentado muchas microbombas para la impulsión de fluidos en aplicaciones LOC [2], permitiendo el transporte y control de pequeñas cantidades de fluidos. También ha sido objeto de estudio diversos métodos de activación [3], pero suelen presentar altos consumos de potencia y además requieren grandes áreas de la plataforma LOC [4], incrementando el coste y dificultando el proceso de integración. Por tanto, la incorporación de estos dispositivos en el mercado no es una tarea trivial [5].

Con el fin de resolver todos estos problemas, una de las estrategias encontradas en el estado del arte, es el diseño de dispositivos que incorporan un sistema neumático para almacenar la energía neumática [6], [7], [8] y [9]. Gracias a este enfoque, el bombeo externo no es necesario, mientras sean suministrados por reservorios que puedan ser integrados en pequeñas áreas del chip. El problema principal en estos casos está relacionado con el “packaging”, pues el sellado por presión aumenta drásticamente su coste [10]. Por tanto, un requisito indispensable del diseño era el bajo coste de fabricación. Una solución conveniente para solucionar dicho problema era el uso de PCB como sustrato. Además, su versatilidad para la integración de la electrónica y polímeros lo hace muy beneficioso. Muchos dispositivos han sido presentados en este campo usando tecnología PCBMEMS [11], [12], [13], [14] y [15].

Como se ha explicado anteriormente, una clase de dispositivos “lab-on-a-chip” hacen uso de aire a presión externo con el fin de bombear una cierta cantidad de líquido a través de una red de microcanales [16]. Los conectores externos de aire a presión suponen una dificultad para el circuito. Por tanto se desarrolla una técnica “on-chip” para generar dicha presión con el objetivo de medir o bombear volúmenes de líquido de un cierto orden. La miniaturización de instrumentos de análisis de laboratorio en un único sistema integrado “lab-on-a-chip” supone una gran promesa para el desarrollo de análisis químicos y bioquímicos con una considerable reducción del coste.

La manipulación de líquidos a través de una red de microcanales implica el control de la presión del aire aplicada sobre dicha cantidad de líquido. El principio de operación de dichos sistemas es simple, pero implica el uso de diferentes fuentes de presión de aire externas y un sistema de válvulas. Las microbombas que controlan la distribución de la presión del aire hacia diferentes puntos de la red de microcanales, aún no están incorporadas en esos sistemas integrados miniaturizados principalmente debido a que implican una tediosa fabricación o son propensas a fallos mecánicos.

La miniaturización e integración de fuentes de presión de aire con su respectivo mecanismo de control en un mismo dispositivo “lab-on-a-chip” ayudará a la realización de un dispositivo integrado autónomo.

1.2 Objetivos

El objetivo principal del proyecto es el diseño y la fabricación de un actuador térmico para el control de muestras líquidas.

Como objetivo secundario, queremos que nuestro actuador cumpla con unas determinadas prestaciones:

- Bajo coste.
- Fácil fabricación.
- Impulsión de uno o varios líquidos a la vez.
- Volúmenes del orden de los μL .
- Sin necesidad de uso de válvula para el control del líquido.

2 ESTADO DEL ARTE

2.1 Introducción

La microfluidica es una rama relativamente nueva de la ciencia y tecnología que ha hecho grandes progresos en los últimos años. Los sistemas de microfluidos trabajan con diminutas cantidades de fluido, típicamente del orden de unos microlitros (μL) en un sistema miniaturizado. Las principales funciones realizadas por estos sistemas son la preparación de muestra, purificación, separación, reacción, transporte, inmovilización, etiquetado, biosensado y detección. El comportamiento del fluido a macro escala difiere bastante con respecto a micro y nano escala. Factores como la tensión superficial adquieren un papel dominante en dispositivos microfluídicos. Cuando los tamaños de las muestras biológicas se aproximan al del flujo de los canales a través de las que las muestras son transportadas, entonces el flujo de la muestra no puede preverse atendiendo a los principios convencionales de los sistemas fluídicos. Se han hecho considerables estudios en los pasados años en el campo de componentes microfluídicos, dispositivos, sistemas y métodos de fabricación. El uso de la tecnología de sistemas micro y nano electromecánicos (MEMS y NEMS) ha aumentado rápidamente para fabricar dispositivos microfluídicos para aplicaciones biomédicas. En los últimos años, los mayores avances de MEMS y NEMS en el área de la biomedicina son los sistemas de administración transdérmica de fármacos (TDD). Los sistemas TDD se encargan del movimiento de un compuesto farmacéutico a través de la piel para alcanzar el sistema de circulación para su posterior distribución en el cuerpo humano. Los sistemas TDD consisten en microbombas, microagujas, reservorio, sensores de presión de sangre, y requieren de circuitos electrónicos para realizar las operaciones correspondientes. Entre éstos, las microbombas y microagujas son los componentes más importantes de los sistemas microfluídicos en aplicaciones de administración de fármacos, debido a que las primeras son las responsables de tareas de transporte y tratamiento y las últimas proporcionan una interfaz entre el fármaco del reservorio y el cuerpo del paciente para la extracción o liberación del fluido.

2.2 Microbombas

Los estudios pioneros sobre las microbombas comienzan en la década de los 70 y los avances basados en tecnología de microfabricación se iniciaron en los 80. Los MEMS basados en microbombas se desarrollaron en los 90. La microbomba es el principal componente del sistema de administración de fármacos que proporciona el mecanismo de actuación para entregar una determinada cantidad de volumen del fármaco o agente del reservorio. Normalmente una microbomba está formada por los siguientes componentes:

- Membrana del diafragma
- Cámara
- Microcanal
- Microválvula
- Entrada
- Salida

Las microbombas se pueden clasificar en dos clases: el primero tipo se conforma de una parte móvil mecánica y es conocida como microbomba mecánica; la otra no posee parte móvil y es conocida como microbomba no mecánica. Se muestra un esquema que ilustra la clasificación de dichas microbombas en la figura 2-1.



Figura 2-1 Clasificación de las microbombas

2.2.1 Microbombas mecánicas

Las microbombas mecánicas poseen partes móviles por lo que requieren un actuador físico para el proceso de bombeo. Las microbombas mecánicas más comunes son aquellas de tipo desplazamiento, que implican una cámara de bombeo que es cerrada con un diafragma flexible. El flujo del fluido se consigue mediante las oscilaciones del diafragma. Debido a estas oscilaciones, se forma una determinada presión (ΔP). Esta presión es una función del volumen sistólico (ΔV) producido por el actuador en el interior de la cámara. El actuador debe funcionar con el volumen umbral de la cámara (V_0). El factor de compresión es el parámetro más importante para las microbombas de tipo diafragmas mecánicas. El factor de compresión puede definirse de la siguiente manera:

$$\varepsilon = \frac{\Delta V}{V_0} \quad (2-1)$$

Existen diversos tipos de **microbombas mecánicas**:

- Piezoeléctrica
- Electrostática
- Termoneumática
- Electromagnética
- Bimetálica
- Película polimérica conductora de iones (ICPF)
- De cambio de fase
- Aleación con memoria de forma (SMA)
- De presurización
- Centrífuga

2.1.1 Piezoeléctrica

Esta microbomba consiste en un disco piezoeléctrico unido sobre un diafragma, una cámara de bombeo y unas válvulas. La conversión de energía mecánica en una señal eléctrica (voltaje) y viceversa es conocida como efecto piezoeléctrico. Los materiales que manifiestan dicho efecto no poseen en su estructura un centro simétrico. Se somete a un estrés a dichos materiales que alterará las cargas, separando las positivas y negativas y conduciéndolas hacia la red de polarización en la superficie. Se crea por tanto un campo eléctrico con un potencial eléctrico debido a la polarización en esos materiales. Esta propiedad se puede usar para formar el actuador, la microbomba, cabezales de impresoras de inyección de tinta, etc.

Los actuadores piezoeléctricos muestran una rápida respuesta y larga actuación temporal, sin embargo, la fabricación de los materiales en un solo chip es compleja. Además las microbombas piezoeléctricas muestran un pequeño volumen de carrera a elevados voltajes. A continuación mostramos un esquema de una microbomba piezoeléctrica en la figura 2-2.

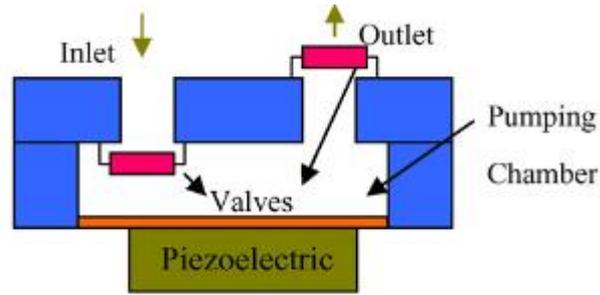


Figura 2-2 Microbomba piezoeléctrica

En los últimos años, el desarrollo de microbombas piezoeléctricas se ha desplazado hacia el uso de materiales de bajo coste y ópticamente transparente como Polidimetilsiloxano (PDMS) y Polimetilmetacrilato (PMMA), en vez de cristal o silicona micromecanizada.

2.1.2 Electrostática

Este tipo de microbombas implican fuerzas electrostáticas para el mecanismo de actuación. La fuerza electrostática F es definida como “la fuerza eléctrica de atracción y repulsión inducida por un campo eléctrico E ”. Las cargas de mismo signo se repelen mientras que las de signo contrario se atraen entre ellas. La fuerza electrostática aplicada en las placas electrostáticas se represente mediante la ecuación 2—2:

$$F = \frac{dW}{dX} = \frac{1}{2} (\epsilon A \frac{V^2}{X^2}) \quad (2—2)$$

Donde, F es la fuerza electrostática, W es la energía almacenada, ϵ es la constante dieléctrica, A es el área de los electrodos, X es la distancia entre electrodos y V el voltaje aplicado.

La electrostática es ampliamente usada en dispositivos microfluídicos. La fabricación de este tipo de mecanismos en un chip electrónico es fácil, sin embargo el actuador electrostático posee un pequeño volumen de desplazamiento, típicamente de 10 μm . Se muestra un esquemático de una microbomba electrostática en la figura 2-3.

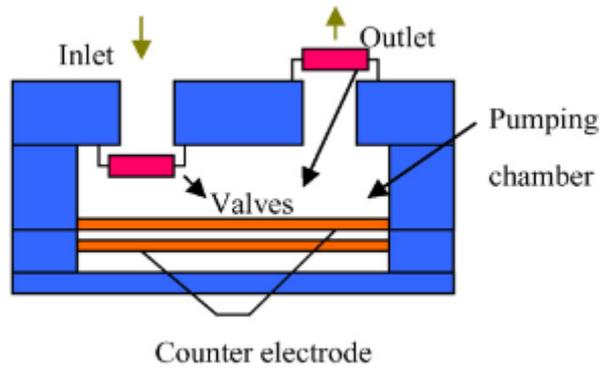


Figura 2-3 Microbomba electrostática

2.1.3 Termoneumática

La forma de actuación de las microbombas termoneumáticas está basada en la expansión térmica. La cámara está llena de aire y la microbomba termoneumática se expande y comprime periódicamente por un calentador y enfriador. El cambio periódico en el volumen de la cámara proporciona un momento que da como resultado la salida de un flujo de fluido hacia afuera. Donde la presión de la cámara aumenta de acuerdo a la ecuación (2—3).

$$\Delta P = E \left(\beta \Delta T - \frac{\Delta V}{V} \right) \quad (2-3)$$

Donde, ΔP es el cambio en la presión, ΔT es el cambio en la temperatura, β es la expansión térmica, $\frac{\Delta V}{V}$ es el porcentaje de cambio en el volumen.

La microbomba de tipo termoneumática genera una presión y desplazamiento de la membrana relativamente fuerte. Sin embargo, la potencia suministrada debe ser mantenida constantemente por encima de un cierto nivel. El esquema de la microbomba termoneumática se muestra en la figura 2-4.

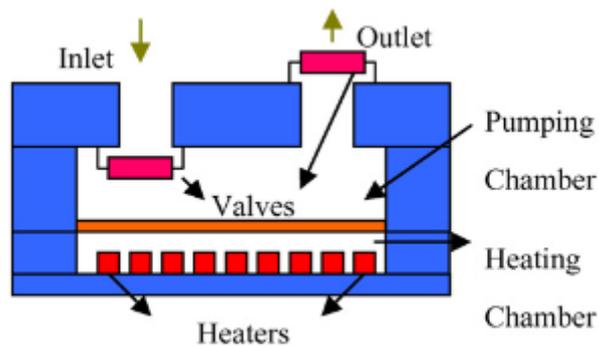


Figura 2-4 Microbomba termoneumática

Existen diversos estudios que emplean este tipo de microbomba [17]. Uno de ellos diseña una microbomba termoneumática basada en polímero con el objetivo de reducir el coste de fabricación en dispositivos desechables. Se desarrolla un chip híbrido de cristal y polidimetilsiloxano (PDMS) que integra una microbomba termoneumática y válvulas de retención a microescala para aplicaciones de dispositivos bio lab-on-chip. La microbomba y microválvulas se construyó de materiales biocompatibles y transparente (PDMS y cristal), de manera que puedan integrarse a biochips. Por razones de biocompatibilidad y de que sea desechable, la costosa porción del microcalentador del sistema de bombeo fue diseñada para ser reutilizada quitándola de la porción desechable de la microbomba del sistema que está en contacto con la muestra biológica. Además, mediante el uso de válvulas pasivas de retención de bloquea el flujo de retroceso y la fuga, teniendo un control del flujo más estable y preciso.

Otro emplea una microbomba peristáltica actuada por fuerza termoneumática [18]. Como se observa en la figura 2-5 esta microbomba está formada por microcanales, conectando tres cámaras de bombeo y puertos de entrada y salida y tres actuadores peristálticas accionados por una fuente de alimentación trifásica. Todos los componentes excepto el microcalentador sobre el sustrato de vidrio están fabricados con PDMS.

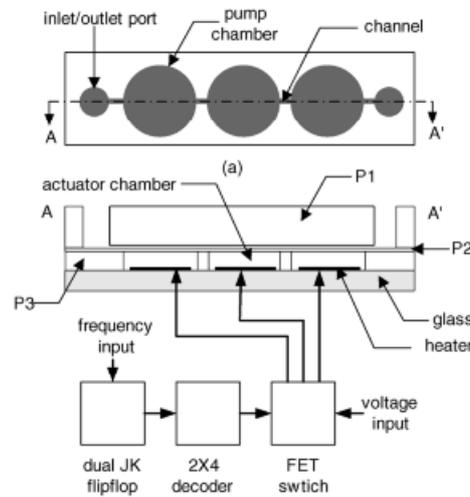


Figura 2-5 Microbomba peristáltica

El principio de funcionamiento se muestra en la figura 2-6. Si se aplica la fuente de alimentación trifásica al microcalentador, la presión en la cámara de actuación sellada se varía mediante el calentamiento óhmico y el enfriamiento natural del aire en la cámara de actuación.

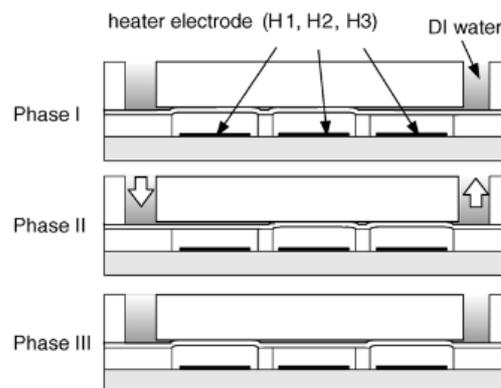


Figura 2-6 Funcionamiento de la actuación trifásica de la microbomba peristáltica

La magnitud de la potencia eléctrica determinará cuánto ha cambiado dicha presión. Si se aplica la señal de potencia trifásica a los calentadores de la microbomba como se muestra en la figura 2-7, los movimientos trifásicos de los diafragmas del actuador transportan el fluido hacia la cámara de bombeo. Debido a que dos de las cámaras de bombeo están siempre cerradas, no permite que el flujo retroceda. El fluido se aspira dentro de la cámara de entrada y se expulsa desde la cámara de salida entre las fases I y II.

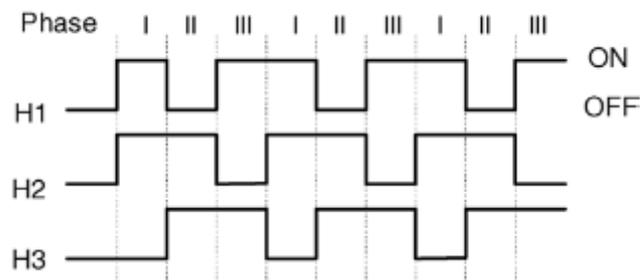


Figura 2-7 Funcionamiento de la señal trifásica de entrada de la microbomba peristáltica

2.1.4 Electromagnética

Las microbombas accionadas por fuerzas electromagnéticas poseen una cámara con válvulas de entrada y salida, una membrana flexible, un imán y un conjunto de bobinas. Tanto el imán como el bobinado pueden estar unidos a la membrana. La fuerza del imán puede variar modificando el valor la corriente eléctrica que fluye a través del bobinado. La corriente que circula a través del bobinado produce un campo magnético que crea la atracción o repulsión entre el bobinado y el imán. La fuerza desarrollada por el actuador depende de la corriente aplicada y del número de vueltas.

La fuerza que experimentada por la carga puntual debido al campo electromagnético es conocida como fuerza de Lorentz y puede ser expresada mediante la ecuación 2—4.

$$F = I(I \times B) \quad (2—4)$$

Donde F es la fuerza, I la intensidad de la corriente eléctrica y B el campo magnético.

Sus principales características son el elevado consumo de potencia y disipación de calor. Su desventaja es la dificultad de miniaturización, debido al tamaño que requiere la bobina del solenoide. Se muestra un esquema de una microbomba electromagnética en la figura 2-8.

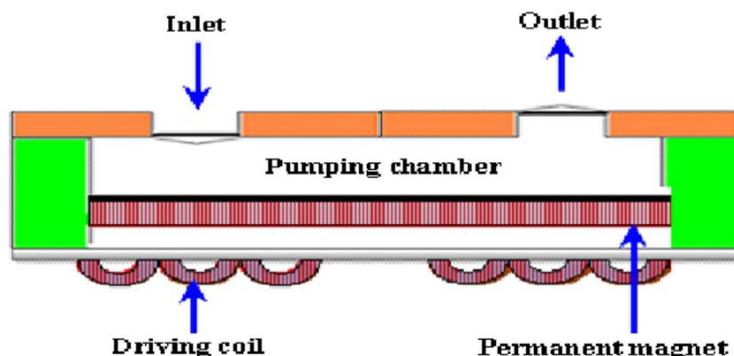


Figura 2-8 Microbomba electromagnética

2.1.5 Bimetálica

Bimetal se refiere a un objeto que está compuesto por dos materiales metálicos diferentes y poseen, por tanto, diferentes coeficientes de expansión térmica (CTE). Éste es el caso del diafragma de la microbomba bimetálica, que posee diferentes CTE. El mecanismo de unión de los diferentes materiales y su sujeción a cambios en la temperatura inducen una tensión térmica debido a que los coeficientes de los materiales difieren, proporcionando así un medio de accionamiento. Las fuerzas generadas mediante la actuación bimetálica son grandes y su implementación es simple. Normalmente los coeficientes de expansión térmica de los materiales involucrados en las microbombas bimetálicas son pequeños, es por ello por lo que en los mecanismos de actuación bimetálica se consigue pequeñas deflexiones. La principal ventaja es que las microbombas bimetálicas requieren voltajes relativamente pequeños en comparación con otras microbombas. La desventaja es su dificultad de operar a elevadas frecuencias. Se muestra un diagrama de una microbomba metálica en la figura 2-9.

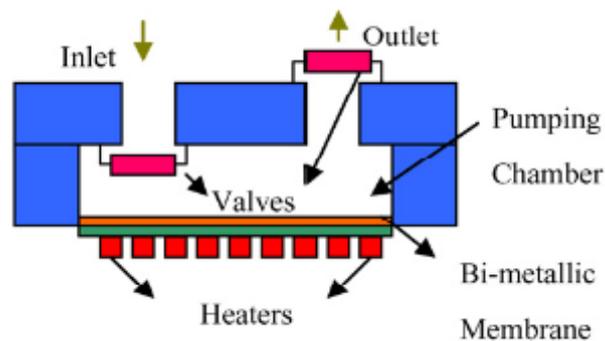


Figura 2-9 Microbomba bimetálica

2.1.6 Película polimérica conductora de iones (ICPF)

Las ICPF son actuadores poliméricos de los MEMS que pueden ser accionados en entornos acuosos con gran deflexión. Necesitan menos potencia a la entrada que los actuadores convencionales de los MEMS. El actuador ICPF es conocido como músculo artificial debido a sus largos desplazamiento al doblarse.

Están actuados por gradiente de tensión debido al campo eléctrico que produce el movimiento de iones.

El núcleo de la capa está formado por un tipo particular de polímero [19]. Aparentemente parece un diafragma con forma “sándwich” entre dos finas capas que están situadas a ambos lados del polímero. Estas dos películas poseen una alta conductividad eléctrica. Una parte final del diafragma está fijada y el diafragma del ICPF puede ser controlado doblándolo en direcciones tanto hacia arriba como hacia abajo, mientras los voltajes aplicados en los electrodos sean los adecuados. La presencia de un campo eléctrico provoca que los iones de ambos lados de la cadena molecular del polímero se muevan hacia el cátodo. De manera simultánea, cada ion con carga positiva tomará alguna molécula de agua y continuará su movimiento hacia el cátodo. Este movimiento de iones provoca que el cátodo se expanda y el ánodo se contraiga. La presencia de una señal de tensión cambiante, hace que las películas se doblen de forma alterna.

Se han reportado aplicaciones que usan ICPF para operaciones quirúrgicas que usan micro robots y micro manipuladores.

Los actuadores ICPF poseen ventajas como el uso de bajo voltajes de operación, su rápida respuesta y su biocompatibilidad. Su mayor desventaja es la baja repetitividad en procesos de fabricación masiva.

A continuación, se presenta un esquema del ICPF y su proceso de doblaje en la figura 2-10.

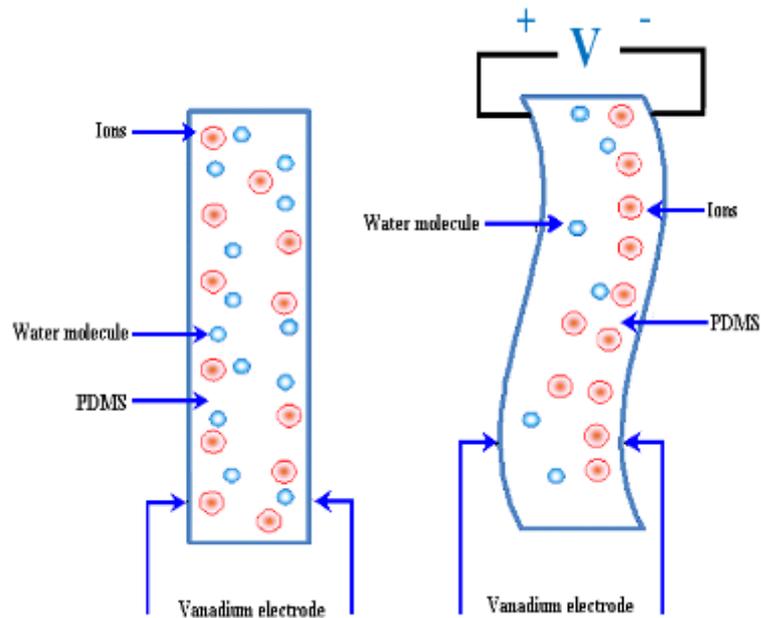


Figura 2-10 Microbomba ICPF

2.1.7 De cambio de fase

El principio usado en los actuadores y microbombas de cambio de fase se basa en el fenómeno de evaporación y condensación. En la evaporación, la fase de transición ocurre de la fase líquida a la fase de evaporación. Mientras que, en la condensación, en cambio del estado físico ocurre de la fase gaseosa a la fase líquida. La microbomba de cambio de fase consiste en un calentador, un diafragma y una cámara fluidica.

A continuación, se muestra un esquema de la microbomba de cambio de fase en la figura 2-11.

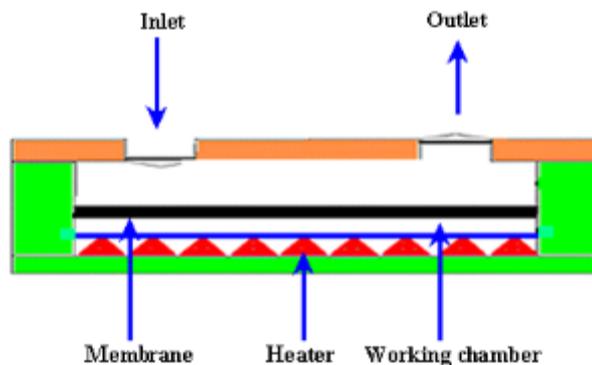


Figura 2-11 Microbomba de cambio de fase

2.1.8 Aleación con memoria de forma (SMA)

Las microbombas SMA son los metales que poseen dos propiedades únicas: la pseudoelasticidad y el efecto de memoria de forma (SM). Tienen la capacidad de cambiar sus formas mediante la aplicación de un estímulo externo. El efecto SM involucra una transformación de fase entre las dos fases de sólido. La fase a elevadas temperaturas se llama “austenita” y la fase a bajas temperaturas es conocida como “martensita”. Las

microbombas SMA comienzan en la fase martensita y tras calentarse se transforman en una fase austenita. A continuación, se presenta un esquema de una microbomba SMA en la figura 2-12.

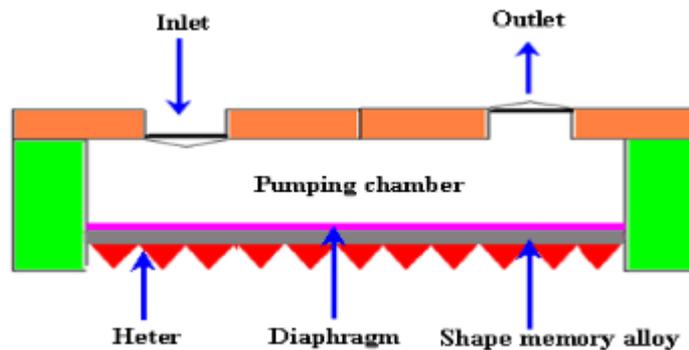


Figura 2-12 Microbomba SMA

2.1.9 De presurización

El concepto de presurización se basa en la Ley de Boyle, ecuación 2—5.

$$P_1V_1 = P_2V_2 = \text{constante} \quad (2—5)$$

La expresión expresa que, a un número constante de moles y temperatura, la presión y el volumen son inversamente proporcionales. Donde P_1 y V_1 son la presión y volumen inicial, y P_2 y V_2 son la presión y volumen en condiciones finales. La Ley de Boyle explica cómo varía el volumen de un gas con la presión.

Aplicando este concepto, la diferencia de volumen inicial y final produce un cambio de presión. Por tanto, la presión de una cámara puede controlarse mediante cambios de volumen. El sistema de impulsión se basa en el uso de una cámara auxiliar, donde se comprime el gas cuando se inserta un material deformable. La parte del circuito microfluídico que será presurizada está conectada a la cámara auxiliar a través de un pequeño microcanal. Cuando la presión de esta cámara se libera, mediante un actuador, el volumen impulsado es el mismo que el inyectado. Por lo tanto, el sistema propuesto podría completarse con una microválvula para activar el sistema de manera controlada. Este método se diseña para ser de un solo uso. Aunque las ventajas de dispositivos que operan continuamente son más extensas, éste proporciona ventajas interesantes en aplicaciones químicas y biológicas. Son desechables, de bajo coste y fácil de integrar debido a que no necesitan circuitos que aseguren su esterilización. Se muestra un esquema del sistema en la figura 2-13.

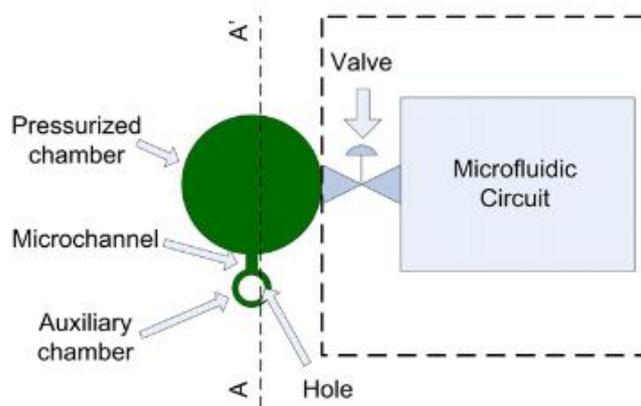


Figura 2-13 Esquema de la estructura microfluídica

El método de funcionamiento se basa en que la presión inicial de la cámara es atmosférica (P_1). El procedimiento consiste en insertar en la cámara auxiliar una masilla moldeable como un relleno a través del agujero del sustrato. En este caso se hace uso de plastina, sin embargo, cualquier material con propiedades similares es válido. Durante este proceso, la presión aumenta a medida que se inserta el material. Finalmente, se llena la cámara auxiliar y se alcanza la presión final (P_2). El microcanal actúa como filtro controlando la cantidad de relleno que se inyecta. Se ilustra el método de presurización explicado anteriormente en la figura 2-14.

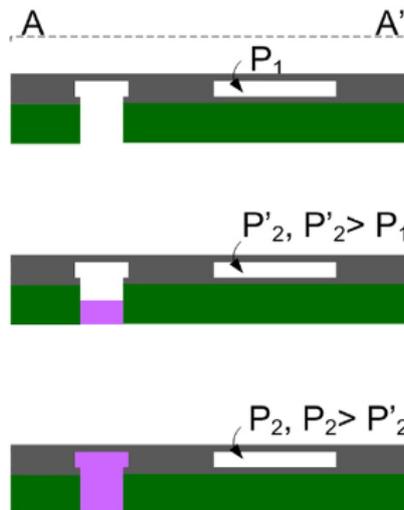


Figura 2-14 Método de presurización

2.1.10 Centrífuga

En el campo de los sistemas lab-on-a-chip microfluídicos, la plataforma microfluídica centrífuga ha emergido como una tecnología avanzada para análisis biológicos. Los sistemas “Lab-on-a-CD” son el foco de una intensa investigación, donde ensayos complejos están empujados en redes fluidicas sobre sistemas microfluídicos centrífugos, especialmente hacia el desarrollo de diagnósticos *in vitro* (IVD). La plataforma microfluídica centrífuga posee el potencial para convertirse en una herramienta estándar para diagnósticos generales. Los pasos de procesamiento fluidico tales como mezcla de reactivos o introducción de muestras fluidas pueden ser automatizadas simplemente mediante la implementación de distintas configuraciones de velocidades de rotación. A través de la adaptación de la tecnología de miniaturización, se pueden integrar

múltiples pasos de análisis en un solo disco, a menudo para el desarrollo de sistemas microfluídicos de muestra a respuesta, o sistemas de análisis micro total (μ TAS). Además, muchos ensayos individuales pueden ser ejecutados de forma simultánea en el mismo disco. Con el desarrollo de sistemas ópticos para interactuar con ensayos basados en disco, los sistemas microfluídicos centrífugos permiten a los operadores no solo realizar los pasos de preparación de muestras a menudo complejos en la mayoría de ensayos, sino también para identificar rápidamente objetivos biológicos todos en la misma plataforma.

Entre las diferentes funciones microfluídicas centrífugas, destaca el bombeo centrífugo. En éste, a medida que gira un disco, las fuerzas centrífugas inducidas sobre fluidos de la muestra impulsan los líquidos radialmente hacia afuera desde el centro hacia el borde del disco. El flujo de los fluidos en una plataforma centrífuga está bien caracterizado; la tasa de flujo centrífugo depende de la velocidad rotacional, y de las propiedades fluidicas de una muestra. La velocidad media de un líquido bombeado centrífugamente en un microcanal se deriva de la teoría centrífuga como aparece en la ecuación 2—6.

$$U = \frac{D_h^2 \rho \omega^2 \bar{r} \Delta r}{32 \mu L} \quad (2-6)$$

Donde D_h es el diámetro hidráulico del canal, ρ es la densidad del líquido, ω es la velocidad angular del disco, \bar{r} es la distancia media del líquido desde el centro del disco en los canales, Δr es la extensión radial del fluido, μ es la viscosidad del líquido y L es la longitud del líquido en el microcanal. Se muestra un esquema de una microbomba centrífuga en la figura 2-15.

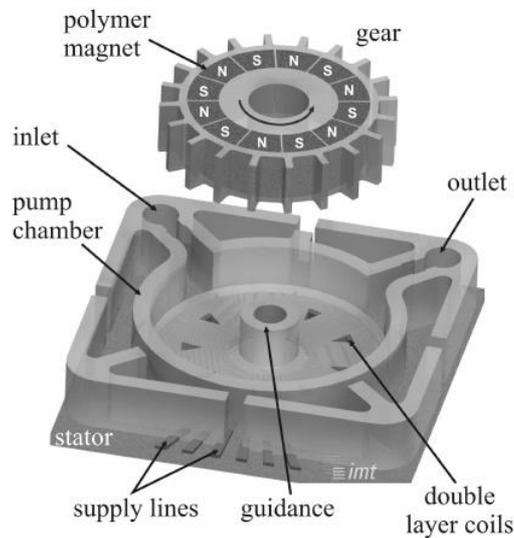


Figura 2-15 Microbomba centrífuga

2.2.2 Microbombas no mecánicas

Las microbombas no mecánicas no poseen parte móvil, por lo que generalmente necesitan de algún tipo de mecanismo que pueda convertir una cierta energía no mecánica en cinética para conducir la muestra fluidica hacia los microcanales. De forma general, las bombas no mecánicas no requieren de componentes de actuación mecánica por lo que la geometría, diseño y fabricación de estas microbombas es relativamente simple y sencilla. No obstante, estas microbombas poseen ciertas limitaciones, como el uso único de fluidos de baja conductividad y la interferencia de los mecanismos de actuación con los líquidos de bombeo.

Existen diversos tipos de **microbombas no mecánicas**:

- Electrosmótica (EO)
- Electrowetting (EW)
- Electroquímica
- De evaporación
- De burbuja
- Magnetohidrodinámica (MHD)
- Onda de flexión planar (FPW)
- Electrohidrodinámica (EHD)

2.2.1 Electrosmótica (EO)

El flujo electrosmótico es el movimiento del líquido inducido por un potencial aplicado a través un tubo capilar o microcanales. El líquido, caracterizado por su conductividad eléctrica, es conducido ejerciendo un campo eléctrico externo sobre las paredes del canal que están cargadas. Los iones pueden ser manipulados por campos eléctricos por corriente continua (DC) o corriente alterna (AC).

Se muestra un esquema de la microbomba electrosmótica en la figura 2-16.

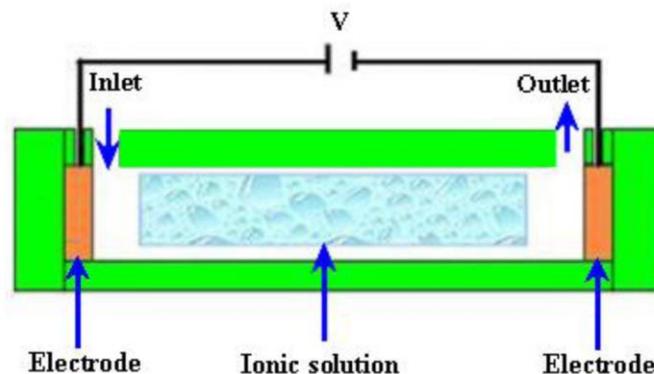


Figura 2-16 Microbomba electrosmótica

2.2.1.1 Electrosmótica DC (DCEO)

Su construcción utiliza silicio fundido o capilaridades de vidrio con electrodos que proporcionan un campo eléctrico a lo largo de la longitud del canal. En los canales a base de silicio, cuando una solución electrolítica entra en contacto con la pared del canal, los grupos de silanol superficiales se desprotonan espontáneamente, dejando un límite cargado negativamente. La aplicación de un campo eléctrico de DC aumenta la fuerza sobre el fluido cerca de la pared capilar a través de las densidades de cargas que han incrementado. Las cargas responden al campo eléctrico. Las fuerzas viscosas instigan el movimiento del fluido al interior del canal. En la solución, la carga superficial inducida

atrae a los iones cargados positivamente y repelen a aquellos cargados negativamente.

Los dos retos principales de las microbombas EO son:

- Bloquear las burbujas en el microcanal.
- Tener una baja presión de parada.

Las largas corrientes en el canal pueden producir burbujas. La electrólisis y las reacciones en los electrodos producen iones que pueden contaminar la muestra y generar burbujas. Las altas presiones se deben a canales muy pequeños.

2.2.1.2 Electroosmótica AC (ACEO)

Un flujo ACEO es un mecanismo de bombeo a micro escala viable para soluciones electrolíticas o conductoras. De forma contraria a la deprotonación en la superficie del canal en los flujos DCEO, los electrodos posicionados en los límites del canal proporcionan la carga necesaria para establecer una doble capa eléctrica. Los electrodos asimétricos inducen un campo eléctrico e igualan las cargas difundidas en la capa a lo largo de la superficie del electrodo. La ventaja de este tipo de microbombas es la posibilidad de alcanzar unas elevadas velocidades con unos pequeños voltajes (menor de 10 voltios). Además, a medida que el voltaje aumenta dentro de un rango, el flujo puede ser invertido, haciendo esta microbomba bidireccional.

2.2.2 Electrowetting (EW)

El electrowetting es un fenómeno microfluídico que es usado de como un mecanismo de conducción para dispositivos microfluídicos. EW implica el cambio de humectabilidad debido a la aplicación de un potencial eléctrico. En el electrowetting, el fluido se transporta gracias a la tensión superficial, una fuerza interfacial que domina en la micro escala. Se aplica un voltaje a la capa dieléctrica, decrementando la energía interfacial de las superficies líquido y sólido, causando el movimiento del fluido. Los metales líquidos en contacto con soluciones electrolíticas, desarrollan interfaces cargadas que actúan como condensadores debido a reacciones electroquímicas.

El metal líquido es más humectable (posee una menor tensión superficial) en la región de alta densidad de carga de lo que es en aquella con menor densidad de carga. La tensión superficial del mercurio es menor hacia la derecha que hacia la izquierda. El gradiente de la tensión superficial induce movimiento hacia la derecha del metal líquido. La presión desarrollada por un actuador de electrowetting continuo (CEW) está dado por la ecuación 2—7.

$$\Delta\rho_{CEW} = 2q_0\Delta\phi \left[\frac{1}{D} + \frac{1}{W} \right] \quad (2—7)$$

Siendo $\Delta\phi$ el voltaje diferencia entre los dos finales del metal líquido, q_0 la carga inicial por unidad de área en la doble capa eléctrica en ausencia del potencial aplicado y D y W, respectivamente, la profundidad y ancho del canal.

Se ha incrementado el interés para incorporar técnicas de entrega de fluido basadas en EW en aplicaciones lab-on-chip. El principio se basa en el uso de un array de electrodos controlados individualmente para mover gotitas en cualquier dirección de una superficie de manera que puedan ser introducidas a otras gotitas en reacciones químicas y/o de mezcla. Se muestra un esquema de una microbomba EW en la figura 2-17.

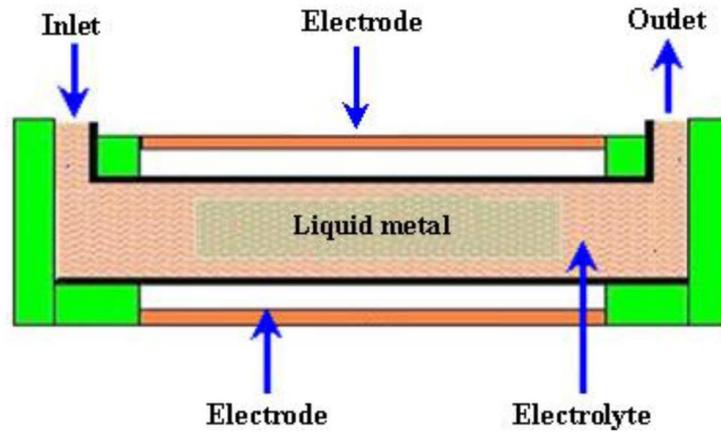


Figura 2-17 Microbomba de Electromojado

2.2.3 Electroquímica

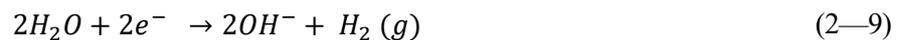
En estas microbombas, sus fuerzas de actuación emplean burbujas generadas electroquímicamente en los microcanales. La aplicación de una corriente DC electróliza el agua entre dos electrodos de platino en una solución salina, generando gases y consecuentemente una presión que a su vez mueve soluciones líquidas dentro del chip. Esta bomba es muy efectiva para el bombeo de soluciones del orden de mililitros. El consumo de esta microbomba es de baja potencia.

La característica más común de las microbombas electroquímicas es la generación de burbujas mediante un proceso de electrólisis en donde el agua se descompone en gas hidrógeno (H_2) y oxígeno (O_2), cuando la corriente pasa a través de agua. Durante este mecanismo el componente clave es un reservorio de burbujas lleno de una solución electrolítica redox. La reacción de la electrólisis de puede describir mediante las ecuaciones 2—8 y 2—9.

En el **ánodo**:



En el **cátodo**:



Se muestra un esquema de una microbomba electroquímica en la figura 2-18.

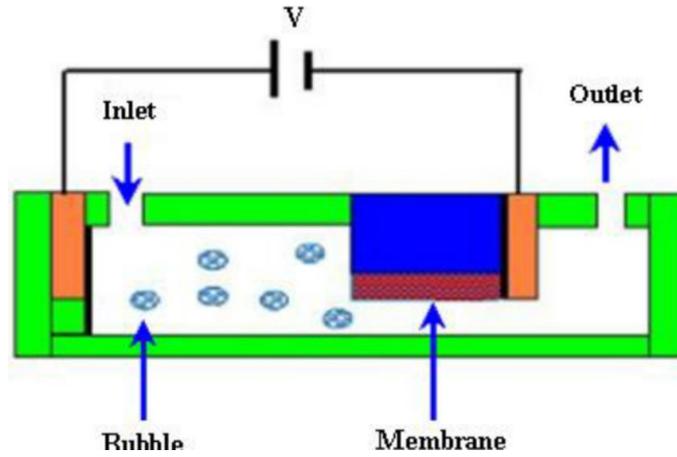


Figura 2-18 Microbomba electroquímica

2.2.4 De evaporación

En este tipo de microbombas se emplea un líquido donde se controla su evaporación. La evaporación es un proceso en donde el líquido es convertido desde su estado líquido a estado gaseoso. El proceso inverso es conocido como condensación. El principio de bombeo de esta microbomba es el mismo que el del sistema de transporte del Xilema en las plantas. Se muestra un esquema de la microbomba de evaporación en la figura 2-19.

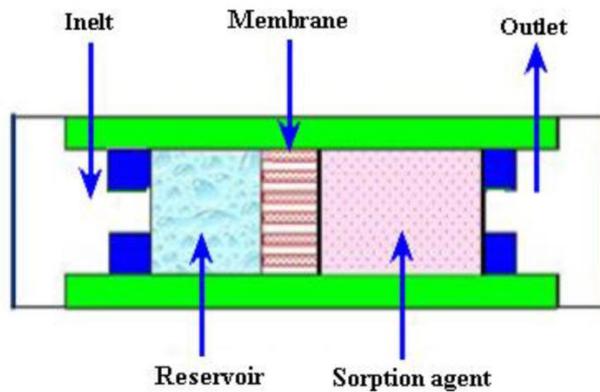


Figura 2-19 Microbomba de evaporación

2.2.5 De burbuja

El principio de bombeo en las microbombas de burbuja se basa en la periódica expansión y colapso de las burbujas generadas en los microcanales. El volumen de dichas burbujas es expandido y colapsado periódicamente debido a la aplicación de un voltaje de entrada. El cambio de volumen en la cámara es conseguido a través del mecanismo difusor o boquilla que también determina la dirección del flujo. La principal ventaja de este tipo de microbomba es la posibilidad de mezclar dos o más tipos de dosis durante los ciclos de expansión o colapso. La principal desventaja es que se requiere el continuo calentamiento para conseguir que se produzca el fenómeno, limitando la aplicación. Se muestra un esquema de la microbomba de burbuja en la figura 2-20.

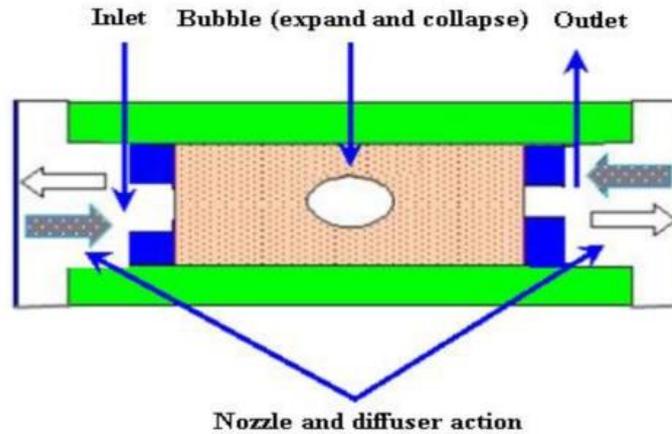


Figura 2-20 Microbomba de burbuja

2.2.6 Magnetohidrodinámica (MHD)

La microbomba MHD es un concepto relativamente nuevo. Entre los primeros desarrollos estuvo el de Jang y Lee en 1999. Usaron el principio de la fuerza de Lorentz actuando en las cargas móviles de un fluido. MHD se refiere al flujo de un fluido eléctricamente conductor en campos eléctricos y magnéticos. Una típica estructura de la microbomba MHD es bastante simple; microcanales, dos paredes limitadas por electrodos que generan un campo eléctrico y dos paredes limitadas por imanes permanentes que generan un campo magnético de polaridad opuesta. La fuerza de Lorentz es una fuente conductora; es perpendicular a ambos campo eléctrico y magnético. La fuerza de Lorentz se puede expresar por la ecuación 2—10.

$$F = QE + Q(V \times B) \quad (2—10)$$

Donde F es la fuerza, E es el campo eléctrico, V es la velocidad instantánea de las partículas, B es el campo magnético y Q es la carga eléctrica de la partícula. La presión y el flujo de una microbomba magnetohidrodinámica viene dada respectivamente por las ecuaciones 2—11 y 2—12.

$$\Delta P = J_y B_x L \quad (2—11)$$

$$Q = |J_y B_x| \frac{\pi r_0^4}{8\eta} \quad (2—12)$$

Siendo J_y la densidad de corriente, B_x la densidad del flujo magnético, L la distancia entre los electrodos, r_0 es una mitad del diámetro hidráulico de un microcanal y η la viscosidad.

Las microbombas MHD pueden bombear fácilmente cualquier líquido conductor en el rango de 1 S/m o la mayoría de soluciones acuosas usadas en aplicaciones biológicas. Pueden bombear fluidos de alta conductividad, por lo que son adecuados para aplicaciones de tipo médicas o biológicas. Su principal desventaja son las burbujas que se generan durante la ionización, debido a que afecta a la tasa de flujo. La

generación de las burbujas se puede reducir cambiando la dirección del voltaje que se le aplica. Se muestra un esquema de una microbomba magnetohidrodinámica en la figura 2-21.

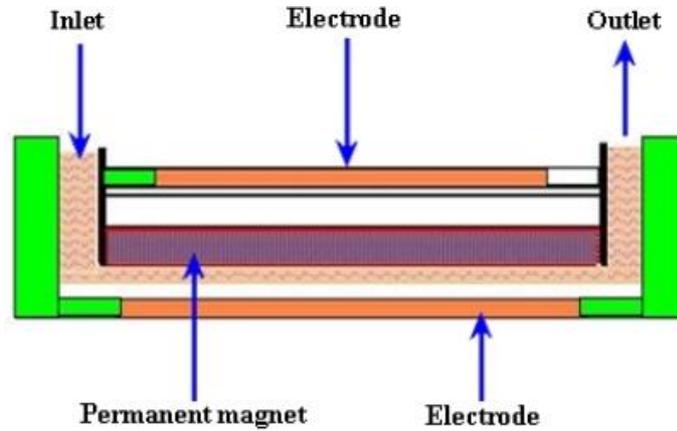


Figura 2-21 Microbomba magnetohidrodinámica

2.2.7 Onda acústica superficial (SAW)

Se basa en el uso de ondas acústicas superficiales sobre un sustrato piezoeléctrico para accionar la gota. Las ondas son generadas mediante electrodos de oro interdigitados (IDT) que son conectadas a una fuente de alimentación de alta frecuencia (RF). La rápida alternancia del campo eléctrico genera desplazamientos en la superficie del piezoeléctrico con una amplitud del rango de los nanómetros (nm), moviéndose sobre el sustrato a la velocidad del sonido. Cuando se sitúa un fluido en el camino de propagación de las SAW se le transfiere un momento. Las pequeñas gotas actúan en la misma dirección que la onda cuando se le aplica la suficiente potencia de RF. A continuación, se muestra un esquema de la generación de la onda acústica superficial en la figura 2-22.

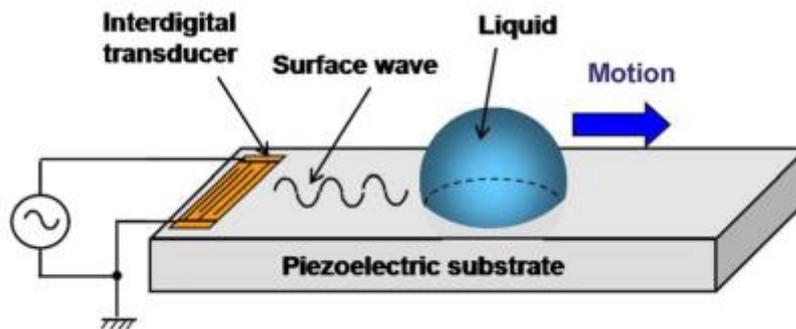


Figura 2-22 Generación de una SAW mediante un IDT sobre una superficie piezoeléctrica

La agitación de pequeñas gotas sobre la superficie de un chip SAW se causa mediante el efecto de transmisión acústica. Este fenómeno aparece cuando campos intensos de sonido se atenúan por la viscosidad del medio durante su propagación. Esto da lugar a un gradiente de presión en el líquido. Si el gradiente es largo, el fluido comenzará a moverse en la misma dirección que la onda sonora.

Las SAW también pueden inducir intensos campos sonoros en líquidos. Cuando alcanzan la línea de contacto de la gota sobre la superficie del chip queda fuertemente absorbida por el líquido. Esto da lugar a un rápido decaimiento de la amplitud y la excitación de una onda acústica. Con la suficiente potencia RF aplicada para inducir la SAW, la onda acústica generada conlleva a una transmisión acústica que hace circular el fluido dentro de la gota. Este movimiento puede usarse para proceso de mezcla o disolución de reactivos.

Cuando la potencia de RF se incrementa, la gota entera comienza a moverse a través de la superficie en la dirección de la SAW. El umbral de potencia RF para el movimiento depende fuertemente del ángulo de contacto de las gotas. En sustratos hidrófilos, el valor del umbral es notablemente superior. Cuanto más aumente dicho umbral, la potencia de RF conlleva a una mayor velocidad de las gotas.

La actuación con las SAW puede ser aplicada desde varios picolitros (pL) hasta algunos microlitros (μL). Las gotas sobre la superficie de un chip SAW se pueden mover a lo largo de los caminos de propagación de la onda acústica teniendo el mismo ancho que las IDTs. La SAW se puede inducir en dos direcciones perpendiculares sobre el sustrato piezo.

Se muestra un esquema de las SAW de Rayleigh sobre la superficie de un sustrato piezoeléctrico y su interacción con una muestra líquida figura 2-23, la energía acústica se irradia en el fluido con un ángulo θ_R , lo que conlleva a un flujo interno en el pequeño volumen.

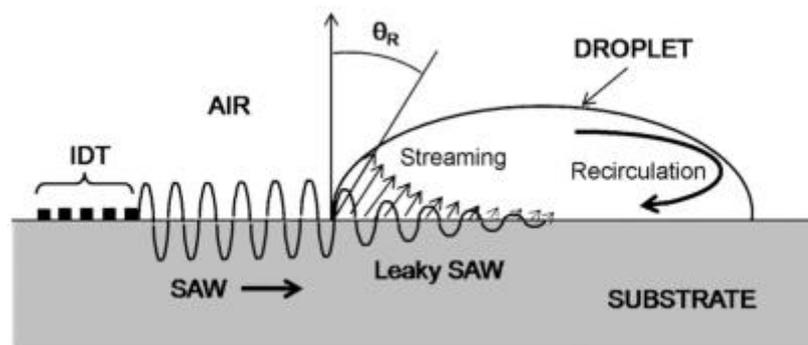


Figura 2-23 Esquema de una SAW

2.2.8 Electrohidrodinámica (EHD)

El mecanismo que permite la transducción de energía eléctrica a mecánica en una microbomba electrohidrodinámica (EHD) es un campo eléctrico que actúa sobre las cargas inducidas en un fluido. El flujo en una microbomba EHD es manipulado de esa manera mediante la interacción de campos eléctricos con las cargas que inducen en el fluido. Uno de los requisitos de las microbombas EHD es que el fluido debe ser de baja conductividad y de naturaleza dieléctrica. La densidad de fuerza del cuerpo eléctrico F_e que resulta de la aplicación de un campo eléctrico de magnitud E viene dado por la ecuación 2—13.

$$F_e = qE + P\nabla E - \frac{1}{2}E^2\nabla\epsilon + \frac{1}{2}\nabla\left[E^2\left(\frac{\partial\epsilon}{\partial\rho}\right)_T\rho\right] \quad (2—13)$$

Siendo q la densidad de carga, ϵ la permitividad del fluido, ρ la densidad del fluido, T la temperatura del fluido y P el vector de polarización.

La inyección de corriente continua (DC) de las microbombas EHD usa la fuerza de Coulomb ejercida sobre las cargas entre dos electrodos permeables que están en contacto directo con el fluido para ser bombeado. Los iones son inyectados en el fluido mediante reacciones electroquímicas desde uno o ambos electrodos. Los tipos de microbombas EHD son de inducción, inyección, polarización, o por arrastre de iones, cada uno refiriéndose al método de introducción de partículas cargadas en el fluido.

Se muestra un esquema de las microbombas EHD en la figura 2-24.

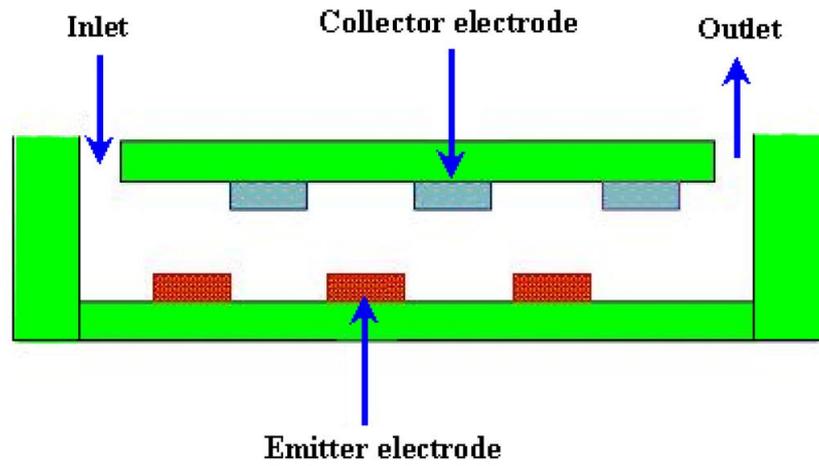


Figura 2-24 Microbomba Electrohidrodinámica

Para el desarrollo de nuestro sistema, el tipo de microbomba elegido para la impulsión de líquido es la de tipo de expansión de una burbuja.

3 DISEÑO CONCEPTUAL

En nuestro sistema intervienen dos principios fundamentales por los cuales funcionan los circuitos:

- **Ley de Charles:**

Alrededor de 1787 Jacques Charles estudió la relación entre el volumen y la temperatura de una muestra de gas a presión constante. Concluyendo que existía una relación directa entre ellos: cuando aumentaba la temperatura, el volumen de gas también lo hacía. De la misma forma, cuando disminuía la temperatura, el volumen del gas de dicha muestra también disminuía. Se muestra en la figura 3-1 una ilustración que resume el principio de funcionamiento.

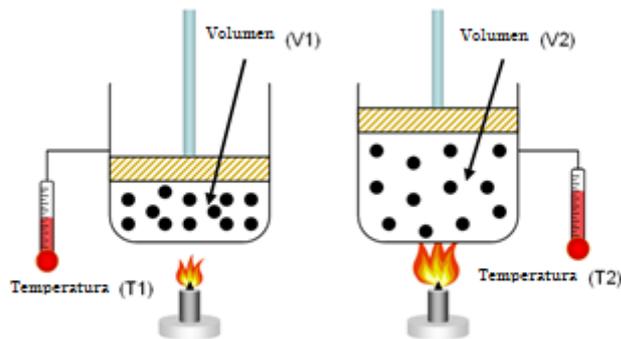


Figura 3-1 Ley de Charles

Esto se debe a que, al elevar la temperatura, se aumenta proporcionalmente la energía cinética atribuida al movimiento de las moléculas del gas.

Por tanto, Charles descubre que, a presión constante, el cociente entre el volumen y la temperatura de una muestra de gas es constante.

$$\frac{V}{T} = K \quad (3-1)$$

Cuando estudiamos dicho experimento a presión constante y partimos de la situación que tenemos una cantidad de volumen V_1 a una determinada temperatura T_1 , sometido a una presión P_1 . Si bajo las mismas condiciones isobáricas, aumentamos la temperatura hasta T_2 , entonces el volumen se incrementará en V_2 . Podemos observar dicho comportamiento en la figura 3-2.

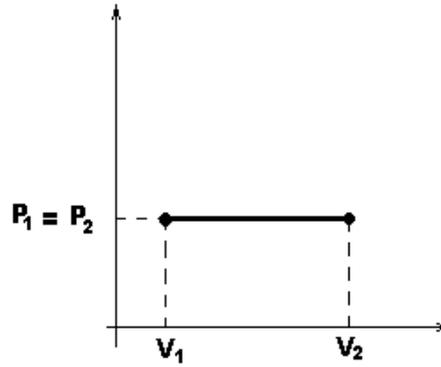


Figura 3-2 Relación entre presión y volumen en condiciones isobáricas

Y pudiendo expresar de otra manera la ley de Charles:

$$\frac{V_1}{T_1} = \frac{V_2}{T_2} \quad (3-2)$$

Que se puede representar mediante la figura 3-3.

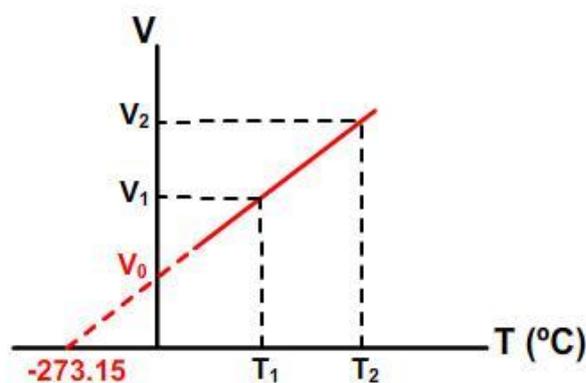


Figura 3-3 Relación entre volumen y temperatura

Donde V_0 es el volumen que ocupa el gas a 0°C . Cuya recta interseca en -273.15°C , que se corresponde a la temperatura a la que el gas tiene un volumen cero teóricamente.

Por tanto, dado un determinado volumen inicial V_1 sometido a una temperatura T_1 , el volumen final V_2 será superior siempre que la temperatura T_2 lo sea. Por tanto, el desplazamiento de dicho volumen será la diferencia entre el volumen inicial V_1 y el volumen final V_2 :

$$\Delta V = V_2 - V_1 \quad (3-3)$$

Despejando de la ecuación 3—2 el volumen final (V_2) y sustituyéndolo en la ecuación 3—3 quedaría:

$$\Delta V = V_1 \frac{T_2}{T_1} - V_1 \quad (3-4)$$

Sacando factor común del volumen inicial (V_1) resulta:

$$\Delta V = V_1 \left(\frac{T_2}{T_1} - 1 \right) \quad (3-5)$$

Realizamos el mínimo común múltiplo de los términos dentro del paréntesis:

$$\Delta V = V_1 \left(\frac{T_2}{T_1} - \frac{T_1}{T_1} \right) \quad (3-6)$$

Y reagrupamos los términos y finalmente llegamos a la expresión, que emplearemos a lo largo de los siguientes capítulos para realizar los cálculos de volúmenes, de la ecuación 3—7.

$$\Delta V = V_1 \left(\frac{T_2 - T_1}{T_1} \right) \quad (3-7)$$

- **Efecto Joule:**

Descubierto por el físico británico James Prescott Joule, es aquel que sucede cuando la corriente eléctrica que recorre un conductor se convierte en calor, aumentando la temperatura del mismo. Esto se debe a que parte de la energía cinética de los electrones se transforma en calor debido a las colisiones que sufren con los átomos del material conductor por el que circulan.

Este efecto se emplea para calcular la energía que se disipa en un conductor que es atravesado por una corriente eléctrica:

$$P = VI \quad (3-8)$$

$$E = Pt \quad (3-9)$$

Que sustituyendo la ecuación 3—8 en la ecuación 3—9 resulta:

$$E = VIt \quad (3-10)$$

Donde resulta que la energía es el resultado del producto de la tensión V por la intensidad I y por el tiempo t .
Añadiendo la Ley de Ohm obtenemos la siguiente expresión:

$$V = RI \quad (3-11)$$

Que sustituyendo en la ecuación 3—10 obtenemos que:

$$E = I^2Rt \quad (3-12)$$

Que a su vez sustituyendo la ecuación 3—12 en la 3—9 y despejando la variable “ t ” concluimos que:

$$P = I^2R \quad (3-13)$$

La potencia disipada por un conductor es igual al cuadrado de la intensidad por la resistencia del mismo.

Tras haber descrito los dos principios por los que se rige nuestro sistema, podremos explicar cómo se relacionan ambos efectos para conseguir el movimiento de los fluidos. La actuación de nuestro sistema comienza cuando se aplica una corriente eléctrica a los terminales de un serpentín de cobre. A medida que aumentamos la corriente, el conductor comienza a calentarse debido al Efecto Joule y en consecuencia el volumen de cierta cámara comienza a expandirse debido a la Ley de Charles. Cuando la temperatura del serpentín es lo suficientemente elevada para expandir todo el volumen de la cámara, se ejercerá una presión sobre la muestra líquida y comenzará a desplazarse.

4 RESULTADOS Y PRUEBAS PREVIAS

En este capítulo se estudia la viabilidad del dispositivo que se quiere desarrollar. Queremos ser capaces de que:

- Los órdenes de magnitud del volumen impulsado sean del orden de magnitud de los microlitros.
- Las dimensiones de los serpentines sean coherentes con la tecnología.
- Las temperaturas conseguidas se sitúen dentro de un rango válido de trabajo.

Queremos ser capaces de mover un volumen teórico de entre [15,25] microlitros. Conocemos las limitaciones de temperatura de los materiales usados en nuestro sistema, que en el caso del PCB es de 140°C. Haciendo uso de la conocida ecuación 3—7 podremos conocer las dimensiones de la cámara para que cumpla con los requisitos planteados.

$$\Delta V = V_1 \left(\frac{T_2 - T_1}{T_1} \right) \quad (3-7)$$

A partir de la ecuación anterior encontraremos el rango de volumen de cámara correspondiente a los volúmenes que queremos impulsar.

- Para el caso de 15 microlitros y sabiendo que nuestra temperatura máxima (T_2) es 140°C (413 Kelvin) y la temperatura ambiente (T_1) es de 25°C (298 Kelvin):

$$15\mu\text{L} = V_1 \left(\frac{413 - 298}{298} \right)$$

Obteniendo, por tanto, en este caso, un volumen de cámara:

$$V_1 = 38,89 \mu\text{L}$$

- Para el caso de 25 microlitros y sabiendo que nuestra temperatura máxima (T_2) es 140°C (413 Kelvin) y la temperatura ambiente (T_1) es de 25°C (298 Kelvin):

$$25\mu\text{L} = V_1 \left(\frac{413 - 298}{298} \right)$$

Obteniendo, por tanto, en este caso, un volumen de cámara:

$$V_1 = 64,78 \mu\text{L}$$

Por tanto, tomaremos un volumen de cámara que pueda ser capaz de impulsar entre 38,89 y 64,78 microlitros.

Tomaremos un valor intermedio de ese rango, que sea por ejemplo 55 microlitros. La geometría de nuestra cámara será cuadrada, y tendrá las siguientes medidas:

$$\begin{aligned} \text{Ancho}_{\text{cámara}} &= 10 \text{ mm} \\ \text{Largo}_{\text{cámara}} &= 10 \text{ mm} \\ \text{Altura}_{\text{cámara}} &= 0,55 \text{ mm} \end{aligned}$$

Quedando finalmente caracterizada la cámara:

$$V_{\text{cámara}} = 10 \times 10 \times 0,55 \text{ (}\mu\text{L)}$$

Estas dimensiones de cámara se toman como diseño inicial de cámara con motivo de tener un valor para definir los futuros serpentines de cobre.

Sin embargo, debido a las limitaciones de temperatura del pegamento usado para unir el PCB y el metacrilato, solo podremos llegar a calentar nuestra cámara hasta 65°C (338 Kelvin). Y como consecuencia, el volumen máximo que podremos impulsar, usando la ecuación 3—7, será de:

$$\Delta V_{\text{máximo}} = 10 \times 10 \times 0,55 \left(\frac{338 - 298}{338} \right)$$

$$\Delta V_{\text{máximo}} = 7.38 \mu\text{L}$$

La única manera de aumentar el volumen impulsado es incrementando el volumen de la cámara, ya que la temperatura no se puede aumentar. Se va a realizar un diseño, aumentando el volumen de la cámara para impulsar volúmenes más grandes. Esta cámara se usará para un dispositivo más complejo.

Ahora queremos ser capaces de mover un volumen teórico de entre [50,75] microlitros. Seguimos teniendo en cuenta las limitaciones de temperatura del PCB de 140°C y haciendo uso de la conocida ecuación 3—7 podremos conocer las dimensiones de la cámara para que cumpla con los requisitos planteados.

$$\Delta V = V_1 \left(\frac{T_2 - T_1}{T_1} \right) \quad (3—7)$$

A partir de la ecuación anterior encontraremos el rango de volumen de cámara correspondiente a los volúmenes que queremos impulsar.

- Para el caso de 50 microlitros y sabiendo que nuestra temperatura máxima (T_2) es 140°C (413 Kelvin) y la temperatura ambiente (T_1) es de 25°C (298 Kelvin):

$$50 \mu\text{L} = V_1 \left(\frac{413 - 298}{298} \right)$$

Obteniendo, por tanto, en este caso, un volumen de cámara:

$$V_1 = 129,57 \mu\text{L}$$

- Para el caso de 75 microlitros y sabiendo que nuestra temperatura máxima (T_2) es 140°C (413 Kelvin) y la temperatura ambiente (T_1) es de 25°C (298 Kelvin):

$$75\mu\text{L} = V_1 \left(\frac{413 - 298}{298} \right)$$

Obteniendo, por tanto, en este caso, un volumen de cámara:

$$V_1 = 194,35 \mu\text{L}$$

Por tanto, tomaremos un volumen de cámara que pueda ser capaz de impulsar entre 129,57 y 194,35 microlitros.

Se toman los siguientes valores de la cámara por simplicidad:

$$\text{Ancho}_{\text{cámara}} = 15,5 \text{ mm}$$

$$\text{Largo}_{\text{cámara}} = 15,5 \text{ mm}$$

$$\text{Altura}_{\text{cámara}} = 0,65 \text{ mm}$$

Estos valores se corresponden con un volumen de 156.13 μL , que está dentro del orden de magnitud del volumen de cámara que se quiere.

Quedando finalmente caracterizada la cámara:

$$V_{\text{cámara}} = 15,5 \times 15,5 \times 0,65 \text{ (}\mu\text{L)}$$

No obstante, a pesar de haber incrementado las dimensiones de la cámara no se aumentan las del serpentín. Esto se debe a que un aumento del serpentín no significa un aumento de la temperatura, ésta no sobrepasará los 140 °C limitados por el FR4.

Sin embargo, debido a las limitaciones de temperatura del pegamento usado para unir el PCB y el metacrilato, solo podremos llegar a calentar nuestra cámara hasta 65°C (338 Kelvin). Y como consecuencia, el volumen máximo que podremos impulsar, usando de nuevo la ecuación 3—7, será de:

$$\Delta V_{\text{máximo}} = 15,5 \times 15,5 \times 0,65 \left(\frac{338 - 298}{338} \right)$$

$$\Delta V_{\text{máximo}} = 20,96 \mu\text{L}$$

Tras realizar el dimensionamiento de las cámaras, antes de continuar es necesario hacer una serie de aclaraciones:

- 1) El uso del PCB es un requisito de la tecnología, sin embargo, el uso del pegamento no lo es. Por ello se ha calculado los volúmenes impulsados cuando el límite de la tecnología es el PCB, de forma que si se encuentra un pegamento que trabaje bien por encima de 140°C, los cálculos estén limitados por la tecnología y no por el pegamento.
- 2) Los valores de cámara elegidos están basados en órdenes de magnitud. Con cumplir este requisito es suficiente. De forma que el dispositivo pueda variar los volúmenes impulsados en función de la temperatura dentro de ese orden de magnitud. Si se quisiera afinar en volúmenes mayores impulsados, basta con variar las dimensiones de la cámara que se toma como “cámara inicial”.

La parte térmica del dispositivo se basa en la fabricación de unos calentadores usando la capa de cobre del PCB, haciendo pistas en forma de serpentín.

A continuación, hacemos un estudio de los serpentines de cobre que podemos incluir en la cámara, caracterizada anteriormente, en función del ancho de pista. El motivo es tener varios diseños de serpentines para conocer el comportamiento de cada uno con la temperatura. En el capítulo 5 podremos ver con más detalle las características dimensionales de dichos serpentines. Escogemos los siguientes valores de ancho de pista de cobre:

- 100 micras
- 150 micras
- 200 micras
- 250 micras
- 300 micras
- 350 micras
- 400 micras

No obstante, durante el proceso de revelado de dichos serpentines, el cobre de los de 100 y 350 micras se ha dañado durante su revelado y, por tanto, quedando inutilizados dichos serpentines.

El fallo de fabricación del serpentín de 100 μm era esperable por estar al límite de la tecnología de fabricación con PCB de 35 μm de cobre, y el de 350 μm resultó defectuoso debido a la proximidad con el borde del PCB. Los bordes de las obleas siempre son zonas problemáticas en la fabricación. Se intentó aprovechar esta zona, pero lamentablemente resultó defectuosa. Aun así, se tienen serpentines diferentes suficientes como para hacer un estudio de su comportamiento.

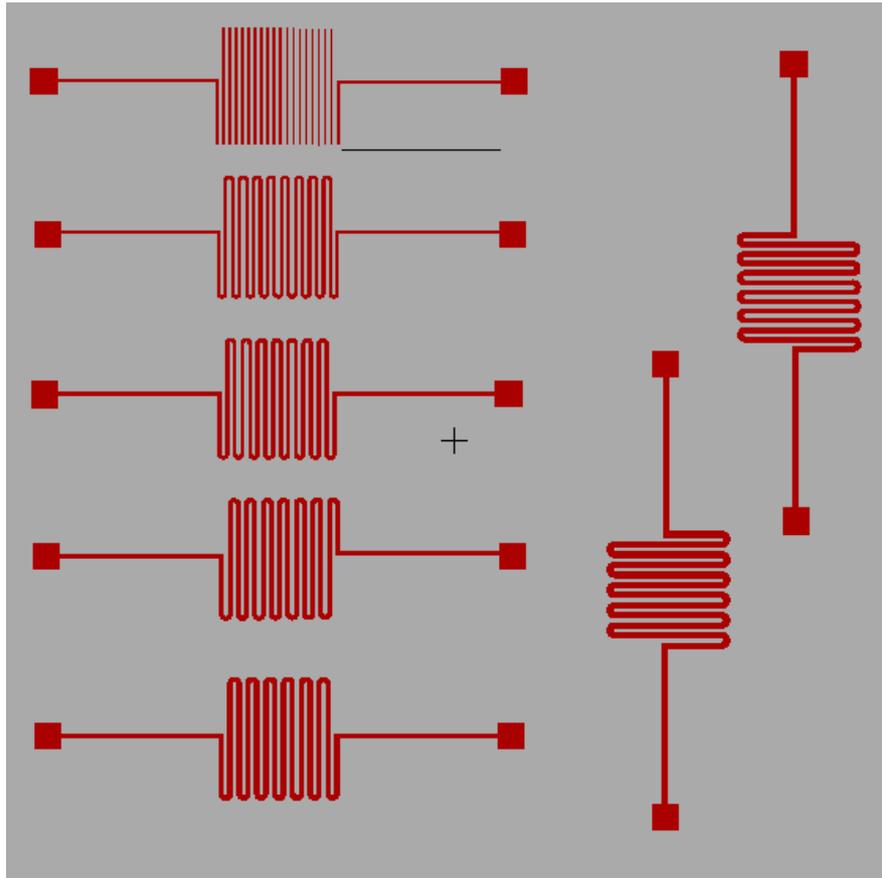


Figura 4-1 Máscara de los serpentines de diferentes dimensiones

A los serpentines resultantes se le someten individualmente a una serie de corrientes para estudiar su comportamiento con la temperatura. Obtenemos una serie de datos corriente-temperatura que ilustremos en las siguientes tablas. Durante la realización de dicho estudio, se ha dejado un tiempo lo suficientemente grande para que los datos sean tomados en régimen permanente, que resultaba ser de unos 4 minutos:

I(A)	T(°C)	V(V)	t(seg)
0	24,4	0	0
0,1	24,9	0,1	4min
0,21	26,8	0,3	4min
0,31	30,2	0,4	4min
0,4	34,4	0,5	4min
0,53	42,1	0,7	4min
0,65	52	0,9	4min
0,7	59	1	4min
0,81	72,1	1,2	4min

0,92	89	1,5	4min
1,03	116	1,9	4min
1,07	125	2	4min
1,11	137	2,1	4min

Tabla 4-1 Datos temperatura-corriente serpentín 150 μ m

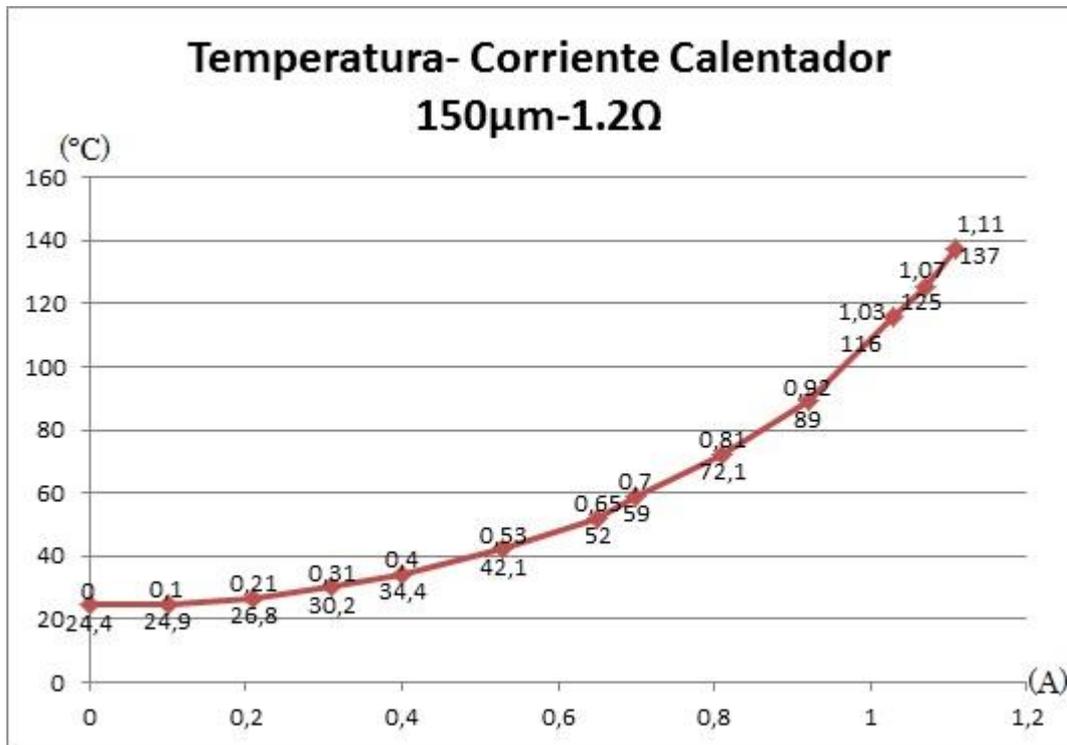


Figura 4-2 Comportamiento serpentín 150 μ m

I(A)	T(°C)	V(V)	t(sg)
0	24,5	0	0
0,1	24,9	0,1	4min
0,2	25,7	0,2	4min
0,3	27,4	0,3	4min
0,4	29,8	0,3	4min
0,5	32,6	0,4	4min

0,6	36,5	0,5	4min
0,8	46,1	0,7	4min
1	59,9	0,9	4min
1,2	74,4	1,1	4min
1,4	108	1,4	4min
1,5	135	1,6	4min

Tabla 4-2 Datos temperatura-corriente serpentín 200 μ m

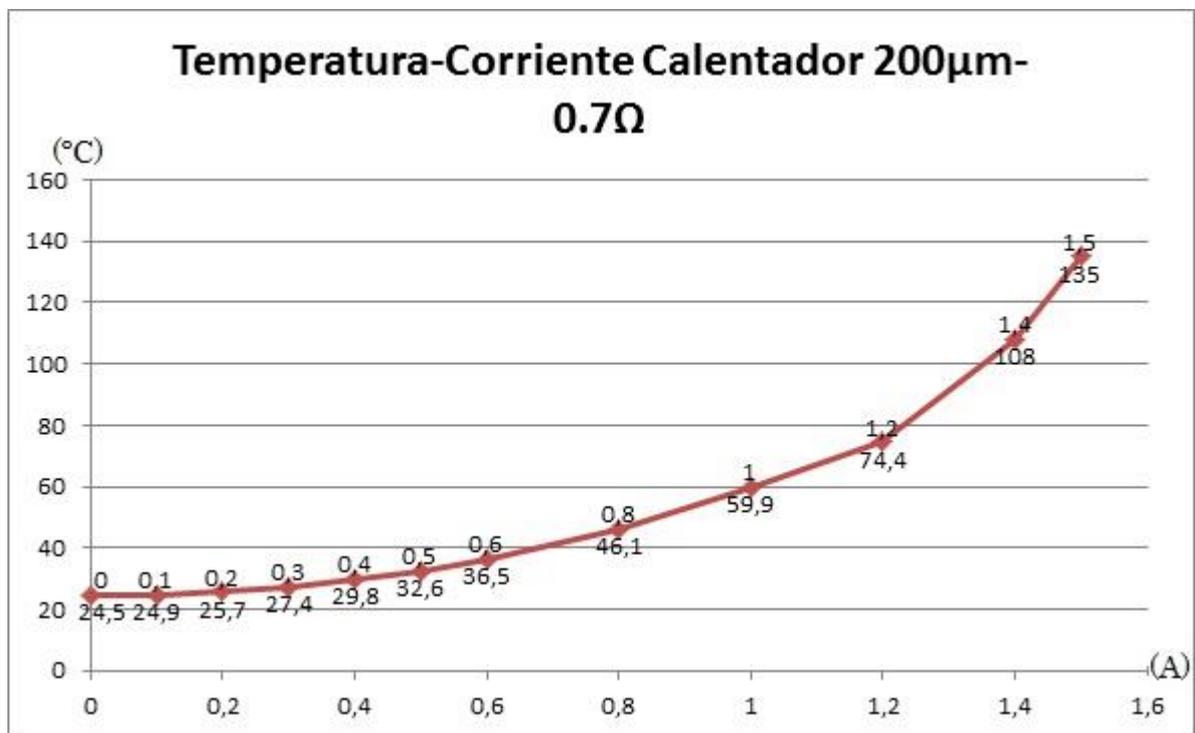
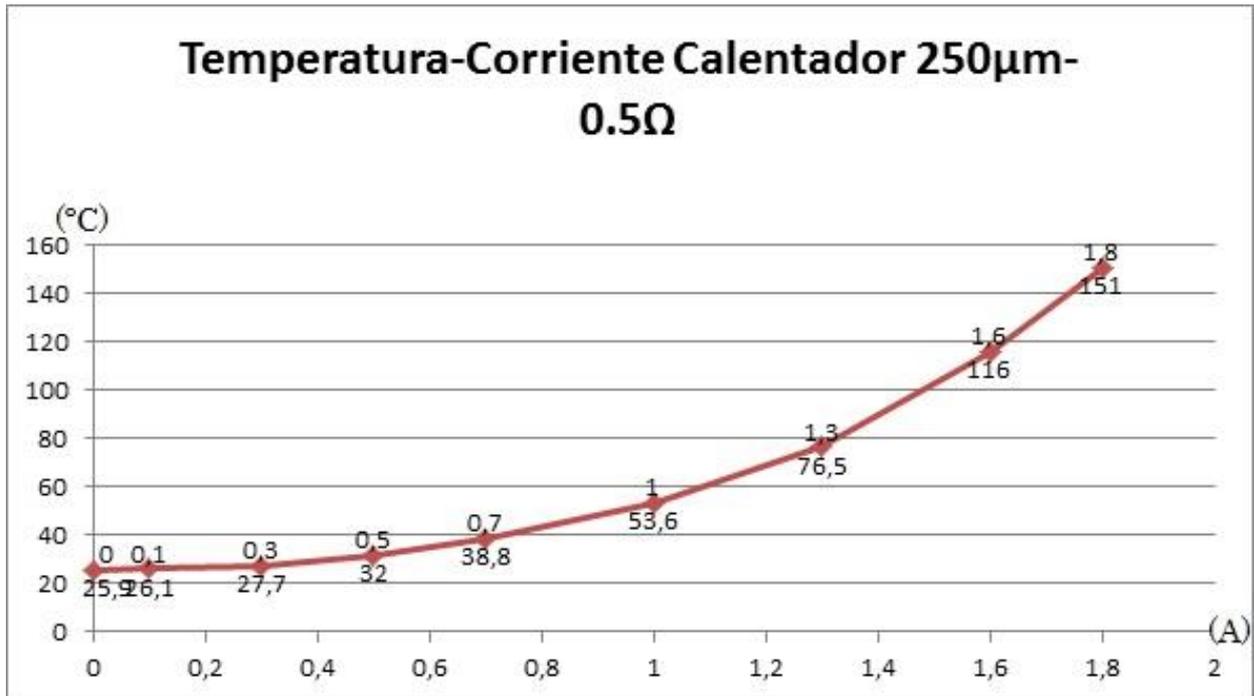


Figura 4-3 Comportamiento serpentín 200 μ m

I(A)	T(°C)	V(V)	t(sg)
0	25,9	0	0
0,1	26,1	0,1	4min
0,3	27,7	0,2	4min
0,5	32	0,3	4min
0,7	38,8	0,4	4min
1	53,6	0,6	4min

1,3	76,5	0,9	4min
1,6	116	1,1	4min
1,8	151	1,4	4min

Tabla 4-3 Datos temperatura-corriente serpentín 250 μ mFigura 4-4 Comportamiento serpentín 250 μ m

I(A)	T(°C)	V(V)	t(seg)
0	25,4	0	0
0,2	26,2	0,1	4min
0,5	30,1	0,3	4min
0,9	42,1	0,5	4min
1,3	63,5	0,8	4min
1,7	95,8	1	4min
2,1	155	1,3	4min

Tabla 4-4 Datos temperatura-corriente serpentín 300 μ m

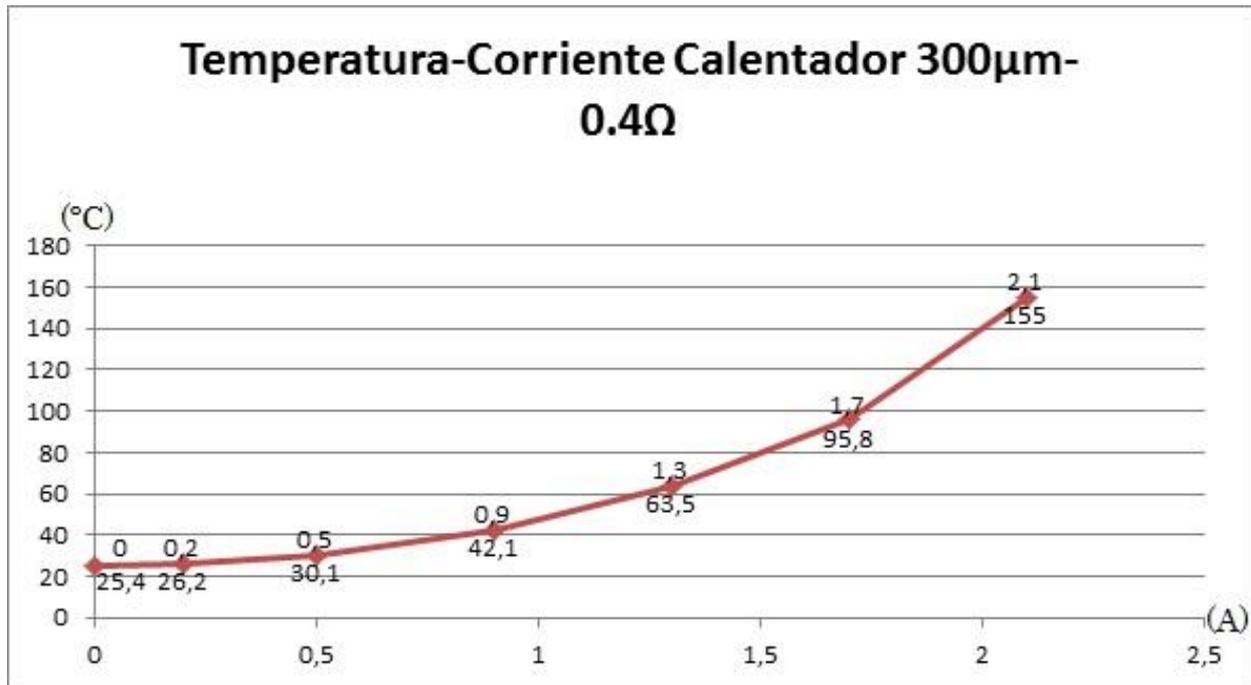


Figura 4-5 Comportamiento serpentín 300 μ m

I(A)	T(°C)	V(V)	t(seg)
0	24,9	0	0
0,31	26,5	0,1	4min
0,62	29,4	0,2	4min
0,9	34,2	0,3	4min
1,2	41,6	0,4	4min
1,5	51,8	0,5	4min
1,8	66,1	0,6	4min
2,1	84,7	0,7	4min
2,4	108	0,8	4min
2,6	130,8	0,9	4min

Tabla 4-5 Datos temperatura-corriente serpentín 400 μ m

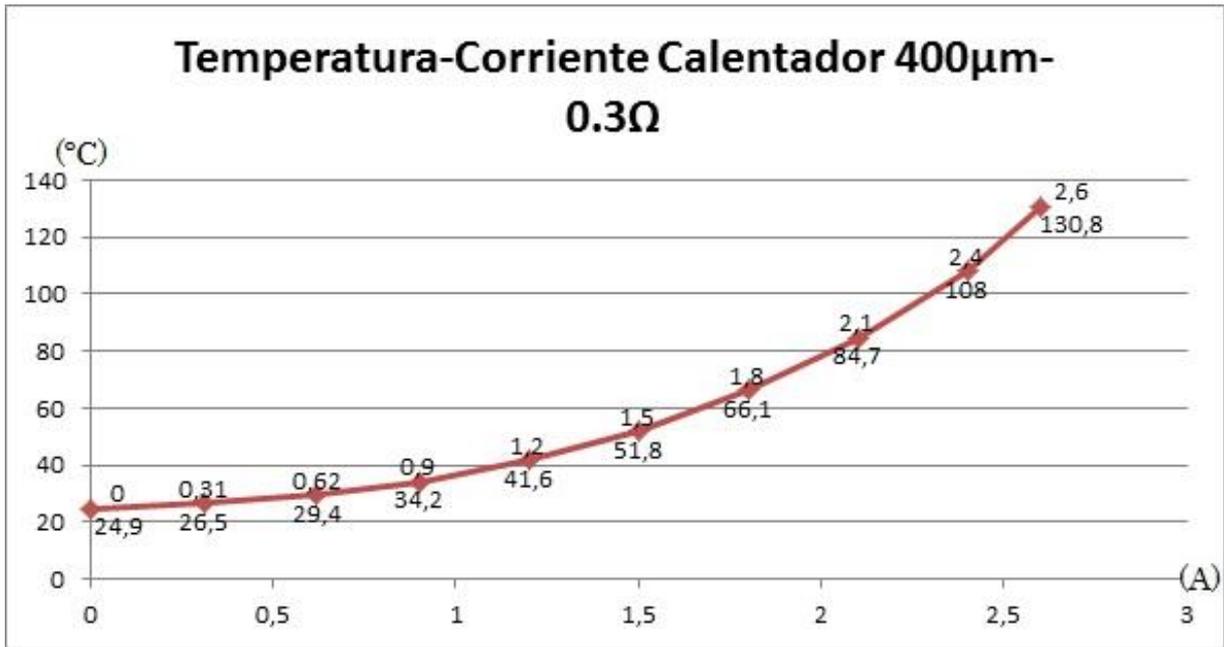


Figura 4-6 Comportamiento serpentín 400µm



Figura 4-7 Gráfica resumen de todos los calentadores en función de su ancho en micrómetros

A partir de esta gráfica podremos decidir qué calentador usar para nuestro sistema. Lo que buscamos es que caliente lo más rápido posible. A partir de la figura 4-7 podemos ver que el calentador que cumple esa característica es aquel de 150 micras, siendo éste el que integramos en nuestro sistema.

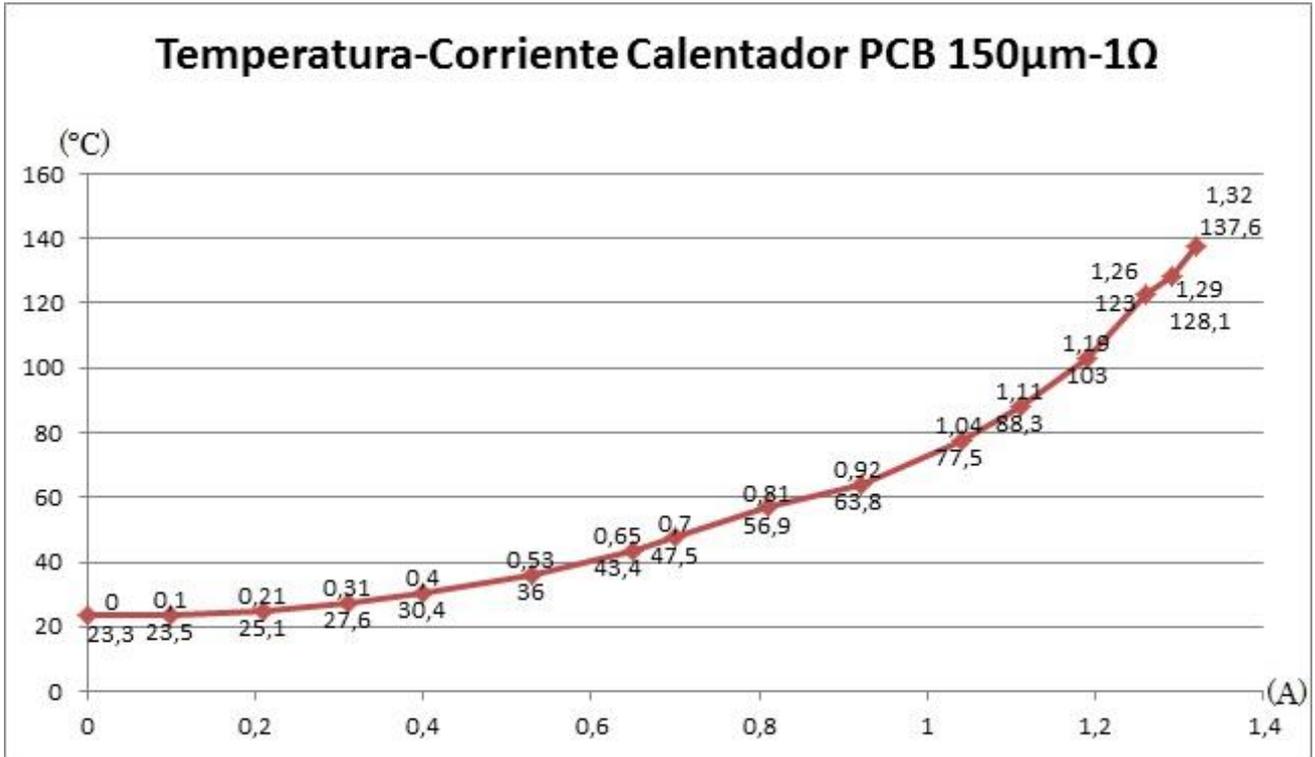


Figura 4-8 Gráfica del serpentín de 150 μ m en PCB

Como conclusión de este capítulo podemos observar que los diferentes aspectos se han cumplido:

- Las dimensiones de las cámaras concuerdan con las especificaciones del sistema, donde se quería impulsar volúmenes del orden de microlitros.
- La temperatura que alcanza cada uno de los calentadores entran en los márgenes explicados anteriormente.
- Los volúmenes impulsados están dentro de límites razonables siendo del orden de microlitros.

Partiendo de aquí se puede llegar a un dispositivo que cumpla el objetivo de los requisitos enunciados anteriormente.

5 DISEÑO Y FABRICACION DEL SISTEMA DE ACTUACION

5.1 Diseño del sistema de actuación

Como vimos anteriormente, queríamos ser capaz de impulsar un volumen de entre [15,25 μ L] y [50,75 μ L], y finalmente se llegó al resultado de dimensión de cámara de 10x10x0,55 (μ L) que conseguimos impulsar un volumen máximo de 7.38 μ L y de 15,5x15,5x0,65 (μ L) impulsando un volumen máximo de 20,96 μ L.

El prototipo que diseñamos para la cámara de 10x10x0,55 (μ L) es el de la figura 5-1:

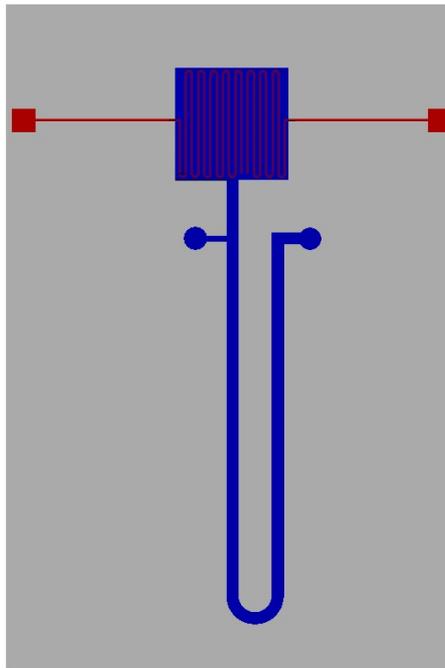


Figura 5-1 Diseño de la cámara de 10x10x0,55 (μ L) en L-Edit

Y el prototipo que diseñamos para la cámara de 10x10x0,55 (μ L) es el de la figura 5-2:

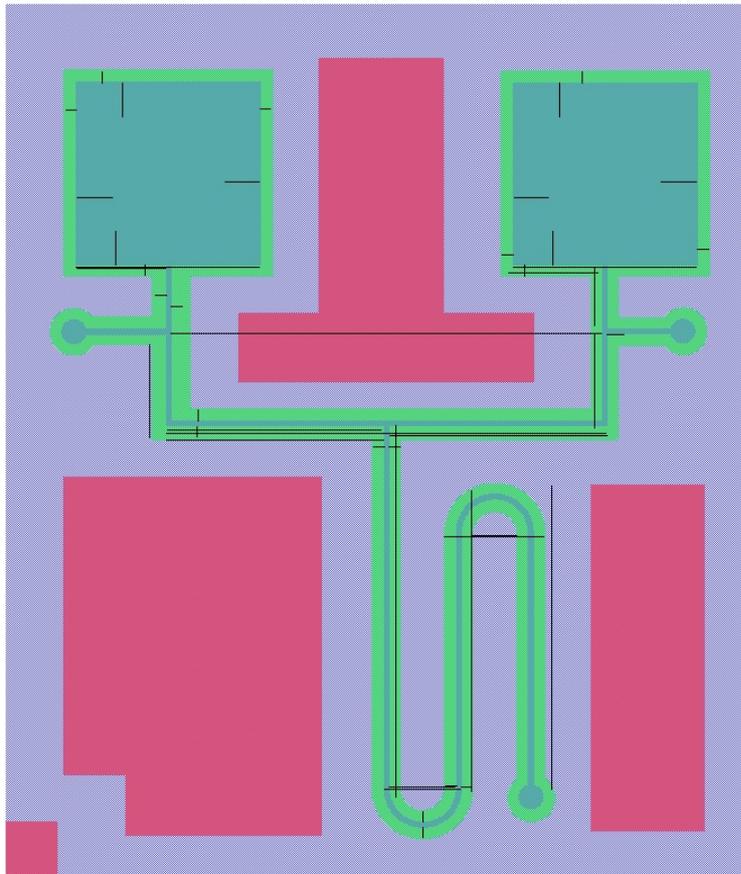


Figura 5-2 Diseño de la cámara de $15,5 \times 15,5 \times 0,65$ (μL) en L-Edit

Como podemos observar en las figuras anteriores, existen diferentes elementos en cada esquema:

- Agujeros de entrada
- Agujeros de salida
- Canales
- Terminales
- Cámaras
- Serpentes

Donde el color rojo de la cámara de $10 \times 10 \times 0,55$ (μL) va a representar las pistas de cobre del calentador y el color azul corresponde a los canales y cámara del circuito microfluidico.

Respecto al canal, lo diseñamos de modo que el valor impulsado sea menor que el volumen del canal, de manera contraria el líquido se saldría y no habría manera de tomar medidas de volumen de impulsión. Dimensionaremos el canal de forma que deberá tener una dimensión superior al volumen máximo impulsado. Esto es, en el caso del primer prototipo mayor a $7,38 \mu\text{L}$ y del segundo mayor a $20,96 \mu\text{L}$. La herramienta usada para fresar el canal tiene un diámetro de 1 milímetro en el caso del primer prototipo y 0,4 milímetros en el caso del segundo prototipo, por lo que el ancho de nuestro canal queda fijado. Por tanto, las dimensiones del canal quedan de la siguiente manera:

	Ancho (mm)	Altura (mm)
Prototipo I	1	0,55
Prototipo II	0,4	0,78

Estos valores son medidos experimentalmente después de la fabricación y son los que vamos a usar para los cálculos, tanto, teóricos como experimentales.

$$V_{canales} > V_{impulsión} \quad (5-1)$$

Como el volumen de los canales se conoce mediante la ecuación 5—2.

$$V_{canales} = W * h * L \quad (5-2)$$

Entonces:

$$W * h * L = V_{impulsión} \quad (5-3)$$

Y como conocemos el volumen de impulsión y las alturas y anchos de las cámaras, la única incógnita es la longitud. Por tanto, despejamos la variable “L” de forma que resulta:

$$L = \frac{V_{impulsión}}{W * h} \quad (5-4)$$

	Longitud (mm)
Prototipo I	13.42
Prototipo II	67,18

5.2 Fabricación del sistema de actuación

5.2.1 Fabricación de máscaras

Una vez finalizado el diseño en L-Edit, acudimos al laboratorio para la realización de las máscaras, donde emplearemos una serie de softwares específicos para realizar la impresión de fotolitos mediante la "Fotoplotter". El proceso de impresión dura unos 36 minutos, y debe realizarse en luz verde.

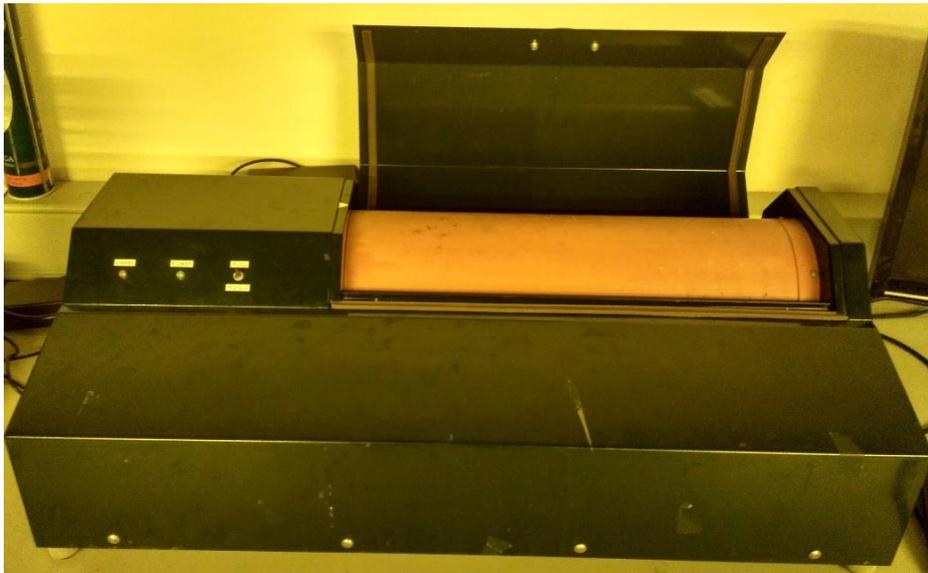


Figura 5-3 Fotoplotter

Para ello seguiremos una serie de pautas bien definidas:

- 1.) Como sólo queremos imprimir los serpentines, en el programa L-Edit, esconderemos todos los elementos excepto los correspondientes a los serpentines:
 - **Hide all** (excepto la capa Poly correspondiente a los calentadores)
- 2.) Ahora procedemos a exportar la máscara, para ello:
 - **File > Export Mask Data**

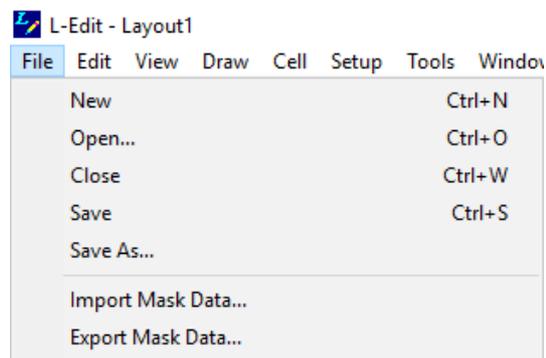


Figura 5-4 Exportar máscara en L-Edit

- **Export type GDSII**

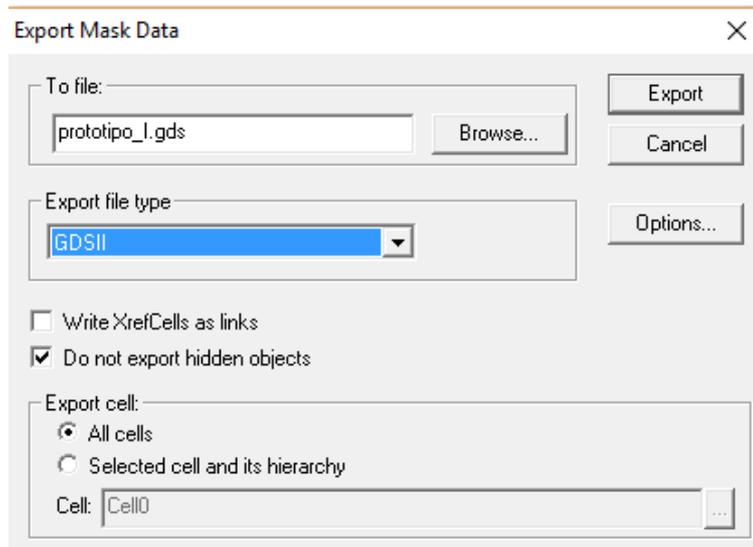


Figura 5-5 Exportar como tipo de archivo GDSII

- **Export**

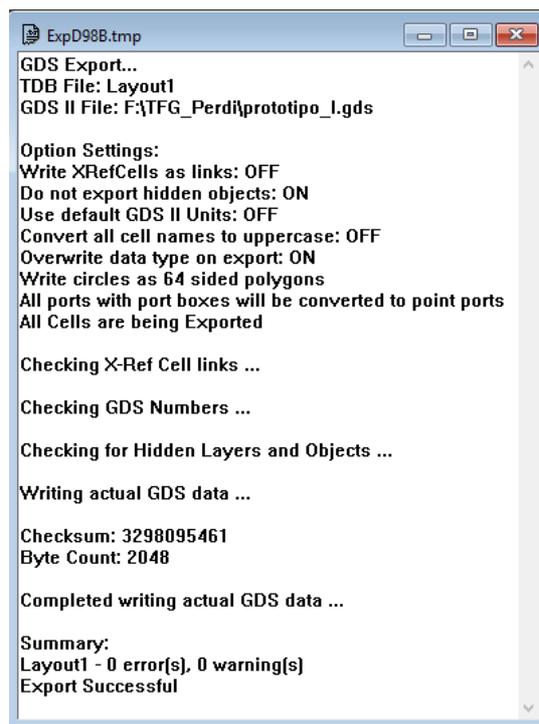


Figura 5-6 Proceso de exportación del tipo de archivo

- **Se crea el archivo *prototipo_1.gds***



Figura 5-7 Archivo .gds creado

3.) A continuación, pasamos a formato **gerber** y **bitmap (FPF)**:

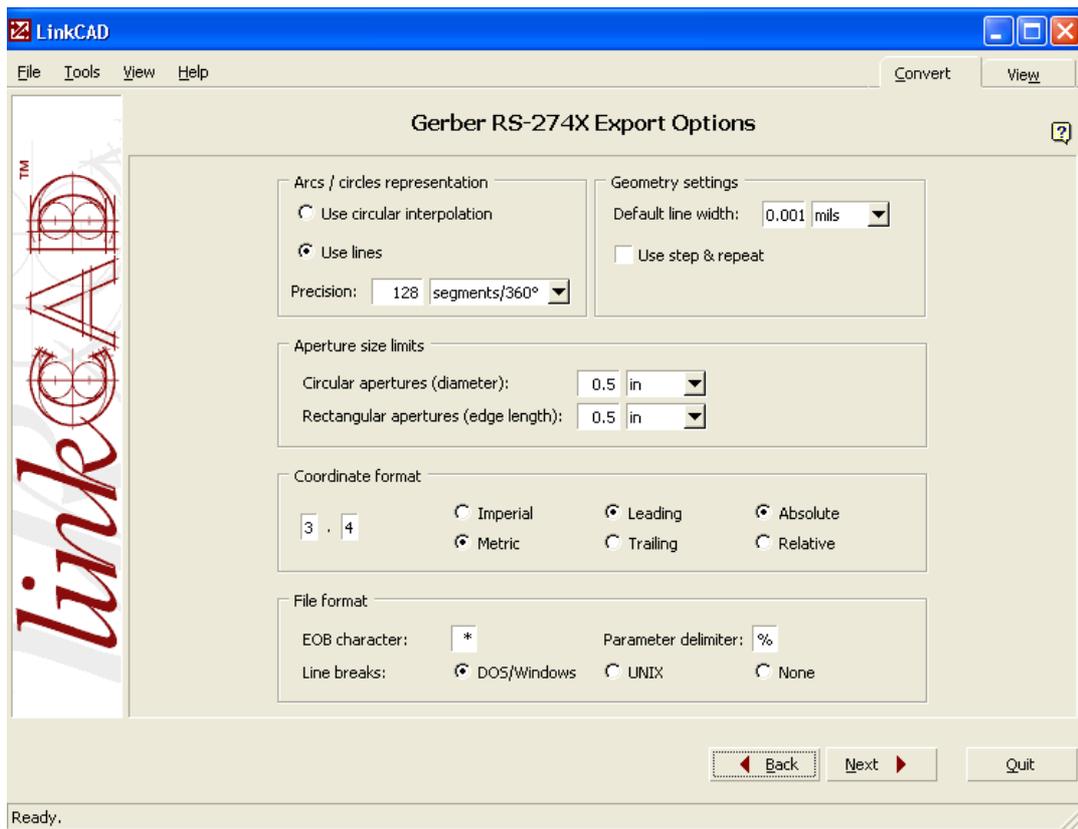


Figura 5-8 Conversión de GERBER a FPF

- Con el software Linkcad se pasa de **GDS** a **Gerber**.
- Con **Convert Gerber into bitmap**, para pasar de formato Gerber a FPF:
 - Import (buscamos el archivo de extensión .gbr)
 - En mapa, se ajusta a la esquina superior izquierda
 - Export (tercer botón):
 - Seleccionamos Lay_1
 - Resolution → other: 4064 Dpi
 - Cambiamos el nombre predeterminado al nombre de nuestro archivo
 - Save

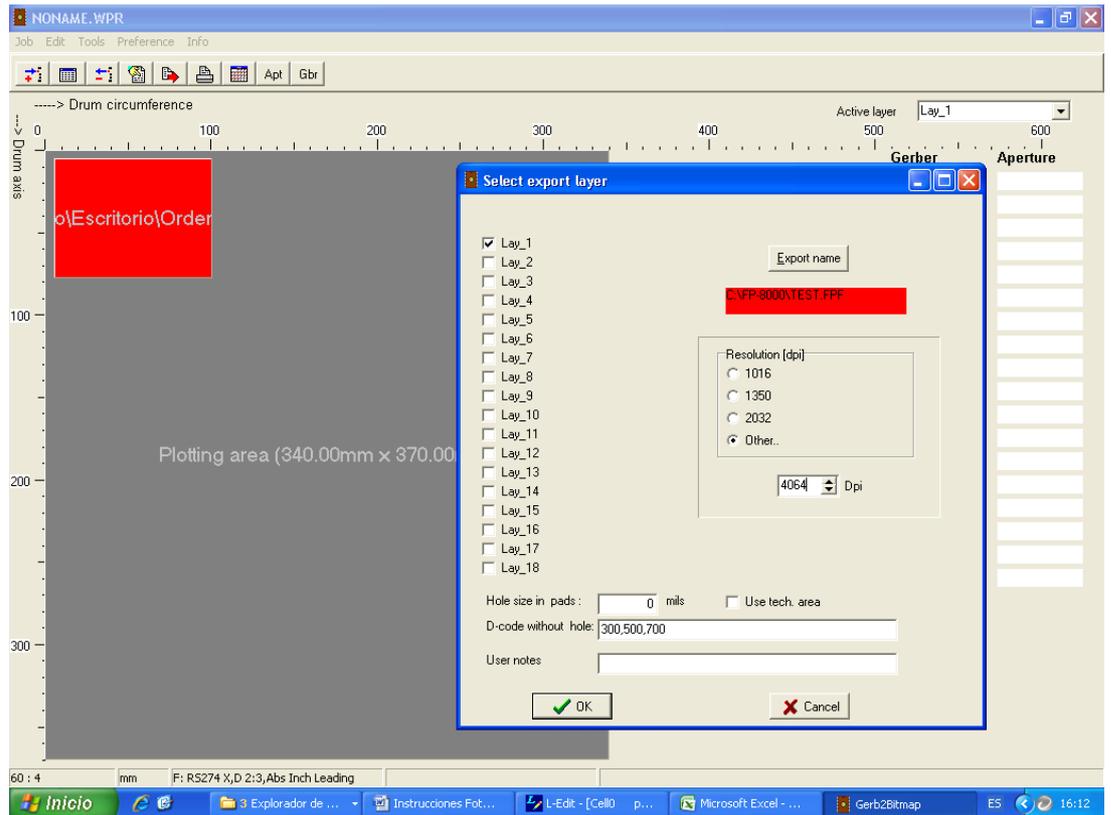


Figura 5-9 Ajuste de resolución

4.) Por último, se procede a la **impresión**:

- Ejecutamos el programa **Run_photo_USB**:

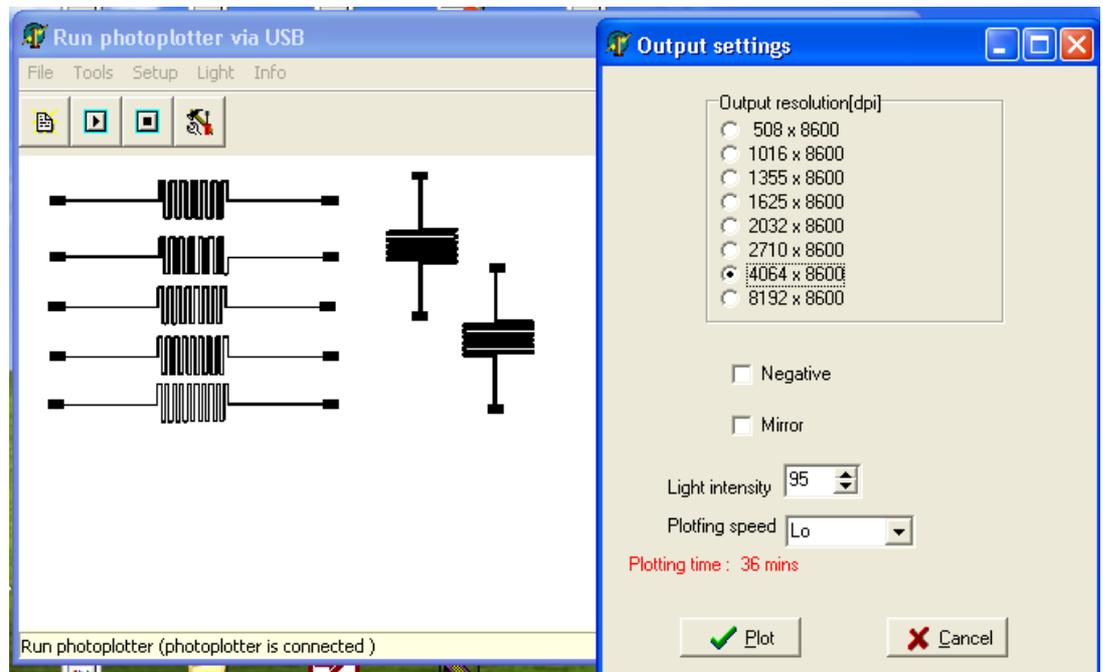


Figura 5-10 Programa Run Photoplotter

- **File > Open > nombre_del_archivo.FPF**
- **Ok > Play**

- **Output settings:** resolution 4064x8600
- Deselect **Negative** option
- **Plot** → comienza la impresión

Una vez finalizado el proceso de impresión, se procederá a revelar la máscara.

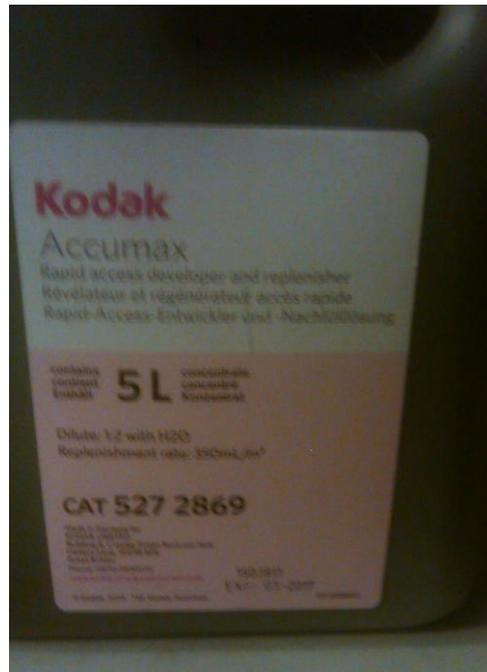


Figura 5-11 Líquido revelador

Para ello seguimos unas pautas:

- 1.) Se deposita la máscara durante 1 minuto en la bandeja con líquido revelador.
- 2.) Cuando transcurre dicho tiempo, se pasa por agua durante 1 minuto.
- 3.) A continuación, se deja 1 minuto en el líquido fijador.
- 4.) Por último, se deja otro minuto en agua.

El resultado de la impresión y revelado se observa en la siguiente figura 5-11.

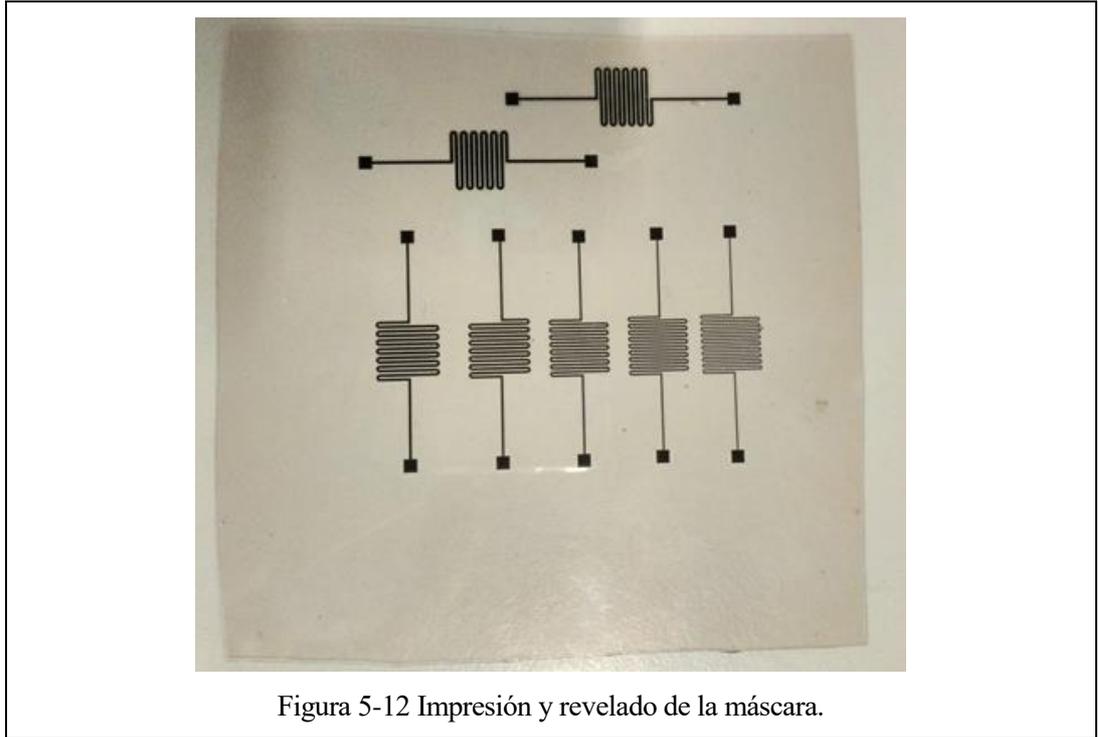


Figura 5-12 Impresión y revelado de la máscara.

5.2.2 Proceso de fabricación de PCB



Figura 5-13 Alineadora

Una vez cortada la porción de la plancha de FR-4 de 35 μm de cobre adecuada a la medida de nuestra máscara se procede a limar los bordes, rebaba, pues son zonas problemáticas de cara al proceso de fabricación. A continuación, se procede a quitar el plástico protector de la porción cortada y posicionarla en la alineadora, aparato que podemos apreciar en la figura 5-12, (emisión de luz UV) bajo la máscara que se ha impreso. En este punto, empieza el proceso de insolación. Insolaremos 8 veces durante 20 segundos con un periodo de espera de 10 segundos durante cada. Al completarse esta fase, retiramos la PCB de la alineadora y la sumergimos en una bandeja con sosa cáustica y agua hasta que aparezca el esquema de la máscara, en nuestro caso, hasta que se vean los serpentines. Lo que está ocurriendo en este punto es que dicho producto elimina la resina de la PCB que ha sido insolada en el proceso anterior. Tras ello, lavamos la placa con agua para quitar la sosa cáustica. Ahora comienza la fase de ataque, donde realizamos una mezcla de 120 ml compuesta de: 30 mililitros de peróxido de hidrógeno, 30 mililitros de HCl y 60 mililitros de agua, que depositaremos en una bandeja donde meteremos la PCB. Una vez sumergida la PCB, comenzará a burbujear. Momento en que se está atacando al cobre que no está “protegido” por la resina fotosensible. En este paso, haremos comprobaciones periódicas para que sólo se ataquen las zonas deseadas. Sabremos que hemos terminado cuando esté perfectamente delimitado el cobre protegido con la resina fotosensible de aquella que no, pudiendo ver perfectamente nuestros serpentines. Lavamos nuevamente la placa para eliminar los productos químicos y que el ácido no siga atacando el cobre. Por último, limpiamos la PCB con acetona para eliminar la resina restante de la placa.



Figura 5-14 Ácido clorhídrico



Figura 5-15 Líquidos revelador y fijador

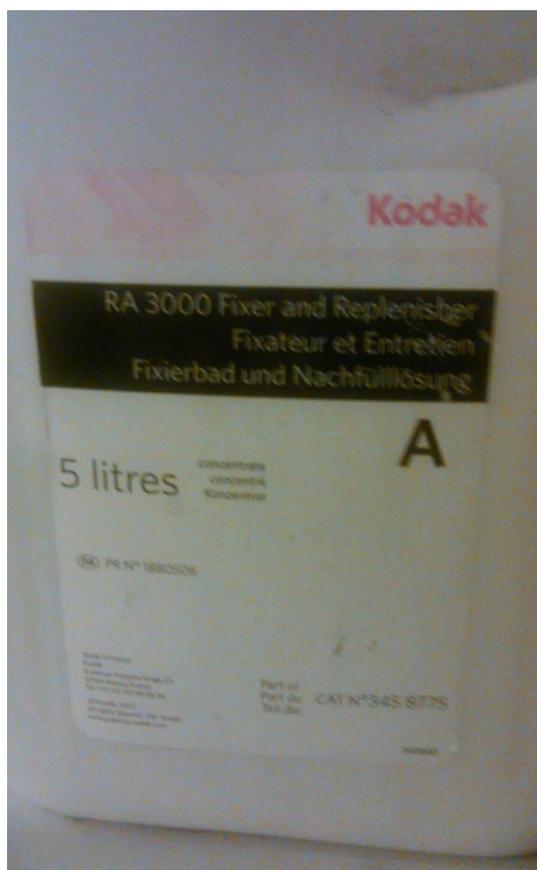


Figura 5-16 Líquido fijador



Figura 5-17 Peróxido de hidrógeno

El proceso de fabricación de la PCB puede resumirse mediante las siguientes ilustraciones:



Figura 5-18 Esquema de la PCB de perfil

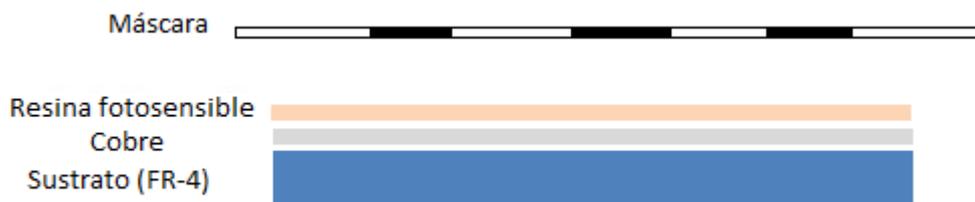


Figura 5-19 Aplicación de la máscara a la PCB

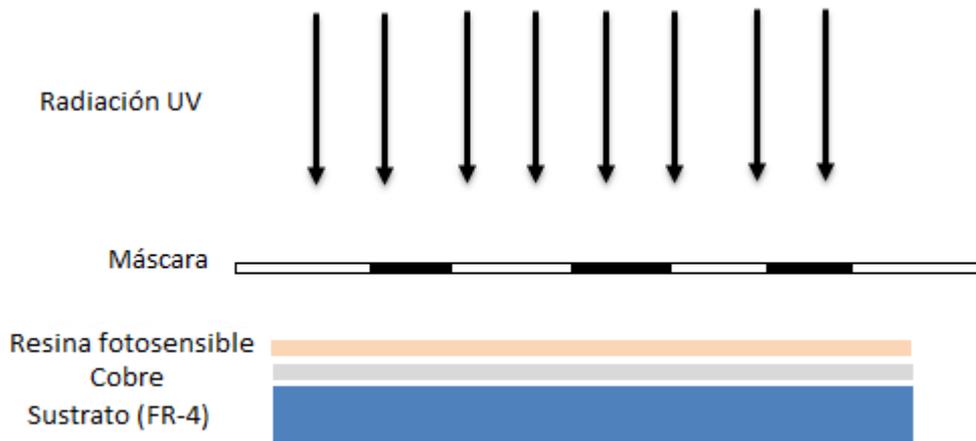


Figura 5-20 Exposición de la fotoresistencia



Figura 5-21 Desarrollo de la fotoresistencia



Figura 5-22 "Etching": eliminación del cobre restante



Figura 5-23 "Stripping": eliminación del fotolito restante

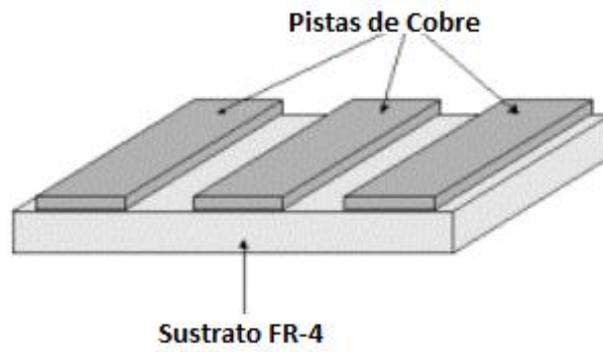


Figura 5-24 Resultado tras finalizarse el proceso

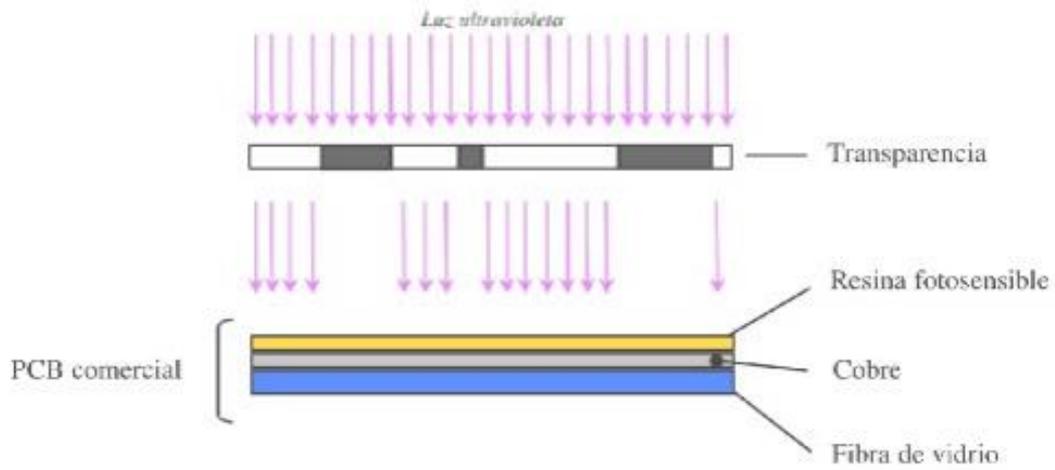


Figura 5-25 Esquema genérico del proceso de fabricación de la PCB

Como resultado del proceso de fabricación de los serpentines obtenemos la placa de la siguiente figura 5-18

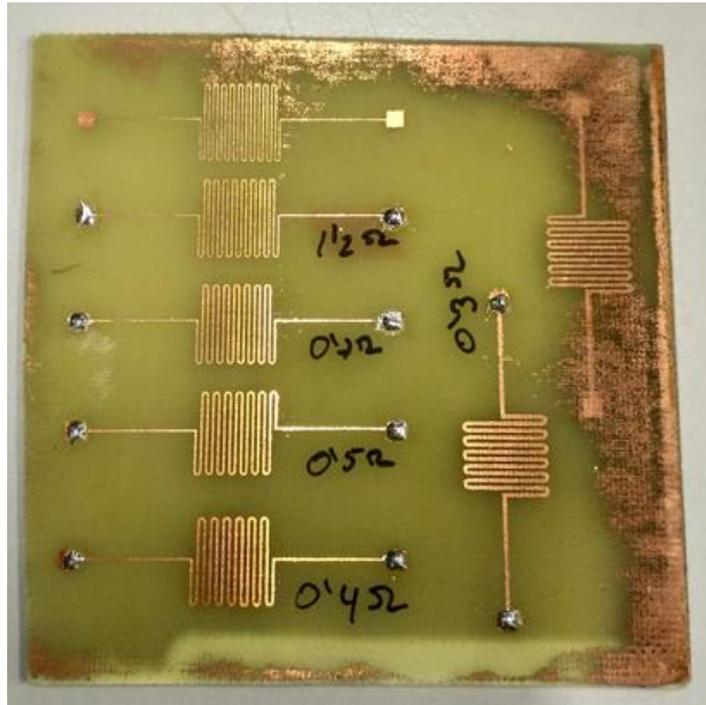


Figura 5-26 Resultado de la PCB con las máscaras impresas

Como podemos observar en la figura 5-13, hay resto de cobre en la periferia de la de la plancha de la PCB que, como comentamos anteriormente, es debido a que son zonas problemáticas de cara a la fabricación. Pues éstas pueden estar más expuestas a la luz durante la manipulación.

5.2.3 Proceso de fabricación de metacrilato

La parte de fabricación del metacrilato se realiza con una fresadora CNC (control numérico) y empleando las siguientes fresas:

	Canales (mm)	Cámara (mm)
Prototipo I	1	1
Prototipo II	0,4	2

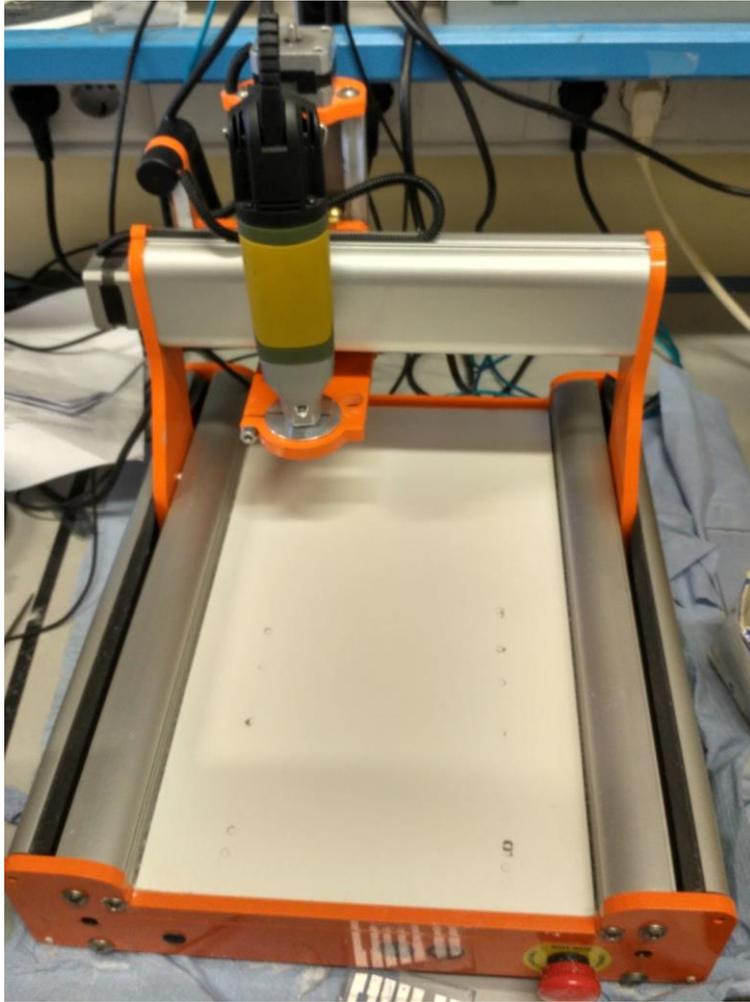


Figura 5-27 Fresadora CNC

Procedemos a fabricar el metacrilato de los dos prototipos. Se siguen las mismas pautas para cualquier prototipo:

- A partir del layout de los prototipos presentados en la figura 5-1 y 5-2, procedemos a recubrir todo el circuito de active y metal1 a una distancia de 1.2 milímetros para la pared del metacrilato. Y le damos a merge objects (polygons). Quedando como aparece en la figura 5-15 en el caso del prototipo II:

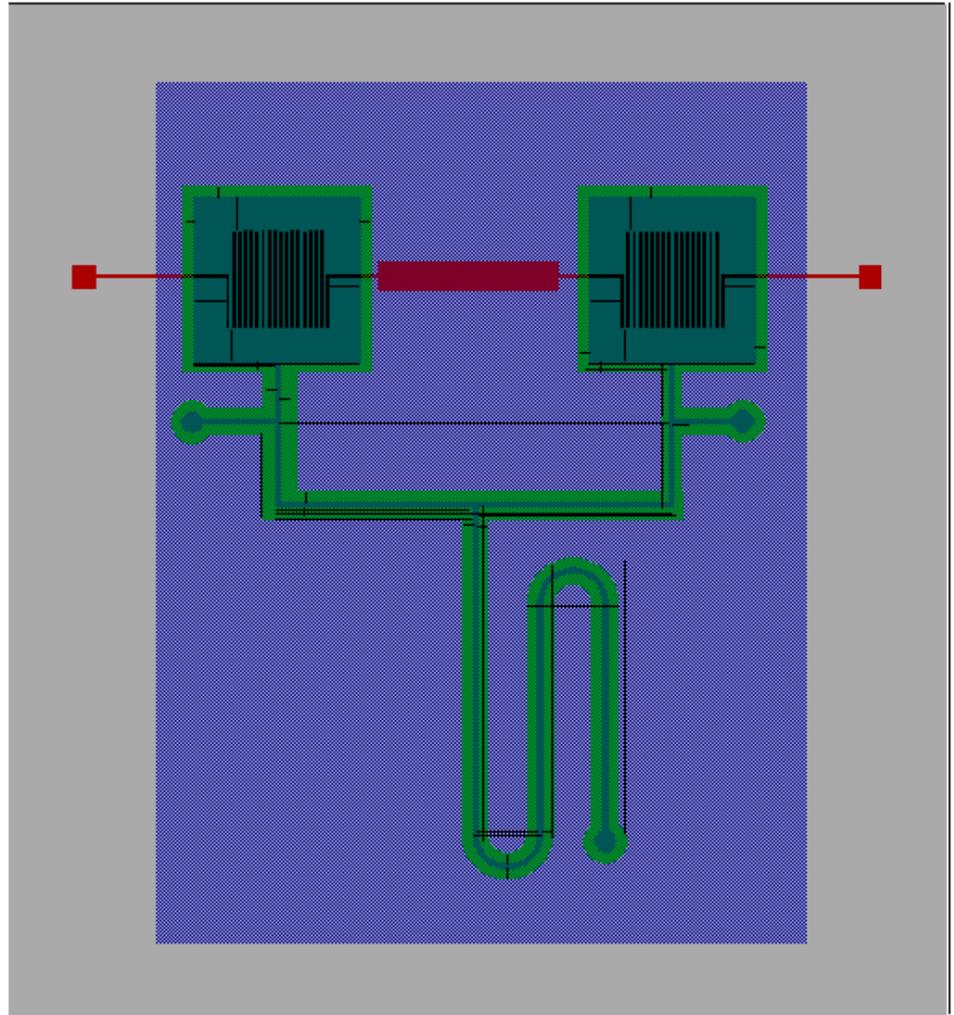


Figura 5-28 Layout con capas active y metal 1

- File > export DXF > nombre_archivo > save
- Con el software Cut2D, para adaptar el diseño al programa de la fresadora:
 - Open file > nombre_archivo
 - Material setup > pasamos de 26(w)x58.8(h) a 35(w)x70(h).
 - Origin position (para centrar) para quitar ese origen y poner center vectors
 - Presionamos Ok
 - Edit Vectors > Ok
 - Crear .crv

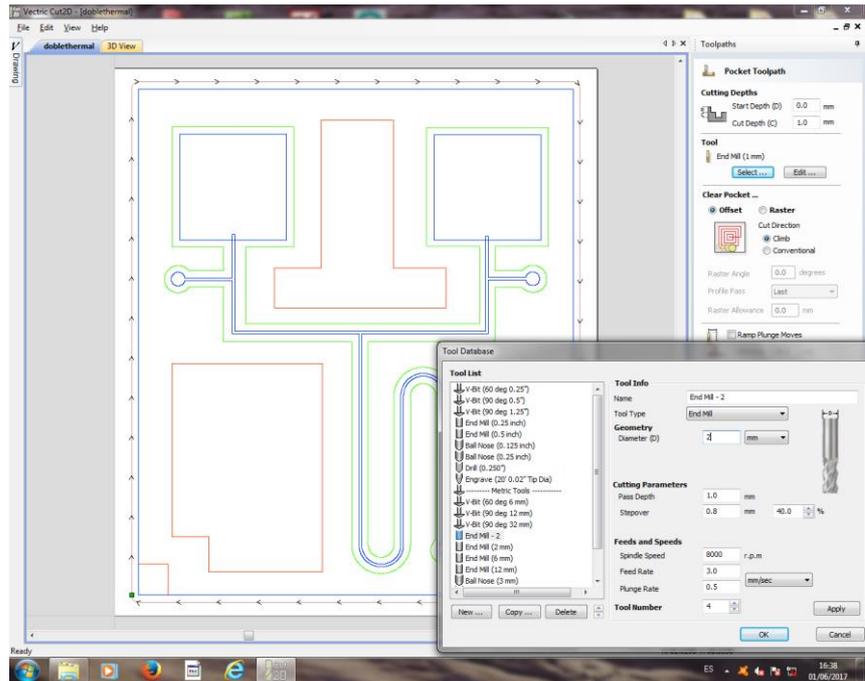


Figura 5-29 Programa Cut2D

- Con el software WinPC-NC USB: damos la orden de fresar y hacer el diseño.

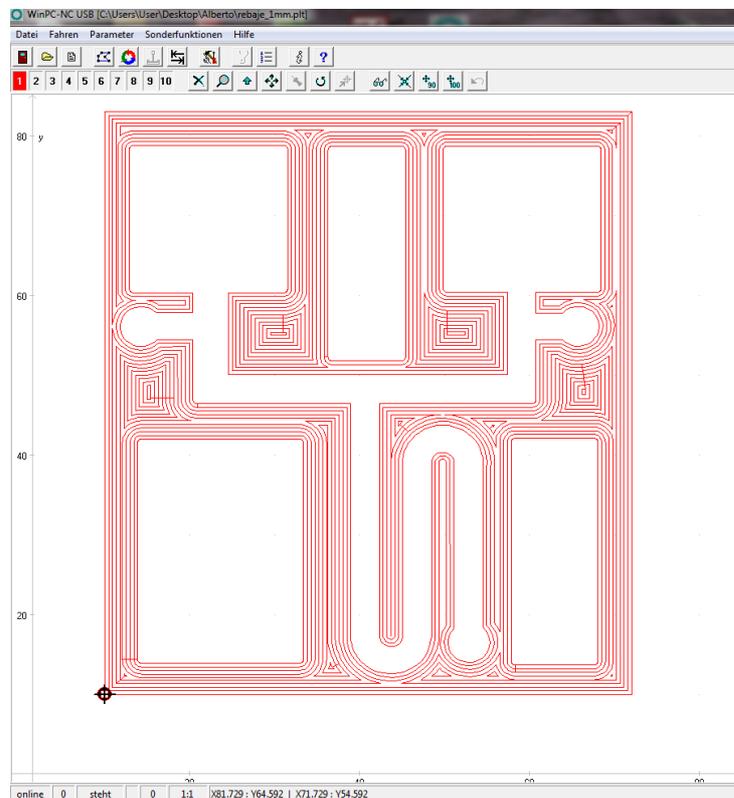


Figura 5-30 Programa WinPC-NC USB

5.2.4 Pegado de la PCB con el metacrilato

Para el pegado de la PCB con el metacrilato se usa el pegamento Loctite3922 y un rodillo que permite la deposición de una capa de 86 μm de espesor.

Para comenzar, limpiamos con acetona la PCB para quitar cualquier residuo que haya en su superficie. Tras ello, procedemos a frotar el metacrilato contra el papel de lija con movimientos en forma de ocho con el fin de que la superficie esté lo más plana posible y eliminar las posibles irregularidades causadas durante el fresado. A continuación, limpiamos el metacrilato con jabón y agua para quitar el polvo desprendido durante la aplicación de la lija y nos aseguramos que esté seco. Lo siguiente será extender el pegamento Loctite3922 sobre una superficie plana y extender el pegamento de una sola pasada, de manera que supere las dimensiones del metacrilato. Depositaremos el metacrilato sobre el pegamento, teniendo en cuenta que debe ser depositado de manera que toque a la vez todas las partes para evitar la formación de burbujas. Cuando aseguremos de que no hay ninguna burbuja, retiramos con mucho cuidado el metacrilato, pues si lo hacemos de forma brusca podría meterse pegamento en los canales. Una vez hayamos despegado el metacrilato deberemos depositarlo sobre la PCB donde está nuestro circuito (serpentín/es). Debemos cerciorarnos que el calentador esté situado lo más centrado posible en la cámara, y que al hacerlo no se formen burbujas ni se introduzca pegamento sobre los canales. Cuando hagamos dicha comprobación, el último paso sería meter nuestro circuito en la insoladora para que quede debidamente pegado el metacrilato y la PCB. Para ello daremos 2 pasos de un tiempo de 40 segundos en la insoladora con 20 segundos de espera de por medio y una vez finalizado dicho periodo, nuestro circuito está listo para someterse a las pruebas de impulsión.



Figura 5-31 Papel de lija P240 empleada para quitar las impurezas del metacrilato

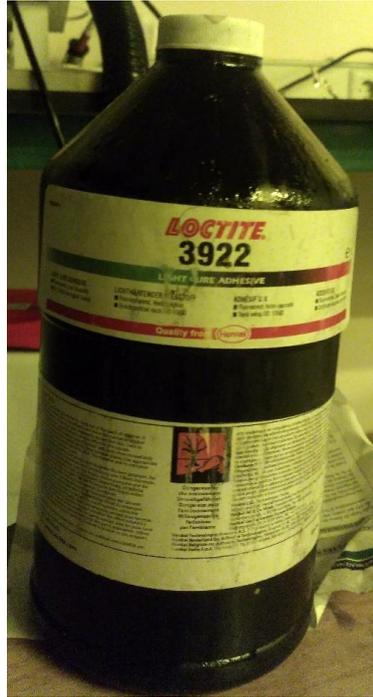


Figura 5-32 Pegamento Loctite3922 para la unión de la PCB y el metacrilato



Figura 5-33 Máquina de insolación



Figura 5-34 Set de rodillos para la deposición del pegamento

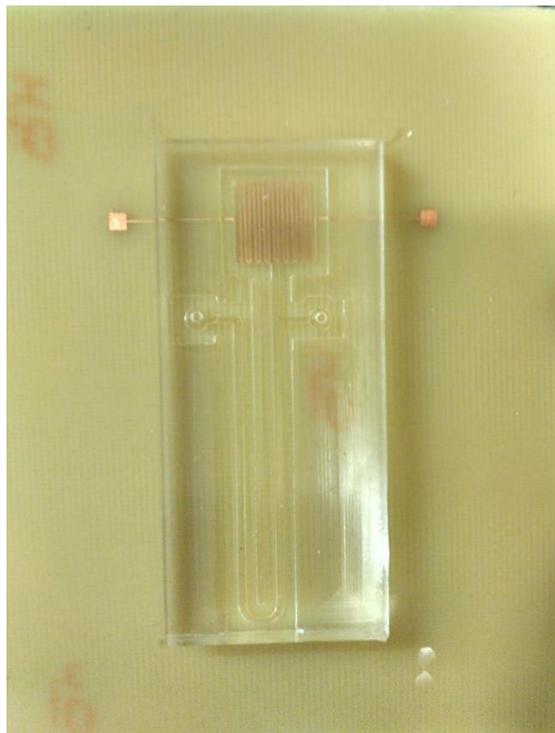


Figura 5-35 Foto de prototipo I sin líquido dentro

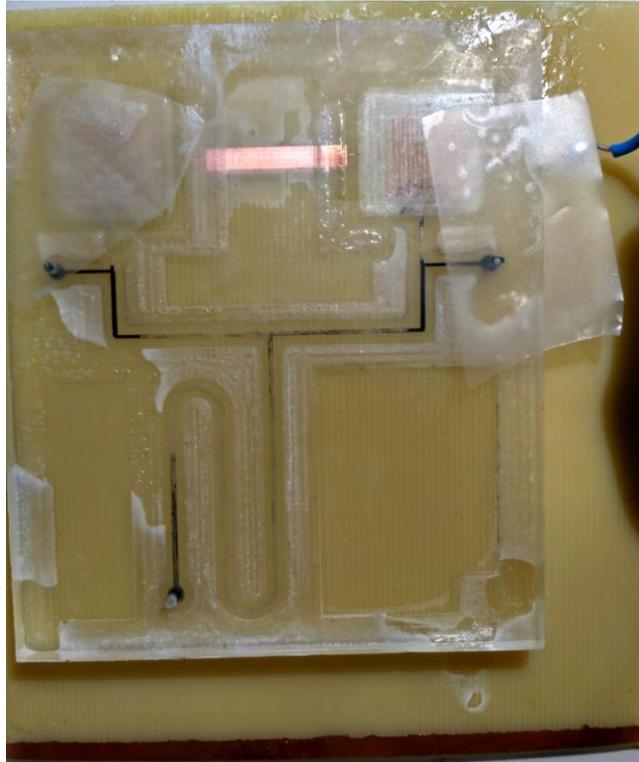


Figura 5-36 Foto de prototipo II con líquido dentro

6 RESULTADOS EXPERIMENTALES

Tras la fabricación del PCB y del metacrilato y el pegado de ambos, se procede a la realización de una serie de pruebas. Como se comentó anteriormente, se le aplicarán diferentes corrientes y veremos cómo actúa el circuito, esto es, cuánto líquido es capaz de impulsar. Para llevar a cabo dichas pruebas se deberá preparar el montaje experimental del sistema.

Durante la fase de montaje experimental realizaremos los mismos pasos para los dos prototipos:

- a. Soldar pines con cables
- b. Conectar a dichos cables un conector banana cocodrilo
- c. Conexión del conector banana cocodrilo a la fuente de alimentación
- d. Llenar de tinta con una pipeta (volumen de llenado equivale a la cantidad de tinta a introducir)
- e. Tapar agujero de entrada con cinta para evitar la salida de la tinta por dicho orificio.

El resultado se puede observar en las figuras 6-1 y 6-2.

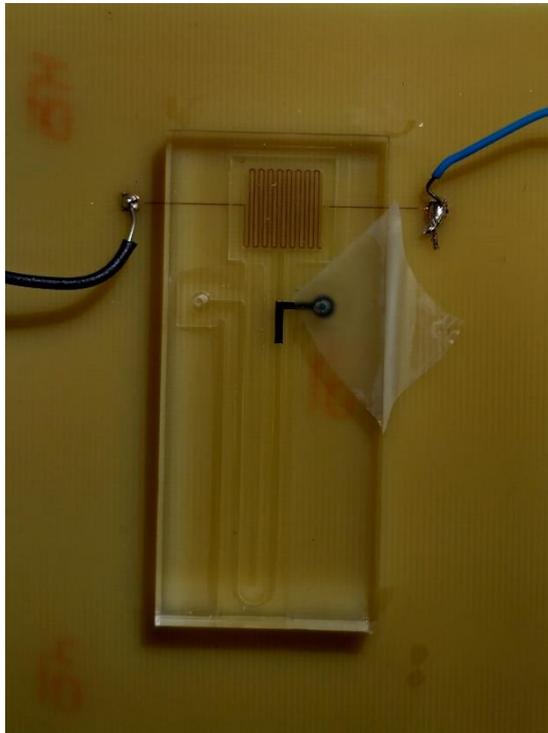


Figura 6-1 Circuito prototipo I preparado para la realización de las pruebas

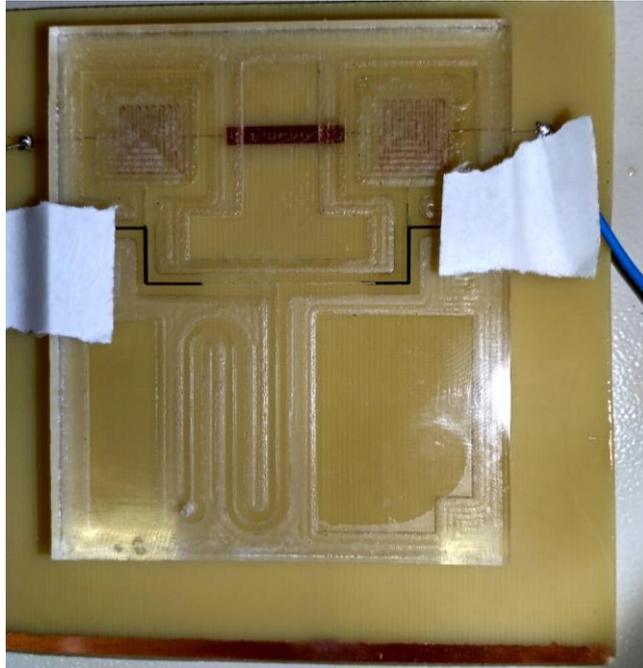


Figura 6-2 Circuito prototipo II preparado para la realización de las pruebas

Tras tener preparado nuestro circuito, comenzaremos las pruebas experimentales. Se someterá a diferentes corrientes fijando la fuente de alimentación a la tensión máxima limitando así la corriente que se quiere aplicar al calentador. Se deja un tiempo de 10 minutos cada vez que se aumenta la intensidad de corriente, de modo que se llegue a un régimen permanente.



Figura 6-3 Fuente de alimentación DC

Para el cálculo de desplazamiento de volumen experimental, se ha hecho uso de un software calibrador o pie de rey para calcular mediante las fotos mostradas debajo de la tabla 6-1 las distancias recorridas de la muestra líquida a diferentes corrientes.

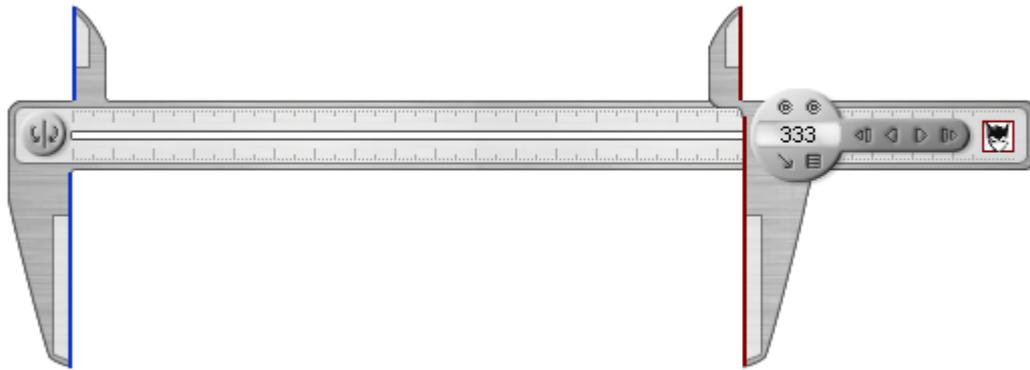


Figura 6-4 Software calibrador Screen Calipers

Los datos que resultan de la aplicación de dichas corrientes al **prototipo I**, están recogidos en la tabla 6-1:

I (mA)	$\Delta V_{\text{experimental}}$ (μL)
0	0
250	0,508
450	1,6
650	3,85
850	7,1

Tabla 6-1 Datos de intensidad de corriente y su desplazamiento de volumen

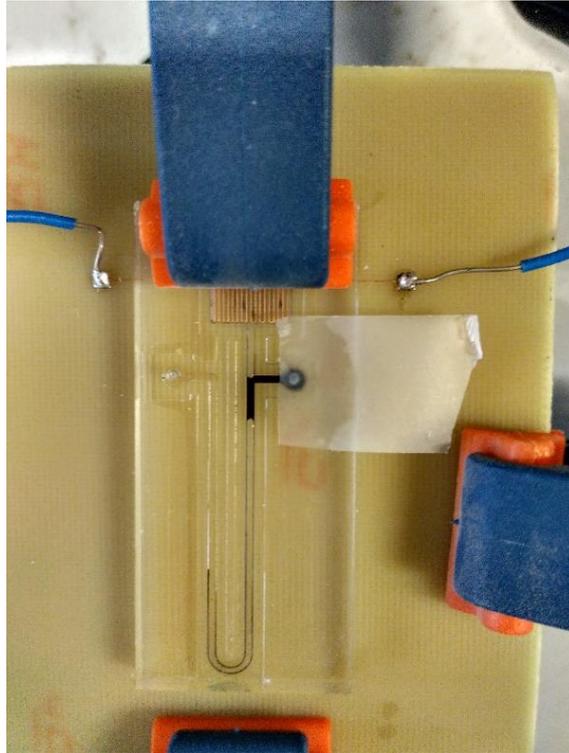


Figura 6-5 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 0 miliamperios

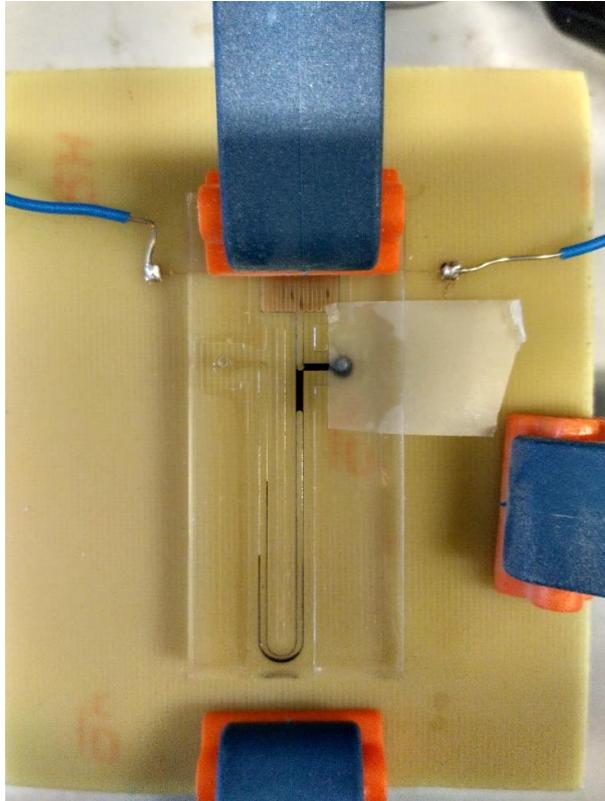


Figura 6-6 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 250 microlitros

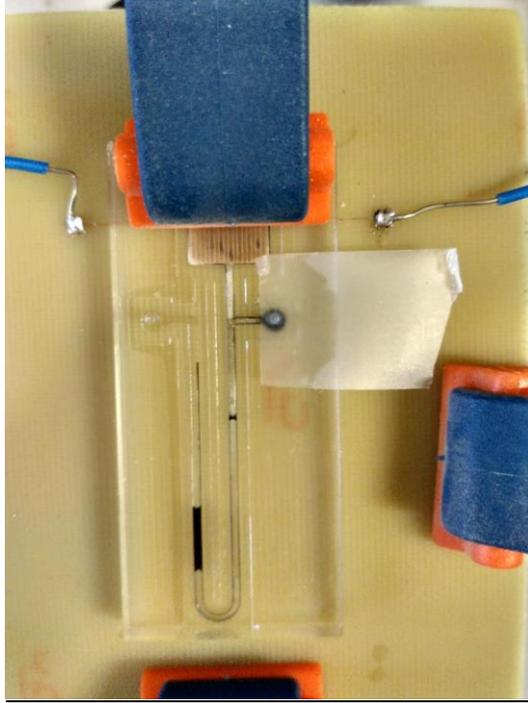


Figura 6-7 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 850 miliamperios

Con estos datos podemos observar cuánto volumen desplaza este circuito al aplicarle diferentes corrientes, para ello lo mostraremos en la figura 6-6:

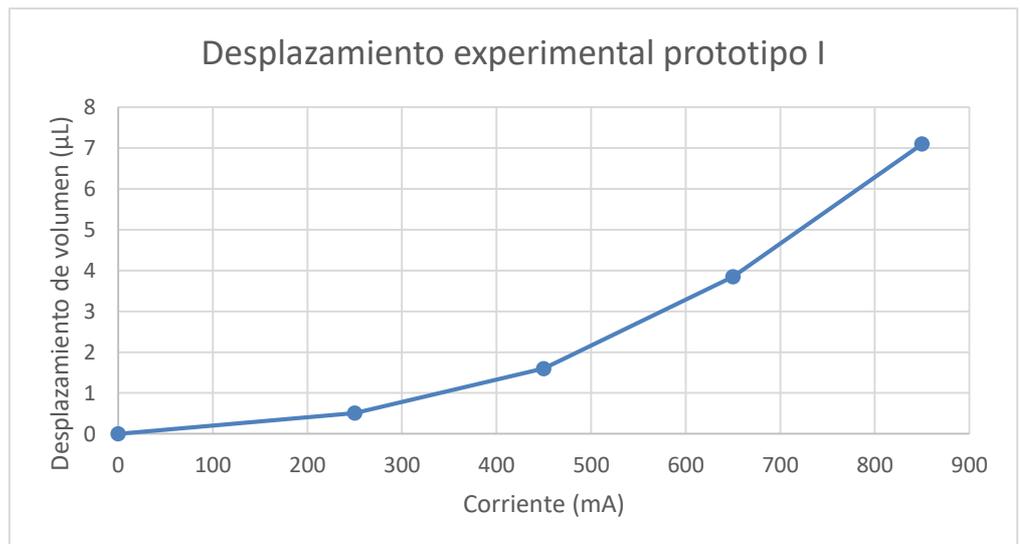


Figura 6-8 Desplazamiento experimental del prototipo I

De la misma forma, se recogen datos que resultan de la aplicación de dichas corrientes al **prototipo II**, están recogidos en la tabla 6-2:

I (mA)	AVexperimental (μ L)
0	0
330	3,29
400	5,69
650	20,46
700	24,55
810	34,55
900	44,26

Tabla 6-2 Datos de intensidad de corriente y su desplazamiento de volumen

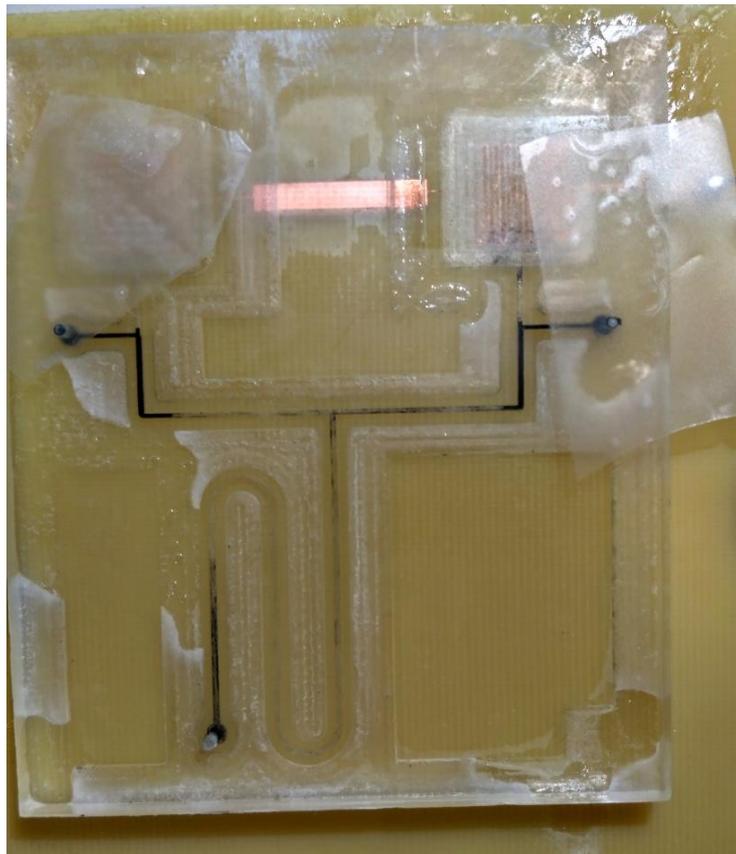


Figura 6-9 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 0 miliamperios

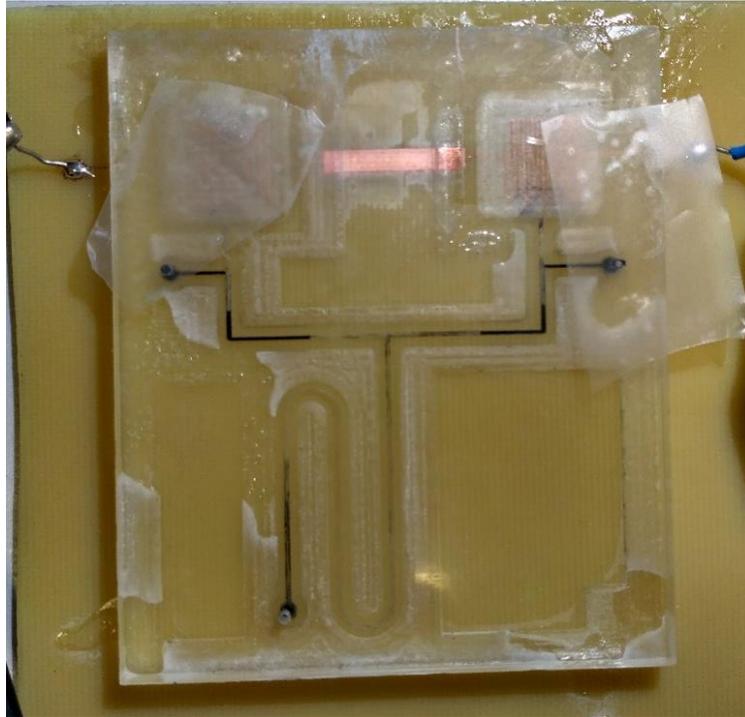


Figura 6-10 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 330 miliamperios

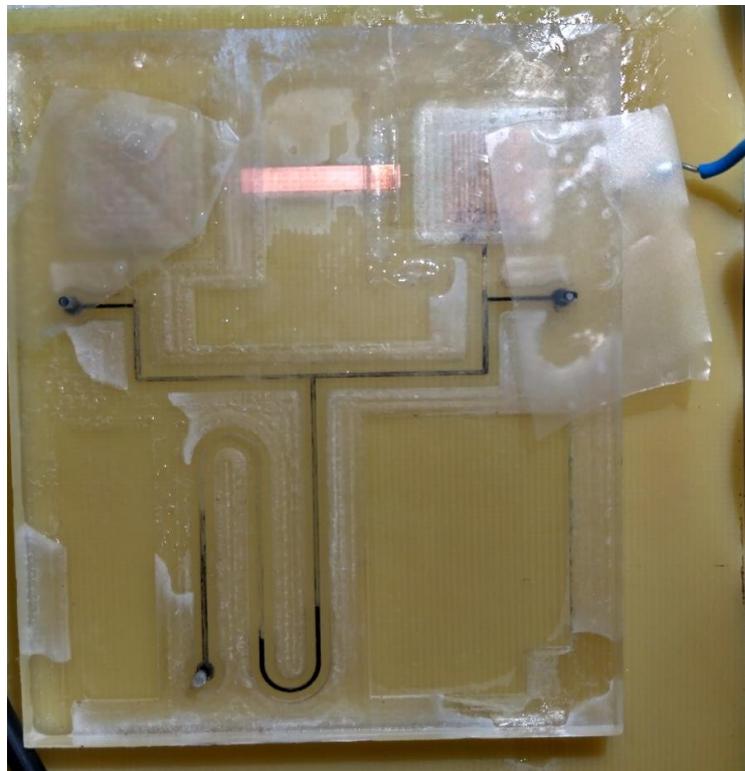


Figura 6-11 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 700 miliamperios

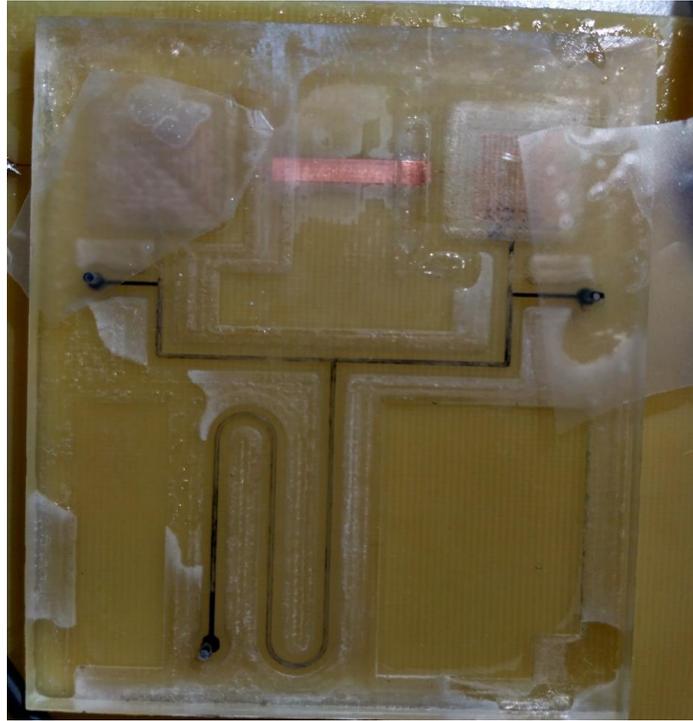


Figura 6-12 Desplazamiento de volumen del prototipo I para una corriente de 900 miliamperios

Con estos datos podemos observar cuánto volumen desplaza este circuito al aplicarle diferentes corrientes, para ello lo mostraremos en la figura 6-11:

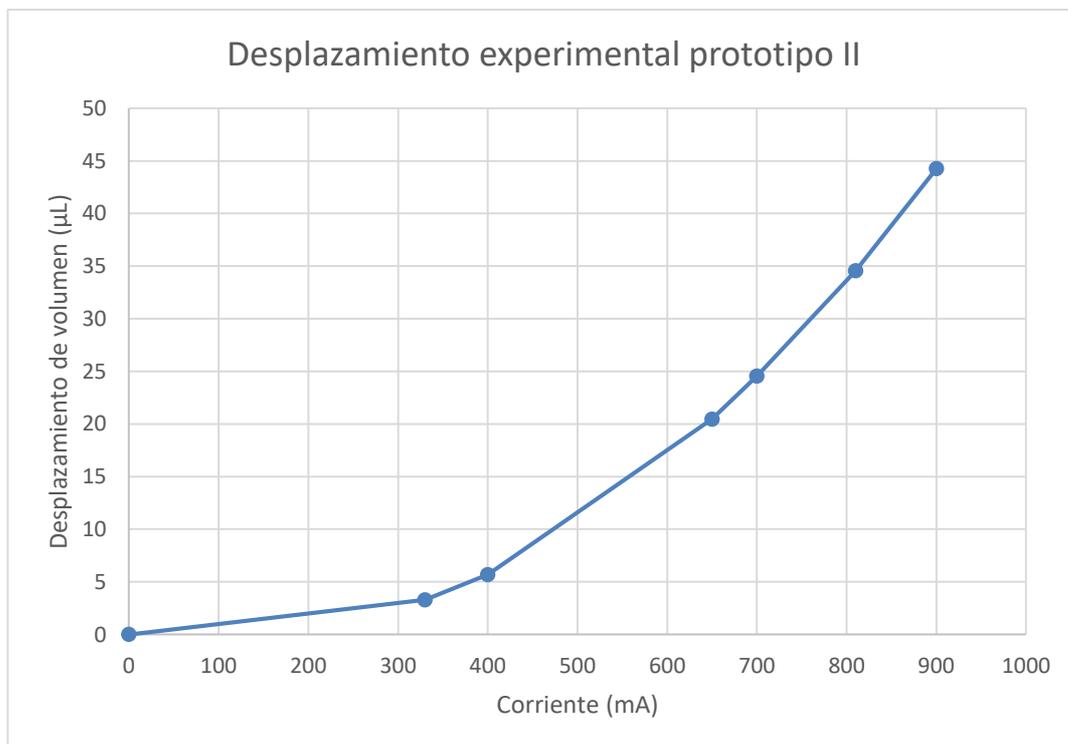


Figura 6-13 Desplazamiento experimental del prototipo II

Queremos ser capaces de conocer cuánto de parecido se comportan los circuitos respecto a los datos teóricos, y de la misma manera el error de cada.

Para el cálculo teórico del volumen desplazado en cada prototipo, hacemos uso de la ecuación 3—7. No obstante, en este punto debemos tener en cuenta varios aspectos:

- El volumen inicial para cada prototipo no es únicamente el contenido en la cámara, sino también consideramos el trozo de canal hasta llegar a la muestra líquida.
- El volumen inicial en el caso del prototipo II será el doble, pues tenemos dos cámaras.
- Para conocer la temperatura de la cámara para corrientes que no se tomaron anteriormente, se realiza interpolación. Por ejemplo, en el caso del prototipo II conocíamos la temperatura a 310 miliamperios y a 400 miliamperios, pero no a 330 miliamperios. Por tanto deberemos interpolar para conocer el valor que le corresponde:

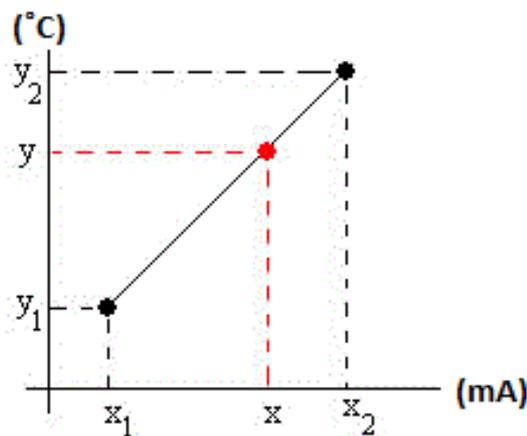


Figura 6-14 Procedimiento para interpolar

Donde y_1, y_2 y x_1, x_2 son valores de temperatura y corriente, respectivamente, conocidos. Y queremos conocer el valor de temperatura x que le corresponde a una corriente y igual a 330 miliamperios. Para ello usamos la ecuación 6—1 de punto pendiente de la recta que se muestra a continuación:

$$y - y_0 = m * (x - x_0) \tag{6—1}$$

Donde la pendiente m se determina como:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \tag{6—2}$$

Así, solo nos quedamos como incógnita el valor de y correspondiente a la temperatura que queremos conocer.

- Para el cálculo de error porcentual se emplea la ecuación 6—3:

$$Error (\%) = \left| \frac{\Delta V_{teórico} - \Delta V_{experimental}}{\Delta V_{teórico}} \right| * 100 \quad (6—3)$$

Una vez tenidas en cuenta las consideraciones anteriores, procedemos al cálculo del resto de datos que se mostrarán en las tablas 6-4 y 6-5.

I (mA)	AVexperimental (μL)	AVteórico (μL)	Error (%)	T(°C)
0	0	0	0	25
250	0,508	0,52	2,31	26,1
450	1,6	1,73	7,51	32,55
650	3,85	3,73	3,22	43,4
850	7,1	6,5	9,23	58,32

Tabla 6-3 Datos del prototipo I

I (mA)	AVexperimental (μL)	AVteórico (μL)	Error (%)	T(°C)
0	0	0	0	25
330	3,29	3,44	4,36	28,22
400	5,69	5,715	0,43	30,44
650	20,46	19,47	5,08	43,4
700	24,55	23,81	3,11	47,5
810	34,55	33,76	2,34	56,9
900	44,26	39,74	11,37	62,55

Tabla 6-4 Datos del prototipo II

Con los datos de las tablas 6-3 y 6-4 podemos realizar una gráfica para comparar el comportamiento entre el desplazamiento experimental y teórico de los prototipos I y II. Mostramos dichas gráficas en las figuras 6-13 y 6-14.

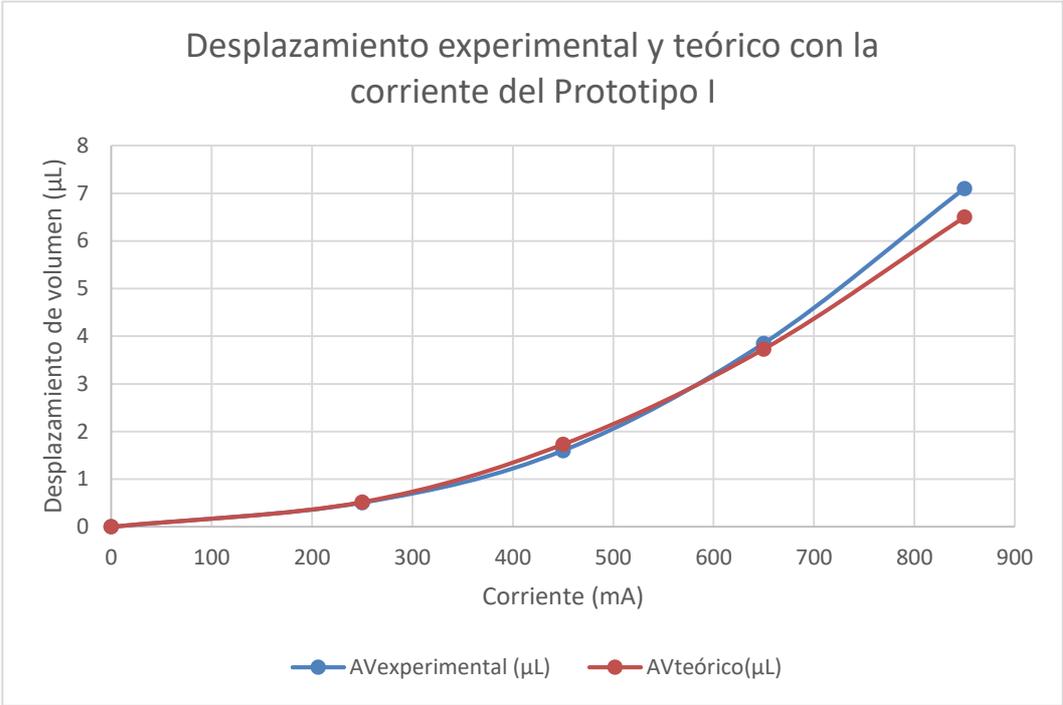


Figura 6-15 Desplazamiento experimental y teórico frente a la corriente del prototipo I

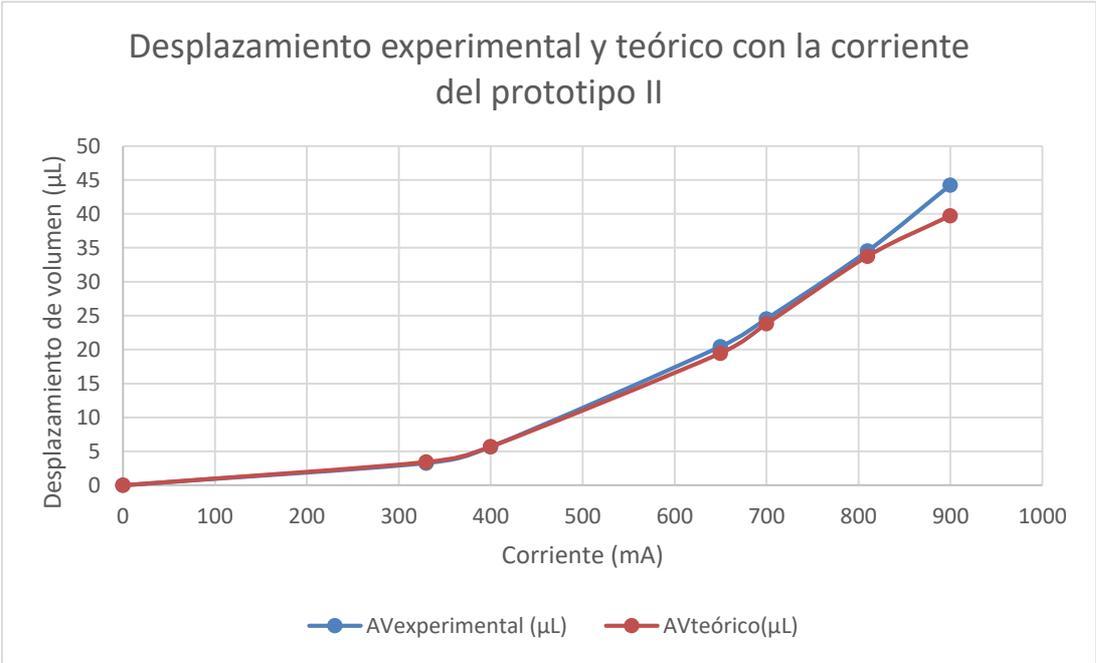


Figura 6-16 Desplazamiento experimental y teórico frente a la corriente del prototipo I

Como podemos observar en las dos últimas gráficas, el comportamiento teórico y experimental son prácticamente iguales, existiendo una pequeña desviación a corrientes límites de funcionamiento. En las figuras 6-15 y 6-16 podremos apreciar la medida de parecido con las gráficas de errores:

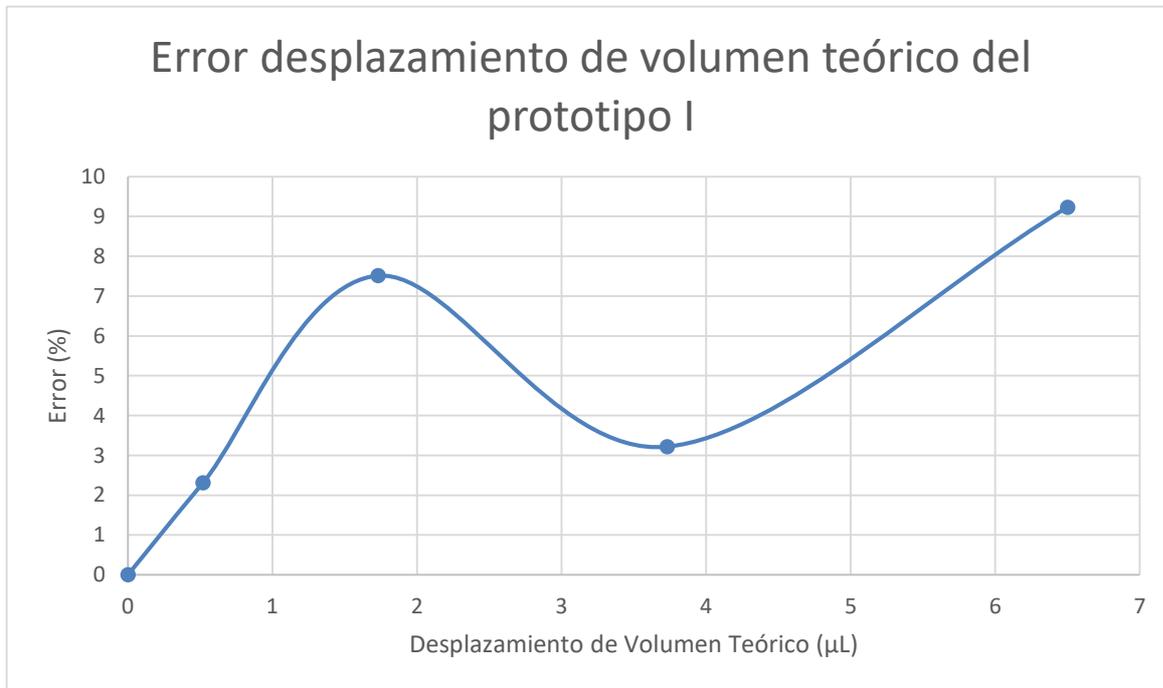


Figura 6-17 Error del desplazamiento teórico frente al experimental del prototipo I

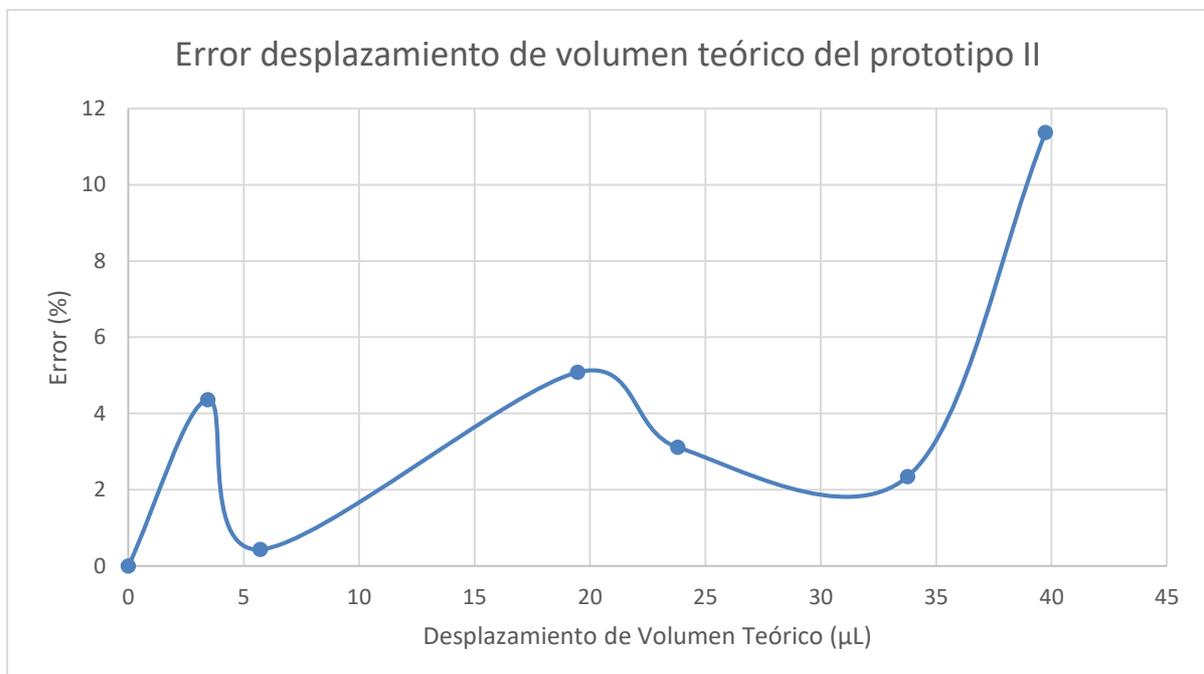


Figura 6-18 Error del desplazamiento teórico frente al experimental del prototipo II

Como hemos podido apreciar en las gráficas anteriores llegamos a la conclusión de que los errores son pequeños, un 12% en el peor caso y para caudales altos. Por otra parte, el error se ve claramente cómo aumenta a medida que el volumen desplazado es mayor.

7 CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El objetivo principal del proyecto fue el diseño y la fabricación de un actuador térmico para el control de muestras líquidas.

Como objetivo secundario, queríamos que nuestro actuador cumpliera con unas determinadas prestaciones:

- Bajo coste: este objetivo se satisface empleando los materiales como FR4 y metacrilato, pues no son caros en comparación a otros como Silicio o Vidrio. Y uso de cobre para la fabricación del serpentín en vez de oro o cromo.
- Fácil fabricación: para ello, se usa la técnica de wet etching, técnica típica estándar empleadas en la fabricación de PCB, y procesamiento termoplástico, mediante el uso de una fresadora CNC.
- Impulsión de uno o varios líquidos a la vez: como se puede ver en el prototipo I se consigue la impulsión de un solo líquido y del prototipo II la doble impulsión de líquido.
- Volúmenes del orden de los μL : como se puede ver en el prototipo I se consigue una impulsión de 7,38 μL y en el prototipo II una impulsión de 20,96 μL .
- Sin necesidad de uso de válvula para el control del líquido: como se ha visto no hacemos uso de un actuador (válvula) para el control de líquido, sino que hemos sido capaces de controlarlo sin necesidad de usarla.

Los objetivos se han conseguido como se ha observado a lo largo de los capítulos anteriores. Como resultado tenemos nuestro actuador térmico caracterizado con los puntos mencionados anteriormente.

Por último, de cara al futuro existen diversos aspectos que podríamos añadir a nuestro actuador:

- Los prototipos que se han hecho se pueden ampliar a un número de cámaras mayor o para la impulsión de más de dos líquidos.
- Cambiando la técnica de fabricación y usando una máquina de Hot Embossing en vez de la fresadora, de esta forma, el proceso de fabricación se puede considerar industrial.
- Con un solo escalón de corriente nuestro circuito actúe sólo, de manera de sería más rápido y sencillo de usar. Mejorando así el control de temperatura y por tanto dotando de mayor velocidad al desplazamiento de volumen.
- Inclusión de una válvula, aportando rapidez a nuestro sistema. Debido que cada vez que le aplicábamos un incremento de corriente a nuestro actuador, el tiempo en que llegaba al régimen permanente era de 10 minutos

REFERENCIAS

- [1] Y. Lim, A. Kouzani y W. Duan, «Lab-on-chip: a component view,» *Microsystem Technol.*, n° 16, 2010.
- [2] D. Laser y J. Santiago, «A review of micropumps,» *J. Micromech. Microeng.*, n° 14, 2004.
- [3] C. Z. D. X. y Y. Li, «Micropumps, microvalves and micromixers within PCR microfluidic chips: advances and trends,» *Biotechnol. Adv.*, vol. 5, n° 25, pp. 483-514, 2007.
- [4] O. Chan Jeong, S. Wook Park, S. S. Yang y J. J. Pak, «Fabrication of a peristaltic PDMS micropump,» *Sensors Actuators A Phys.*, pp. 123-124, 453-458, 2005.
- [5] S. Lee y S. Lee, «Micro total analysis system (u-TAS) in biotechnology,» *Appl. Microbiol. Biotechnol.*, n° 64, pp. 289-299, 2004.
- [6] C.-C. Hong, J.-W. Choi y C. H. Ahn, «An on-chip air-bursting detonator for driving fluids on disposable lab-on-chip systems,» *J. Micromech. Microeng.*, n° 17, pp. 410-417, 2007.
- [7] C. Ahn, J.-W. Choi, G. Beaucage, J. Nevin, J.-B. Lee, A. Puntambekar y J. Lee, «Disposable smart Lab on a chip for point-of-care clinical diagnostics,» *Proc. IEEE*, vol. 1, n° 92, pp. 154-173, 2004.
- [8] C. Pang, Y.-C. Tai, J. W. Burdick y R. A. Andersen, «Electrolysis based diaphragm actuators,» *Nanotechnology*, vol. 17, n° 4, 2006.
- [9] N. Roxhed, S. Rydholm, B. Samel, W. van der Wijngaart, G. Patrick y G. Stemme, «A compact, low-cost microliter-range liquid dispenser based on expandable microspheres,» *J. Micromech. Microeng.*, vol. 16, n° 12, 2006.
- [10] Y.-K. Kim, E.-K. Kim, S.-W. Kim y B.-K. Ju, «Low temperature epoxy bonding for wafer level MEMS packaging,» *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 143, n° 2, pp. 323-328, 2008.
- [11] T. Merkel, M. Graeber y L. Pagel, «A new technology for fluidic microsystems based on PCB technology,» *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 77, n° 2, pp. 98-105, 1999.
- [12] S. Gamann, I. Ibendorf y L. Pagel, «Realization of a flow injection analysis in PCB technology,» *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 133, n° 1, pp. 231-235, 2007.
- [13] K. Kontakis, A. Petropoulos, G. Kaltsas, T. Speliotis y E. Gogolides, «A novel microfluidic integration technology for PCB-based devices: application to microflow sensing,» *Microelectron. Eng.*, vol. 86, n° 4, pp. 1382-1384, 2009.
- [14] A. Petropoulos, D. N. Pagonis y G. Kaltsas, «Flexible PCB-MEMS flow sensor,» *Procedia Eng.*, n° 47, pp. 236-239, 2012.
- [15] D. Pagonis, A. Petropoulos y G. Kaltsas, «A pumping actuator implemented on a PCB substrate by employing water electrolysis,» *Microelectron. Eng.*, n° 95, pp. 65-70, 2012.

- [16] H. K., D. Burke, C. Mastrangelo y M. Burns, «On-chip thermopneumatic pressure for discrete drop pumping,» *Analytical Chemistry*, vol. 73, n° 8, pp. 1831-1838, 2001.
- [17] S.-M. Ha, W. Cho y Y. Ahn, «Disposable thermo-pneumatic micropump for bio lab-on-a-chip application,» *Microelectronic Engineering*, vol. 86, pp. 1337-1339, 2009.
- [18] O. C. Jeong y S. Konishi, «Fabrication and drive test of pneumatic PDMS micropump,» *Sensors and Actuators* , vol. 135, pp. 849-856, 2007.
- [19] F. Abhari, H. Jaafar y N. A. Md Yunus, «A comprehensive Study of Micropumps Technologies,» *Int. J. Electromech. Sc.*, vol. 7, pp. 9765-9780, 2012.