



Instituto Politécnico Nacional

Centro de Investigación en Computación

Diseño y simulación de una microbomba MEMS
para flujo de sangre en un sistema de
microcanales

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA DE CÓMPUTO
CON OPCIÓN EN SISTEMAS DIGITALES

P R E S E N T A

ING. EBREL GONZÁLEZ ROSAS

Directores de Tesis:

DR. HÉCTOR BÁEZ MEDINA

DRA. MAYAHUEL ORTEGA AVILES



México, D.F., Diciembre de 2014



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 16:00 horas del día 12 del mes de noviembre de 2014 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación del:

Centro de Investigación en Computación

para examinar la tesis titulada:

“Diseño y simulación de una microbomba MEMS para flujo de sangre en un sistema de microcanales”

Presentada por el alumno(a):

González

Apellido paterno

Rosas

Apellido materno

Ebrel

Nombre(s)

Con registro:

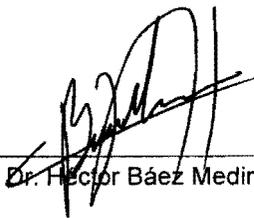
B	1	2	1	0	2	9
----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------

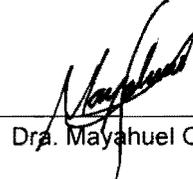
aspirante de: **MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA DE CÓMPUTO CON OPCIÓN EN SISTEMAS DIGITALES**

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

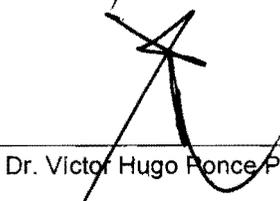
LA COMISIÓN REVISORA

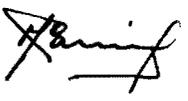
Directores de Tesis


Dr. Hector Báez Medina


Dra. Mayahuel Ortega Avilés


Dr. Herón Molina Lozano


Dr. Victor Hugo Ponce Ponce

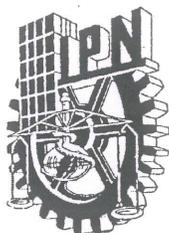

Dr. Marco Antonio Ramirez Salinas


M/en Cecilia Parrazales



PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
CENTRO DE INVESTIGACIÓN
EN COMPUTACIÓN
DIRECCIÓN


Dr. Luis Alfonso Villa Vargas



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 1 del mes diciembre del año 2014, el que suscribe Ebrel Gonzalez Rosas alumno del Programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería de Cómputo con opción en Sistemas Digitales con número de registro B121029, adscrito a Centro de Investigación en Computación, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Héctor Báez Medina y Dra. Mayahuel Ortega Avilés y cede los derechos del trabajo intitulado Diseño y simulación de una microbomba MEMS para flujo de sangre en un sistema de microcanales, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección ebrel100@yahoo.com.mx . Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ebrel Gonzalez Rosas

Nombre y firma

Resumen:

Existen en la tecnología MEMS dispositivos capaces de filtrar los elementos formes como glóbulos rojos y blancos del plasma de la sangre, existe un método llamado “crossflow” que lo hace utilizando fuerzas de inercia y capilaridad, por lo que no es invasivo, como otros métodos, en este sentido no hay reportes de una microbomba que se utilice específicamente para este tipo de filtración y, las que se reportan presentan el problema de inducción de calor y aplicación de altos voltajes.

En este trabajo se realizó el diseño y la simulación de una microbomba basada en tecnología MEMS; la cual se integró a un sistema de microcanales, todo esto con el objetivo de crear un dispositivo con enfoque lab-on-a-chip (LOC), que sea capaz de separar los elementos formes de la sangre. Se realizaron algunas propuestas de microbombas, las cuales fueron analizadas y, se seleccionó la que mejor cumplía con los criterios de diseño, algunos de estos fueron, consumo de voltaje, materiales de fabricación, funcionalidad para la integración al sistema de microcanales propuesto, entre otras; el tipo de microbomba que se eligió fue la peristáltica; se realizaron simulaciones del desplazamiento, resistencia mecánica y, velocidad de la sangre dentro del diseño; con lo que se obtuvo las dimensiones y, se corroboró que si existe un incremento de la sangre dentro del dispositivo. Para obtener un diseño con menor consumo de voltaje y, condiciones de calor que afecten lo menor posible a la estructura y fluido se eligió como sistema de actuación de la microbomba un comb drive el cual usa el principio electrostático para generar movimiento, cabe mencionar que este método de actuación es totalmente nuevo para este tipo de microbombas. Se realizó un análisis matemático del comb drive, para obtener sus dimensiones, fuerza y, desplazamiento; con estos resultados se procedió a rediseñar la microbomba para obtener ya una forma final del dispositivo. Por otra parte se realizó un análisis y mejora al sistema de microcanales propuesto; se realizaron simulaciones de velocidad de la sangre dentro de los microcanales y, el cálculo del gasto de flujo, para obtener un aproximado de la recaudación de células y plasma de la sangre. Finalmente se hizo un análisis de la integración de todas las partes del diseño completo, para así obtener un dispositivo con enfoque LOC, dentro de este análisis se realizaron las máscaras para la fabricación de la microbomba, microcanales, contenedores de entrada de la sangre, salida de las células y salida del plasma, hechas de PDMS.

Abstract

In MEMS technology there are devices capable of filtering the formed elements as red and white cells of the blood plasma, there is a noninvasive filtering method called crossflow that uses inertial forces and capillarity. In this sense, there are no reports of a micropump that used specifically this kind of filtration, there are some works reported that have the problem of induction of heat and application of high voltages in their devices.

In this work was designed and simulated a micropump based on MEMS technology, which was integrated into a microchannels system, all this with the aim of creating a lab-on-a-chip (LOC) based device, which is able to separate the formed elements of blood. There were made several proposals of micropumps and, was selected the one that better met the design criteria, such as voltage consumption, materials for manufacturing, functionality for integration with the proposed microchannels system, among others, and it was chosen the Peristaltic type. Simulations were made of displacement, mechanical resistance and blood velocity within the design. With those results was obtained the dimensions and it was confirm that there is an increase of the blood velocity inside the device. To obtain a design with less consumption of voltage, and heat conditions not affecting the structure and fluid it was chosen a comb drive that uses the electrostatic principle to generate movement, it is noteworthy that this method of action is totally new to this type of micropumps. It was made a mathematical analysis of the comb drive, considering its size, force and displacement, these results are used to redesign the micropump and, to obtain a final geometry of the device. On the other hand, it was made an analysis and improvement to the proposed microchannels system; simulations of blood inside the microchannels and the calculation of the velocity and caudal were made, to obtain an approximate value of the collection of cells and blood plasma. Finally it was made an analysis of the integration of all parts of the complete design, to obtain a device with a LOC approach, within this analysis, the masks for the fabrication of the micropump, microchannels, input bins of blood, the cells output and output of plasma were designed, all these parts are made with PDMS.

Agradecimientos:

Durante un tiempo el hombre ha intentado explicar y describir los fenómenos físicos de la naturaleza, sin embargo al final no se pueden modificar algunas cosas que van más allá del ser humano, como la propia naturaleza, es por ello que agradezco en principio mi nacimiento a un PODER SUPERIOR llámese naturaleza, destino, principios físicos, matemáticas, padres, DIOS, etcétera.

A mi familia, a quienes les debo todo; lo que realice en mi vida es gracias a ellos, mis padres por darme la vida, a mi madre que me ha dado todo su amor, su paciencia, alimento, trabajo, en fin por todo, a mi padre porque de él herede la sed de conocimiento, a mis hermanas Yoko y Roció por su paciencia, tolerancia y ayuda en muchas cosas eso también es amor.

A mi director de Tesis Dr. Héctor Báez Medina, por ser un guía excelente, su insistencia en que siempre puedo dar más y, porque con él crecí no solo en el aspecto académico sino también en el social y humano; sin lugar a dudas no hubiera logrado realizar esta tesis y los derivados de ella sin su supervisión. A mi directora de Tesis Dra. Mayahuel Ortega Aviles, por su tiempo y disposición a ayudarme en todo momento así como por los consejos profesionales.

A los miembros del Comité Tutorial, Dr. Marco Antonio Ramírez Salinas, Dr. Víctor Hugo Ponce Ponce, Dr. Herón Molina Lozano, y M.C. Romeo Urbietta Parrazales, por las importantes contribuciones al texto final y los consejos profesionales

Al Instituto Politécnico Nacional (IPN), al Laboratorio de MICROSE del CIC-IPN, tanto a los profesores como a su personal, por su consejo y esfuerzo por tener el mejor ambiente e instalaciones que facilitan el trabajo académico.

A mis amigos Rodolfo y German por su tiempo dedicado a opinar, mejorar y resolver ciertas dudas de esta tesis. Y en general a mis amigos del CIC que me apoyaron en todo momento.

A todas las personas que han influenciado en mí, son muchas, algunas de ellas me dieron la capacidad de seguir adelante, sin ellas simplemente ya no habría podido hacer nada, me regalaron una segunda oportunidad y la voy a aprovechar.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por otorgarme una beca para la realización de mis estudios de posgrado, y del proyecto SIP-IPN 20144362 del cual obtuve apoyo para la presentación de los resultados de este trabajo en eventos internacionales.

“Pero cuando entendí que el problema no estaba en ti sino en mí. Obtuve paz interior.” Shifu, kung fu panda 2.

Cuando entiendes el verdadero significado toma más importancia esta frase:

All you need is love.

En algún lugar del mundo hace algún tiempo, John Lennon.



Índice de Contenido

ÍNDICE DE FIGURAS	3
ÍNDICE DE TABLAS	5
GLOSARIO	6
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	7
1.1 ANTECEDENTES	7
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	9
1.3 JUSTIFICACIÓN	12
1.4 HIPÓTESIS.....	13
1.5 OBJETIVOS.....	14
1.5.1 OBJETIVO GENERAL	14
1.5.2 OBJETIVOS PARTICULARES.....	14
1.6 ALCANCES DEL TRABAJO	15
1.7 CONTRIBUCIONES	16
1.8 ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO.....	16
1.9 RESUMEN DEL CAPÍTULO	17
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	19
2.1 ESTADO DEL ARTE.....	19
2.2 TÉCNICAS Y MATERIALES DE FABRICACIÓN	25
2.3 MICROCANALES.....	31
2.4 COMB DRIVE.....	34
2.5 PROPIEDADES DE LA SANGRE	36
2.6 HERRAMIENTAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN	37
2.7 RESUMEN DEL CAPÍTULO	39
CAPÍTULO 3. DESCRIPCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS PROPUESTOS.	41
3.1 PRIMERA PROPUESTA	41
3.2 SEGUNDA PROPUESTA	43
3.3 TERCERA PROPUESTA.....	45
3.4 PROPUESTA SELECCIONADA.....	46
3.5 RESUMEN DEL CAPÍTULO	47
CAPÍTULO 4. DISEÑO Y SIMULACIÓN DEL DISPOSITIVO	49
4.1 SIMULACIÓN DE DIFERENTES ESTRUCTURAS	49
4.2 CÁLCULO DEL COMB DRIVE	56
4.3 SIMULACIÓN DE LA ESTRUCTURA FINAL.....	61
4.4 SECUENCIA DE OPERACIÓN	65
4.5 SIMULACIÓN DE FLUJO.....	67
4.6 SIMULACIÓN DE MICROCANALES.....	71
4.7 RESUMEN DEL CAPÍTULO	79



CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	81
5.1 INTEGRACIÓN	81
5.2 MÁSCARAS.....	82
5.3 COMPARACIÓN DE RESULTADOS.....	87
5.4 RESUMEN DEL CAPÍTULO.....	89
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES, TRABAJO FUTURO Y PRODUCTOS DE LA INVESTIGACIÓN	91
6.1 CONCLUSIONES	91
6.2 TRABAJOS FUTUROS	93
6.3 PRODUCTOS DE LA INVESTIGACIÓN	94
A. ANEXOS.....	97
A.1. SIMULACIONES DEL DISEÑO CON DOS SECCIONES DE FILTRO DE LOS MICROCANALES.....	97
A.2. SIMULACIONES DEL DISEÑO FINAL DE LOS MICROCANALES.....	97
A.3 DIMENSIONES DEL COMB DRIVE.....	98
A.4 MÁSCARAS DE DISEÑOS PROPUESTOS.....	98
A.5 SIMULACIONES DE VELOCIDAD DE FLUIDO A BOMBA CON TRES MEMBRANAS.....	99
A.6 SECUENCIA DE OPERACIÓN DE LA BOMBA CON TRES MEMBRANAS.....	99
A.6 CALCULO DE LA CORRIENTE EN UN ELEMENTO CAPACITIVO (COMB DRIVE).....	100
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	103
REFERENCIAS ELECTRONICAS	109



Índice de Figuras

FIGURA 1.1 ESQUEMA DE UN MICROMOTOR	8
FIGURA 1.2 ESQUEMA DE UN ACTUADOR HIDRÁULICO BASADO EN TECNOLOGÍA MEMS	8
FIGURA 1.3 ESQUEMA DE UN ACTUADOR LINEAL BASADO EN TECNOLOGÍA MEMS	9
FIGURA 2.1 DIBUJO DE LAS CAPAS ESTRUCTURALES Y DE SACRIFICIO	26
FIGURA 2.2 ESQUEMA DE LAS TÉCNICAS TIPO MOLDE Y ESTAMPADO	29
FIGURA 2.3 ESQUEMA DE LA TÉCNICA SOFT LITHOGRAPHY, CON MOLDE MAESTRO	29
FIGURA 2.4 ACTUADOR ELECTROSTÁTICO, COMB DRIVE (CORTESÍA DE LOS LABORATORIOS NACIONALES SANDIA)	35
FIGURA 3.1 ARREGLO DE COMB DRIVE PARA ACCIONAR UN MICROMOTOR	42
FIGURA 3.2 ESCUDO DEL IPN BASADO EN TECNOLOGÍA MEMS	43
FIGURA 3.3 DISEÑO DE MICROBOMBA CON VÁLVULAS TIPO CHECK	44
FIGURA 3.4 DISEÑO DE MICROBOMBA TIPO PERISTÁLTICA	46
FIGURA 4.1 SIMULACIÓN DE MICROBOMBA TIPO PERISTÁLTICA DISEÑO A	50
FIGURA 4.2 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DEL DISEÑO B	51
FIGURA 4.3 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DEL DISEÑO C	52
FIGURA 4.4 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DEL DISEÑO D	52
FIGURA 4.5 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DE LA MEMBRANA	53
FIGURA 4.6 DIMENSIONES DEL DISEÑO E	55
FIGURA 4.7 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DEL DISEÑO E	55
FIGURA 4.8 DISEÑO DE COMB DRIVE PARA EL DISPOSITIVO DE MICROBOMBA	56
FIGURA 4.9 RESORTE DE DOBLE VIGA Y FÓRMULAS PARA CALCULAR SU CONSTANTE DE RESORTE	59
FIGURA 4.10 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DE LA MEMBRANA DEL DISEÑO FINAL	62
FIGURA 4.11 DIMENSIONES DEL DISEÑO FINAL	64
FIGURA 4.12 SIMULACIÓN DE DESPLAZAMIENTO Y ESFUERZO DEL DISEÑO FINAL	65
FIGURA 4.13 DISTRIBUCIÓN DE LOS VÁSTAGOS DEL COMB DRIVE EN LA MEMBRANA	66
FIGURA 4.14 SECUENCIA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	67
FIGURA 4.15 SIMULACIÓN DEL FLUJO DE SANGRE DE LA PRIMERA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	68
FIGURA 4.16 SIMULACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DE LA VELOCIDAD FINAL DE LA PRIMERA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	69
FIGURA 4.17 SIMULACIÓN DEL FLUJO DE SANGRE DE LA SEGUNDA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	69
FIGURA 4.18 SIMULACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DE LA VELOCIDAD FINAL DE LA SEGUNDA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	70
FIGURA 4.19 SIMULACIÓN DEL FLUJO DE SANGRE DE LA ÚLTIMA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	70
FIGURA 4.20 SIMULACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DE LA VELOCIDAD FINAL DE LA ÚLTIMA ETAPA DE OPERACIÓN DE LA MICROBOMBA	71
FIGURA 4.21 ESQUEMA PARA MEDICIÓN DE PRESIÓN EN TUBO VENTURI CON MANÓMETRO	73
FIGURA 4.22 DIMENSIONES DE LA TOBERA UTILIZADA EN EL SISTEMA DE MICROCANALES	73
FIGURA 4.23 SIMULACIÓN DEL PRIMER DISEÑO REALIZADO DEL SISTEMA DE MICROCANALES	74



FIGURA 4.24 ESQUEMA DE ENTRADA Y SALIDAS DEL SISTEMA DE MICROCANALES.....	74
FIGURA 4.25 DIMENSIONES DEL PRIMER DISEÑO DEL SISTEMA DE MICROCANALES, ACOTADO EN MICRÓMETROS.....	76
FIGURA 4.26 DIMENSIONES DEL NUEVO DISEÑO DEL SISTEMA DE MICROCANALES, ACOTADO EN MICRÓMETROS.....	77
FIGURA 5.1 ESQUEMA DE LA INTEGRACIÓN DE TODAS LAS PARTES DEL DISPOSITIVO FINAL.....	82
FIGURA 5.2 MÁSCARA DE LOS CONTENEDORES DEL DISPOSITIVO FINAL.....	83
FIGURA 5.3 MÁSCARA DE LOS MICROCANALES DEL DISPOSITIVO FINAL.....	84
FIGURA 5.4 MÁSCARAS DEL CANAL DE LA MICROBOMBA Y, ESPACIO PARA LOS ACTUADORES.....	84
FIGURA 5.5 CONJUNTO DE TODAS LAS MÁSCARAS.....	85
FIGURA 5.6 DISTRIBUCIÓN EN UNA OBLEA DEL DISPOSITIVO.....	85
FIGURA 5.7 DIMENSIONES DE LAS MÁSCARAS.....	86
FIGURA A.1 SIMULACIÓN DEL DISEÑO CON DOS SECCIONES EN LA MISMA CURVA.....	97
FIGURA A.2 SIMULACIONES DEL DISEÑO FINAL DE LOS MICROCANALES.....	97
FIGURA A.3 PERFIL DE VELOCIDAD DE LAS ENTRADAS Y SALIDAS DEL DISEÑO FINAL DE MICROCANALES.....	98
FIGURA A.4 DIMENSIONES DEL COMB DRIVE.....	98
FIGURA A.5 MÁSCARAS DE DISEÑOS PROPUESTOS.....	98
FIGURA A.6 SIMULACIONES DE VELOCIDAD DE FLUIDO A BOMBA CON TRES MEMBRANAS.....	99
FIGURA A.7 SECUENCIA DE OPERACIÓN DE LA BOMBA CON TRES MEMBRANAS.....	100



Índice de Tablas

TABLA 2.1 CARACTERÍSTICAS DE ALGUNAS MICROBOMBAS REPORTADAS EN ARTÍCULOS	24
TABLA 2.2 PROPIEDADES DEL POLISILICIO Y OXIDO DE SILICIO	27
TABLA 2.3 PROPIEDADES DEL PDMS	30
TABLA 3.1 TABLA COMPARATIVA DE LAS PROPUESTAS REALIZADAS EN ESTA TESIS.....	47
TABLA 4.1 DESPLAZAMIENTO DE LA MEMBRANA VARIANDO SUS DIMENSIONES.....	54
TABLA 4.2 CÁLCULO DE LA FUERZA DEL COMB DRIVE PARA UN CONSUMO DE VOLTAJE DE 20 V.....	57
TABLA 4.3 CÁLCULO DE LA CONSTANTE DE RESORTE EN LA ESTRUCTURA DE DOS VIGAS.....	60
TABLA 4.4 CÁLCULO DE LA CONSTANTE DE RESORTE EN LA ESTRUCTURA DE UNA VIGA.....	61
TABLA 4.5 DESPLAZAMIENTO DE LA MEMBRANA DEL DISEÑO FINAL CON 3 μM DE ESPESOR.....	63
TABLA 4.6 DESPLAZAMIENTO DE LA MEMBRANA DEL DISEÑO FINAL CON 4 μM DE ESPESOR.....	63
TABLA 4.7 DESPLAZAMIENTO DE LA MEMBRANA DEL DISEÑO FINAL CON 5 μM Y 6 μM DE ESPESOR.	64
TABLA 4.8 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL PRIMER DISEÑO DEL SISTEMA DE MICROCANALES.....	76
TABLA 4.9 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL NUEVO DISEÑO DEL SISTEMA DE MICROCANALES.....	78
TABLA 5.1 COMPARACIÓN DE LAS VELOCIDADES A LA ENTRADA DE LOS MICROCANALES CON MICROBOMBA Y POR PRESIÓN HIDROSTÁTICA.....	87
TABLA 5.2 COMPARACIÓN DE CONSUMO DE VOLTAJE DEL DISEÑO PROPUESTO CON OTRAS MICROBOMBA.	88



Glosario

MEMS: *MicroElectroMechanical Systems*. Son sistemas micro-electromecánicos que representan una tecnología con la que es posible fabricar una serie de dispositivos a escalas entre 1mm y 1 μ m.

PDMS: Polidimetilsiloxano, es un polímero usado en micro fluidos.

Microcanal: Canales cuyas dimensiones son menores a 1 mm y mayores a 1 μ m.

Hidrostática: Parte de la mecánica que estudia el equilibrio de los fluidos.

LOC: *Labs On a Chip*. Son dispositivos que pretenden integrar una serie de elementos para formar un sistema de análisis biológico.

Elementos formes: Son los glóbulos rojos (eritrocitos), los glóbulos blancos (leucocitos) y las plaquetas (trombocitos).

Inercia: Es la propiedad que tienen los cuerpos de permanecer en su estado de reposo o movimiento.

Capilaridad: Es un fenómeno presente en fluidos que depende de su tensión superficial la cual, a su vez, depende de la cohesión del líquido y que le confiere la capacidad de moverse por un tubo capilar.

Tensión superficial: Puede definirse como la fuerza que ejerce un líquido sobre una determinada superficie debido a la existencia de una atracción no compensada hacia el interior del mismo sobre las moléculas individuales de la superficie.



1. CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES

Los sistemas microelectromecánicos (del inglés MicroElectroMechanical Systems – MEMS), frecuentemente son referenciados como dispositivos mecánicos con dimensiones del orden de micrómetros, fabricados usando técnicas originadas en los circuitos integrados, con estructuras basadas en silicio y circuitos microelectrónicos integrados. Pero en realidad, el termino debe ser usado para referirse a un rango mucho más amplio de dispositivos y más aún, toda una tecnología [1].

Dentro de los dispositivos fabricados con tecnología MEMS existen 2 grupos principales, que son los sensores y actuadores.

Entre los sensores existen una gran variedad de diseños y tipos, como los térmicos (termo acopladores, termo resistores), fotodetectores, magnéticos, biosensores o sensores químicos, mecánicos (cantiléver, fuerza, presión, aceleración); basados en principios de detección como piezoeléctricos, capacitancia, resonancia, vibraciones [1].

Actualmente muchos de estos sensores son ya comercializados, como los giroscopios usados en celulares y tabletas o los micromotores usados en lentes ópticos.

El otro grupo son los actuadores, los cuales son usados para realizar algún tipo de acción; entre estos se encuentran los mecánicos como cremalleras y engranes, los piezoeléctricos, usados para mover una viga; los térmicos (bimetálicos), los químicos, estos últimos pueden usar la expansión de algún liquido o gas.

Un ejemplo de actuadores son los micromotores; algunos de ellos se basan en el mismo principio usado en las macro escalas (mayores a 10 mm [2]), tienen un rotor que es la

parte del actuador que tiene movimiento; el estator es la parte fija del micromotor, esta última es la parte que induce el movimiento al rotor; este tipo de actuadores produce un movimiento circular. Se puede observar en la figura 1.1 un ejemplo del esquema de un micromotor.

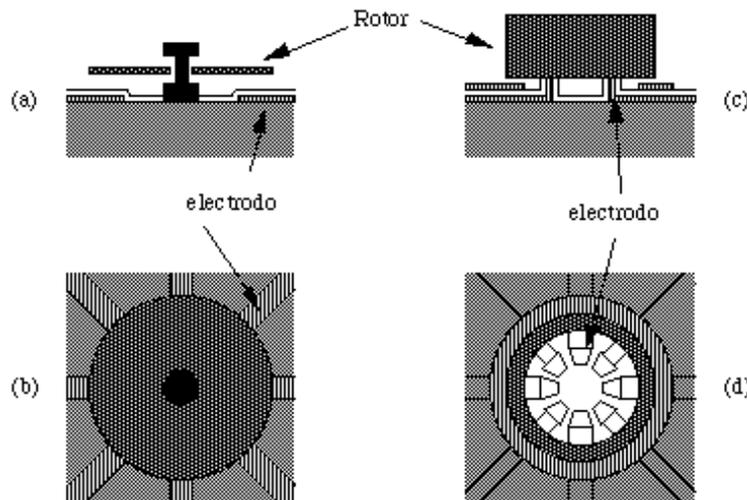


Figura 1.1 Esquema de un micromotor [1].

Un ejemplo más de microactuadores son las microbombas, para algunos diseños se fabrican turbinas de tal forma que por ellas se pueda pasar un fluido y ser impulsado en la dirección deseada; una alternativa para fabricar estos dispositivos es con la tecnología LIGA (litografía, galvanoplastia, moldura), se puede observar en la figura 1.2 un ejemplo de un esquema de este tipo de actuador.

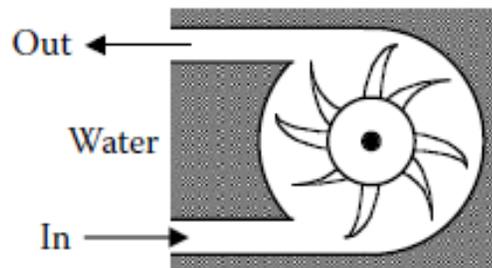


Figura 1.2 Esquema de un actuador hidráulico basado en tecnología MEMS [1].

Los actuadores magnéticos fabricados usando níquel (que es un material ferromagnético), usan campos magnéticos como principio de acción, estos realizan

movimientos de forma lineal. Como ejemplo de estos actuadores es el motor lineal, en donde la pieza movible es colocada en un magneto que tiene un canal, en donde la pieza ferromagnética se moverá conforme a la conmutación de una corriente, un ejemplo se puede observar en la figura 1.3.

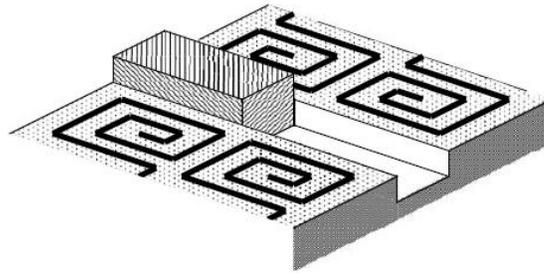


Figura 1.3 Esquema de un actuador lineal basado en tecnología MEMS [1].

Lo anterior muestra solo una primera aproximación de los diferentes tipos de actuadores que existen en tecnología MEMS, en especial la microbomba, que en este caso es el actuador que se diseña en este trabajo de tesis.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Dentro de la tecnología basada en MEMS encontramos dispositivos como los microcanales que son utilizados para el transporte, filtro o dosificación de fluidos; por ejemplo para llevar a cabo una filtración; en los microcanales se pueden construir microfiltros, con los que se puede separar estructuras solidas del fluido, debido a la diferencia de tamaños.

Con los microcanales se pueden construir sistemas para el análisis o filtrado de la sangre ya sea para detectar alguna célula o alguna proteína en específico [3]. Este tipo de dispositivos están diseñados para separar las células del plasma de la sangre; y



utilizan microcanales para la transportación de la misma. Existen diversos métodos de separación de los elementos formes o células de la sangre como glóbulos rojos o glóbulos blancos, del plasma; uno de ellos está bioinspirado en el sistema de filtración glomerular de la sangre llevada a cabo por los riñones del ser humano, en el cual es en la nefrona donde se generan grandes cargas eléctricas negativas para la atracción de los elementos glomerulares, aunque también ductos como las fenestraciones por el tamaño de sus diámetros filtra algunos solutos [4].

La mayoría de estos dispositivos llevan a cabo esta función de filtración sin el uso de algún elemento externo, como por ejemplo una bomba, la cual podría usarse para promover el movimiento del fluido. En este sentido, para estas dimensiones, en los fluidos se consideran para su análisis y comportamiento dinámico, las fuerzas capilares y las propiedades físicas tanto del fluido (por ejemplo su densidad) como de los materiales con que está fabricado el dispositivo; ya que estas son las que tienen mayor interacción con el fluido, lo anterior es lo que provoca el movimiento del líquido en los microcanales de estos dispositivos; al estudio de estos fenómenos se le llama microfluídica [3].

No obstante lo anterior para realizar las pruebas y calibración de dichos diseños, la mayoría de las veces se utilizan bombas externas que son fabricadas con dimensiones superiores a la de los dispositivos y, están diseñadas para realizar la caracterización de los sistemas, no para formar parte de ellos.

En la actualidad las investigaciones a nivel mundial están enfocadas a la integración de dispositivos fabricados con tecnología MEMS, que en su conjunto logren llevar a cabo un análisis completo de las muestras que reciban procedentes del ser humano (en especial la sangre), de tal forma que puedan diagnosticar algún tipo de enfermedad o dar la mayor información posible del análisis realizado; a este tipo de dispositivos se les ha dado el nombre de lab-on-a-chip (LOC). Aunque ya existen dispositivos portátiles que detectan proteínas o virus, todavía no se les puede considerar LOC's, por



sus tareas específicas, además de requerir equipo externo para la interpretación de los datos obtenidos [3].

En la búsqueda de la integración de estas partes, se han encontrado algunas dificultades, por lo que para facilitar el estudio se han dividido diversas líneas de investigación, una de ellas las microbombas y los microcanales por separado, en estas últimas investigaciones se han encontrado problemas, como el daño a algunas células de la sangre; principalmente por el uso de altos voltajes, cargas eléctricas, el calor en contacto con las estructuras de microcanales, entre otras. Es por esto que se han desarrollado diversos trabajos enfocados a la disminución del voltaje y la temperatura usado en estos diseños.

Por otra parte se cuenta con el diseño de un sistema de microcanales basado en la filtración cross flow [4], que disminuye el daño a las células de la sangre, se basa en el principio de que las células de la sangre viajan en el centro y el plasma en las paredes del canal que lleva la sangre. El rendimiento de la filtración de dicho dispositivo depende de la tendencia que tenga el fluido a mantener sus células en el centro y el plasma en el perímetro, una de las formas de conseguir esto, es impulsar la sangre con la mayor velocidad posible inclusive mayor a la que se genera con las fuerzas capilares o presión provocada por la propia densidad de la sangre.

La propuesta de esta tesis es diseñar un dispositivo basado en tecnología MEMS que promueva el flujo de sangre en los microcanales, diseñando un actuador que resuelva el tema de la integración (en este caso que se pueda unir a un sistema de microcanales), hacer más autónomo dicho sistema, y que provoque el menor daño a las células de la sangre; todo esto con un enfoque lab-on-a-chip; que facilite posteriores integraciones a sistemas más complejos.



1.3 JUSTIFICACIÓN

En la actualidad se publican artículos que presentan diseños de dispositivos MEMS en particular de micromotores, microbombas y microcanales [5-8]; donde se presentan avances, pruebas tanto a dispositivos mejorados, como a nuevos diseños; dichos avances y pruebas pueden ser de resistencia, transferencia de calor, reducción del voltaje de alimentación, solución a un problema en particular (como detección de alguna proteína), entre otras. Lo anterior corrobora lo mencionado a que es una investigación actual y, de relevancia para el futuro; cabe mencionar en este sentido que es poca la investigación realizada y publicada en México acerca de los MEMS, sobre todo en la línea de microfluidos; siendo una materia en desarrollo en nuestro país, pero con mucho crecimiento y futuro.

En México ya hay laboratorios donde es posible fabricar algunos dispositivos basados en tecnología MEMS, incluyendo algunos diseños de microcanales, pero aún son pocos los diseños y trabajos realizados, que aprovechen dichas instalaciones; por lo cual es necesario empezar ya con este tipo de investigación, que puede repercutir académica y socialmente. Los beneficios que pudiera traer esto son a varios niveles, por un lado el económico ya que aunque es una materia en crecimiento, hay dispositivos en el mercado que están generando grandes ganancias [1]; de tal forma que resulta mejor tener nuestros propios diseños para vender y no tener que importarlos.

Por otro lado el objetivo de estas investigaciones es alcanzar una mejor salud en las personas, facilitando el diagnóstico, proporcionando mayor información que pudiera ser relevante al médico, prevención y detección de enfermedades, en fin los alcances son amplios, inclusive por qué no, en un futuro curar enfermedades que hasta el día de hoy no lo son. Por supuesto que aún falta más desarrollo tecnológico en los dispositivos, por lo cual es necesario continuar trabajando en nuevos dispositivos que contribuyan a alcanzar estos objetivos, buscar nuevas soluciones a las necesidades existentes y a los problemas que de esta se deriven.



En base a lo anterior se ha decidido diseñar un dispositivo con tecnología MEMS, porque existe una necesidad, en este caso, de promover el flujo de sangre a microcanales para ayudar a la filtración de la misma; y que a su vez reduzca el daño a las células de la sangre, con un enfoque hacia la integración de dispositivos (lab-on-a-chip); y el diseño de una microbomba para un sistema de microcanales específico se propone como una solución. En cuestión de aplicaciones, la microbomba que se diseña en esta tesis no solo es para uso exclusivo de dicho sistema de microcanales, si no también podría ser usada para la dosificación de medicamentos o promover el flujo de algún otro fluido. Para corroborar dichos diseños se hará uso de herramientas computacionales y simulaciones que sean necesarias, por ejemplo COMSOL Multiphysics.

Un motivo más para la realización de este diseño es la posibilidad de que en un futuro se pueda fabricar, en el Centro de Nanociencias y Micro y Nanotecnologías del IPN, existe esta posibilidad; además de que en el laboratorio de MICROSE del CIC-IPN se cuenta con recursos; como las herramientas de diseño y simulación para corroborar el funcionamiento de este actuador.

1.4 HIPÓTESIS

A lo largo de esta tesis se plantean distintas formas de construir una microbomba con las características antes mencionadas, todas ellas basadas en fenómenos físicos, algunos de ellos, como lo es la mecánica, neumática, electrostática, entre otras, al igual que en los artículos consultados se busca hacer una mejora para resolver la problemática discutida anteriormente. Algunos de los planteamientos hechos son los siguientes.

- La reducción de voltaje disminuye el calor provocado por el dispositivo.



- Evitar que las cargas eléctricas entren en contacto directo con el fluido, y así reducir la posibilidad de cambiar las propiedades del mismo.
- No utilizar el voltaje para calentar alguna cámara de aire (principio de termoneumática), con el objetivo de disminuir el contacto directo del calor producido por el dispositivo con el fluido.
- La reducción del dispositivo provoca la reducción de la fuerza necesaria para mover un fluido, y se manifiesta en una reducción del voltaje usado; además que se facilita en el futuro la integración al cuerpo humano.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y simular una microbomba basada en tecnología MEMS para promover el flujo de sangre en un sistema de microcanales para la separación de elementos formes del plasma de la sangre.

1.5.2 OBJETIVOS PARTICULARES

1. Aprender el funcionamiento de los diferentes dispositivos usados para promover el flujo de líquidos, ya sea para dosificación o, filtración; en microcanales.
2. Estudiar la tecnología usada en los actuadores MEMS (en específico las microbombas).
3. Proponer varios diseños de microbombas basadas en tecnología MEMS que puedan acondicionarse al sistema de microcanales para la filtración de la sangre; y elegir la mejor opción.



4. Reducir el voltaje de consumo del dispositivo en comparación con otros por lo menos menor a 40 volts.
5. Proponer un diseño que sea integrable a un sistema de microcanales específico.
6. Simular el diseño para verificar su funcionamiento.

1.6 ALCANCES DEL TRABAJO

Aunque la fabricación del dispositivo no es contemplada en esta tesis, si cabe mencionar que el diseño esta hecho de tal manera que se pueda fabricar.

Se utilizara un comb drive como actuador de movimiento, pero no se realizara un diseño nuevo, sin embargo si se harán cálculos para elegir el que tenga mejor rendimiento y consumo.

Se diseña una microbomba que se adecúe a un sistema de microcanales ya definido, para esto se realizaron algunas mejoras a dicho sistema que también son simuladas y, cuyos resultados se espera puedan ser publicados.

La microbomba no estará limitada a solo promover el flujo de sangre, sino también el de algún otro fluido y poder ser acondicionada para usarse como dosificadora.

Para reducir el consumo de voltaje se propuso reducir su tamaño, esto tiene la ventaja de que la dosificación puede ser más precisa y, facilita no solo su integración en un lab-on-a-chip sino que también en un futuro integrarse en el cuerpo humano como por ejemplo una solución a la filtración glomerular que realizan los riñones. La reducción



del tamaño de la microbomba, reduce el caudal de la misma en comparación con otras, por lo que no competirá en este rubro.

1.7 CONTRIBUCIONES

Diseñar un dispositivo que pueda ser integrado a un sistema de microcanales, donde no hay reportes en los artículos consultados que persigan conseguir esto; para caracterizar los sistemas de microcanales se ocupan equipos externos, por lo que este trabajo generaría nuevos enfoques de diseños basados en tecnología MEMS.

Mostrar una nueva forma de accionamiento de las microbombas, que reduzca el voltaje consumido y, que el calor generado no este directo a la estructura; demostrar esto con simulaciones y cálculos, en este sentido se busca comprobar la importancia de las simulaciones para definir un diseño antes de fabricar un dispositivo, ya que muchos no lo realizan y, utilizan métodos más complejos y caros para el diseño de formas.

1.8 ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO

El capítulo uno de este trabajo muestra un pequeño resumen de los dispositivos basados en tecnología MEMS, además da un panorama sobre los actuadores que tienen la función de motor o bomba a escalas micrométricas, todo esto enfocado hacia la investigación que se persigue en esta tesis; por último se realiza un análisis de la viabilidad y objetivos para la realización del diseño propuesto.

En el capítulo dos se hace una recapitulación de la información consultada, que es la base científica sobre la que recae la realización de esta tesis, y que muestra a grandes rasgos la problemática y, como se puede resolver.



En el capítulo tres se realiza un reporte de las diferentes propuestas realizadas para dar solución a los problemas y alcanzar los objetivos planteados, se realiza un pequeño análisis para elegir la mejor.

El capítulo cuatro reporta todo el trabajo realizado a la propuesta seleccionada, entre las cuales se describe, como se llegó a las dimensiones y formas del diseño, los cambios que se realizaron en base al actuador utilizado, las mejoras realizadas al sistema de microcanales que se ocupó para ser integrado a la microbomba.

En el capítulo cinco se realiza un análisis de los resultados obtenidos, así como se comprueba la viabilidad del diseño propuesto y, como es que se pretende fabricar.

Por último se presentan las conclusiones del trabajo, así como los productos generados de esta investigación, y un apartado de trabajos futuros.

1.9 RESUMEN DEL CAPÍTULO

En este capítulo se realiza una proyección de lo que se espera obtener de la tesis, así como el planteamiento de los objetivos y contribuciones; también se realiza una pequeña introducción al tema de investigación y, se realiza un rápido análisis de la justificación y viabilidad del tema a tratar en este trabajo.





2. CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presentan las bases en las cuales se fundamentan las propuestas realizadas en esta tesis. Para conocer los avances, actualidad y dirección de este tipo de investigación, se consultaron artículos, páginas web y libros; además para el cálculo de los principios y elementos que conforman los diseños.

Se explica también los fundamentos de un comb drive y microcanales debido a que son parte importante en los diseños de esta tesis, el primero se utiliza para reducir la temperatura y los segundos son la aplicación que tendrá la microbomba, aunque se pretenda no solo sea utilizada para filtración de la sangre sino también dosificar otro fluido diferente.

2.1 ESTADO DEL ARTE

Se analizaron dispositivos que tuvieran o generaran movimiento circular como los micromotores, esto con el objetivo de diseñar una microbomba similar a las que se fabrican de manera convencional, como los usados en la industria o para mover objetos de dimensiones mayores a los micrómetros, estos motores inducen un movimiento angular a un tipo de aspas y estas a su vez hacen mover el fluido.

En los trabajos donde se reporta un micromotor, se explica su funcionamiento y fabricación, estos dispositivos se basan en el motor convencional, ya que cuentan también con 2 partes principales, una parte fija (el estator) que es la que genera el campo magnético y, una parte móvil (rotor) que es el donde se induce el campo magnético; en algunos casos el estator es construido por medio de microelectrodos que provocan un movimiento circular en el rotor [9].



Los anteriores son ejemplos de cómo se puede generar un movimiento circular, hay más dispositivos con los cuales se puede generar dicho movimiento, sin embargo, muchos de ellos funcionan bajo los principios descritos en los párrafos anteriores. Cabe mencionar aquí que uno de los inconvenientes de estos dispositivos, es su consumo de voltaje que va desde los 800 hasta los 1400 v [9], además su fabricación implica el uso de equipos complejos que son más difíciles de conseguir en los laboratorios en México, por lo que resulta más conveniente mandarlos a fabricar a otros países; en este sentido, es preciso comentar que todavía hay que diseñar la transmisión, para inducir el movimiento a las microaspas que funcionarían como actuadores para bombear el fluido; el cual por la tecnología ocupada requeriría también de equipo más especializado, como robots con micropinzas para el armado de partes [2]; quizá esto último no pueda evitarse pero, si se puede reducir su uso.

Existen otros métodos de inducir un movimiento giratorio en tecnología MEMS, por ejemplo durante las actividades académicas realizadas en el periodo de duración de esta tesis, específicamente en la que se participó en el concurso de diseños MEMS con la utilización del software SUMMiT V diseñando el escudo del IPN; esta es una herramienta de diseño y, también se puede ver el proceso de desarrollo de la fabricación del dispositivo por medio de una simulación. Se encontró un arreglo de dos comb drive, que combinados generaban movimiento circular en un engrane, estos elementos forman parte de la biblioteca de dispositivos prediseñados de dicha herramienta, donde además de que es posible utilizarlos, ya está probada su fabricación y funcionamiento [10]. Su consumo de voltaje puede variar según el arreglo, un valor típico es de 70 v.

Del dispositivo descrito arriba existe también el problema de diseñar la transmisión, la cual se pretende sea de PDMS ya que el sistema de microcanales al cual se quiere integrar la microbomba es de este material y, la preferencia es que la parte de la microbomba que estará en contacto con los microcanales sea también de PDMS.



Otro tipo de diseño encontrado es el motor lineal [1], el cual al tener este tipo de movimiento, podría usarse para impulsar algún fluido, aunque sería necesario adecuarle algunas partes como las válvulas en este caso tipo check, de las cuales existen de diferentes diseños y formas [11-13]; cuya funcionalidad podría ser usadas en una bomba de este tipo de accionamiento, que al jalar o empujar el aire provocaría que dichas válvulas abran o cierren; este tipo de válvulas se componen de 2 partes una de las cuales es fija y la otra movable, esta última tiene una parte más delgada la cual condiciona y permite su movimiento por el empuje de aire (o algún fluido) y la segunda es el tope de la primera.

Dentro de los diversos trabajos o artículos realizados acerca de la investigación que persigue esta tesis, se encuentran los que utilizan el fenómeno llamado termoneumático. Este principio se puede aplicar para generar movimiento a algún dispositivo fabricado con tecnología MEMS, como por ejemplo una microbomba utilizada para la dosificación de fármacos; en un estudio consultado se analizaron las diferentes formas geométricas de las válvulas y su influencia en el comportamiento del diseño que se propone; donde el dispositivo propuesto utiliza un diafragma en forma rectangular hecho de PDMS, que es la tapa de una cámara de aire; para su funcionamiento la cámara es calentada por medio de calentadores a los que se les aplica altos voltajes, lo que provoca que el aire dentro de la cámara eleve su temperatura y se expanda (este es el principio termoneumático); provocando así un pequeño vacío en la parte del canal y succione el fluido hacia la salida. El reporte se basa en evitar administrar dosis incorrectas por la existencia de reflujo del fármaco hacia el canal, por eso la forma y comportamiento de las válvulas es el principal análisis [14].

Por otra parte existen microbombas que utilizan otros principios de acción como el piezoeléctrico, magnético, inyección de aire; la mayoría están fabricadas con membranas de PDMS, estas membranas tienen un depósito de material piezoeléctrico, electrostático o magnético que provoca que se flexione al alimentarla directamente o



en una bobina construida aparte [15,16], y utilizar dicho movimiento para generar vacío, impulsar aire o mover un fluido, algunas utilizan válvulas tipo check [17]. Cabe mencionar que este tipo de microbombas fueron de los primeros diseños en comercializarse y, su uso fue en las impresoras de inyección de tinta [3].

Como se observa la membrana juega un papel importante en la estructura de las microbombas, por esta razón se dedica un apartado en un capítulo posterior a la simulación de esta parte del diseño. A continuación se presenta un análisis de los dispositivos de tipo peristáltico.

El movimiento peristáltico se asemeja al que realizan las venas y el intestino en el cuerpo humano para transportar la sangre y los alimentos respectivamente, la manera de llevar a cabo esta función en un dispositivo tipo MEMS es a través de membranas colocadas en el microcanal, cuando estas son sometidas a algún método de acción se desplazan provocando así un empuje en el material dentro del canal; existen diversos métodos para inducir el desplazamiento a las membranas, como se puede observar en los siguientes párrafos.

Las microbombas peristálticas donde su mecanismo de actuación de la membrana es bajo el principio piezoeléctrico, son las que mayor voltaje necesitan algunas consumen más de 200 v para obtener desplazamientos en la membrana; la forma de accionar es colocar el material piezoeléctrico arriba de la membrana y posteriormente dependiendo de la polaridad del voltaje, la membrana se moverá hacia arriba o abajo, por lo anterior se dice que este tipo de microbombas son bidireccionales ya que se obtiene el mismo rendimiento en el flujo del fluido en ambas direcciones [18-21].

El accionamiento de la membrana por el principio magnético, se caracteriza por utilizar imanes permanentes, que son colocados en la membrana, o con el uso del flujo magnético (partículas magnéticas) disperso por debajo de la membrana del canal, en



ambos casos para mover dicho flujo o imanes permanentes se utiliza un mini motor externo, que en su transmisión mecánica lleva otro imán permanente [22,23].

Existe una variedad de reportes de las microbombas con accionamiento termoneumático, con este tipo de bombas el voltaje se ve reducido, según el diseño de los calentadores, se ocupan normalmente 3 membranas y por ende 3 cámaras de aire. En este caso se utiliza el PDMS como material estructural y no entra en contacto con los calentadores, los cuales están depositados en el sustrato, generalmente de vidrio [24-27].

Hay un tipo más de microbomba peristáltica, la de accionamiento neumático, donde las cámaras de aire se expanden por intervención neumática, para esto se utiliza un compresor externo junto con electroválvulas que controlan la alimentación a las cámaras, de esta forma se accionan las membranas [28].

Se encontró un reporte, donde en tablas se muestra una comparación de diversas microbombas, sin embargo solo mencionaban el principio de accionamiento y, no el tipo de bomba (información que para el dispositivo que se pretende diseñar en esta tesis sí es importante) [29], para tener información acorde a nuestras necesidades se consideró la realización de una tabla comparativa, no solo para la obtención de datos que sirvan para nuestro diseño, sino también, para diseños posteriores de otros investigadores.

La tabla 2.1 muestra una comparación de algunas de las microbombas consultadas, en algunos casos no se reportan ciertas características, solo se analiza el voltaje, el espesor de la membrana y su desplazamiento, así como su tamaño final ya que estos datos son los que se consideraran para nuestro diseño más adelante.



Tabla 2.1 Características de algunas microbombas reportadas en artículos [16, 18-28].

Dimensiones	Voltaje aplicado	Espesor de la membrana [μm]	Desplazamiento de la membrana [μm]	Tipo	Principio de acción	Ref.
16x13x3 mm	200 Vpp	100	34	plana	piezoeléctrico	16
22x12.8x9 cm	140 Vpp	200	0.15	peristáltica	piezoeléctrico	18
46.9x18 x9.4 mm	260 V	20-500	5-52	peristáltica	piezoeléctrico	19
nr	100 Vpp	150	0.7	peristáltica	piezoeléctrico	20
20 x16 x 4 mm	160 V	100	80	peristáltica	piezoeléctrico	21
24x40x0.4 mm	0.7 V	600	250	peristáltica	magnético	22
nr	nr	240	240 / 24	peristáltica	magnético	23
16x18x5 mm	9 V	50	50	peristáltica	termoneumático	24
nr	14 V	30	30	peristáltica	termoneumático	25
nr	20 V	30	123	peristáltica	termoneumático	26
nr	5 V	5	nr	peristáltica	termoneumático	27
2.5x2.5 cm	no aplica (37.5 kPa)	37	200	peristáltica	neumática	28

Como se observa las microbombas que usan el principio piezoeléctrico tienen el mayor voltaje de alimentación, lo que es un inconveniente si se quiere realizar un dispositivo que tenga un enfoque *LOC*; en este sentido las que utilizan el principio magnético son las que utilizan menor voltaje, pero para su funcionamiento requieren de elementos externos de dimensiones del orden de centímetros (un mini motor); lo cual dificultaría su integración al algún sistema de microcanales, con la bomba neumática ocurre algo similar se requiere de un compresor externo para su funcionamiento.

Finalmente se puede observar que las microbombas que funcionan bajo el principio termoneumático tienen considerables ventajas sobre las anteriores, por ejemplo, tienen un voltaje medio de alimentación (el cual depende del diseño de los calentadores y de la propia estructura de la microbomba), el espesor de la membrana es menor con



respecto a las demás, sin embargo aunque, no se reportan sus dimensiones finales, algunas tienen longitudes de capas de PDMS del orden de los centímetros, incluso la longitud de sus membranas son de entre 2 y 3 milímetros [25,26]; a pesar del voltaje medio que manejan no reportan si el calor generado podría afectar al fluido (en especial la sangre), solo en una de ellas se menciona que existen efectos a causa de la temperatura generada por el voltaje en la estructura interna del diseño, pero no especifican cuáles [25].

En el capítulo 3 se muestran los diseños de las microbombas propuestas para cumplir con los objetivos planteados en esta tesis; como se verá estos dispositivos están basados en la documentación (libros, artículos, entre otros) que aquí se presenta, considerando las ventajas de una u otra.

2.2 TÉCNICAS Y MATERIALES DE FABRICACIÓN

La selección de los materiales con los que serán construidos los diseños es fundamental para el funcionamiento de los dispositivos, por ejemplo si el material es hidrófilo o hidrófobo, su módulo de Young, resistencia mecánica, resistencia eléctrica, conducción calorífica o eléctrica, entre otras características; con estas se puede saber o predecir el comportamiento del dispositivo. Una herramienta para conocer el desempeño de los diseños, son las simulaciones, en las cuales es necesario tener parámetros, de los cuales se incluye ciertas características de los materiales a utilizar.

Dependiendo del tipo de dispositivo a diseñar y las funciones que va a realizar, se selecciona sus materiales de construcción, pero también, se debe tomar en cuenta que técnica de las diferentes que existen en tecnología MEMS, se usará para la fabricación del diseño, ya que algunas de ellas tienen definido el tipo de materiales que ocupan, por ejemplo el proceso basado en el software SUMMiT V (Surface Micromachining) o el de Soft lithography.



Con SUMMiT V se diseñaron las propuestas del diseño que tiene movimiento circular y la de bombas lineales, este software está basado en el proceso de fabricación por Surface Micromachining [2,10], dicho proceso utiliza polisilicio como material para las capas estructurales y oxido de silicio para las capas sacrificiales, pero también se puede utilizar aluminio o carburo de silicio como material estructural y resinas o el mismo polisilicio como material sacrificial; con capas de 1 a 6 micrómetros, donde estas son depositadas en el sustrato una encima de otra de tal forma que la construcción del diseño es de abajo hacia arriba, se puede ir removiendo material en etapas intermedias y las capas sacrificiales son removidas casi por completo; se ocupa para depositar las capas de material estructural la técnica CVD y para remover las capas sacrificiales se puede usar el HF (ácido fluorhídrico) con ataques húmedos. El micromaquinado superficial comienza a usarse para fabricar dispositivos MEMS a mediados de los años ochenta, una de las primeras aplicaciones donde se ocupó fue en los acelerómetros y algunos sensores de presión, actualmente se pueden construir estructuras más complejas como comb drive, engranes o microespejos [30-33,1-2]; en el caso específico de SUMMiT V se utiliza en las primeras capas después del sustrato, oxido y nitruro de silicio respectivamente; las capas de material estructural son de polisilicio y las capas de material sacrificial son de óxido de silicio [10], como se muestra en la siguiente figura.

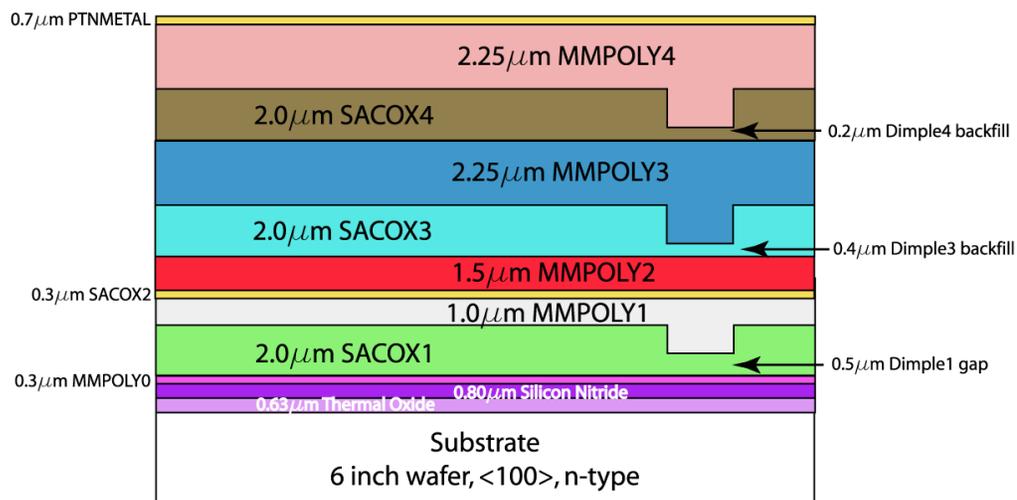


Figura 2.1 Dibujo de las capas estructurales y de sacrificio [10].



Dentro de algunas de las propiedades de estos materiales se puede mencionar que las superficies de polisilicio son hidrófilas por lo tanto, la eliminación de líquidos en el dispositivo MEMS puede ser problemático [2]; en cuanto a propiedades mecánicas, diferentes investigadores han reportado valores del módulo de Young en rangos de entre 41 y 220 GPa, que dependen de la estructura cristalina y su orientación. Sin embargo, recientes investigaciones indican que el módulo de Young depende en gran medida de las condiciones de deposición; los investigadores han encontrado que la deposición de películas delgadas a 590 °C, que es la temperatura de transición entre el polisilicio y el silicio amorfo, es un método efectivo para producir películas de polisilicio isotrópicas. A esta temperatura el silicio amorfo se re-cristaliza durante la alineación, lo que produce películas con un módulo de Young casi uniforme de 165 GPa [1, 34,35]; cabe mencionar que el módulo de Young que utiliza el software de simulación multifísica COMSOL Multiphysics (y que es utilizado en esta tesis) para el polisilicio es de 160 GPa [36]. En la siguiente tabla se indican las características más representativas del polisilicio y oxido de silicio.

Tabla 2.2 Propiedades del polisilicio y Oxido de Silicio [1,34 ,35].

Propiedad	Oxido de Silicio	Polisilicio
Módulo de Young	73 Gpa	41-220 Gpa
Relación de Poisson	0.17	1.2-0.15
Densidad	2200 (kg/m ³)	2300 (kg/m ³)
Banda de energía	8.9 (eV)	1.7 (eV)
Conductividad térmica	1.4 (W/m K)	34 (W/m K)
Resistividad	10 ¹⁶ (Ωcm)	10 ¹⁰ (Ωcm)



Como ya se ha mencionado antes en el marco de las microbombas MEMS, existe una gran variedad de ellas actualmente, resaltando las de tipo peristáltica y las que utilizan como principio de acción el termoneumático; el método de fabricación usado para este tipo de bombas es *Soft lithography*, el cual se pretende utilizar para fabricar la propuesta final de esta tesis; esta técnica se caracteriza por usar elastómeros de ahí el nombre de “litografía blanda”, el material comúnmente ocupado para esta técnica es el PDMS; a continuación se da una breve explicación de este proceso.

Los sistemas en PDMS se fabrican típicamente usando técnicas de *Soft lithography*, estas se pueden dividir en diferentes métodos; por ejemplo, la “replica de moldes” consiste en usar el estampado por medio del PDMS como material moldeador, y utilizar pre polímeros, para ser colocado en el sustrato, se deja un determinado tiempo de curado y se obtiene así una estructura de algún elastómero en el sustrato [37]; este procedimiento se puede observar en la figura 2.2. De estas técnicas en la literatura se pueden encontrar pre polímeros como el poli etilenglicol (PEG) entre otros materiales [38-40]; sin embargo, la técnica que se pretende utilizar para fabricar el diseño final de esta tesis consiste en utilizar un molde maestro, el cual en sus primeras aplicaciones era necesario realizar técnicas costosas de grabado en el sustrato de silicio, para obtener la forma deseada del molde, actualmente se ocupan resinas, principalmente el SU-8, a esta resina se le aplica un proceso de fotolitografía y así el molde queda en la parte superior de la oblea, después se prepara el PDMS el cual se compone de 2 partes el agente curador y el pre polímero, ambos se mezclan y se vierte sobre la oblea, se deja curar y se retira del molde, finalmente por medio de plasma se pega sobre el sustrato que principalmente es de vidrio [41,42], en la figura 2.3 se observa un esquema de este procedimiento sin usar resinas.

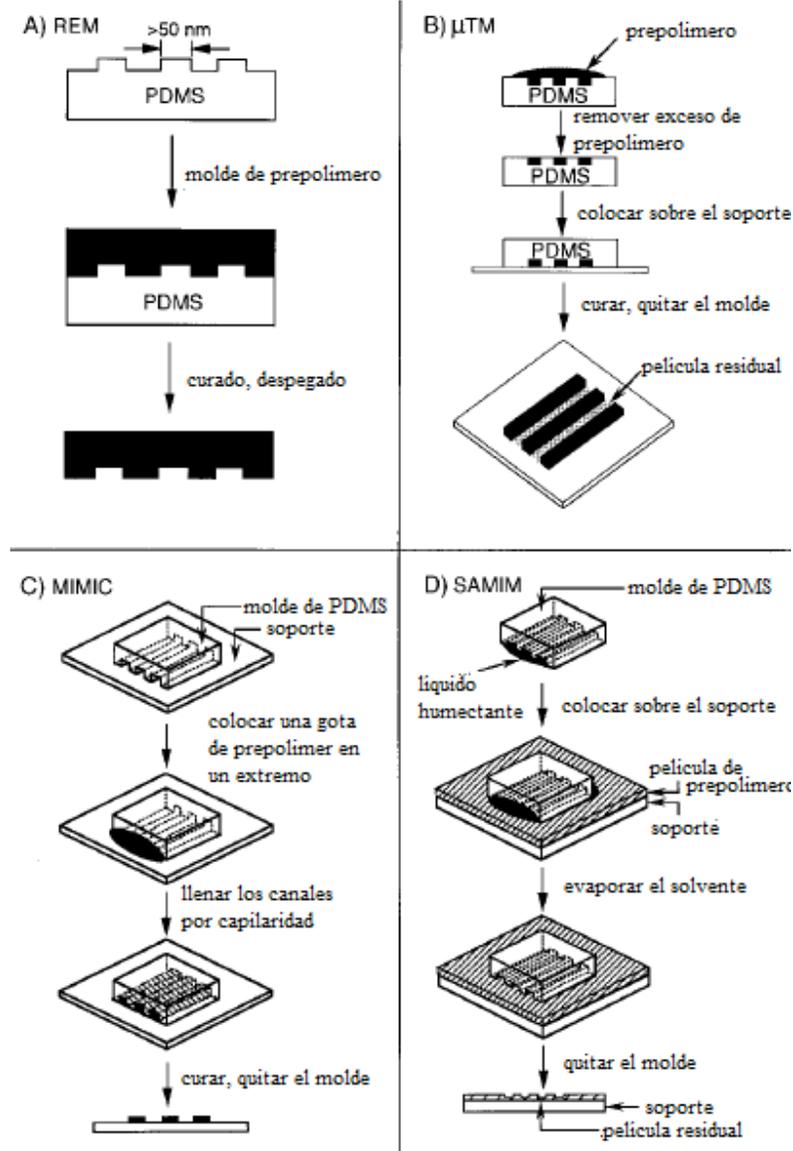


Figura 2.2 Esquema de las técnicas tipo molde y estampado [37].

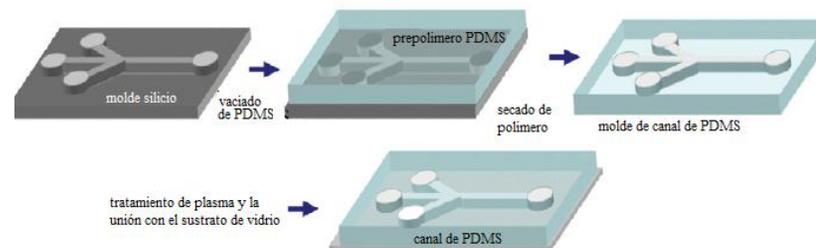


Figura 2.3 Esquema de la técnica Soft lithography, con molde maestro [42].



Dentro de las características del PDMS encontramos su módulo de Young, el cual es variable según las proporciones que se utilizan para prepararlo, por ejemplo una proporción 10:1 que es una de las más usadas; quiere decir que por cada 10 partes de prepolímero se mezcla con una de agente curador, por lo tanto para obtener las características del PDMS, se debe tomar en cuenta la proporción utilizada para prepararlo. Existen varios artículos donde se reportan los resultados obtenidos del comportamiento del PDMS variando las partes que lo componen antes mencionadas, así como el tiempo de curado, confirmando que efectivamente el módulo de Young varía [43-49]. Cabe destacar la propiedad hidrófoba del PDMS, la cual permite que los fluidos puedan viajar en su superficie con mayor facilidad, se reporta además un módulo de Young desde unos cuantos cientos de kilo pascales hasta poco más de un mega pascal, y coeficientes de Poisson de alrededor de 0.5 [41,50-51]; en la tabla 2.3 se pueden observar los valores característicos de este material.

Tabla 2.3 Propiedades del PDMS [e1].

Propiedad	Valor
Módulo de Young	360-870 kPa
Relación de Poisson	0.5
Densidad	0.97 kg/m ³
Resistencia a la fractura	2.24 MPa
Conductividad térmica	0.15 W/m K
Resistividad	4x10 ¹³ Ωm

Este material no es tóxico, soporta células de mamíferos en crecimiento, puede ser utilizado como aislante térmico y es transparente [52]; el valor del módulo de Young para una preparación de 10:1 se reporta de 750 kPa [44], de 580 kPa [47] y, de estos



valores hay variaciones hacia arriba y hacia abajo; por lo que se decidió tomar el valor de 500 kPa ya que, si el material soporta las fuerzas a la que es sometido con este valor, no tendrá problemas con módulos de Young mayores.

2.3 MICROCANALES

Los microcanales son dispositivos por los cuales es posible hacer circular algún tipo de fluido a escala micrométrica; este concepto es estudiado por la microfluídica la cual se puede definir como el estudio de los flujos que son simples o complejos, monofásicos o multifásicos, que circulan en microsistemas artificiales, es decir, sistemas que están fabricados utilizando nueva tecnologías (por ejemplo la MEMS) [3]. Esta descripción es una definición de ingeniería que es generalmente aceptada y comprendida; así es la que se decidió adoptar.

La Microfluídica ha dado soluciones atractivas para varios problemas en el análisis químico y biológico [53-56], por ejemplo detección de alguna proteína, filtración de sustancias o partículas; lo anterior da nacimiento a los microfluidos, con lo cual es posible pensar en elaborar dispositivos por ejemplo para la dosificación de medicamentos, o chips que puedan estar integrados al cuerpo humano por algún proceso quirúrgico y, utilizarlos para controlar los niveles de insulina por ejemplo, otras sustancias; también en la separación de los elementos formes (como los glóbulos rojos y blancos) de la sangre, esto último con el uso de microcanales [3].

De lo anterior en la literatura se ha encontrado algunos diseños propuestos para la separación de los elementos formes y el plasma, los dispositivos con mecanismos que basan su funcionamiento en el comportamiento reológico de la sangre, en el uso de microcanales y microestructuras, la mayoría de estos dispositivos están hechos con



PDMS que es el material más utilizado actualmente para microfluidos [57-64]; en los inicios de la microfluídica se usaba el silicio [3].

Una forma de separar partículas de algún fluido, es diseñar microfiltros con dimensiones menores a dichos elementos para no dejar pasarlos, sin embargo, existe la posibilidad de que el filtro o canal se bloquee [25]; por lo cual se han utilizado formas particulares de separar los elementos formes del plasma de la sangre, hay dispositivos basados en microcanales que utilizan el principio de las fuerzas de capilaridad como principal método de acción, aunque esto último se combina con la presión hidrodinámica (la que ejerce el propio liquido) y el tamaño de los microcanales [57-59], estos dispositivos son fabricados con PDMS.

Algunos dispositivos están inspirados en el funcionamiento de algún órgano humano, como por ejemplo la nefrona que es la unidad funcional del riñón, donde se llevan a cabo los procesos de filtración, la secreción y la absorción del flujo de sangre para la producción de orina [65]; dentro de la nefrona está el glomérulo, el cual tiene fenestraciones (aberturas) con diámetros más grandes que ciertas proteínas, estas no pasan debido a las cargas eléctricas generadas en la filtración glomerular [65,66]; así existen reportes de diseños que usan algún tipo de carga eléctrica o campo eléctrico para separar el plasma de la sangre [59].

La generación de calor por algún voltaje aplicado, el atascamiento de los filtros, entre otras dificultades que con este tipo de dispositivos se han encontrado, ha abierto la necesidad de definir no solo nuevos diseños o mejoras a los mismos, sino también nuevos métodos de filtración, en este sentido se consultaron alternativas donde se puedan construir elementos que causen el menor daño celular, y se encontró que el explotar las fuerzas capilares como medio de acción, aprovechando ciertos fenómenos físicos de la misma sangre, contribuyen a disminuir los problemas mencionados en este párrafo [67].



El sistema de microcanales para el cual el diseño de la microbomba de esta tesis será integrada, busca reducir las dificultades a causa del voltaje y el atascamiento de los filtros; una forma de lograr lo anterior es utilizar el principio de filtración de flujo cruzado, el cual se basa en el hecho de que en un ducto las células de la sangre tienden a viajar en el centro y el plasma en las orillas (paredes) [64]. En los dispositivos que trabajan bajo el principio *crossflow* (flujo cruzado), se colocan filtros con aperturas un poco más grandes que las células (para evitar el bloqueo de los filtros) en las paredes del microcanal, de tal forma que logre contener el plasma que pasa por ahí [63]; aunque algunas células logran pasar por los filtros. Se ha observado que la velocidad contribuye a mejorar la eficiencia de este tipo de dispositivos, debido a la influencia de la inercia en las partículas dentro de los fluidos (no necesariamente sangre) [68]; por lo que el uso de una microbomba para impulsar la sangre ayudaría a mejorar el filtrado.

La microbomba de esta tesis está diseñada de tal forma que trabaje con un sistema de microcanales basado en el principio *crossflow*, los dispositivos de microcanales que se proponen en esta tesis fueron obtenidos y mejorados de otra tesis [4]; esta mejora fue comprobada por simulaciones y, se detallan más adelante en el capítulo 4.

Una propiedad importante de los fluidos es saber si este es laminar o turbulento, el cálculo del número de Reynolds nos permite caracterizar la naturaleza del flujo y, se calcula utilizando la ecuación 1 para el flujo de Poiseuille modificada (para secciones transversales no circulares) [69].

$$\text{Re} = \frac{\rho v(4R)}{\eta} \quad (1)$$

Donde R es el radio hidráulico, y se calcula dividiendo el área mojada por el perímetro mojado; v es la velocidad del fluido, ρ es la densidad, η es la viscosidad. En este sentido, para valores de $Re < 2300$ el flujo es considerado laminar, cuando Re se acerca



a 2300 el líquido comienza a mostrar signos de turbulencia, y para valores de $Re > 2300$ la aparición de perturbaciones locales podría provocar un flujo turbulento [54, [70].

Lo anterior es importante ya que para simular un fluido en COMSOL Multiphysics se debe saber por anticipado si el flujo es laminar o turbulento; en este caso por el tamaño de los dispositivos empleados, la sangre tendría un flujo laminar, ya que para escalas tan pequeñas, por las dimensiones de área y la velocidad, el cálculo del número Reynolds arroja un valor muy bajo; por ejemplo para los dispositivos del sistema de microcanales antes mencionado se obtiene un valor de entre 6.18 y 7.35 [4].

2.4 COMB DRIVE

En base al estudio de los diferentes diseños de las microbombas, se decidió proponer un diseño que tuviera un actuador externo como medio de acción de la membrana, ya sea en una bomba tipo peristáltica o en una plana; se buscó entonces actuadores que no fueran tan grandes, de tal forma que se pudieran adecuar e integrar tanto a la microbomba como al sistema de microcanales; después de observar las características y realizar un estudio, se eligió el comb drive; este dispositivo tiene desplazamientos lineales, provocados por actuación electrostática; con un arreglo de ellos se pueden generar además movimientos circulares .

El comb drive consiste en un dispositivo que tiene dos peines, que están interdigitados, uno de ellos permanece anclado para que no tenga movimiento y el otro está sostenido por resortes que le permiten moverse, de tal manera que cuando se le aplica un voltaje entre los peines, se generan campos eléctricos que provocan una fuerza entre los dientes, que hace que se mueva el peine sujeto por los resortes como se muestra en la figura 2.4.

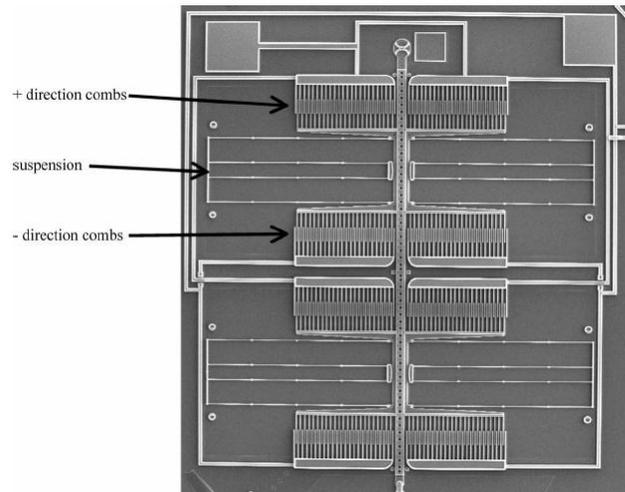


Figura 2.4 Actuador electrostático, comb drive (Cortesía de los Laboratorios Nacionales Sandia) [2].

La ecuación que define la fuerza que se obtiene con el comb drive es la siguiente:

$$F = \frac{\epsilon w}{g} v^2 \quad (2)$$

Donde F es la fuerza electrostática, ϵ es permitividad del material entre las placas paralelas (permitividad del espacio libre de 8.85×10^{-12} F / m), w el ancho del diente, g la separación entre dientes y v el voltaje aplicado, esta fórmula es aplicable a un par de dientes.

El desplazamiento del comb drive es muy pequeño alrededor de 10 a 17 micrómetros, sin embargo como lo que se pretende es disminuir el tamaño de la microbomba para su integración en sistema LOC (junto con el sistema de microcanales), se considera adecuado el uso del comb drive para el diseño propuesto en esta tesis, una de las formas de obtener el desplazamiento del comb drive es por medio de la siguiente formula:

$$F = -k * x \quad (3).$$

Donde F es la fuerza aplicada, k la constante de resorte y x el desplazamiento.



2.5 PROPIEDADES DE LA SANGRE

Uno de los alcances de esta tesis es que el diseño general de la microbomba, pueda funcionar para la sangre y, para algún otro tipo de fluido; en particular se espera que el dispositivo trabaje y, se integre con un sistema de microcanales; en este sentido es importante conocer ciertas propiedades de la sangre, por ejemplo para los parámetros de simulación; a continuación se presenta una pequeña introducción de las características de este fluido en particular.

La sangre es un tejido constituido por elementos celulares eritrocitos (glóbulos rojos), leucocitos (glóbulos blancos) y plaquetas o trombocitos suspendidos en un medio líquido denominado plasma sanguíneo. Los glóbulos rojos tienen forma de disco con un diámetro de 7-8 μm y los glóbulos blancos generalmente son de forma esférica y tienen dimensiones entre 10-15 μm [71,72].

El comportamiento de la sangre como un fluido queda definido por sus propiedades de densidad (ρ) y viscosidad dinámica (η); en la bibliografía consultada existe una variación del valor de la densidad, por ejemplo $\rho=1040 \text{ kg/m}^3$ [72], o de $\rho=1060 \text{ kg/m}^3$ [73], sin embargo el valor más comúnmente utilizado es el de $\rho=1050 \text{ kg/m}^3$ [74-77]; y la viscosidad dinámica tiene un valor aceptado de $\eta=0.0027 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ [77].

Existen otras propiedades de la sangre y, además hay ecuaciones que se pueden utilizar para probarlas, sin embargo, están fuera del alcance de esta tesis.



2.6 HERRAMIENTAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN

Las herramientas computacionales que se utilizaron en esta tesis para el modelado y simulación de los diseños propuestos fueron COMSOL Multiphysics y SUMMiT V; con la primera se desarrolló el análisis de la última propuesta de la microbomba y el sistema de microcanales, mientras con la segunda se diseñaron la primera y segunda propuestas.

Una herramienta para el modelado son las matemáticas, donde usualmente se utilizan ecuaciones diferenciales para describir el comportamiento de un sistema; a pesar de que es común hacer algunas consideraciones con el fin de simplificar el análisis y, la obtención del modelo matemático; este puede resultar en ecuaciones de difícil solución, por lo se requiere de técnicas de aproximación numéricas para encontrar los resultados con mayor facilidad.

En la literatura consultada se encuentran diversas ecuaciones que son utilizadas para modelar el comportamiento de los microfluidos u , obtener ciertas características de los mismos, sin embargo son las ecuaciones de Navier–Stokes las que describen el comportamiento de los microfluidos [3,36 ,78], a continuación se muestran en su forma compacta para flujos newtonianos.

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \nu\Delta u + \frac{1}{\rho}F \quad (4)$$

Donde u es el vector de velocidad, ρ es la densidad, F la fuerza externa, ν la viscosidad cinemática (que se obtiene de la viscosidad dinámica entre la densidad) y Δp el gradiente de presión.

En esta ecuación, el operador D / Dt es la derivada material, cuya expresión está descrita por:



$$\frac{D}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t}$$

Bajo esta misma notación encontramos una ecuación más en la literatura. La de conservación de masa [3], cabe mencionar que esta ecuación junto con una de las variaciones de la anterior, son frecuentemente utilizadas por el software COMSOL Multiphysics para resolver este tipo de sistemas (de microfluidos o microfluídica); la ecuación se muestra a continuación.

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho\nabla u = 0 \quad (5)$$

Como ya se ha mencionado una de las formas de resolver las ecuaciones diferenciales que describen el comportamiento de diversos sistemas es usando técnicas de solución numérica; el software COMSOL Multiphysics que ocupa el análisis de elemento finito, junto con un mallado interactivo y un control de error; es capaz de resolver el modelo matemático y entregar datos de simulación.

El Método de Elemento Finito (FEM por sus siglas en Inglés, *Finite Element Method*) ha sido una de las mejores técnicas de solución numérica, teniendo como mayor ventaja que puede analizar varios tipos de sistemas; por ejemplo, referentes a estructuras mecánicas, acústica, química, transferencia de calor, Radio Frecuencia, AC/CD, fluidos y Sistemas microelectromecánicos (MEMS).

Se puede concluir que COMSOL Multiphysics es una poderosa herramienta computacional para el modelado y solución de problemas científicos y de ingeniería, basada en PDEs (*Partial Differential Equations*); por lo tanto se selecciona este software para realizar las simulaciones al diseño final.



Dentro del estudio de la tecnología MEMS existe software especializado, para el diseño, manejo, fabricación, entre otras características de los dispositivos basados en esta tecnología; en este sentido durante la realización de esta tesis se trabajó con la herramienta computacional SUMMiT V, dicho software es utilizado para el diseño de máscaras, que son usadas para la fabricación de dispositivos MEMS, como se mencionó anteriormente con la técnica de micro maquinado superficial (*Surface Micromachining*). Este software cuenta con una simulación de la forma en que se van depositando y removiendo las capas o partes de ellas; también tiene un visor en el que se puede observar el diseño final en tres dimensiones [10].

Se puede destacar el uso de esta herramienta para el diseño de dispositivos MEMS, sin embargo, solo ciertas estructuras se pueden realizar con este software ya que como se comentó anteriormente se especializa en una técnica de fabricación superficial y existen diseños que requieren de otro tipo de técnicas para poder ser elaborados.

Por ultimo cabe mencionar que se usó el software CleWin para realizar las máscaras de la propuesta final, que son dibujos de las formas del diseño utilizadas para la construcción del dispositivo, ya que uno de los objetivos de esta tesis es que el dispositivo se pueda fabricar. Esta herramienta tiene la ventaja de poder exportar archivos realizados en otro software; debido a que CleWin maneja formas simples de dibujo, resulta más sencillo elaborar el diseño de máscaras con formas complejas como por ejemplo muchas curvas o elementos de precisión en una herramienta más especializada, como AutoCad y posteriormente ser importadas a CleWin.

2.7 RESUMEN DEL CAPÍTULO

En este capítulo se presentó la investigación realizada a los diferentes diseños de microbombas, se realiza una comparación de las propuestas de diferentes artículos, con



lo cual se tiene un panorama de cuáles son los problemas a resolver y, así enfocar el diseño que se propone a reducirlos, también se hace un análisis de los sistemas de microcanales y el por qué elegir el que usa el principio de flujo cruzado, por último se analizan los materiales que se ocupan en la construcción de estos dispositivos y, las herramientas que se ocuparan para la elaboración y simulación del dispositivo propuesto.

Cabe mencionar que se realiza un estudio especial al comb drive, debido a que, este actuador basado en tecnología MEMS, será usado en las propuestas presentadas en el siguiente capítulo donde se podrá apreciar las ventajas de usar este dispositivo.



3. CAPÍTULO 3. DESCRIPCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS PROPUESTOS.

Con base a la investigación obtenida y, mostrada en el anterior capítulo, se procedió a realizar diferentes diseños de microbombas; en este capítulo se presentan las principales propuestas, la primera que actúa por medio de un micromotor centrífugo o con movimiento circular, la segunda que incluye válvulas tipo check y una membrana vertical; por último se muestra un diseño de microbomba tipo peristáltica.

3.1 PRIMERA PROPUESTA

La primera idea de diseño de una microbomba, fue reproducir el modelo de una bomba convencional la cual incluye, un motor, una transmisión y un actuador que impulse el fluido; para lo cual primero se procedió al diseño del motor.

Se optó por construir el motor utilizando un comb drive para generar el movimiento circular; el arreglo de comb drive que se necesita para inducir movimiento circular se muestra en la figura 3.1.

Los comb drive que aparecen en la figura generan movimiento en el engrane y este a su vez lo hace en un engrane mayor, para lograr esto, se accionan los comb drive de forma alterna, primero uno de ellos empuja, luego el otro jala al engrane y posteriormente se invierte la acción el que empujaba ahora jala y el que jalaba ahora empuja al engrane.

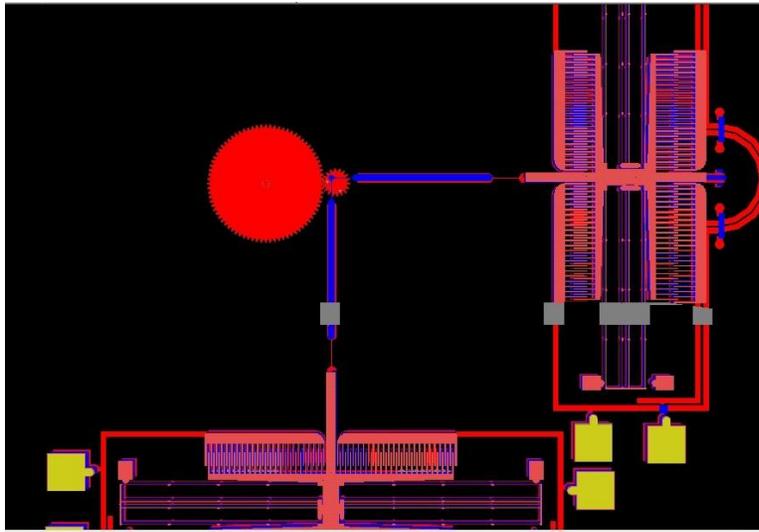


Figura 3.1 Arreglo de comb drive para accionar un micromotor.

La ventaja de este tipo de accionamiento es que los comb drive son dispositivos que ya están probados en la tecnología MEMS, aunque los diseños que están en la librería de SUMMiT V; tienen dimensiones de hasta 1mm, se pueden reducir y modificar (por ejemplo el número de dientes), para adecuarlos al sistema que se pretenda; cabe mencionar que esto puede provocar una reducción en la fuerza, dependiendo del número de dientes; además en el laboratorio de MICROSE del CIC-IPN ya se han publicado trabajos donde se utilizan estos dispositivos [79].

La desventaja de usar este diseño es que se tendría que fabricar una transmisión y, las aspas para impulsar el fluido, esto traería algunas complicaciones, por ejemplo una transmisión de cadena sería muy cara, además se pretende que el actuador que entre en contacto con el fluido sea del mismo material que el del sistema de microcanales en este caso PDMS y, para este tipo de diseños toda la estructura es rígida y del mismo material.

En la figura 3.2 se muestra el escudo del politécnico realizado con éxito y sin errores en las reglas de diseño, en él se puede apreciar que con dos comb drive se hace girar un engrane auxiliar, este a su vez mueve una cremallera-corredera de doble línea de dientes, usada para mover el engrane del escudo, la balanza tiene movimiento usando el mecanismo pasador-corredera colocado sobre el engrane y, el matraz esta estático con soportes que van en el sustrato, para esto se hicieron perforaciones en el engrane del escudo. Un trabajo futuro podría ser diseñar microespejos para el edificio, por ahora no hay movimiento en ellos.

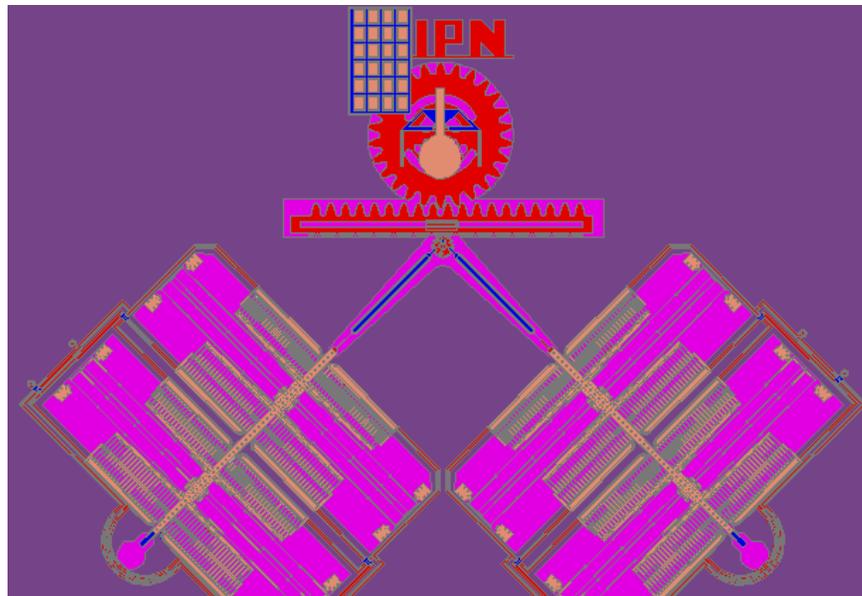


Figura 3.2 Escudo del IPN basado en tecnología MEMS.

3.2 SEGUNDA PROPUESTA

La segunda propuesta fue realizada utilizando también el software SUMMiT V; en este caso se pretende trabajar con una membrana, la idea de poder diseñar membranas en esta herramienta fue obtenida de un trabajo de tesis [80]; por lo que se procedió al



diseño de una microbomba que tuviera este actuador y además usara válvulas tipo check. Este tipo de bombas es lineal y su funcionamiento es parecido al de una jeringa o bombas tipo cilíndrica; la figura 3.3 muestra el diseño realizado en SUMMiT V.

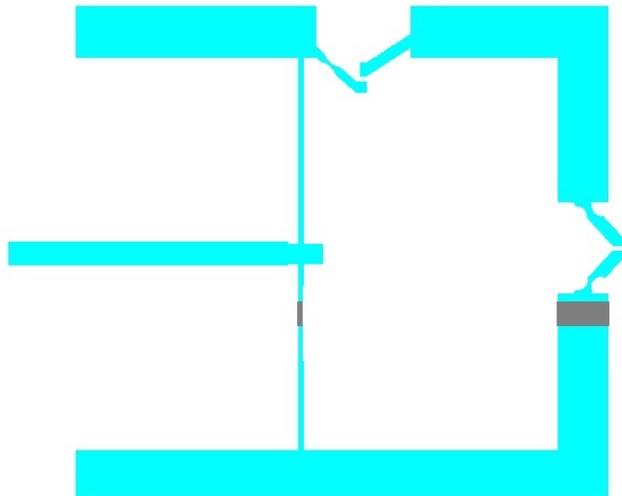


Figura 3.3 Diseño de microbomba con válvulas tipo check.

La forma en que trabaja este diseño, es por medio de un pistón que está sujeto a una membrana y, que en una primera propuesta sería accionado por un comb drive; al moverse el actuador a la izquierda entonces la membrana generaría una succión que provocaría que la válvula de arriba abra y deje pasar el fluido, con este mismo movimiento la válvula frontal cierra y no deja pasar el flujo; cuando el actuador se mueve a la derecha la membrana empuja el fluido dentro de la cámara, con esto se provoca que la válvula de arriba cierre y no deje pasar el material dentro de la cámara; finalmente la válvula frontal abre dejando pasar el fluido.

Con base a los reportes de artículos consultados en el marco teórico se recuerda que en este tipo de válvulas existe un atascamiento, no obstante lo anterior el uso de la membrana para impulso del fluido ha dado buenos resultados en varios diseños de microbombas, como ya se ha descrito anteriormente; por lo que esa idea no se descartó, sin embargo, por las propiedades de los materiales se decidió realizar las membranas de PDMS.



3.3 TERCERA PROPUESTA

Recopilando toda la información obtenida y, analizando el funcionamiento y comportamiento de las propuestas antes mencionadas, fundamentadas también en la investigación realizada previamente; se propone realizar el diseño de una microbomba tipo peristáltica; considerando los siguientes puntos, obtenidos del marco teórico.

- El uso de un actuador externo ayuda a disminuir el voltaje, pero se debe considerar el tamaño de este, ya que podría representar un problema para la integración y, por lo tanto para el enfoque LOC.
- El uso de PDMS como material que estaría en contacto con el sistema de microcanales, para aprovechar las propiedades hidrófobas y, tener una integración monolítica en esa parte del diseño.
- Disminuir las dimensiones de la microbomba, disminuye el voltaje administrado y también facilita la integración a un sistema con enfoque LOC.

Se propone el diseño de una microbomba de PDMS como material estructural, con dimensiones que disminuyan el voltaje consumido y, que permitan la integración a un sistema de microcanales establecido, esto repercutiría en una integración monolítica en esa parte del dispositivo; se propone utilizar el comb drive como actuador, el cual se fabricara de manera independiente y, de otro material diferente al PDMS, por ende su integración con el sistema completo es híbrida.



La figura 3.4 muestra la simulación realizada en COMSOL Multiphysics de una microbomba tipo peristáltica, en este caso solo se muestran dos fases (estructuras de movimiento); esta es una primera aproximación al diseño que se pretende; ya que este debe tener estructuras más delgadas y tres fases o membranas.

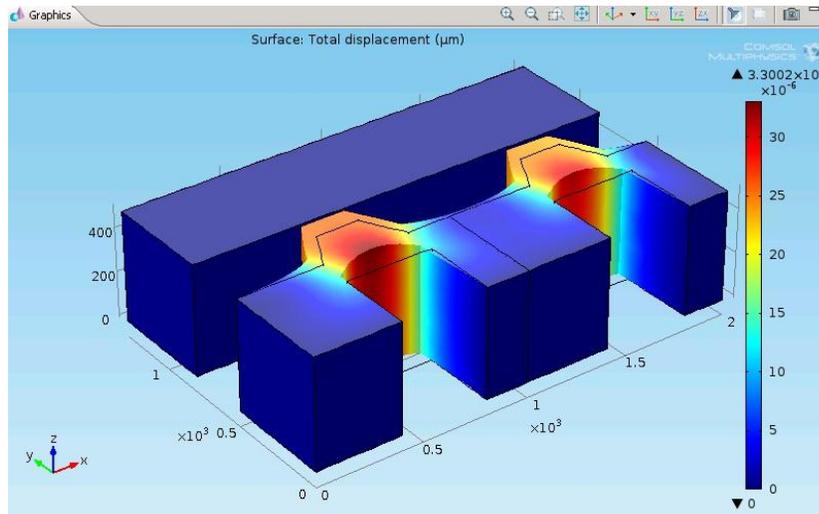


Figura 3.4 Diseño de microbomba tipo peristáltica.

Los inconvenientes de este tipo de diseños ya se han expuesto antes, sin embargo con las modificaciones realizadas, se pretende resolverlos o, disminuir sus efectos; finalmente por los objetivos planteados en esta tesis, la estructura queda en función del sistema de microcanales, la fuerza aplicada por el comb drive y, el desplazamiento que tengan las membranas.

3.4 PROPUESTA SELECCIONADA

Se realiza un análisis y, comparación entre las diferentes propuestas, observando las principales características como se observa en la tabla 3.1.



Tabla 3.1 Tabla comparativa de las propuestas realizadas en esta tesis.

Tipo	Característica	Comentarios
Giratoria	El movimiento puede ser generado por inducción magnética o con comb drive.	El sistema requiere de más elementos para la transmisión del movimiento al actuador que impulsa el fluido.
Movimiento lineal	Su movimiento es inducido por una diferencia de presión y utiliza válvulas check.	Las válvulas suelen bloquearse.
Peristáltica	Su movimiento se basa es una serie de contracciones y relajaciones de una estructura tipo membrana.	El voltaje aplicado, depende del principio de actuación.

Aunque las tres opciones tienen ventajas, se elige para trabajar, simular, analizar y, en un futuro construir y caracterizar, diseñar una microbomba tipo peristáltica, descrita en este capítulo; tomando en cuenta que las ventajas que se proponen en esta tesis sobre las reportadas en los artículos consultados, son la disminución del voltaje y tamaño, así como el planteamiento de que no habrá calor generado por el voltaje aplicado y en su caso no estará en contacto directo con la estructura.

3.5 RESUMEN DEL CAPÍTULO



En este capítulo se presentaron las propuestas realizadas a lo largo de la elaboración de esta tesis; se describió su funcionamiento y, analizaron las ventajas y desventajas que cada una de ellas tiene; se seleccionó una de ellas con el objetivo de realizar los cálculos y simulaciones que se requieran para obtener un diseño, que satisfaga los objetivos planteados en esta tesis.



4. CAPÍTULO 4. DISEÑO Y SIMULACIÓN DEL DISPOSITIVO

Se presenta en este capítulo las simulaciones realizadas a diferentes estructuras de la microbomba con el objetivo de obtener el comportamiento de esta y así, elegir la que mejores resultados arroje; también se hace un análisis en su operación. Se elige en base a diversos cálculos realizados, el actuador que será utilizado para mover las membranas. En este sentido se analizan las modificaciones realizadas al sistema de microcanales propuesto originalmente y verificar si existe una mejora en la filtración, en comparación con un diseño previo.

4.1 SIMULACIÓN DE DIFERENTES ESTRUCTURAS

Con base en la información obtenida y presentada anteriormente en esta tesis, se procedió a simular el desplazamiento y el esfuerzo en las diferentes estructuras propuestas; para lo cual se eligió el PDMS como el material del que están hechos los diferentes diseños. Los parámetros de simulación necesarios en COMSOL Multiphysics para utilizar el PDMS son: módulo de Young, relación de Poisson y densidad.

Los parámetros de simulación mecánica de todas las estructuras mostradas en este apartado para el PDMS son: la densidad es de 0.97 kg/m^3 , la relación de Poisson es de 0.5 y, se usó un módulo de Young de 500 kPa, que es uno de los valores reportados y referenciados en esta tesis, que por razones ya mencionadas se optó elegir el valor más bajo.

Se presentan a continuación las simulaciones realizadas a diferentes estructuras de microbombas peristálticas, el objetivo principal es conocer su comportamiento ante la aplicación de una fuerza en cada cara de fase, que en este caso fue de $33 \mu\text{N}$, que es un



valor por encima de lo que se reporta en los comb drive diseñados en SUMMiT V; primero se busca obtener la geometría que tenga el mayor desplazamiento sin exceder el módulo de Young; posteriormente se utilizara la fuerza calculada en el comb drive. La forma y las dimensiones del primer diseño están un poco por arriba de la media de lo reportado en el marco teórico; los demás diseños se modificaron en base a los resultados obtenidos en las simulaciones.

En la figura 4.1 se muestra la simulación del diseño A, las dimensiones de este son: 500 μm por 400 μm en la cavidad que es el área de contacto de la fuerza y las diagonales del trapecio miden 214.7 μm por 200 μm en su lado menor.

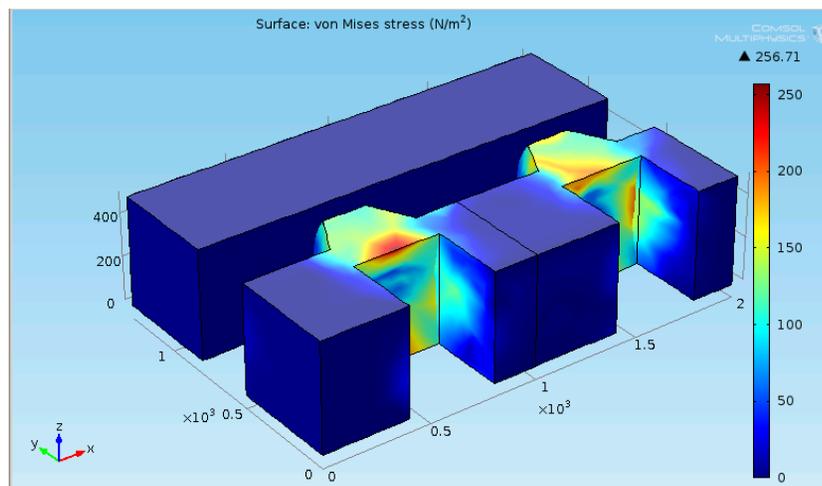


Figura 4.1 Simulación de microbomba tipo peristáltica diseño A.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo \rightarrow 0.0901 μm .
- Esfuerzo máximo sometido \rightarrow 256.71 Pa.

Los resultados arrojan un desplazamiento muy pequeño en comparación con los reportados en artículos, y un esfuerzo por debajo del módulo de Young.

En base a los resultados obtenidos se redujo el área de la fuerza aplicada, buscando con esto aumentar el desplazamiento; para esto se propuso un área de contacto de $200\ \mu\text{m}$ por $20\ \mu\text{m}$, donde el último valor es la altura de los microcanales; las dimensiones de la forma trapezoidal son: en la diagonal $167.6\ \mu\text{m}$ y en el lado menor de $100\ \mu\text{m}$; este diseño es el B y su simulación se muestra en la figura 4.2.

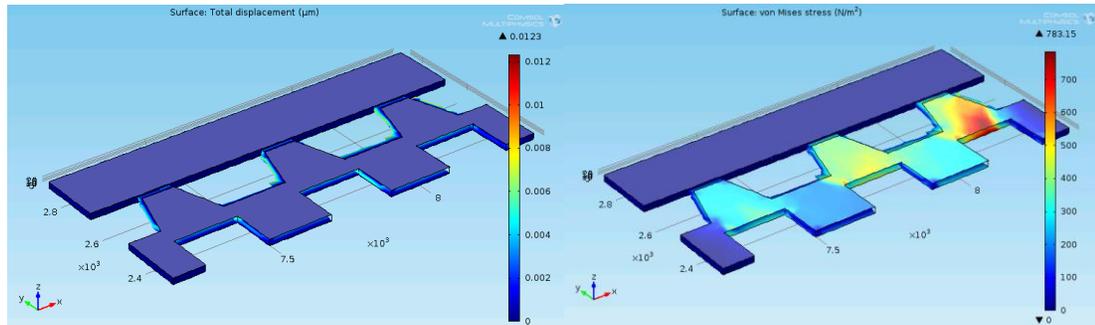


Figura 4.2 Simulación de desplazamiento y esfuerzo del diseño B.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo $\rightarrow 0.0123\ \mu\text{m}$.
- Esfuerzo máximo sometido $\rightarrow 783.15\ \text{Pa}$.

La reducción del desplazamiento máximo, con respecto a la estructura anterior, no se esperaba, a pesar de esto se decide mantener los $20\ \mu\text{m}$ de profundidad, para tener la misma altura que los microcanales y; en este caso se vuelve a reducir el volumen de la forma trapezoidal a mover por la fuerza aplicada, quedando: en un lado de su diagonal $167.6\ \mu\text{m}$ y en la otra diagonal de $206.2\ \mu\text{m}$; el lado menor de $20\ \mu\text{m}$, el área de contacto quedo igual al del diseño B; la simulación de este diseño C se muestra en la figura 4.3.

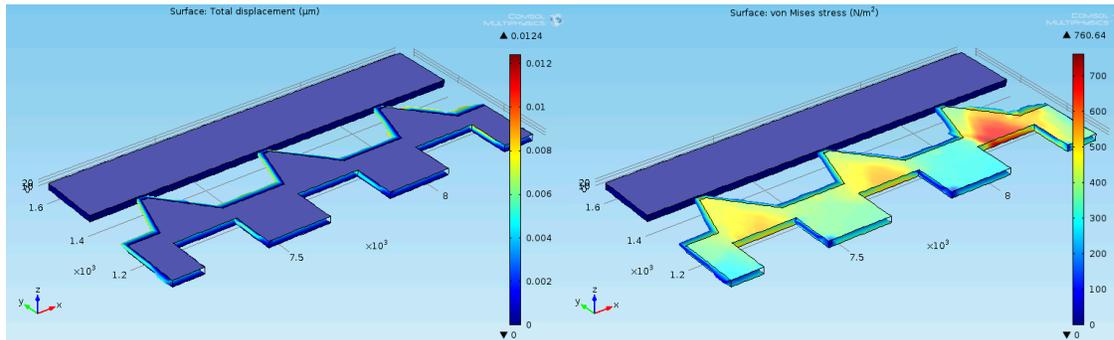


Figura 4.3 Simulación de desplazamiento y esfuerzo del diseño C.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo $\rightarrow 0.0124 \mu\text{m}$.
- Esfuerzo máximo sometido $\rightarrow 760.64 \text{ Pa}$.

Se puede observar un muy ligero aumento en el desplazamiento, pero aún está por debajo de los 20 a 50 μm , que es lo reportado en los artículos como valor medio; por lo que para el diseño D se procedió a quitar todo el volumen de la forma trapezoidal y, aumentar el área de contacto de 300 μm por 20 μm y, dejar un espesor de la fase o membrana de 10 μm ; la simulación se observa en la figura 4.4.

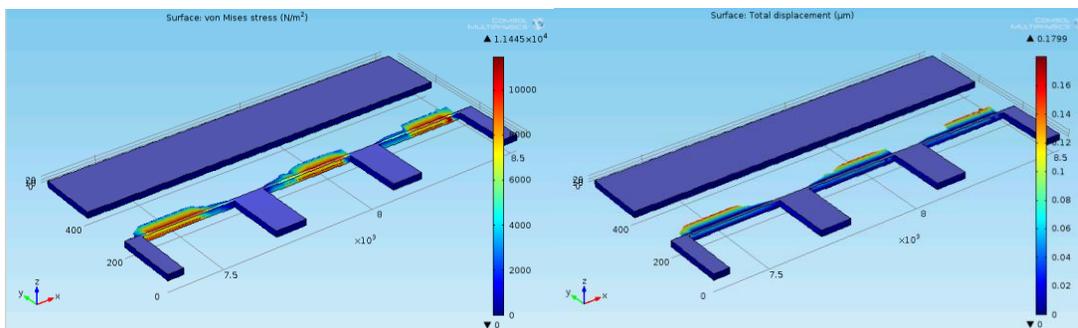


Figura 4.4 Simulación de desplazamiento y esfuerzo del diseño D.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo $\rightarrow 0.1799 \mu\text{m}$.

- Esfuerzo máximo sometido \rightarrow 11.445 kPa.

En base a los datos obtenidos de la simulación; se procedió a tomar otra estrategia de diseño, ya que como se puede observar, el desplazamiento es muy pequeño, aun y, cuando este se elevó un orden de magnitud con respecto al diseño C.

Revisando los reportes de microbombas se encontró que solo las que funcionan bajo el principio piezoeléctrico reportan cálculos a las partes de la estructura, pero no de las membranas, entonces se decidió simular solo la membrana, y con esos resultados construir el nuevo diseño; en la figura 4.5 se muestra la simulación realizada a la membrana, se realizaron diversas simulaciones variando las dimensiones del diafragma buscando únicamente el máximo desplazamiento y que los esfuerzos no rebasaran el módulo de Young. Se utilizó una fuerza de $1 \mu\text{N}$, que es un valor que puede obtenerse del comb drive y, porque a $33 \mu\text{N}$ los desplazamientos obtenidos a dimensiones mayores de $120 \mu\text{m}$ por $120 \mu\text{m}$ de área de la membrana eran arriba de mil micrómetros y en algunos casos el esfuerzo rebasaba el valor del módulo de Young.

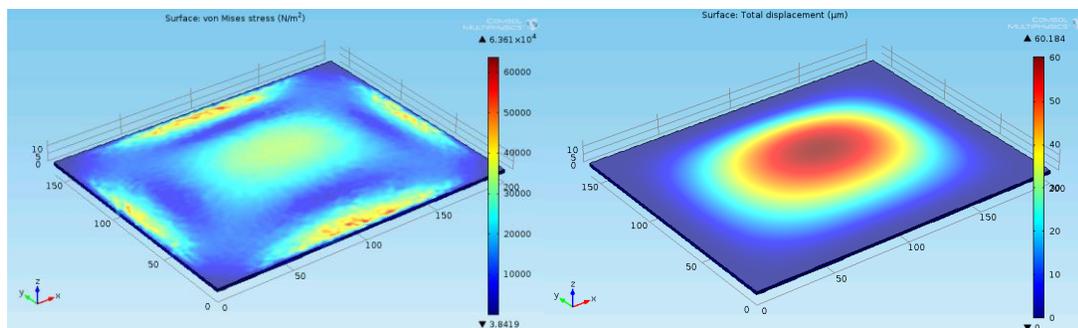


Figura 4.5 Simulación de desplazamiento y esfuerzo de la membrana.



Como se mencionó anteriormente se pretende encontrar el máximo desplazamiento, en base a los resultados obtenidos de las diversas simulaciones, en la tabla 4.1 se muestran los resultados obtenidos.

Tabla 4.1 Desplazamiento de la membrana variando sus dimensiones.

Manteniendo espesor de 2 μm y ancho de 200 μm constante		Manteniendo el largo de 100 μm y un ancho de 120 μm constante		Manteniendo un espesor de 2 μm y un largo de 160 μm constante	
Largo [μm]	Desplazamiento [μm]	Espesor [μm]	Desplazamiento [μm]	Ancho [μm]	Desplazamiento [μm]
100	21.44	1	478.15	110	31.55
110	28.67	2	69.81	120	38.43
120	35.62	3	19.49	130	44.81
130	43	4	7.66	140	50.13
140	53.54	5	3.62	150	56.96
150	62.79	6	1.9	160	60.07
160	69.81	7	1.1	170	63.09
170	78.495	8	0.67	180	67.81
180	85.37	9	0.53	190	69.84
190	92.61	10	0.41	200	69.81

Se observa que a partir de un espesor de 2 μm el desplazamiento disminuye notablemente y, a 1 μm es muy grande; por otro lado al variar el ancho y largo la membrana tiene un comportamiento lineal, es decir, a mayor área del diafragma es, mayor el desplazamiento, excepto con un ancho de 200 μm , en donde el desplazamiento comienza a disminuir.

Se tomó como valores para el diseño E; tres membranas de 160 μm por 190 μm de área y, 2 μm de espesor; las dimensiones se muestran en la figura 4.6, en la vista lateral se acota la profundidad. En la figura 4.7 se muestra la simulación del diseño completo.

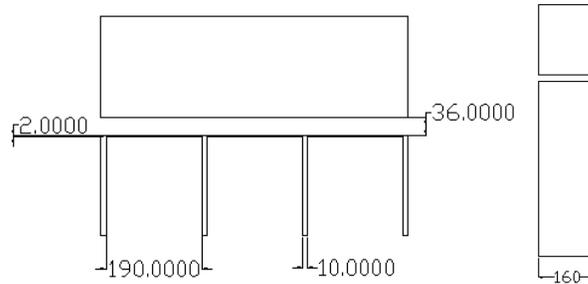


Figura 4.6 Dimensiones del diseño E.

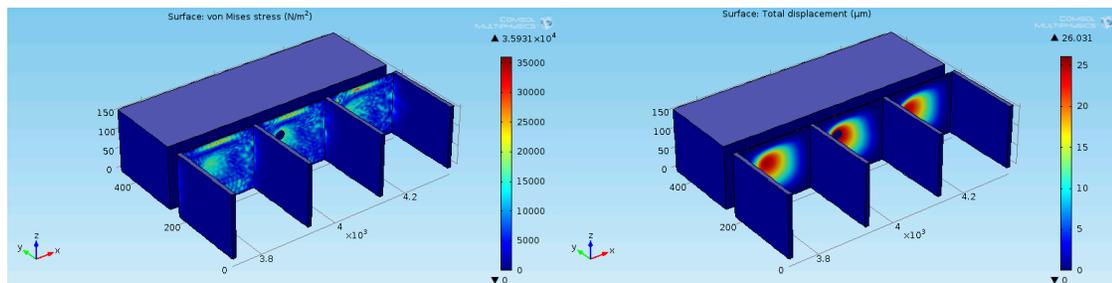


Figura 4.7 Simulación de desplazamiento y esfuerzo del diseño E.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo \rightarrow 26.03 μm .
- Esfuerzo máximo sometido \rightarrow 35.931 kPa.

Se puede observar una disminución del desplazamiento de la membrana en la estructura completa; esto es debido a las restricciones de movimiento. Con esto queda demostrada la importancia de las simulaciones antes de construir el dispositivo y, que en ningún artículo consultado se reporta dicho análisis; de esta forma se ha obtenido un diseño que ofrece los mejores resultados, en este caso el desplazamiento, en base a los parámetros que se propusieron. Un paso posterior es simular el flujo de sangre a través



de la microbomba, pero antes se hace un análisis del comb drive a utilizar, ya que de los parámetros obtenidos; las dimensiones del diseño de la microbomba pueden variar.

4.2 CÁLCULO DEL COMB DRIVE

Se realiza el análisis del comb drive para obtener la fuerza y, el área de contacto, donde será aplicada a la membrana; el comb drive que se diseña solo tendrá un sentido de movimiento; se calcula para que tenga un máximo desplazamiento entre $17\mu\text{m}$ y $18\mu\text{m}$. El comb drive se realizó con la herramienta SUMMiT V, el diseño se basa en los dispositivos que la biblioteca de este software tiene, se modificaron las dimensiones y forma, para adecuarlas a la microbomba y resultó: 29 dientes divididos en tres partes, en la parte de la base hay 17 dientes y, en la parte superior 6 dientes en cada lado; un vástago que empujara la membrana, 1 resorte en cada lado y, se tienen 3 comb drive independientes; como se muestra en la figura 4.8.

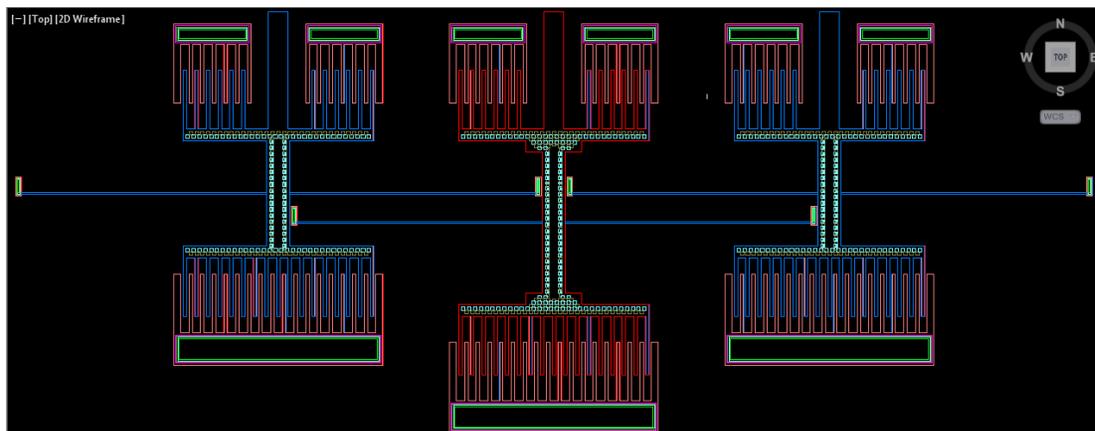


Figura 4.8 Diseño de comb drive para el dispositivo de microbomba.

Las dimensiones del comb drive son las siguientes: ancho y largo del diente de $3\mu\text{m}$ y $50\mu\text{m}$ respectivamente, separación entre dientes de $2\mu\text{m}$, el vástago mide $17\mu\text{m}$ de ancho, por $100\mu\text{m}$ de largo; el largo de la estructura central es de $90\mu\text{m}$ para los comb



drive laterales y de 140 μm para el central y, el ancho de los tres es de 200 μm ; el espesor de la estructura queda determinado por las leyes de diseño del propio software, se repitió esta estructura tres veces en diferentes capas de polisilicio, la primera se realizó sobre las capas poly1 y poly2 (ver figura 2.1 del tema 2.2), que juntas dan un espesor de 2.5 μm , la segunda se fabrica en poly3 con un espesor de 2.25 μm y, la tercera está en poly4 cuyo espesor es de 2.25 μm ; estos espesores son un parámetro para el cálculo de la fuerza del comb drive.

Como se puede notar en la figura 4.8 y párrafo anterior la estructura central de uno de los comb drive es más larga, esto es debido a que para alcanzar el desplazamiento esperado, era necesario hacer una estructura elástica más larga y, así obtener el valor de la constante de resorte (k). El cálculo de k se detalla a continuación.

Primero se realiza el cálculo de la fuerza utilizando la fórmula 2 y, con los datos mencionados anteriormente. En la tabla 4.2 se muestran los resultados del cálculo de la fuerza del comb drive, para un voltaje aplicado de 20 v.

Tabla 4.2 Cálculo de la fuerza del comb drive para un consumo de voltaje de 20 v.

Fuerza [nN]	No. dientes	Permitividad absoluta aire [F/m]	Ancho [μm]	Separación [μm]	Capa de polisilicio
128	29	8.85513E-12	2.5	2	Poly1, poly2
116	29	8.85513E-12	2.25	2	Poly3
116	29	8.85513E-12	2.25	2	Poly4
360					

Se observa al final de la primera columna la suma de las fuerzas de las tres estructuras del comb drive construidas en diferentes capas de polisilicio, esta fuerza resultante es por cada comb drive. Para obtener el valor de la constante de resorte (k), se obtuvo el modelo mecánico del comb drive y, de éste, resolver para un desplazamiento de 17 μm ,



al aplicarle una fuerza de 360 nN; se realiza el modelo del sistema como si fuera de masa-resorte-amortiguador, el análisis es como sigue:

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + k_1x + k_2x = 360 \text{ nN}$$

Considerando las constantes de los dos resortes iguales y, realizando un análisis con la transformada de Laplace.

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = 360nN$$

$$ms^2x(s) + bsx(s) + kx(s) = \frac{360nN}{s}$$

Con condiciones iniciales igual a cero.

$$s^2x(s) + \frac{b}{m}sx(s) + \frac{k}{m}x(s) = \frac{360nN}{m*s}$$

Despejando la variable x(s).

$$x(s) = \frac{\frac{360nN}{m*s}}{\left(s^2 + \frac{b}{m}s + \frac{k}{m}\right)} \quad \text{Considerando } b=0;$$

$$x(s) = \frac{\frac{360nN}{m}}{s\left(s^2 + \frac{k}{m}\right)}$$

Analizando para la transformada de Laplace inversa.

$$x(t) = \frac{360nN}{k} \left(1 - \cos\left(\sqrt{\frac{k}{m}}t\right) \right)$$

De lo anterior se sabe que el máximo desplazamiento esperado es de 17 μm ; es claro que el máximo valor de la anterior ecuación se consigue cuando el coseno es igual a cero; sustituyendo estos valores y despejando la constante de resorte resulta:

$$k = \frac{360nN}{17\mu\text{m}} = 2.11E - 2 \frac{N}{m}$$

Con este dato se calcula y establece el diseño del resorte. Se propusieron diferentes formas de resorte; se muestra a continuación la obtención del valor de k de dos de ellas.

La primera forma que se propuso fue la que utiliza el software de SUMMiT V, en su comb drive de biblioteca, la cual es de tipo doble barra, donde si el momento de inercia de la viga horizontal es mucho más grande que el de la viga vertical, el cálculo se reduce al de un resorte tipo viga flexible; como se muestra en la figura 4.9.

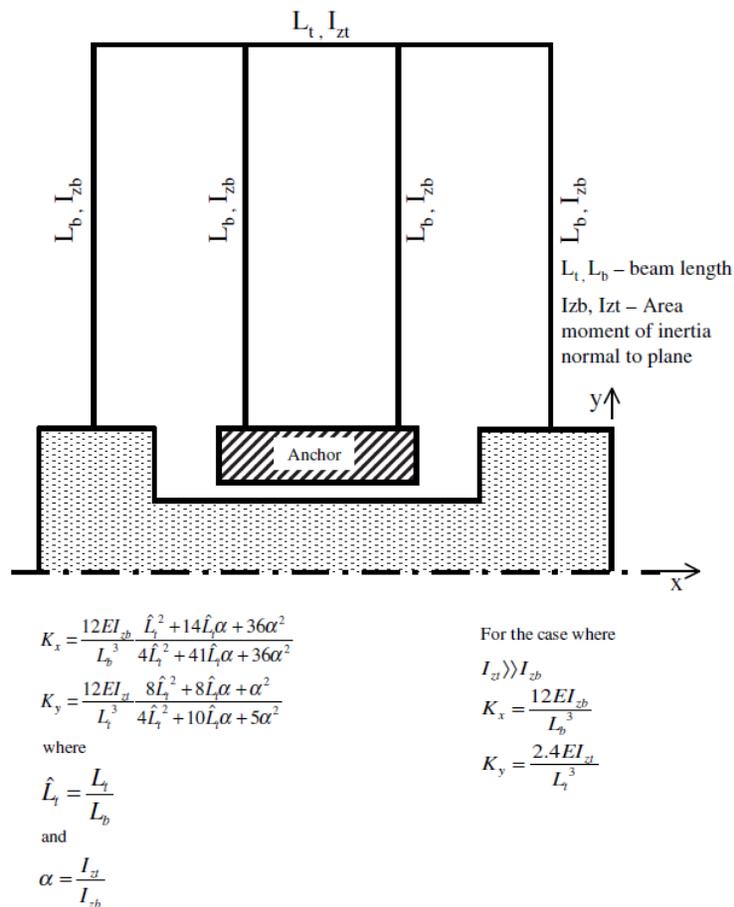


Figura 4.9 Resorte de doble viga y fórmulas para calcular su constante de resorte [2].

Se utilizó la fórmula 6, para calcular el valor de k de este resorte ya que los momentos de inercia de las dos vigas son muy parecidos, esto es por las reglas de diseño del software ya que el espesor de las capas de polisilicio no se pueden cambiar; a continuación se muestra en la tabla 4.3, el cálculo de la constante de resorte.



$$K_x = \frac{12EI_{zb}}{L_b^3} \frac{\hat{L}_t^2 + 14\hat{L}_t\alpha + 36\alpha^2}{4\hat{L}_t^2 + 41\hat{L}_t\alpha + 36\alpha^2} \quad (6)$$

Tabla 4.3 Cálculo de la constante de resorte en la estructura de dos vigas.

Módulo Young [GPa]	Longitud viga vertical [μm]	Longitud viga horizontal [μm]	Ancho [μm]	Espesor [μm]	Capa	K [N/m]
160	210	80	1	2.5	Poly1-2	3.43E-02
160	210	80	1	2.25	Poly3	3.09E-02
160	210	80	1	2.25	Poly4	3.09E-02
						9.61E-02

El cálculo anterior arroja un valor mayor que el obtenido en el análisis del modelo matemático del comb drive, aun tomando solo una estructura sobre una capa la constante de resorte es mayor a la que se necesita para conseguir el desplazamiento de 17 μm , cabe mencionar además que por diseño se tendría un resorte en cada lado del actuador lo que duplicaría el valor de los resultados obtenidos y, por tanto menor desplazamiento.

La forma de los resortes usados para el comb drive es de una sola viga, la cual se considera no flexible axialmente (no se comprime); con estas características se realizó su cálculo usando la fórmula 7.

$$K_y = \frac{3EI}{L^3} \quad (7)$$

En la tabla 4.4, se presentan los resultados obtenidos, no se calcula para la capa de polisilicio 4 (poly4), ni se realiza la suma de las constantes de resortes porque, se decidió usar solo una estructura sobre una capa; para reducir el valor de k .



Tabla 4.4 Cálculo de la constante de resorte en la estructura de una viga.

Módulo Young [GPa]	Longitud viga vertical [μm]	Longitud viga horizontal [μm]	Ancho [μm]	Espesor [μm]	Capa	K [N/m]
160	210	80	1	2.5	Poly2	1.08E-02
160	210	80	1	2.25	Poly3	9.72E-03

Como se puede observar, los resultados obtenidos, se acercan mucho a la mitad del valor buscado; por lo tanto, con esta configuración es posible tener un resorte en cada lado del comb drive. Se elige la estructura construida en la capa de poly3 ya que la capa de poly2 arroja un valor de k ligeramente mayor al esperando; en la figura 4.8 se ve el dispositivo completo, incluyendo los resortes.

Con la estructura completa y los datos obtenidos del comb drive como la fuerza y el área de contacto que se tendrá sobre la membrana se procede a realizar nuevas simulaciones para, obtener también el diseño final de la microbomba.

4.3 SIMULACIÓN DE LA ESTRUCTURA FINAL

Del análisis de la estructura del comb drive se obtuvo el valor de la fuerza aplicada que es de 360 nN y, el área de contacto que en este caso son tres vástagos, de ancho tienen 17 μm y de espesores uno tiene 2.5 μm y, dos de 2.25 μm . También debe tomarse en cuenta que los comb drive están traslapados por lo que la separación entre membranas desaparece y, en vez de tres solo queda un diafragma, el cual tiene dimensiones de 922 μm por 160 μm y, un espesor de 2 μm ; en la figura 4.10, se muestra la simulación a la membrana con los datos descritos en este párrafo; se colocaron las tres fuerzas distribuidas como esta en el actuador calculado en la sección anterior.

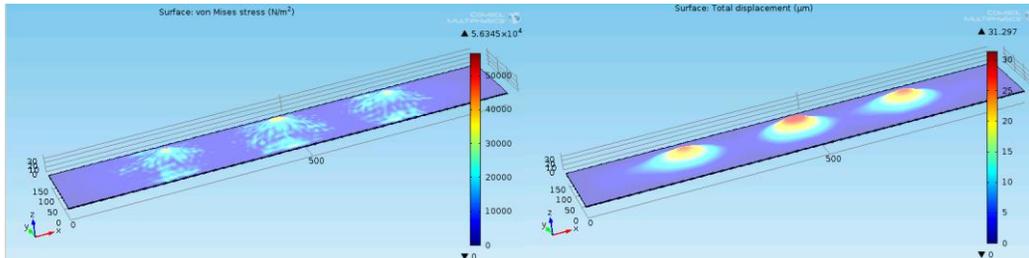


Figura 4.10 Simulación de desplazamiento y esfuerzo de la membrana del diseño final.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo $\rightarrow 31.29 \mu\text{m}$.
- Esfuerzo máximo sometido $\rightarrow 56.34 \text{ kPa}$.

En este caso se obtuvieron resultados similares a los que se tenían con el diseño E; sin embargo, en base al análisis del comb drive se sabe que el desplazamiento es de $17 \mu\text{m}$, por lo que se requiere hacer modificaciones en algunas dimensiones de la membrana del diseño final, para conseguir el desplazamiento requerido.

Las siguientes tres tablas, muestran los resultados obtenidos de las simulaciones realizadas a la membrana del diseño final, para lo cual se hicieron variar características como el espesor, la profundidad del diafragma y el ancho del vástago, en el caso del espesor del vástago y el largo de la membrana no se pueden modificar, el primero porque es regla de diseño del propio proceso de SUMMiT V y, el segundo es el largo que ocupa el comb drive.



Tabla 4.5 Desplazamiento de la membrana del diseño final con 3 μm de espesor.

Simulaciones para espesor de 3 μm			
Variando el ancho del vástago y dejando una profundidad de 160 μm		Variando la profundidad de la membrana y dejando el ancho del vástago en 60 μm	
Ancho [μm]	Desplazamiento [μm]	Profundidad [μm]	Desplazamiento [μm]
20	19.54	180	23.5
40	18.9	200	30
60	17.98	220	35.74
80	15.64	240	40.92

Tabla 4.6 Desplazamiento de la membrana del diseño final con 4 μm de espesor.

Simulaciones para espesor de 4 μm			
Variando el ancho del vástago y dejando una profundidad de 200 μm		Variando la profundidad de la membrana y dejando el ancho del vástago en 120 μm	
Ancho [μm]	Desplazamiento [μm]	Profundidad [μm]	Desplazamiento [μm]
80	28.97	220	32.58
100	28.51	240	37.27
120	25.28	260	40.8
140	21.8	300	53.52
160	21.95	340	62.25



Tabla 4.7 Desplazamiento de la membrana del diseño final con 5 μm y 6 μm de espesor.

Simulaciones para un ancho del vástago de 120 μm			
Variando la profundidad de la membrana y dejando el espesor en 5 μm		Variando la profundidad de la membrana y dejando el espesor en 6 μm	
Ancho [μm]	Desplazamiento [μm]	Profundidad [μm]	Desplazamiento [μm]
220	10.21	220	6.1
240	12.29	240	7.2
260	14.77	260	9.1
280	18.63	280	11.46
300	21.52	300	12.16

En base a los resultados anteriores se pueden tomar las dimensiones finales de la microbomba; con una membrana de 922 μm de largo, espesor de 5 μm , una altura de 500 μm y, un canal de 18 μm , como se muestra en la figura 4.11; la profundidad está acotada en la vista lateral. La figura 4.12 muestra la simulación del diseño final con las dimensiones antes mencionadas.

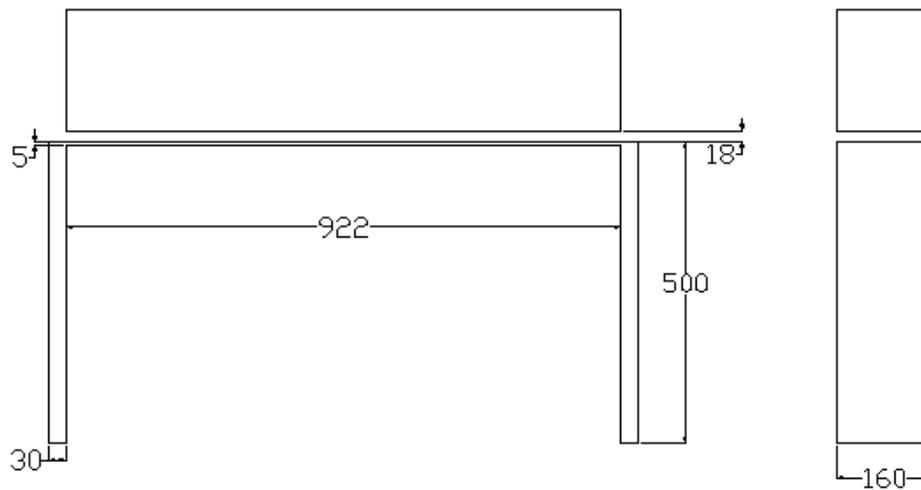


Figura 4.11 Dimensiones del diseño final.

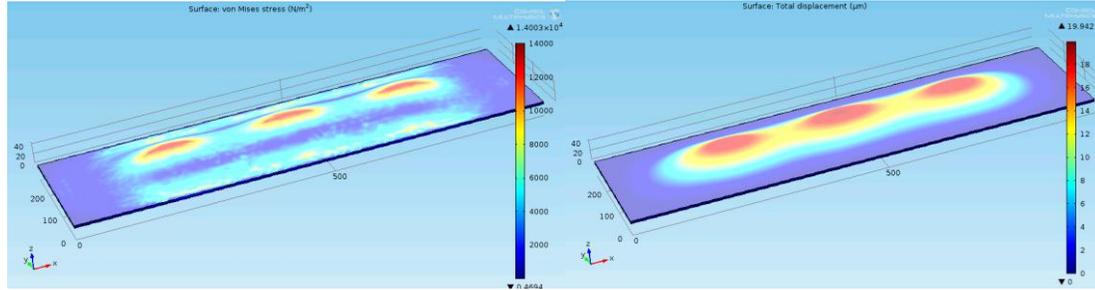


Figura 4.12 Simulación de desplazamiento y esfuerzo del diseño final.

Los resultados de esta simulación fueron:

- Desplazamiento máximo $\rightarrow 19 \mu\text{m}$.
- Esfuerzo máximo sometido $\rightarrow 14 \text{ kPa}$.

Cabe mencionar que en esta simulación se aplicaron las tres fuerzas al mismo tiempo del comb drive, en la sección de secuencia de operación de la microbomba se verá que no sucede esto, por ello es que se obtiene $19 \mu\text{m}$ y, los $18.63 \mu\text{m}$ reportados en la tabla 4.7 son aplicando solo dos fuerzas de actuación.

Se observa que el esfuerzo máximo al que es sometida la estructura es de 14 kPa en comparación con el módulo de Young que es de 500 kPa es casi 40 veces menor y, ya que el esfuerzo del límite elástico y el de ruptura están por encima del módulo de Young, se puede afirmar que la estructura soportará la fuerza a la que está siendo sometida en la simulación. A continuación se presenta la secuencia de operación; de la microbomba.

4.4 SECUENCIA DE OPERACIÓN

Para lograr que la microbomba induzca un flujo de fluido (sangre), se requiere que la membrana se active en diferentes puntos y, en diferentes momentos, esto con el fin de promover el desplazamiento del líquido hacia adelante; para conseguir esto se alinearon



los centros de los vástagos de cada comb drive con la membrana, tal y como se muestra en la figura 4.13.

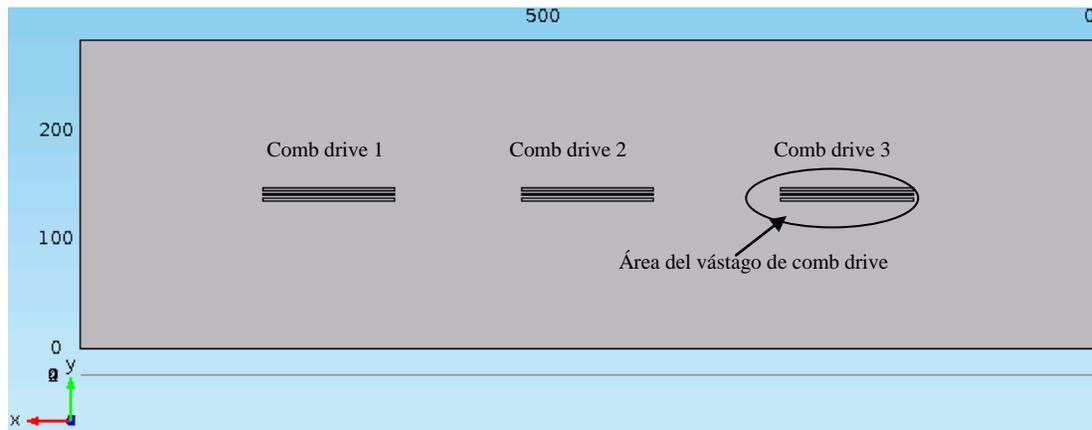


Figura 4.13 Distribución de los vástagos del comb drive en la membrana.

Se observan las tres áreas de los vástagos de comb drive; estas se representan por 3 rectángulos que son las tres capas bajo las cuales se construyeron, están colocadas en el eje vertical a $140\ \mu\text{m}$ respecto al cero y, en el eje horizontal están distribuidas como sigue, el centro del primer vástago de comb drive está a $224\ \mu\text{m}$, el segundo a $460\ \mu\text{m}$ y, el tercero a $696\ \mu\text{m}$.

En base a esta distribución se describe en pasos la secuencia de operación de la microbomba:

Primer paso.- La microbomba está en reposo sin energizar o sin activar ningún comb drive.

Segundo paso.- Se activa el primer comb drive, dejando los otros dos sin energizar.

Tercer paso.- Se activa el segundo comb drive, dejando el primero activo y, el tercero sin energizar.

Cuarto paso.- Se activa el tercer comb drive, dejando el segundo activo y, el primero sin energizar. Se repite la secuencia desde el segundo paso.

Los pasos anteriores se ilustran en la figura 4.14.

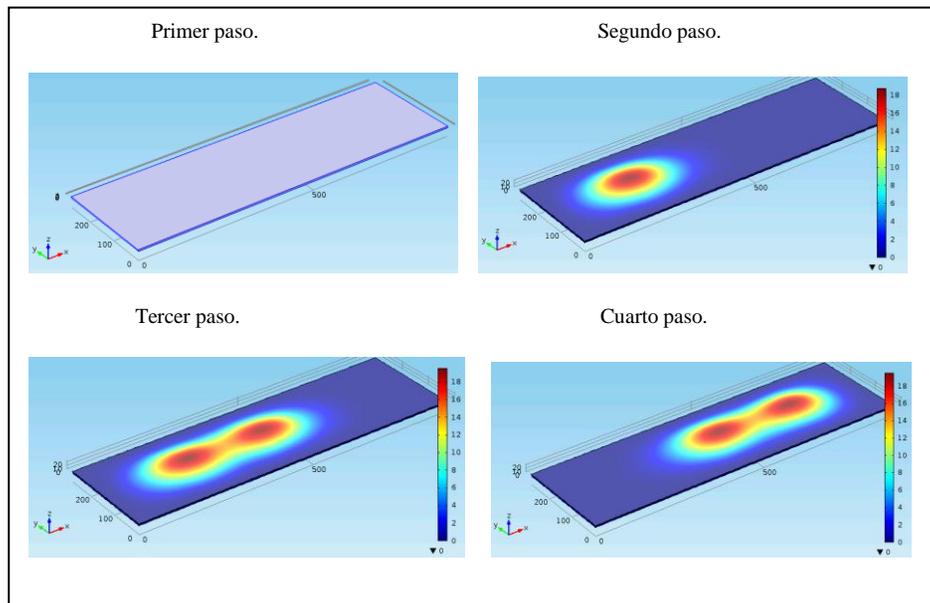


Figura 4.14 Secuencia de operación de la microbomba.

Esta secuencia es la más utilizada, por las microbombas peristálticas mencionadas en la tabla 2.1.

4.5 SIMULACIÓN DE FLUJO

Para corroborar que la microbomba si está ejerciendo una variación de velocidad en el fluido, se realizan simulaciones de las diferentes etapas de la secuencia de operación de la microbomba. Primeramente se toman en cuenta los parámetros de simulación, que en este caso serán algunas propiedades de la sangre, tal como su densidad de 1050 kg/m^3 y, su viscosidad dinámica de $0.0027 \text{ Pa}\cdot\text{s}$.



Otros parámetros de simulación son las entradas, que en este sentido pueden ser la velocidad del fluido o la presión del mismo, en las diferentes etapas de actuación de la microbomba; en la primera etapa se hace la suposición de que el fluido está casi en reposo, por lo que la velocidad inicial es muy pequeña, por esta razón se calcula la presión hidrostática y, el resultado de este cálculo, es la entrada inicial para la primera simulación. El cálculo se muestra a continuación.

$$P = \rho gh + P_0 \quad (8)$$

$$P = 1050 \frac{kg}{m^3} * 9.81 \frac{m}{s^2} * 1300 \mu m = 80013.4 Pa$$

Donde ρ es la densidad, g la aceleración de la gravedad, h la altura total del líquido y, P_0 es la presión atmosférica.

A continuación se muestra en la figura 4.15 la simulación de la primera etapa de la microbomba, se tomó como parámetro de salida para todas las simulaciones de flujo de este diseño, la presión atmosférica de 80,000 Pa. Lo que se simula es la velocidad del fluido.

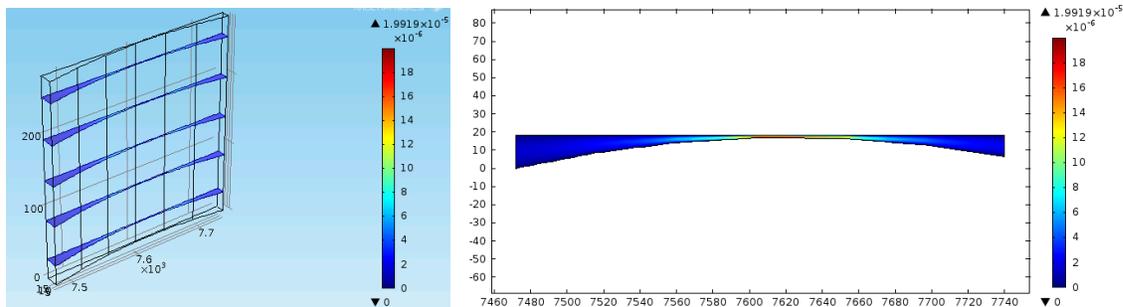


Figura 4.15 Simulación del flujo de sangre de la primera etapa de operación de la microbomba.

Velocidad máxima es de 19.91 $\mu m/s$ como se observa en la figura.

Se puede ver que la velocidad máxima se alcanza en el punto de mayor desplazamiento de la membrana y, luego disminuye sin llegar a detenerse; en este sentido se tomó la velocidad final en el punto de intersección del desplazamiento de la primera y segunda membranas (se tomará como membrana la parte que mueve el primer comb drive de

todo el diafragma y, así para la segunda y tercer membrana); esta será la velocidad inicial del parámetro de entrada de la segunda etapa, la obtención de esta velocidad se observa en la figura 4.16. Para calcular la velocidad final, se realiza el promedio del perfil de velocidades que arroja COMSOL Multiphysics.

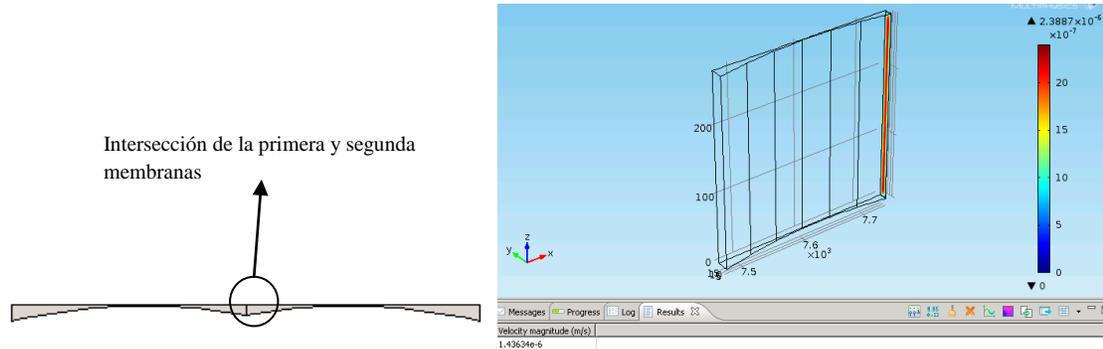


Figura 4.16 Simulación para la obtención de la velocidad final de la primera etapa de operación de la microbomba.

Velocidad promedio es de $1.43 \mu\text{m/s}$ como se observa en la figura.

Con este dato se realiza la simulación de la segunda etapa de la secuencia de operación de la microbomba, como se mencionó la velocidad final obtenida del apartado anterior se coloca como parámetro de entrada en la intersección de las membranas 1 y 2, la figura 4.17 muestra este estudio.

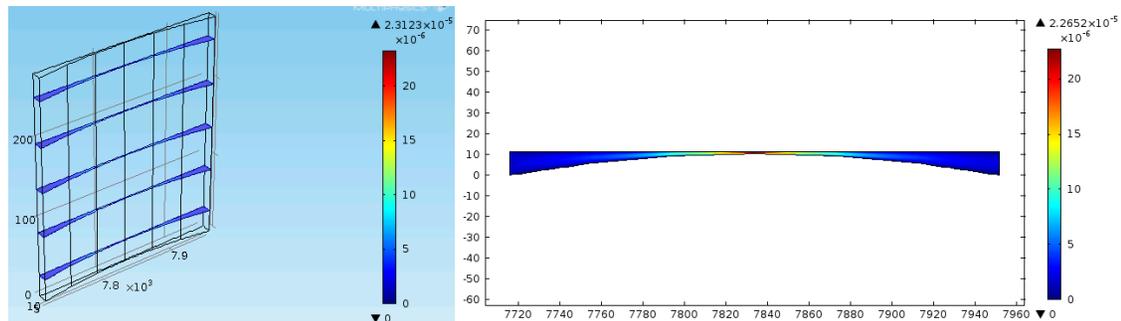


Figura 4.17 Simulación del flujo de sangre de la segunda etapa de operación de la microbomba.



Velocidad máxima es de $23.12 \mu\text{m/s}$ como se observa en la figura.

El comportamiento del flujo es similar al de la anterior etapa y, se observa un ligero incremento en la velocidad máxima; la velocidad final se toma del punto de intersección de la segunda y tercera membranas, también se realiza un promedio del perfil de velocidad, como se muestra en la figura 4.18.

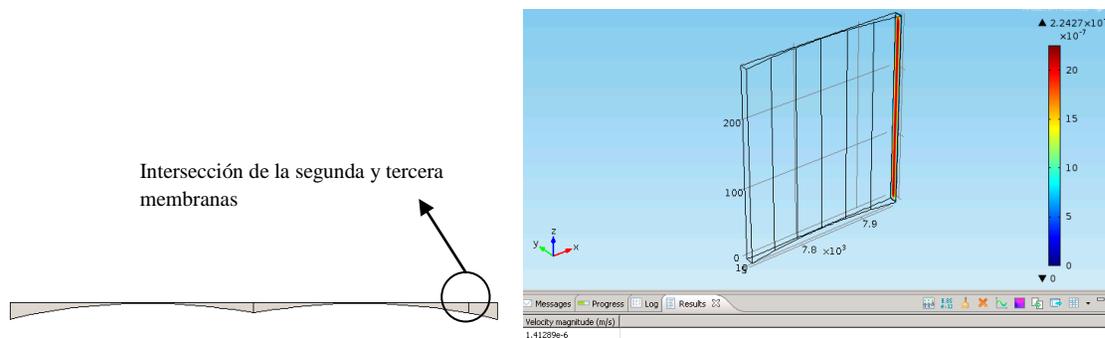


Figura 4.18 Simulación para la obtención de la velocidad final de la segunda etapa de operación de la microbomba.

Velocidad promedio es de $1.41 \mu\text{m/s}$ como se observa en la figura.

Con este dato se simula la tercera y última etapa del funcionamiento de la microbomba; como se muestra en la figura 4.19.

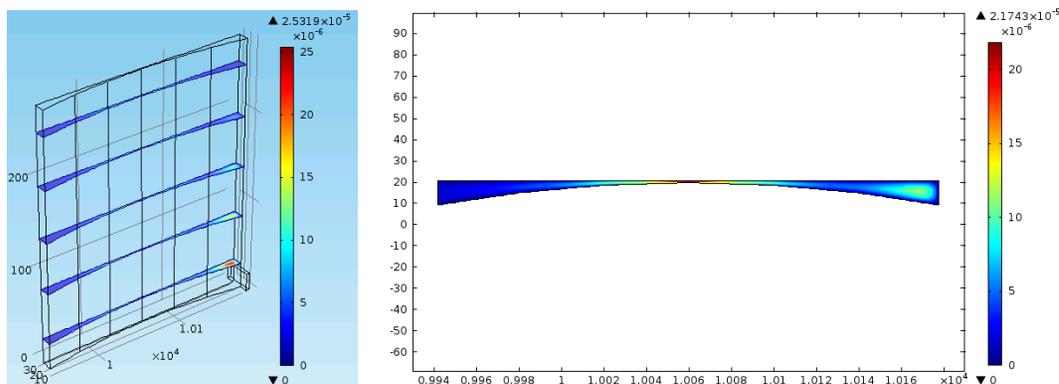


Figura 4.19 Simulación del flujo de sangre de la última etapa de operación de la microbomba.



Velocidad máxima es de $25.31 \mu\text{m/s}$ como se observa en la figura.

Se observa un comportamiento similar de la velocidad que en las anteriores simulaciones; lo mismo ocurre con la velocidad final, la cual se toma en el punto final del canal de la microbomba que es en la parte baja del canal, que es la salida a los microcanales, como se muestra en la figura 4.20.

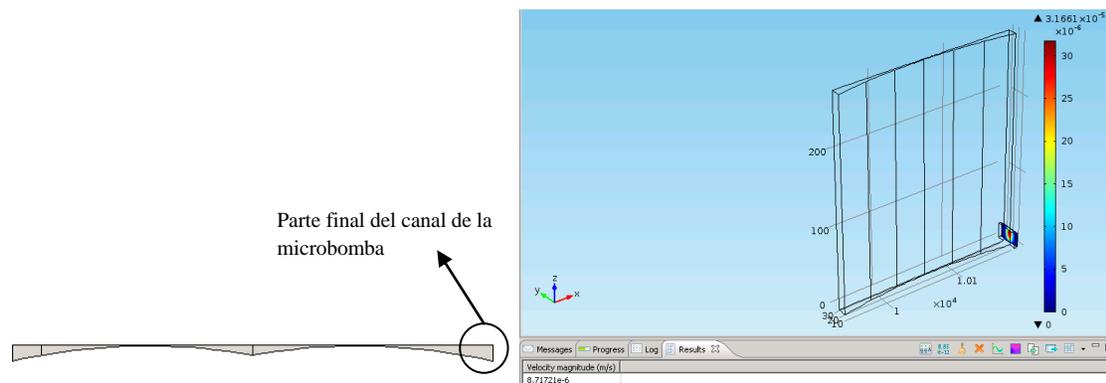


Figura 4.20 Simulación para la obtención de la velocidad final de la última etapa de operación de la microbomba.

Velocidad promedio es de $8.71 \mu\text{m/s}$ como se observa en la figura.

En el siguiente apartado se realiza un análisis del sistema de microcanales, a través de simulaciones.

4.6 SIMULACIÓN DE MICROCANALES

En base a la investigación realizada y reportada en el marco teórico se sabe que en este tipo de dispositivos existe cierta influencia de la velocidad y cambio de dirección del fluido, en el movimiento de las partículas que contiene el mismo, es por ello que se colocan los microfiltros en la parte interna de la curva ya que las partículas, en este caso los glóbulos blancos y rojos, tienden a ir por la pared externa de la curva y, los filtros idealmente solo deben dejar pasar plasma.



En el sentido de buscar una mejor filtración; se requiere incrementar la velocidad del fluido dentro del sistema de microcanales y, así ayudar a producir el efecto mencionado en el párrafo anterior, para esto se diseña una tobera de efecto Venturi, la cual produce una diferencia de velocidades debido a la reducción del área de paso de flujo; el análisis matemático de este sistema se muestra a continuación.

Se utiliza:

La ecuación de continuidad para fluidos:

$$V_1 * A_1 = V_2 * A_2 \quad (9)$$

Y la ecuación de Bernoulli para ductos:

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2 \quad (10)$$

Donde V son las velocidades inicial y final según los subíndices uno y dos respectivamente, A son las áreas inicial y final según los subíndices uno y dos respectivamente, P son las presiones inicial y final según los subíndices uno y dos respectivamente y, ρ es la densidad.

Para conocer la velocidad del fluido en cualquier punto de la tobera es necesario conocer la velocidad inicial o la diferencia de presiones, así como, las dos áreas de los dos puntos seleccionados en el dispositivo; como se muestra en la ecuación 11, que se obtiene de las ecuaciones 10 y 9, al realizar el despeje para V_2 . En la figura 4.21 se muestra un esquema de cómo se miden la presión en dos diferentes puntos por medio de un manómetro.

$$V_2 = A_1 \sqrt{\frac{2(P_1 - P_2)}{\rho(A_1^2 - A_2^2)}} \quad (11)$$

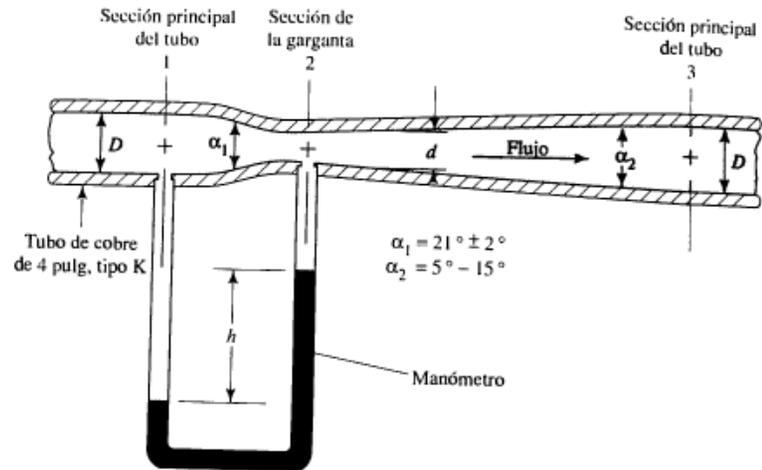


Figura 4.21 Esquema para medición de presión en tubo Venturi con manómetro [69].

Como el dispositivo aún no se construye únicamente se mostrara mediante la ecuación 9 que la velocidad al final de la tobera del dispositivo es más grande que la inicial. En la figura 4.22 se muestra las dimensiones de la tobera recordando que se tiene una profundidad de 20 μm ; con estos datos es posible calcular la proporción de la velocidad al inicio de la tobera y al final de la misma; en este caso el resultado es: $V_2=3.91*V_1$.

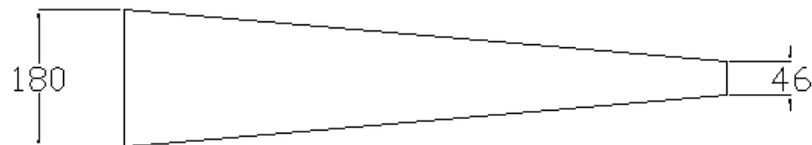


Figura 4.22 Dimensiones de la tobera utilizada en el sistema de microcanales.

Para la simulación del sistema de microcanales se utilizan los parámetros de la tabla 13, que son los de fluido de sangre; la primera simulación se realizó a una primera estructura que tiene solo una sección de filtros (7 en este caso) colocados en la parte interna de la segunda curva; como primer parámetro de entrada se utilizó la presión hidrostática dentro del canal de la microbomba; utilizando la ecuación 8 se obtuvo 80002.88 Pa.



La figura 4.23 muestra la simulación de la velocidad del fluido con los datos mencionados en el párrafo anterior. Se simuló la velocidad de salida en los filtros y también en la salida del contenedor de las células; la figura 4.24 muestra un esquema de las salidas y entrada del dispositivo.

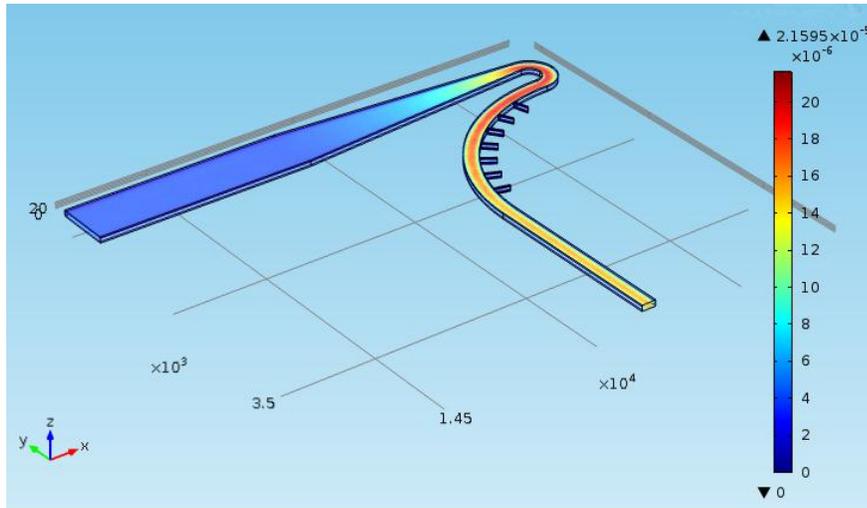


Figura 4.23 Simulación del primer diseño realizado del sistema de microcanales.

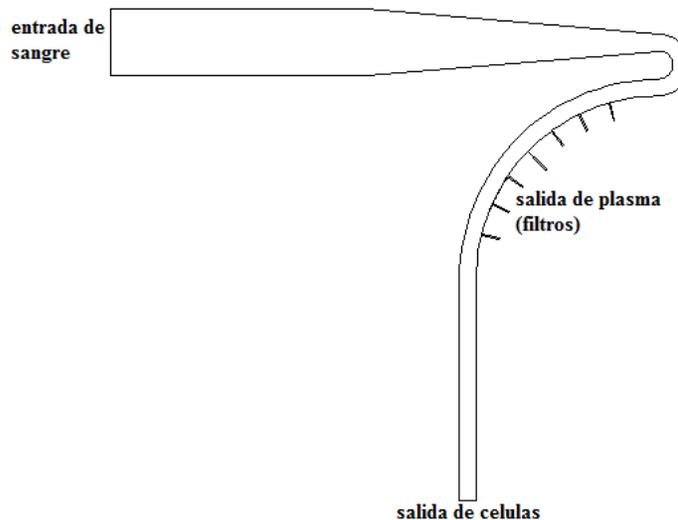


Figura 4.24 Esquema de entrada y salidas del sistema de microcanales.



Con los resultados de la simulación anterior se calculó también el caudal en cada una de las salidas, con la finalidad de obtener el gasto de recaudación de plasma. También se observa en la figura como el fluido incrementa su velocidad después de la tobera, al entrar a la primera curva, así como, las velocidades mayores del perfil son en el centro del conducto; con lo que se confirma lo establecido en el marco teórico y, calculado anteriormente, además de que, este era el comportamiento esperado.

Para un primer cálculo del caudal se tomó como base la fórmula de flujo volumétrico mostrada a continuación:

$$Q=V*A \quad (12)$$

Donde V es la velocidad del fluido, A es el área del conducto y Q es el caudal; sin embargo, esta ecuación se modificó ya que al exportar los datos de COMSOL Multiphysics arroja un perfil de velocidades en forma discreta, por lo que la ecuación usada fue la siguiente:

$$Q=\Sigma (V_i*\Delta A) \quad (13)$$

Los resultados de la velocidad y caudal de las diferentes salidas y entrada del sistema de microcanales se muestran en la tabla 4.8, cabe mencionar que COMSOL Multiphysics tiene una función que calcula el caudal de forma continua, es decir en vez de usar el operador suma de la ecuación 13, utiliza la integral, sin embargo, como los resultados de ambos cálculos son casi los mismos, se reportan los de COMSOL Multiphysics. Las dimensiones del primer diseño del sistema de microcanales se muestran en la figura 4.24, la profundidad es de 20 μm .

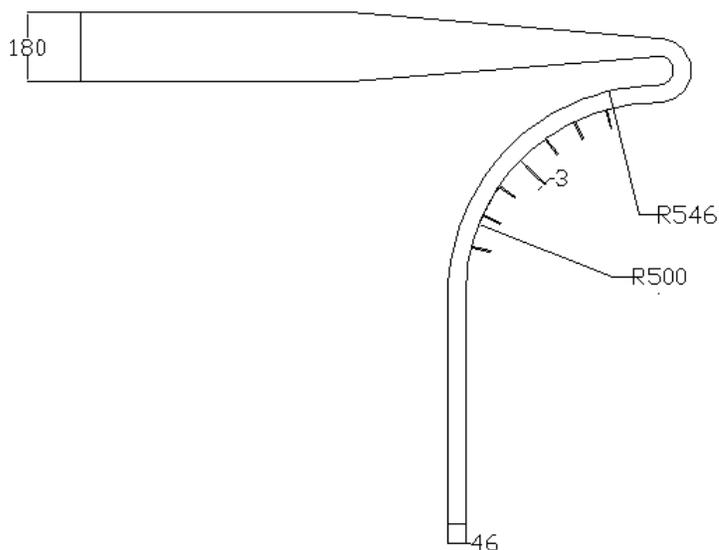


Figura 4.25 Dimensiones del primer diseño del sistema de microcanales, acotado en micrómetros.

Tabla 4.8 Resultados de la simulación del primer diseño del sistema de microcanales.

Zona	Velocidad máxima [$\mu\text{m/s}$]	Caudal [$\mu\text{m}^3/\text{s}$]
En toda la estructura	21.59	No aplica
Entrada	5.67	12334.34
Salida de células	20.72	9837.91
Filtro 1	12.32	440.17
Filtro 2	10.91	395.21
Filtro 3	11.1	371.64
Filtro 4	9.93	337.55
Filtro 5	9.11	305.16
Filtro 6	7.97	273.28
Filtro 7	7.06	242.24
Con todos los filtros	12.32	2365.28

Se observa que a pesar de que el área de los microcanales (que es de $20 \mu\text{m} \times 3 \mu\text{m}$, o sea $60 \mu\text{m}^2$) es menor al de la salida de células, su caudal es aproximadamente un



cuarto de esta última, que es lo que se esperaba, ya que esto supone una buena recaudación de plasma.

Para obtener una mayor recaudación de plasma, se realizó una mejoría al sistema, tomando como base que en el interior de la curva es donde menor cantidad de células hay en el fluido, se decidió extender la primera curva y colocar otra sección de siete microfiltros en su parte interior.

En la figura 4.25, se muestran las dimensiones del nuevo diseño del sistema de microcanales, la profundidad es de 20 μm , y tiene dos secciones de microfiltros en la parte interior de las curvas.

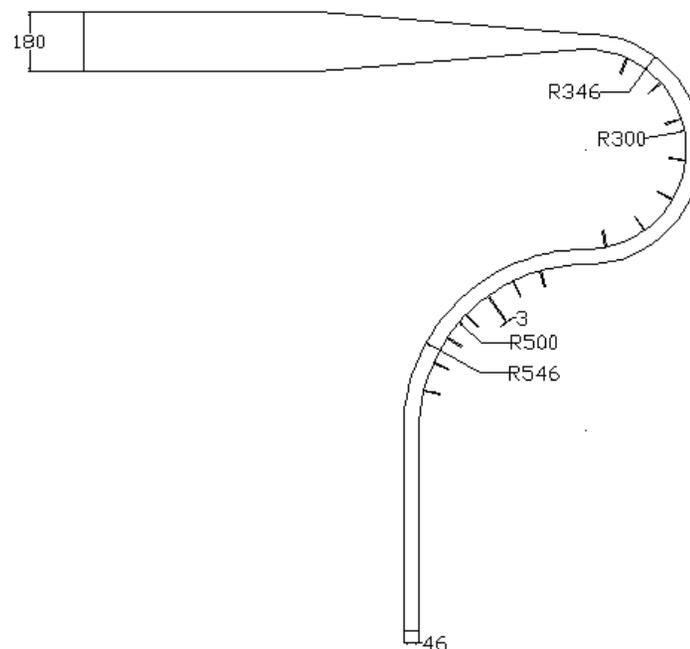


Figura 4.26 Dimensiones del nuevo diseño del sistema de microcanales, acotado en micrómetros.

Los resultados de la velocidad y caudal de las diferentes salidas y entrada del nuevo sistema de microcanales se muestran en la tabla 4.9.



Tabla 4.9 Resultados de la simulación del nuevo diseño del sistema de microcanales.

Zona	Velocidad máxima [$\mu\text{m/s}$]	Caudal [$\mu\text{m}^3/\text{s}$]
En toda la estructura	18.08	No aplica
Entrada	4.92	10576.38
Salida de células	12.78	5893.042
Filtro 1	15.95	558.26
Filtro 2	14.63	512.20
Filtro 3	13.41	469.31
Filtro 4	12.87	436.35
Filtro 5	11.62	394.13
Filtro 6	10.27	357
Filtro 7	9.25	318.9
Filtro 8	7.58	261.16
Filtro 9	7.13	246.75
Filtro 10	6.48	224.16
Filtro 11	5.86	203.29
Filtro 12	5.32	183.06
Filtro 13	4.73	163.61
Filtro 14	4.15	143.54
Con todos los filtros	15.95	4471.8

Se observa que el caudal de los filtros es casi el doble que el del primer diseño, además los primeros siete filtros recaudan la mayor parte ($3046.15 \mu\text{m}^3/\text{s}$) de plasma que la segunda sección, incluso solo la primera sección tiene un mayor caudal que la sección del primer sistema de microcanales. Lo anterior demuestra que incluir una sección extra de microfiltros ayuda a recaudar mayor plasma, en el capítulo cinco se realiza la comparación de resultados y una discusión sobre estos, también se muestra un esquema de la integración de todas las partes que integran a la microbomba estudiadas en este capítulo.



4.7 RESUMEN DEL CAPÍTULO

En este capítulo se presentó el estudio completo de todas las partes que integran al diseño de la microbomba propuesto en esta tesis, en algunos casos se simularon y se realizó un análisis matemático. Por ejemplo para la estructura de la microbomba se realizaron diversas simulaciones con el fin de obtener la forma geométrica que mejor convenía al diseño, esto es aquella que tenga un mayor desplazamiento con respecto a una fuerza aplicada, en este sentido se realizó un estudio matemático y de construcción del comb drive que es el actuador del dispositivo, los resultados arrojaron una fuerza que aplicada a la estructura de la microbomba y, la constante de resorte de los resortes necesarios para un desplazamiento de $17 \mu\text{m}$.

Con los datos obtenidos del análisis del comb drive se corrigió y obtuvo la geometría final de la microbomba. Finalmente se simuló el comportamiento del fluido tanto en la microbomba como en el sistema de microcanales, en este caso se hizo un estudio en la velocidad de flujo y, en el caso del sistema de microcanales se realizó el cálculo del caudal; este último dato se obtuvo tanto del primer sistema de microcanales como del nuevo diseño propuesto, corroborando que este último recauda mayor plasma que el primero.





5. CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se realiza un análisis de los resultados obtenidos para plantear un esquema de integración de las diferentes partes del dispositivo final. También se muestra una tabla comparativa de las diferentes microbombas reportadas en los artículos y la propuesta en esta tesis. A pesar de no ser un objetivo de la tesis se sabe de la importancia de poder fabricar el dispositivo, por ello como trabajo adelantado se presenta en este capítulo el diseño de las máscaras, que serán ocupadas para la fabricación del dispositivo.

5.1 INTEGRACIÓN

Se realiza la integración de las partes que componen la microbomba y el sistema de microcanales; para la microbomba, los microcanales y los colectores de entrada de sangre, salida de células y salida de plasma, estarán hechos de PDMS; por lo que es posible fabricarlos al mismo tiempo y, con la misma tecnología, en este caso se ocupará la técnica Soft lithography descrita en el capítulo dos; cabe señalar que a este tipo de integración se le conoce como monolítica, que se basa en el uso de una misma técnica y materiales de fabricación.

En este sentido para el caso del actuador, que es el comb drive, por ser un dispositivo fabricado con polisilicio y, con la técnica de micro maquinado superficial, no es posible fabricarlo al mismo tiempo que las partes descritas en el anterior párrafo; se utilizará una integración híbrida, la cual se caracteriza por que los materiales y técnicas de fabricación no son las mismas. En la figura 5.1 se muestra un esquema a bloques de cómo será la integración del dispositivo completo.

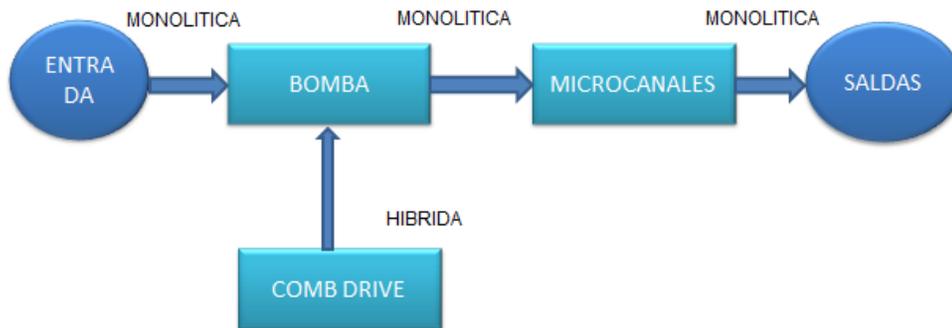


Figura 5.1 Esquema de la integración de todas las partes del dispositivo final.

Con los resultados de las simulaciones, se obtuvieron las dimensiones de las diferentes partes de la microbomba, con lo que es posible realizar la integración mostrada en el esquema anterior, así corroborar que el diseño final de la microbomba cumple con uno de los objetivos planteados en esta tesis que es obtener un dispositivo integrable a un sistema de microcanales; en el siguiente apartado se hace una comparación de los resultados obtenidos con otros trabajos reportados.

5.2 MÁSCARAS

Tomando como base los resultados obtenidos, los cálculos hechos y, los criterios para obtener las dimensiones finales; se pueden diseñar las máscaras del dispositivo final. Estas máscaras podrán ser utilizadas para la fabricación del dispositivo, como se mencionó, en este caso se podrá fabricar de manera simultánea la microbomba, el sistema de microcanales y, los contenedores de entrada de sangre, salida de células y salida de plasma.

Se realizaron cuatro diseños de máscaras, esto debido a que se necesitan cuatro diferentes alturas, la primer máscara fue para los contenedores, que tienen una altura de 1300 μm , la segunda mascara para el sistema de microcanales tiene una altura de 20

μm , la tercera máscara para el canal de la microbomba tiene una altura de $280\ \mu\text{m}$ y, finalmente la cuarta máscara es para el comb drive, en este caso se pretende que esta parte este hueca para tener un espacio para colocar el actuador . Con la tercera y cuarta máscara se forma la membrana, en la figura 5.2 se muestran la máscara de los contenedores.

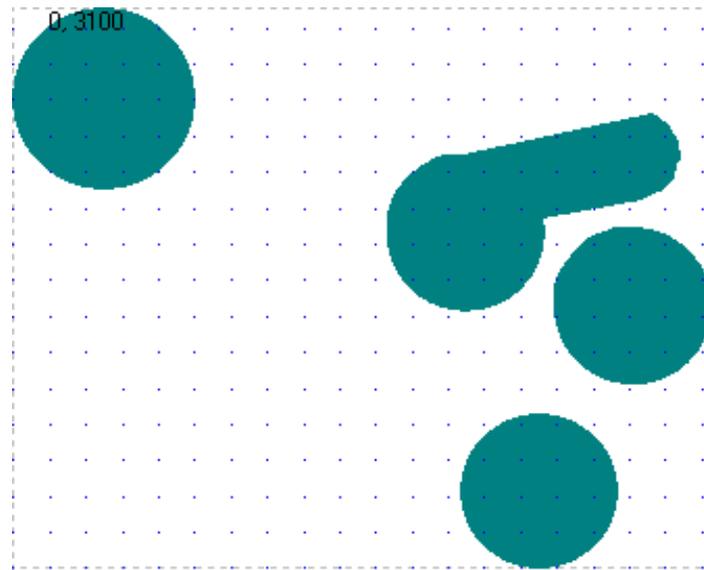


Figura 5.2 Máscara de los contenedores del dispositivo final.

La figura 5.3 muestra la máscara del sistema de microcanales con 2 secciones de filtros, está alineada con la anterior máscara para que coincidan sus salidas con los contenedores y, su entrada con el canal de la microbomba.

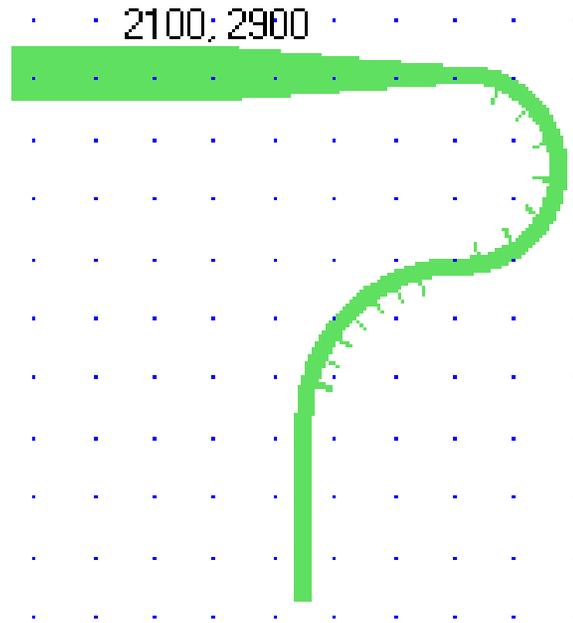


Figura 5.3 Máscara de los microcanales del dispositivo final.

La figura 5.4 muestra las máscaras del canal de la microbomba y, donde estarán los comb drive, estas dos máscaras forman la membrana.

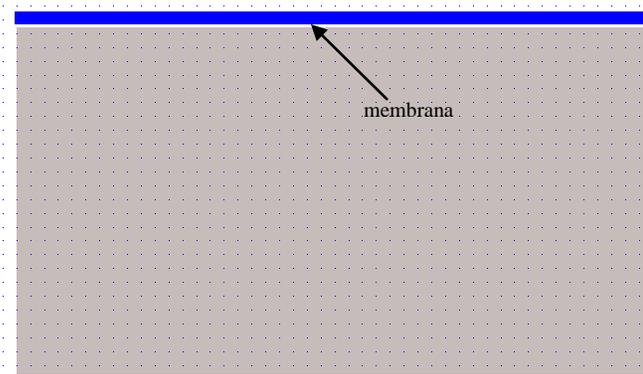


Figura 5.4 Máscaras del canal de la microbomba y, espacio para los actuadores.

El conjunto de todas las máscaras se muestra en la figura 5.5, en ella se puede observar el lugar que ocupa cada una de ellas y, la proporción de tamaños.

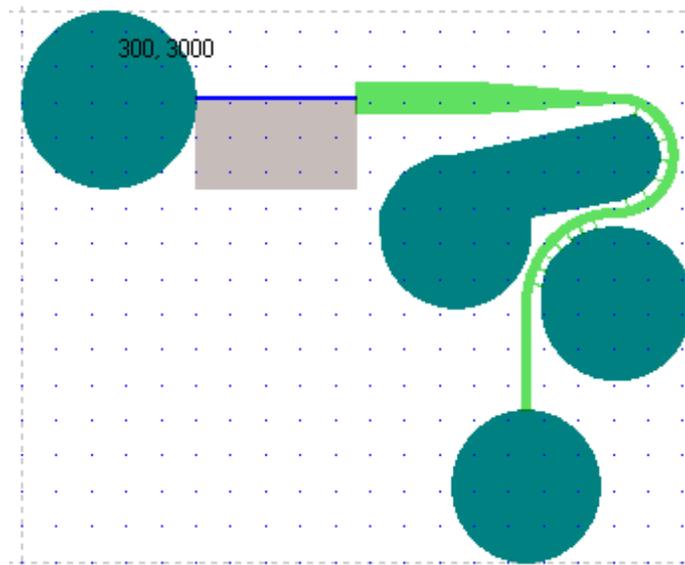


Figura 5.5 Conjunto de todas las máscaras.

En la figura 5.6 se muestra la imagen de la distribución que tendría el dispositivo anterior en una oblea de 3 pulgadas, en ella también se pueden ver las marcas de alineación.

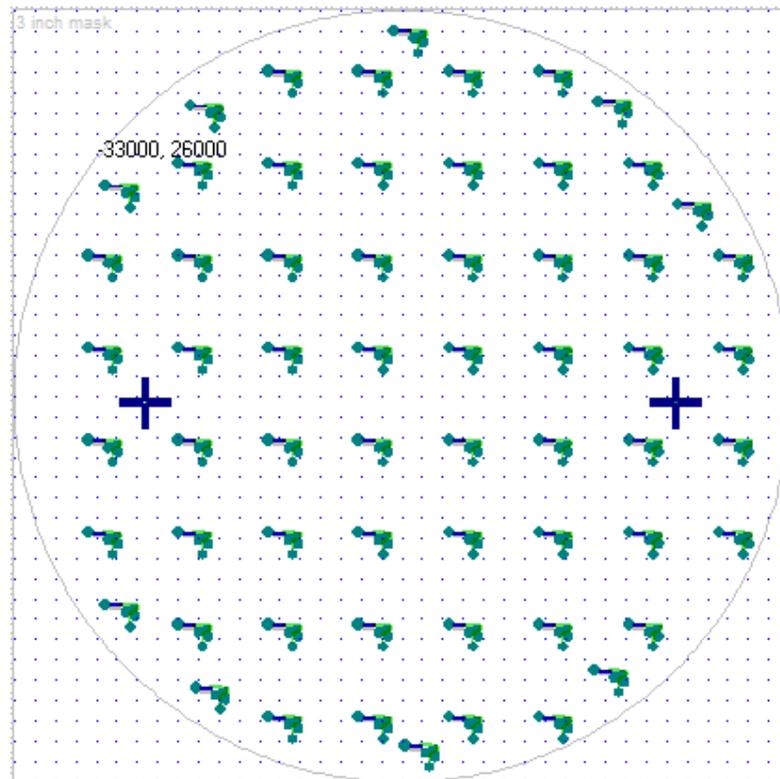


Figura 5.6 Distribución en una oblea del dispositivo.

Finalmente se muestran algunas de las dimensiones de las máscaras en la figura 5.7, no se acotan las alturas ni algunos detalles de la máscara de microcanales ya que las dimensiones de estas ya se proporcionaron.

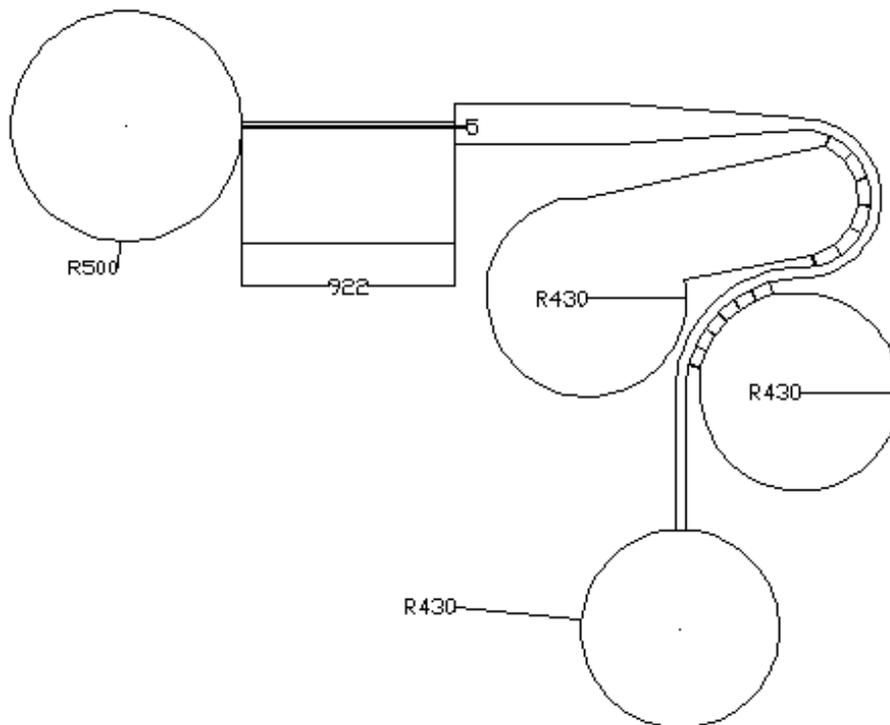


Figura 5.7 Dimensiones de las máscaras.

El análisis de las máscaras nos arroja las dimensiones del dispositivo final, ya que el espacio donde estaría el comb drive ya se asignó. Durante la elaboración de esta tesis se realizaron otros diseños de máscaras algunos de ellos se muestran en el apéndice A.4.



5.3 COMPARACIÓN DE RESULTADOS

A continuación se presenta la comparación de las velocidades máximas y promedio obtenidas a la salida de la microbomba y a la entrada de los microcanales con el fin de verificar el comportamiento de la sangre con la microbomba y con solo la presión hidrostática; estos datos se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Comparación de las velocidades a la entrada de los microcanales con microbomba y por presión hidrostática.

Salida de la microbomba		Entrada a los microcanales	
Velocidad máxima [m/s]	Velocidad promedio [m/s]	Velocidad máxima [m/s]	Velocidad promedio [m/s]
31.66	8.71	4.92	2.93

Se observa que con la microbomba se obtiene una mayor velocidad tanto promedio como máxima que con la presión hidrostática, lo que verifica que el flujo de sangre aumenta con el dispositivo que se propone, cabe mencionar que esto es a una frecuencia de unitaria, con una mayor frecuencia aumentaría más la velocidad. La diferencia entre las velocidades máxima y promedio de la salida de la microbomba es debido a que la mayor velocidad se concentra en el centro ya que al entrar a los microcanales se aumenta el área del canal de la microbomba.

En base al análisis de las diferentes microbombas realizado en el capítulo dos y, a los resultados obtenidos de las simulaciones y cálculos en el capítulo cuatro se puede hacer una comparación del diseño propuesto en esta tesis con los dispositivos reportados en artículos. Dentro de los objetivos está el reducir el voltaje que otras microbombas consumen; en la tabla 5.2 se muestra este voltaje de alimentación, incluyendo el diseño que se propone.



Tabla 5.2 Comparación de consumo de voltaje del diseño propuesto con otras microbomba.

Voltaje consumido	Tipo	Principio de acción	Ref.
260v	peristáltica	piezoeléctrico	H. Feth
200Vpp	plana	piezoeléctrico	Jong Phil Choi
160 v	peristáltica	piezoeléctrico	Thanh Tung Nguyen
140Vpp	peristáltica	piezoeléctrico	Ling-Sheng Jang
100Vpp	peristáltica	piezoeléctrico	Yi-Chu Hsu
20v	peristáltica	Termoneumático	Ok Chan Jeong
20v	peristáltica	Electrostático	Esta tesis.
14v	peristáltica	termoneumático	Adisorn Tuantranont
9v	peristáltica	Termoneumático	Bonnie Tingting Chia
0.7v	peristáltica	magnético	M. Shen
nr	peristáltica	magnético	Eui-Gyu Kim
no aplica (37.5 kPa)	peristáltica	neumática	Ok Chan Jeong

Se puede observar en la tabla 5.1 el lugar que ocupa la microbomba diseñada, en cuanto al voltaje consumido, cabe mencionar que está es una muestra representativa de las microbombas que se han reportado en artículos, ya que en general todas las microbombas piezoeléctricas tienen el mayor consumo de voltaje, mientras que las que usan el principio termoneumático y neumático tienen un voltaje aplicado de entre 20 y 60 volts; que es el voltaje administrado que tiene el dispositivo propuesto en esta tesis; en este sentido se considera importante describir ciertos detalles, para tener realmente una ubicación del diseño.



En los artículos más recientes se han reportado voltajes aplicados menores a 20 v para el principio termoneumático, sin embargo, como ya se ha mencionado el calor producido en este tipo de microbombas está directamente en contacto con el material del canal que lleva el líquido y, existen reportes de un mal funcionamiento en la estructura, esta fue una las razones por las que no se ocupó este método de accionamiento en el diseño que se propone; por otra parte las tres últimas microbombas que se ven en la tabla 5.1 utilizan dispositivos externos como una compresora para la bomba neumática, y un mini motor para las de tipo magnético, en una de ellas hay un voltaje aplicado de 0.7 v, el cual es muy atractivo, pero el tamaño de los dispositivos externos es del orden de los centímetros y, como objetivo de esta tesis es hacer un dispositivo que se pueda integrarse a un sistema de microcanales para tener un enfoque LOC; sería complicado realizar esta integración con partes externas de tales dimensiones.

En base al análisis anterior, se puede decir que la microbomba propuesta en esta tesis, en cuanto al voltaje administrado en otras microbombas es competitiva y que puede transportar otros tipos de fluidos, además de que por su diseño puede utilizarse para una aplicación en específico, en este caso con el sistema de microcanales, para la cual no existen reportes y, finalmente el método de actuación de la membrana es nuevo.

5.4 RESUMEN DEL CAPÍTULO

En este capítulo se realiza un esquema de cómo será la integración de todas las componentes que conformaran el dispositivo completo, lo anterior es posible en base a los resultados obtenidos y, las dimensiones finales de cada parte del diseño; lo cual permite proponer métodos y técnicas con las que se puede fabricar cada una de las partes.



En este sentido se puede realizar ya las máscaras utilizadas para la fabricación de la mayor parte del dispositivo, incluyendo la microbomba, estas son presentadas con sus dimensiones y, explicando para que se utiliza cada una de ellas.

Finalmente se hace una comparación del diseño propuesto en esta tesis con los que son reportados en artículos, se toman en cuenta tres criterios de comparación, uno de ellos que es un nuevo método de actuación para microbombas peristálticas, por lo que no habría con que comparar en este sentido; bajo esta misma línea también esta microbomba es realizada para una aplicación específica y tampoco existen reportes de dispositivos basados en tecnología MEMS utilizados para dicha aplicación, por último en cuanto al suministro de voltaje, se encuentra en un nivel competitivo, ya que está en las bombas con menor voltaje administrado además, se puede utilizar diferentes fluidos y, al no generar calor las células de la sangre no se dañan.



6. CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES, TRABAJO FUTURO Y PRODUCTOS DE LA INVESTIGACIÓN

Junto con los objetivos planteados, las soluciones propuestas y, los resultados obtenidos, se pueden formular las conclusiones del trabajo. También es posible presentar algunos trabajos futuros con tendencia a mejorar el dispositivo. Por otra parte durante la realización de la investigación fue posible hacer algunas contribuciones en congresos y trabajos para participar en concursos.

6.1 CONCLUSIONES

Con base en la información recaudada de diferentes medios, se consiguió entender y conocer el funcionamiento de los diferentes dispositivos usados para promover el flujo de fluidos, en específico las microbombas, incluso se realiza una tabla donde se condensa la información recabada y, se describe de manera breve los métodos y, tecnologías ocupadas en dichos dispositivos, esto puede ser una fuente de información para futuras investigaciones; por lo que los dos primeros objetivos planteados se alcanzaron.

Con la investigación realizada se propusieron varios diseños de microbombas basados en tecnología MEMS, de estos se eligió la mejor opción; en este sentido se utilizaron los criterios de elección en base a los materiales, tecnologías de fabricación, herramientas de diseño y, que se pueda adaptar a un sistema de microcanales; en este caso se concluye que las microbombas peristálticas basadas en PDMS son mejor opción que las giratorias o las de válvulas tipo check; las primeras la transmisión para generar el bombeo es muy compleja y, las segundas existen reportes de atascamiento de las válvulas, además de los materiales de fabricación no facilitan el flujo de fluido.



Por la aplicación que se pretende tenga la microbomba, el calor generado por el de voltaje de alimentación, debe de ser el menor posible, se propuso que estuviera por debajo de los 40 v, que es el valor medio que se reporta en los artículos, por lo cual se realizó un análisis para encontrar el mejor método de actuación, que ocupará un voltaje de 20 v y, que además el calor que se generara no estuviera en contacto directo con el fluido o se pudiera disipar con mayor facilidad, se encontró que el comb drive es el que mejor cubre los criterios referidos aquí, éste trabaja bajo el principio electrostático.

Con base a los cálculos y simulaciones realizadas se obtuvo un dispositivo que satisface la aplicación para la cual se diseñó, en este sentido fueron las dimensiones las que se variaron con mayor frecuencia para conseguir el objetivo de integración a un sistema de microcanales.

Tanto el diseño de la microbomba como las modificaciones realizadas al sistema de microcanales fueron simulados, para verificar su funcionamiento, en este caso se corrobora el comportamiento mecánico, como el desplazamiento y esfuerzos, la velocidad del flujo, en este caso de la sangre. Con base en los resultados, se concluye que los esfuerzos están por debajo del módulo de Young y, por lo tanto del esfuerzo de ruptura, y que la velocidad del fluido realmente tiene un incremento en las partes donde se esperaba que lo tuviera.

Con base a lo anterior se puede afirmar que el objetivo principal se cumple, con la prerrogativa de que es posible mejorar el trabajo o buscar otras alternativas, de las cuales se habla un poco en el siguiente apartado.



6.2 TRABAJOS FUTUROS

Ya se cuentan con los diseños de las máscaras para la fabricación de los microcanales y membrana de PDMS en el Centro de Nanociencias y Micro y Nanotecnologías (CNMN) del IPN.

Se podrían realizar pruebas utilizando únicamente la presión hidrostática.

Existe la posibilidad de incrementar la velocidad del fluido en la unión de la microbomba y el sistema de microcanales, ya que la diferencia de alturas es de 260 μm esta se podría amortizar utilizando una rampa o tobera.

Proponer un circuito que controle el sistema de comb drives para generar la secuencia de operación, en este sentido se ha reportado el uso de un FPGA para controlar la actuación.

El vástago de empuje, podría ser sustituido por un mecanismo de tren de engranes y cremallera o por un sistema de correderas; esto con el objetivo de incrementar el desplazamiento de la membrana.

Hacer el análisis de cambiar el comb drive por un actuador tipo chevron, para saber si se podría obtener mayor desplazamiento.

Aprovechar las fuerzas de inercia de las partículas y proponer formas diferentes en el sistema de microcanales como: colocar más curvas o hacer un diseño de espiral a varios niveles.

Implementar otros elementos al sistema completo para acercarse a realizar un LOC, como por ejemplo funcionalizar las salidas de la sangre para detectar una célula o proteína en específico.



6.3 PRODUCTOS DE LA INVESTIGACIÓN

Durante la realización de esta investigación se realizaron algunas participaciones y trabajos que fueron presentados en diversos eventos; algunos directamente del diseño final y otros tomados de las propuestas hechas para llegar al dispositivo completo; a continuación se enumeran.

- 1) *“diseño y simulación de una microbomba MEMS para flujo de sangre en un sistema de microcanales”* E. González, H. Báez, R. Urbieto, L. Villa. Poster presentado en: 5to. encuentro de investigadores de la red de nanociencia y micro-nanotecnología. 5 y 6 de noviembre, 2013.
- 2) *“National Polytechnic Institute Actuated Logo”*, Team Mexico, National Polytechnic Institute Design 3, MEMS Educational Design Entry. Diseño presentado en: Sandia National Laboratories University Alliance Design Competition 2014.
- 3) *“Design and Simulation of a Medium Voltage Micropump for Blood Flow in a Microchannels System”*; E. Gonzalez, H. Baez, F. Hernandez, H. Mendoza-Leon, M. Ramirez; Presentación oral en: International Congress on Applications of Nanotechnology, ICANano 2014, Symposium MEMS/NEMS: Applications, Trends and Challenges, 30 de septiembre y; 1 y 2 de octubre del 2014.
- 4) *“PDMS Based Temperature Sensor for Automotive Applications”*; E. Gonzalez, G. Quiroz, S. Mendoza, R. Urbieto, H. Baez; Poster presentado en: International Congress on Applications of Nanotechnology, ICANano 2014, Symposium



MEMS/NEMS: Applications, Trends and Challenges, 30 de septiembre y; 1 y 2 de octubre del 2014.

- 5) “*Design and Simulation of an Axial Gas Flow Microsensor*”; R. Sánchez-Fraga , E. González-Rosas, V.H. Ponce-Ponce, J. Munguía-Cervantes, H. Baez-Medina; Poster en: International Congress on Applications of Nanotechnology, ICANano 2014, Symposium MEMS/NEMS: Applications, Trends and Challenges, 30 de septiembre y; 1 y 2 de octubre del 2014.

- 6) “*Design and Simulation of a PDMS Microchannel System for Blood Filtering*”; Ebel Gonzalez, Hector Baez, Marco Ramirez, Miguel Aleman, Luis Villa; Presentación oral en: VII International Conference on Surfaces, Materials and Vacuum 2014, symposium of MICROELECTRONICS AND MEMS; del 6 al 10 de octubre del 2014.



A. ANEXOS

A1. Simulaciones del diseño con dos secciones de filtro de los microcanales.

En este apartado se muestran las imágenes de la simulación del sistema con dos secciones de filtros de los microcanales, se puede observar como la velocidad máxima del fluido se alcanza en la primer curva, fue por estos resultados que se concluyó que el mejor lugar para colocar la segunda sección de microcanales es en esa curva, los detalles fueron discutidos en el capítulo 4.

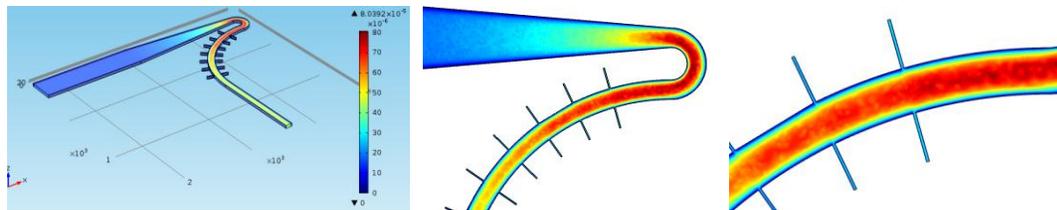


Figura A.1 Simulación del diseño con dos secciones en la misma curva.

A2. Simulaciones del diseño final de los microcanales.

La discusión, presentación y análisis de los resultados de las simulaciones al diseño final de los microcanales se hicieron en el capítulo 4, en este apartado se muestran las imágenes de dichas simulaciones, donde se puede observar que en la primer curva es donde se genera la mayor velocidad.

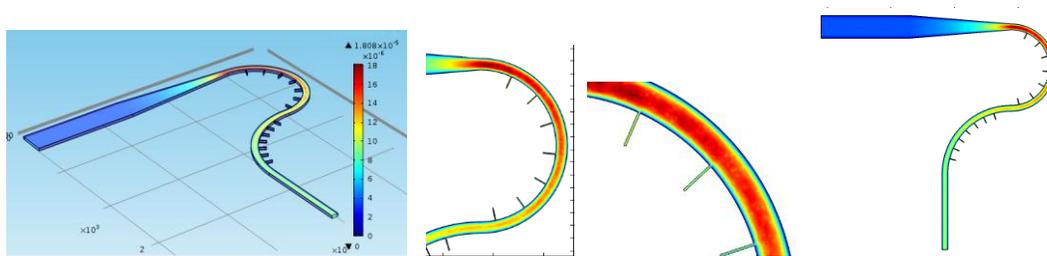


Figura A.2 Simulaciones del diseño final de los microcanales.

Se muestran también los perfiles de velocidad obtenidos en la entrada de la sangre, salida de los filtros y, salida de las células.

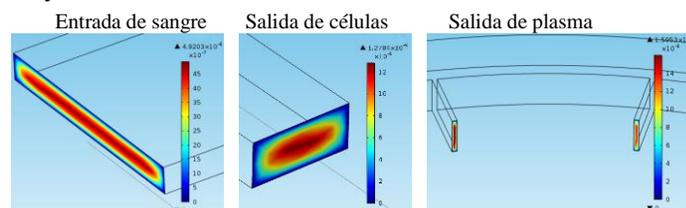




Figura A.3 Perfil de velocidad de las entradas y salidas del diseño final de microcanales.

A.3 Dimensiones del comb drive.

Las dimensiones fueron presentadas en el capítulo 4, a continuación se presentan las dimensiones acotadas en micrómetros de algunas de las partes del comb drive, como su altura y ancho total, largo del resorte, las dimensiones finales del vástago y, dientes, las profundidades se describen en la tabla 4.5.

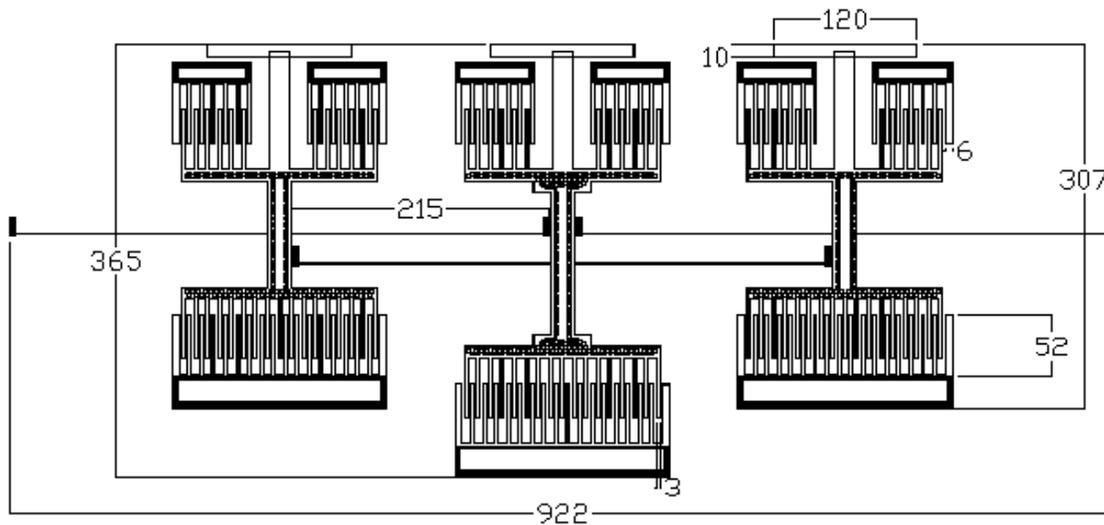


Figura A.4 Dimensiones del comb drive.

A.4 Máscaras de diseños propuestos.

Se muestran a continuación las máscaras de los diseños realizados durante la elaboración de esta tesis, como son los distintos diseños de microcanales y, la microbomba con tres membranas.

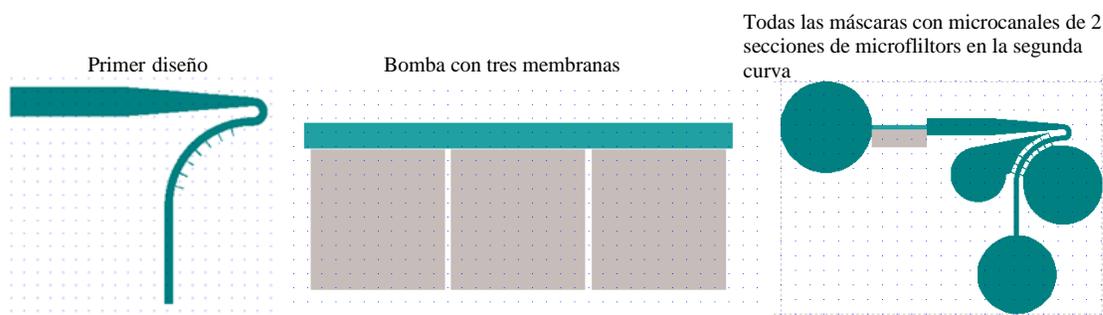


Figura A.5 Máscaras de diseños propuestos.

A.5 Simulaciones de velocidad de fluido a bomba con tres membranas.

Se realizaron simulaciones de la velocidad de la sangre dentro de la microbomba, con lo que se comprobó su incremento de velocidad, el cual se alcanza en el máximo desplazamiento de la membrana, en un efecto Venturi.

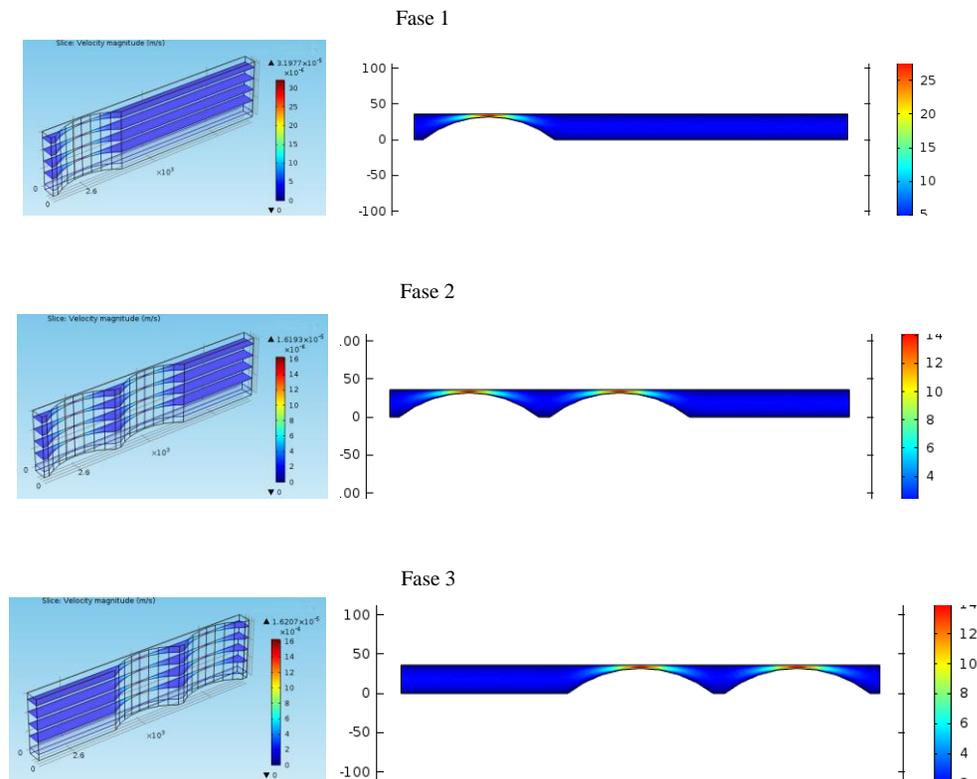


Figura A.6 Simulaciones de velocidad de fluido a bomba con tres membranas.

A.6 Secuencia de operación de la bomba con tres membranas.

Se muestra en las figuras siguientes la secuencia de operación de la microbomba con tres membranas, este trabajo fue el presentado en poster, para el quinto encuentro de la red de nano ciencias; la secuencia se repite a partir del paso número 2.

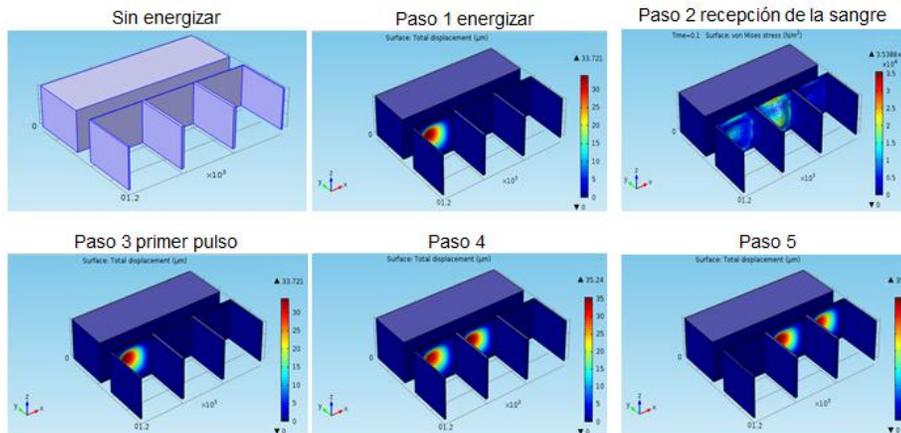


Figura A.7 Secuencia de operación de la bomba con tres membranas.

A.6 Cálculo de la corriente en un elemento capacitivo (comb drive).

Una de las formas de calcular la potencia es multiplicar el voltaje por la corriente, en el caso del comb drive se conoce el voltaje administrado pero, no el valor la corriente consumida; en este sentido se presenta a continuación un procedimiento para el cálculo de la corriente.

Se realiza el procedimiento usando fasores, tomando en cuenta el comb drive como un capacitor.

Se calcula la impedancia:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} . \quad \text{Como solo hay reactancia capacitiva } (X_C).$$

$$Z = X_C = \frac{1}{\omega C} . \quad \text{La corriente queda:}$$

$$I = \omega C V . \quad \text{De aquí}$$

$$\omega = 2\pi f . \quad \text{Por lo tanto:}$$

$$I = 2\pi f C V . \quad \text{La capacitancia en un comb drive es:}$$

$$C = \frac{2\epsilon w(l - x)}{g} . \quad \text{La ecuación final de la corriente queda:}$$



$$I = \frac{4\pi f \varepsilon w (l - x)}{g} V.$$

Dónde:

$(l - x)$ Es el largo del diente que esta interactuando con el otro diente.

ε Es la permeabilidad.

w El ancho del diente que esta interactuando con el otro diente.

f Es la frecuencia.

g Es la separación entre dientes.

V Es el voltaje.

Tomando los datos de esta tesis y proponiendo un valor de frecuencia de 60 Hz, la corriente tiene un valor de 7.18 pico amperes; por lo tanto la potencia 14.4 nano VA.





REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Danny Banks; Microengineering, MEMS, and Interfacing a Practical Guide; CRC Press Taylor & Francis Group, 2006.
- [2] James J. Allen; Micro Electro Mechanical System Design; CRC Press Taylor & Francis Group, 2005.
- [3] Patrick Tabeling; Introduction to Microfluidics; Oxford University Press, 2005.
- [4] Leon Ortega Araceli, Sánchez Mosqueda Emma Mireya, Sánchez Soto Brenda; Diseño y simulación del flujo de sangre en microcanales para la separación de los elementos formes, basándose en el proceso biológico de la filtración glomerular; Tesis para obtención de grado, INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL (UPIITA) 2011.
- [5] Junhui Ni, Bin Wang, Stanley Chang, Qiao Lin; An integrated planar magnetic micropump; Microelectronic Engineering 117 (2014) 35–40.
- [6] Rosmani R. and Ahmad Alabqari M. R.; Electrostatic Pull-in Characteristic of Silicon Diaphragm for MEMS Micropump Design; Procedia Engineering 53 (2013) 362 – 367.
- [7] Andrea L. Kadilak, Ying Liu, Sujan Shrestha, Joshua R. Bernard, William E. Mustain, Leslie M. Shor; Selective deposition of chemically-bonded gold electrodes onto PDMS microchannel side walls; Journal of Electroanalytical Chemistry 727 (2014) 141–147.
- [8] A.Benavente-Babace, D.Gallego-Pérez, D.J.Hansford, S.Arana, E. Pérez-Lorenzo, M.Mujika; Single-cell trapping and selective treatment via co-flow within a microfluidic platform; Biosensors and Bioelectronics 61 (2014) 298–305.
- [9] Sanghoon Lee, Daejong Kim, Michael D. Bryant, Frederick F. Ling; A micro corona motor; Sensors and Actuators A 118 (2005) 226–232.
- [10] Design Manual SUMMiT V.
- [11] Bozhi Yang, Qiao Lin; Planar micro-check valves exploiting large polymer compliance; Sensors and Actuators A 134 (2007) 186–193.
- [12] Volker Seidemann, Sebastian Butefish, Stephanus Buttgenbach; Fabrication and investigation of in-plane compliant SU-8 structures for MEMS and their application to micro valves and micro grippers; Sensors and Actuators A 97-98 (2002) 457–461.
- [13] Cs. Ducso, I. Rajta, P. Furjes, E. Baradacs; Concept for processing of silicon check valves by proton beam micromachining; Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 260 (2007) 409–413.



- [14] Do Han Jun, and Sang Sik Yang; Inertial separation in a contraction–expansion array microchannel; The Influence of the Pump Chamber Geometry on the Characteristics of the Micropump Operated by Surface Tension; Proceedings of the 3rd IEEE Int. Conf. on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems January 6-9, 2008, Sanya, China.
- [15] Chia-Yen Lee & Zgen-Hui Chen; Valveless impedance micropump with integrated magnetic diaphragm; *Biomed Microdevices* (2010) 12:197–205.
- [16] Jong Phil Choi, Kwang Soo Kim, Young Ho Seo and Byeong Hee Kim; Design and Fabrication of Synthetic Air-Jet Micropump; *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* Vol. 12, No. 2, pp. 355-360 April 2011.
- [17] R.Zengerle, A. Richter, H. Sandmaier; A MICRO MEMBRANE PUMP WITH ELECTROSTATIC ACTUATION; 0-7803-0497-7/92 @1992 IEEE, Micro Electro Mechanical Systems '92 Travemunde (Germany), February 4-7, 1992.
- [18] Ling-Sheng Jang & Wai-Hong Kan; Peristaltic piezoelectric micropump system for biomedical applications; *Biomed Microdevices* (2007) 9:619–626.
- [19] H. Feth, F. Pothof, F. Thoma, T. Schmidt, C. Mueller, F. Goldschmidtboeing, P. Woias; Design, fabrication and characterization of a piezoelectrically actuated bidirectional polymer micropump; Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013, Received: 29 May 2013 / Accepted: 12 June 2013.
- [20] Yi-Chu Hsu, Jia-Hao Li, Ngoc-Bich Le; An experimental and numerical investigation into the effects of diffuser valves in polymethylmethacrylate (PMMA) peristaltic micropumps; *Sensors and Actuators A* 148 (2008) 149–157.
- [21] Thanh Tung Nguyen, My Pham, Nam Seo Goo; Development of a Peristaltic Micropump for Bio-Medical Applications Based on Mini LIPCA; *Journal of Bionic Engineering* 5 (2008) 135-141.
- [22] M. Shen, L. Dovat, M.A.M. Gijs; Magnetic active-valve micropump actuated by a rotating magnetic assembly; *Sensors and Actuators B* 154 (2011) 52–58.
- [23] Eui-Gyu Kim, Jae-geun Oh, Bumkyoo Choi; A study on the development of a continuous peristaltic micropump using magnetic fluids; *Sensors and Actuators A* 128 (2006) 43–51.
- [24] Bonnie Tingting Chia, Hsin-Hung Liao, Yao-Joe Yang; A novel thermo-pneumatic peristaltic micropump with low temperature elevation on working fluid; *Sensors and Actuators A* 165 (2011) 86–93.
- [25] Adisorn Tuantranont, Wasinee Mamane, Tanom Lomas, Nisaporn Porntheerapat, Nitin V. Afzulpurkar and Anurat Wisitsoraat; A Three-stage Thermopneumatic Peristaltic Micropump for PDMS-based Micro/nanofluidic Systems; Proceedings of the 7th IEEE International Conference on Nanotechnology August 2 - 5, 2007, Hong Kong.



-
- [26] Ok Chan Jeong, Sin Wook Park, Sang Sik Yang, James Jungho Pak; Fabrication of a peristaltic PDMS micropump; *Sensors and Actuators A* 123–124 (2005) 453–458.
- [27] M. Knight, J. House; Design, fabrication, and test of a peristaltic micropump; *Microsystem Technologies* 10 (2004) 426-431 © Springer-Verlag 2004.
- [28] Ok Chan Jeong, Satoshi Konishi; Fabrication and drive test of pneumatic PDMS micro pump; *Sensors and Actuators A* 135 (2007) 849–856.
- [29] A. Nisar, Nitin Afzulpurkar, Banchong Mahaisavariya, Adisorn Tuantranont; MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications; *Sensors and Actuators B* 130 (2008) 917–942.
- [30] Stephen D. Senturia; *MICROSYSTEM DESIGN*; Kluwer Academic Publishers, 2002.
- [31] Nadim Maluf, Kirt Williams; *An Introduction to Microelectromechanical Systems Engineering*; ARTECH HOUSE, INC., 2004.
- [32] Jan G. Korvink, Oliver Paul; *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications*; William Andrew, Inc., 2006.
- [33] Julian W. Gardner, Vijay K. Varadan, Osama O. Awadelkarim; *Microsensors, MEMS, and Smart Devices*; WILEY, 2002.
- [34] Winston O. Soboyejo, T. S. Srivatsan; *Advanced Structural Materials properties, design optimization, and applications*; CRC Press Taylor & Francis Group, 2007.
- [35] Donald R. Askeland, Pradeep P. Phulé; *Ciencia e ingeniería de los materiales*; Thomson, 2004.
- [36] COMSOL Multiphysics Reference Guide.
- [37] Younan Xia and George M. Whitesides; *Soft Lithography*; *Angew. Chem. Int. Ed.* 1998, 37, 550-575.
- [38] Teri W. Odom, J. Christopher Love, Daniel B. Wolfe, Kateri E. Paul, and George M. Whitesides; *Improved Pattern Transfer in Soft Lithography Using Composite Stamps*; *Langmuir* 2002, 18, 5314-5320.
- [39] Dong Qin, Younan Xia & George M Whitesides; *Soft lithography for micro- and nanoscale patterning*; Nature publishing Group, Published online 18 February 2010.
- [40] Teri W. Odom, J. Christopher Love, Daniel B. Wolfe, Kateri E. Paul, and George M. Whitesides; *Improved Pattern Transfer in Soft Lithography Using Composite Stamps*; *Langmuir* 2002, 18, 5314-5320.



- [41] Yeshaiahu Fainman, Sindy K.Y. Tang and George M. Whitesides; *Optofluidics: Fundamentals, Devices, and Applications*; McGraw-Hill Professional, 2009.
- [42] Pilnam Kim, Keon Woo Kwon, Min Cheol Park, Sung Hoon Lee, Sun Min Kim & Kahp Yang Suh; *Soft Lithography for Microfluidics: a Review*; *BIOCHIP JOURNAL*, Vol. 2, No. 1, 1-11, March 2008.
- [43] Jessamine Ng Lee, Xingyu Jiang, Declan Ryan, and George M. Whitesides; *Compatibility of Mammalian Cells on Surfaces of Poly(dimethylsiloxane)*; *Langmuir* 2004, 20, 11684-11691.
- [44] Deniz Armani, Chang Liu and Narayan Aluru; *RE-CONFIGURABLE FLUID CIRCUITS BY PDMS ELASTOMER MICROMACHINING*; University of Illinois-Urbana-Champaign, IL 61801, USA.
- [45] Xin Q. Brown, Keiko Ookawa, Joyce Y. Wong; *Evaluation of polydimethylsiloxane scaffolds with physiologically relevant elastic moduli: interplay of substrate mechanics and surface chemistry effects on vascular smooth muscle cell response*; *Biomaterials* 26 (2005) 3123–3129.
- [46] David T. Eddington, Wendy C. Crone and David J. Beebe; *DEVELOPMENT OF PROCESS PROTOCOLS TO FINE TUNE POLYDIMETHYLSILOXANE MATERIAL PROPERTIES*; 7th International Conference on Miniaturized Chemical and Biochemical Analysts Systems October 5-9, 2003, Squaw Valley, California USA.
- [47] Joong Yull Park, Sung Ju Yoo, Eun-Joong Lee, Dae Ho Lee, Ji Young Kim & Sang-Hoon Lee; *Increased poly(dimethylsiloxane) stiffness improves viability and morphology of mouse fibroblast cells*; *BioChip J.* (2010) 4(3): 230-236.
- [48] Zhixin Wang; *Polydimethylsiloxane Mechanical Properties Measured by Macroscopic Compression and Nanoindentation Techniques*; Date of Approval: March 23, 2011. <http://scholarcommons.usf.edu/etd>.
- [49] Luc Gervais Mbida; *Characterization of viscoelastic properties Of PDMS silicon rubbers*; Minor Project in Biomedical technologies Laboratory of biomechanical orthopedic LBO, 10th June 2011.
- [50] A. Santiago–Alvarado; *Propiedades físico-químicas de membranas PDMS empleadas en lentes líquidas*; *Superficies y Vacío* 22(3) 61-66, septiembre de 2009.
- [51] R. González, R. Bernal, F. Melo; *Caracterización de Membranas de PDMS para el Estudio de Fuerzas de Adhesión Celular*; Universidad de Santiago de Chile, Semestre de Primavera de 2003.
- [52] J. C. McDonald and G. M. Whitesides; *Poly (dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices*; *Acc. Chem. Res.*, 35, (2002), 491–499.



- [53] Samuel K. Sia, George M. Whitesides.; Microfluidic devices fabricated in poly(dimethylsiloxane) for biological studies; *Electrophoresis* 2003, 24, 3563–3576.
- [54] David J. Beebe, Glennys A. Mensing, and Glenn M. Walker; Physics and applications of microfluidics in biology; *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2002 4:261-86.
- [55] Mais J Jebrail and Aaron R Wheeler; Let's get digital: digitizing chemical biology with microfluidics. *Current Opinion in Chemical Biology* 2010, 14:574–581.
- [56] Douglas B Weibel and George M Whitesides; Applications of microfluidics in chemical biology. *Current Opinion in Chemical Biology* 2006, 10:584–591.
- [57] Tyler Nathaniel Hinkle; Blood Model Plasma Separation in a Microfabricated PDMS Device Exploiting Capillary Action Driving Forces. A Thesis Submitted to the Faculty Of Drexel University, may 2008.
- [58] Taizo Kobayashia, Satoshi Konishib; Microfluidic chip with serially connected filters for improvement of collection efficiency in blood plasma separation. *Sensors and Actuators B* 161 (2012) 1176–1183.
- [59] Yuta Nakashima, Sakiko Hata, Takashi Yasuda; Blood plasma separation and extraction from a minute amount of blood using dielectrophoretic and capillary forces. *Sensors and Actuators B* 145 (2010) 561–569.
- [60] Zhaoxin Geng, Yanrui Ju, Wei Wang, Zhihong Li, Continuous blood separation utilizing spiral filtration microchannel with gradually varied width and micro-pillar array. *Sensors and Actuators B* 180 (2013) 122–129.
- [61] Myung Gwon Lee, Joong Ho Shin, Sungyoung Choi, Je-Kyun Park; Enhanced blood plasma separation by modulation of inertial lift force. *Sensors and Actuators B* 190 (2014) 311–317.
- [62] H. Fujiwara, T.Ishikawa, R.Lima, N.Matsuki, Y.Imai, H.Kaji, M.Nishizawa, T.Yamaguchi; Red blood cell motions in high-hematocrit blood flowing through a stenosed microchannel. *Journal of Biomechanics* 42 (2009) 838–843.
- [63] Xing Chen, Da Fu Cui, Chang Chun Liu, Hui Li; Microfluidic chip for blood cell separation and collection based on crossflow filtration; *Sensors and Actuators B* 130 (2008) 216–221.
- [64] Xing Chen, Dafu Cui, Lulu Zhang; Microdevice for continuous isolation of plasma from whole blood; 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics; IEEE Computer Society.
- [65] Guyton A C., Hall J D (2006); *Tratado de fisiología Medica*; Mc Graw Hill.



-
- [66] Costanzo L S (2009); Physiology. Ed. Lippincott Williams & Wilkins; USA.
- [67] Hinkle T. (2008); Blood model plasma separation in a microfabricated PDMS Device Expliting Capillary Action Driving Forces; Tesis de Maestría no publicada, Drexel University.
- [68] Myung Gwon Lee, Sungyoung Choi, Je-Kyun Park; Inertial separation in a contraction–expansion array microchannel; Journal of Chromatography A, 1218 (2011) 4138–4143.
- [69] Mott Robert L. (2006), Mecánica de fluidos. Pearson educación.
- [70] Irving H. Shames (1995), Mecánica de fluidos. Mcgraw-Hill.
- [71] Sandra Roberts (2007); Human Physiology. Global Media.
- [72] B. Sobac, D. Brutin; Desiccation of a sessile drop of blood: Cracks, folds formation and delamination; Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects 448 (2014) 34–44.
- [73] N. Kabaliuk, M.C. Jermy, K. Morison, T. Stotesbury, M.C. Taylor, E. Williams; Blood drop size in passive dripping from weapons; Forensic Science International 228 (2013) 75–82.
- [74] S. K. Lam, George S. K. Fung, Stephen W. K. Cheng, K. W. Chow; A computational study on the biomechanical factors related to stent-graft models in the thoracic aorta; Med Biol Eng Comput (2008) 46:1129–1138.
- [75] Michael R. King; Heat Transfer and Fluid Flow in Minichannels and Microchannels (Biomedical Applications of Microchannel Flows, chapter 7); 2014 Elsevier Ltd.
- [76] Myer Kutz editor (2009), BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN HANDBOOK. Mcgraw-Hill.
- [77] Xiaohong Wang, Xiaoyang Li; Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: Influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. Computers in Biology and Medicine 41 (2011) 812–821.
- [78] Danny Van Noort, John S. Mccaskill; Flows in microfluidic networks: From theory to experiment; Natural Computing 3: 395-410, 2004.
- [79] Rodolfo Sánchez Fraga, Víctor H. Ponce Ponce, Salvador Mendoza Acevedo, Luis A. Villa Vargas, Horacio Estrada Vázquez; Design and simulation of mass sensors based on horizontally actuated silicon cantilevers; Microelectronic Engineering 119 (2014) 83–88.
- [80] Germán Quiroz Merino; Síntesis artificial de la cóclea humana mediante MEMS; Tesis de maestría, INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL (CIC) 2013.



REFERENCIAS ELECTRONICAS

[e1] Archivos electrónicos del MIT. <http://www.mit.edu/~6.777/matprops/pdms.htm>