

**UNIVERSIDAD POPULAR AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE PUEBLA**

DOCTORADO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

**DISEÑO, DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
LAB-ON-A-CHIP, MICROLABORATORIO, BIOMEMS DE
PROPÓSITO GENERAL**

**TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
DOCTOR EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

PRESENTA:

ELSA CHAVIRA MARTÍNEZ

PUEBLA, PUE., MÉXICO

FEBRERO DE 2013

TESIS DE TITULACIÓN

DISEÑO, DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
LAB-ON-A-CHIP, MICROLABORATORIO,
BIOMEMS DE PROPÓSITO GENERAL



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedico este trabajo a mis padres:

Enrique Chavira Navarrete[†]
(1925-2000)

Luz María Martínez Suárez[†]
(1925-2012)

y

Hermanas:
Elizabeth, Anabelle,
Deneb, Blanca E. y
Dubhe

RESUMEN

Con base a la experiencia adquirida en el diseño de circuitos integrados el micro-maquinado en silicio monocristalino, se propone el diseño, desarrollo y construcción de un Lab-on-a-Chip, Microlaboratorio o BioMEMS de propósito general. El cual realizará el análisis bioquímico, químico o biológico de cualquier fluido, ya sea sangre, orina, sudor o lágrimas, incluso tener la posibilidad de hacer crecer algunos tejidos. Se propone una estructura geométrica que permite hacer de manera simultánea varios análisis, se aprovechan las propiedades tenso-resistivas, piezo-resistivas, optoelectrónicas del material. Se hace el modelado y la simulación del BioMEMS utilizando herramientas de diseño asistido por computadoras CAD. El BioMEMS se desarrolla con la capacidad tecnológica del Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, INAOE.

ABSTRACT

Based on the experience gained in the design of integrated circuits on silicon micro-machining mono-crystalline proposes the design, development and construction of a lab-on-a-chip, BioMEMS micro laboratory or general purpose. Which perform biochemical analysis, any chemical or biological fluid, whether blood, urine, sweat or tears, even to be able to grow some tissues. Geometric structure is proposed that allows several simultaneous analysis exploit tensile properties resistive, piezo-resistive, optoelectronic material. It makes modeling and simulation tools BioMEMS using computer aided design CAD. The BioMEMS develops the technological capacity of the National Institute of Astrophysics, Optics and Electronics, INAOE.

AGRADECIMIENTOS

A Dios Nuestro Señor Jesucristo, a la Inmaculada Virgen María de Guadalupe, quienes me iluminaron en la toma de decisiones durante el desarrollo de este trabajo de tesis, y que han reafirmado mi fe en el desarrollo científico y tecnológico.

A mi papá Enrique Chavira Navarrete[†], con sus enseñanzas como astrónomo, hombre de buena fe, proveedor y explorador de grandes retos.

A mi mamá Luz María Martínez Suárez[†], por su admirable sentido común, intuición, administración y disciplina para llevar adelante a una familia.

A mis hermanas Elizabeth, Anabelle, Deneb, Blanca y Dubhe por el milagro de compartir una vida en familia.

A mis sobrinos Iram, Paola, Astère, Ellyn, Tess y desde luego a mi sobrino nieto Enrique. Un agradecimiento especial a mi sobrino Iram por su asesoría en las herramientas CAD, y sus habilidades en CATIA y SolidWorks.

A José Eduardo Espinosa Rosales por su valioso apoyo.

A todos mis amigos, colegas, profesores que me dieron consejos y sugerencias para el desarrollo de esta tesis.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, CONACYT, por la Beca que me otorgaron de manera inmediata, en cuanto tomé la decisión de realizar un posgrado de excelencia en la UPAEP.

A todo el personal del Posgrado Ingeniería Biomédica de la UPAEP, de manera muy especial a Pablo Nuño, a Eugenio Urrutia, a Manuel González, y a todos mis maestros, quienes me han brindado todas las facilidades para la culminación de este trabajo de tesis.

A la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla por haberme formado como Física y en especial a la Academia de la Facultad de Ciencias de la Computación, quienes me animaron y apoyaron otorgándome el permiso de Superación Académica, para hacer este doctorado.

De manera muy especial a mi Director de tesis Alejandro Pedroza Meléndez, por su tenacidad y compromiso en el desarrollo científico y tecnológico mexicano para posicionar a México a nivel internacional en foros especializados y competitivos para poner en alto y con dignidad a México y a los mexicanos. Comprometido en desarrollar ciencia y

tecnología mexicana aplicada a la Medicina, generando nuestras propias herramientas y bienes de capital, con la filosofía de no sólo ser usuarios sino generadores de nuestra tecnología propia acorde a nuestra realidad a las necesidades de México.

ADVERTENCIAS

En el lenguaje científico técnico hay palabras, en otros idiomas como los anglicismos, que se utilizan como un entendimiento científico-técnico que muchas veces se utiliza por convención internacional y que son aceptadas técnicamente, aunque su traducción del inglés por lo general o de otras lenguas no correspondan a una traducción literal pero si a un concepto científico-técnico.

Por lo tanto en esta tesis se utilizan de manera constante, y se incluye un glosario para la comprensión de estos conceptos.

INTRODUCCIÓN

En la vertiginosa evolución de la microelectrónica a partir de la década de 1960 con la integración de 100 transistores en un primer circuito integrado, inicia un gran reto, integrar más transistores, esto es hacerlos cada vez más pequeños para ocupar menos espacio, ahorrar energía y abatir costos, con esto aumentar la velocidad de respuesta y capacidad en microprocesadores. Esto conlleva a grandes posibilidades de aplicaciones no solo en el ámbito de la instrumentación electrónica, aplicadas a varias áreas, como: telecomunicaciones, tecnología aeroespacial, robótica, aeronáutica entre otras muchas disciplinas de alta especialidad y de manera particular en la Ingeniería Biomédica.

En el diseño, desarrollo y construcción de un Lab-on-a-Chip, Microlaboratorio o también conocido como BioMEMS, Sistema Micro Eléctrico Mecánico Bioquímico de propósito general, se concibe con la idea de crear una herramienta en la cual se pueda hacer el análisis bioquímico, químico o físico químico, y de lo que resulte, liberar un medicamento acorde a la necesidad del usuario. Esto es, la dosificación a demanda del usuario o bien atenuar o potenciar una determinada

reacción que inhiba o active la solución contenida en el contenedor que se identifica como alberca.

Para esto se plantea, el diseño y construcción de un BioMEMS que es una alberca de silicio con ocho trampolines o cantilevers, cada alberca contendrán los reactivos que actúen con las soluciones depositadas o suministradas en cada uno de los trampolines. Los elementos a reaccionar llegan a cada uno de los trampolines a través de los microcanales de entrada y una vez que reaccionan liberarán el reactivo necesario a demanda del usuario.

En el primer capítulo se describe el estado del arte de los BioMEMS aplicados a la Ingeniería Biomédica, en particular los dedicados a diversos sistemas del cuerpo humano, como el digestivo, visual, auditivo, etcétera. Cómo han ido desarrollándose las microherramientas para microcirugías, además de sensores y transductores auxiliares a sistemas más complejos, para el control o monitoreo de algún padecimiento.

En el segundo capítulo se describen las condiciones del sustrato en el que se construirá el BioMEMS, en este trabajo se optó por utilizar silicio monocristalino. Por esto, se revisan sus propiedades, las técnicas

de crecimiento de cristales de silicio y la obtención de obleas con la dirección cristalina adecuada para micro-fabricación del BioMEMS.

En el tercer capítulo se describe todo el proceso de micro fabricación, a partir de lo que se hizo en Puebla desde 1977 en la BUAP, con el instrumental y equipo construido en México, hasta lo que se tiene actualmente en el INAOE. Siendo congruentes con la filosofía de hacer desarrollo tecnológico en México y generar nuestra propia tecnología.

En el capítulo cuarto se diseñan los trampolines de acuerdo con los procesos tecnológicos disponibles en el INAOE. Desde la elaboración de mascarillas, optimizar el proceso para obtener el BioMEMS.

En el quinto capítulo se describe el proceso de fabricación del BioMEMS y las condiciones de una sala blanca o cuarto limpio.

El capítulo sexto se discute el modelo matemático del trampolín propuesto para el BioMEMS aprovechando las características elásticas del silicio y haciendo una analogía con la ley de Hooke, partiendo del módulo de Young. Especialmente la tenso-resistividad y propiedades de piezorresistividad del material en la estructura geométrica propuesta en el modelo, que da excelentes resultados para el BioMEMS propuesto.

El séptimo capítulo describe las herramientas de diseño asistidas por computadora, CAD, que se utilizaron para el desarrollo de este trabajo, contrastándolas cada una de ellas, y obteniendo las mejores ventajas de cada una de ellas. Las licencias son muy costosas, y la dependencia cada vez es mayor. Por lo que se concluye la urgencia de desarrollar nuestras propias herramientas de diseño, como el caso del TEDMOS.

Finalmente en el capítulo ocho se presentan los resultados y las conclusiones de este trabajo, que no concluye, sino al contrario abre un espectro muy grande de posibles aplicaciones y desarrollos específicos en otras herramientas con diversas aplicaciones. Por lo que se cumple el propósito general del planteamiento de esta tesis.

Se incluye un glosario para que los especialistas en Ingeniería Biomédica que no son médicos, se les facilite la lectura de algunas discusiones y conceptos que se plantean en este trabajo, y viceversa, para los médicos, que no son ingenieros comprendan el lenguaje técnico empleado en el desarrollo de este trabajo.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Dedicatoria	iii
Resumen	iv
Abstract	v
Agradecimientos	vi
Advertencias	ix
Introducción	x
Índice de contenidos	xiv
Índice de figuras	xvii
Índice de tablas	xxix

Capítulo # 1	Estado del arte de los BioMEMS	1
1.1	Micromáquinas.....	6
1.2	Futuro de microsistemas en aparato digestivo.....	7
1.3	Presencia de los microsistemas en el aparato digestivo.....	8
1.4	Tendencia a futuro de BioMEMS.....	9
1.5	Mercado de BioMEMS.....	11
1.6	Conclusiones.....	31
1.7	Referencias bibliográficas.....	32
Capítulo # 2	Diseño y fabricación de obleas de silicio	35
2.1	Estructura del átomo de silicio.....	38
2.2	Propiedades piezoeléctricas del dióxido de silicio, cuarzo.....	39
2.3	Obtención de silicio puro.....	40
2.4	Técnica de crecimiento de lingotes de silicio.....	41
2.5	Impurezas.....	44
2.6	Peculiaridades en el manejo del silicio...	51
2.7	Crecimiento de lingotes de silicio y maquinado.....	52
2.8	Especificaciones para la fabricación de obleas de silicio.....	57
2.9	Conclusiones.....	66
2.10	Referencias bibliográficas.....	67

Capítulo # 3	Tecnología de microfabricación	69
3.1	Proceso tecnológico de la microfabricación.....	70
3.2	Microfotolitografía.....	72
3.3	Desarrollo de la microfabricación y microelectrónica en México.....	73
3.4	Procesos de microfabricación.....	78
3.5	Experiencias en el desarrollo de dispositivos semiconductores y microelectrónicos en Puebla, 1976-1986.....	87
3.6	Cinética de oxidación del silicio.....	88
	Métodos de oxidación.....	89
3.7	Materias primas.....	98
3.8	Conclusiones.....	99
3.9	Referencias bibliográficas.....	99
Capítulo # 4	Diseño de trampolines o cantilevers	101
4.1	Proceso de grabado y micromaquinado de trampolines.....	101
4.2	Diseño y elaboración de mascarillas.....	108
4.3	Proceso de fabricación de trampolines...	110
4.4	Proceso de limpieza.....	114
4.5	Primera etapa de limpieza, desengrasado.....	114
4.6	Segunda etapa de limpieza, RCA1 y RCA2.....	115
4.7	Tercera etapa de limpieza, súper Q.....	116
4.8	Proceso de oxidación.....	117
4.9	Fotolitografía.....	117
4.10	Micromaquinado.....	119
4.11	Grabado de trampolines de silicio.....	121
4.12	Depósito de nitruro de silicio por LPECVD.....	124
4.13	Metalizado de contactos y grabado.....	125
4.14	Caracterización de trampolines.....	125
4.15	Conclusiones.....	128
4.16	Referencias bibliográficas.....	129

Capítulo # 5	Fabricación del BioMEMS	131
5.1	Micromaquinado de trampolines o cantilevers.....	131
5.2	Condiciones de limpieza durante el proceso de fabricación del micromaquinado de trampolines.....	133
5.3	Trabajo en una sala blanca.....	133
5.4	Uso del traje esterilizado en salas blancas.....	134
5.5	Contaminantes en la superficie de la oblea de silicio.....	139
5.6	Clasificación de los cuartos limpios.....	140
5.7	Conclusiones.....	146
5.8	Referencias bibliográficas.....	147
Capítulo # 6	Modelo matemático y simulación del BioMEMS	149
6.1	Trampolín o cantilever.....	149
6.2	Módulo de Young.....	151
6.3	Transductores de fuerza.....	152
6.4	Estrés y deformación (extrusión).....	154
6.5	Prueba de esfuerzo.....	158
6.6	Cálculo del factor de tensión o de esfuerzo.....	161
6.7	Materiales isótropos.....	167
6.8	Materiales anisótropos.....	169
6.9	Dimensiones y unidades.....	170
6.10	Valores para varios materiales.....	170
6.11	Módulo de elasticidad longitudinal.....	171
6.12	Módulo de elasticidad transversal.....	171
6.13	Coeficiente de Poisson.....	172
6.14	Régimen plástico.....	173
6.15	Endurecimiento por deformación.....	175
6.16	Energía de impacto (ensayo Charpy)....	176
6.17	Medidor de tensión piezoeléctrico.....	178
6.18	Circuito puente de Wheatstone.....	180
6.19	Propiedades opto-mecánicas para un sensor opto-mecánico.....	187
6.20	Einstein y la ecuación fotoeléctrica.....	191
6.21	Los cantilevers como sensores	193

	fotomecánicos.....	
6.22	Conclusiones.....	195
6.23	Referencias bibliográficas.....	196
Capítulo # 7	Herramientas CAD para la simulación del Lab-on-a-Chip, Microlaboratorio o BioMEMS	197
	Software.....	197
	CATIA.....	197
	SolidWorks.....	202
	COMSOL Multiphysics.....	211
	Cadence.....	214
	Conclusiones.....	216
	Referencias bibliográficas.....	216
Capítulo # 8	Resultados y Conclusiones	217
Glosario		229

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo # 1

Fig.		Pág.
1.1	Algunos ejemplos de la aplicación de BioMEMS en la supervisión, cuidado y diagnóstico médico.	7
1.2	Micro cápsula que recorre el tracto digestivo.	8
1.3	Micrografía SEM de HEXSIL pinzas: 4 mm de largo, 2 mm de ancho, y 80 metros de altura micro. Hilos conductores de suministro de corriente están hechos de Ni llenos de capas de Si vigas; <i>in situ</i> fósforo polisilicio dopado proporciona la parte de resistencia para la acción. La anchura del haz es de 8 micrómetros: 2 poli-Si, Ni 4 micrómetros, y 2 micrómetros poli-Si. (Cortesía del Dr. Keller, Instrumentos de Precisión MEMS).	9
1.4	(A) Micrografía SEM de un filtro de membrana de superficie microscópicamente con un nervio de refuerzo (50 micrómetros). Aumento original 1000x. (B) Micro pinzas realizado por el proceso RIE Bosch profunda en un solo cristal (véase también el capítulo 2). (Cortesía del Dr. Keller, Instrumentos de Precisión MEMS). Ref. Marc J. Madou, "Fundamentals of micro fabrication" The Science of Miniaturization 2o Edition, CRC Press, EUA, 2002, ISBN 0-8493-0826-7.	11
1.5	(A) Micro-motor, (B) Micro-giróscopo para sistema vestibular.	14
1.6	Oído biónico.	15
1.7	Lengua biónica.	15
1.8	(A) Micro-lentes, diseño inspirado en el sistema de visión de una mosca, (B) Acercamiento de los ojos de una mosca.	16
1.9	(A) Estimulador de retina. (B) Implante <i>EPIRET3</i> que muestra los 25 electrodos de estimulación al final del micro-cable. (C) Componentes del implante de lente artificial <i>EPIRET3</i> .	16
1.10	Ojo biónico, (A) Micro estimulador óptico, (B) Retina interna.	17
1.11	Diagrama esquemático de un sistema para un implante subretiniano y epi-retiniano. Cortesía: <i>Science</i>	18
1.12	Implante de un micro robot en una membrana corioalantoidea de embriones de pollo en desarrollo. Estos micro robots pueden ser utilizado para la administrar fármacos. Cortesía: <i>IEEE</i> .	20
1.13	(A) Visión artística de micro-submarino viajando dentro de las arterias, (B) Micro-misil para disolver trombos, (C) Micro-turbinas fabricadas de silicio.	22

1.14	Micro-lanza para el monitoreo de órganos trasplantados, Cortesía del Centro Nacional de Microelectrónica, campus Barcelona, España.	23
1.15	Micro-poros para filtros.	23
1.16	(A) Prótesis de Brazo, (B) Vista explotada de ASIC que controla los movimientos de brazo mediante señales mioeléctricas, (C) mano con sensores y actuadores mioeléctricos.	24
1.17	Micro-herramientas maquinadas en silicio para microsistemas para uso en rehabilitación y medicina.	25
1.18	Un escalpelo o bisturí de silicio con filo de diamante depositado por (Chemical Vapor Deposition, CVD), Depósito Químico en fase de Vapor, para aplicaciones de cirugía ocular.	25
1.19	(a) Esquema de un microscopio de enfocado por haz de iones / microscopio de prueba por barrido (Focused Ion Beam/Scanning Probe Microscopy, FIB/SPM) herramienta que permite modelar sin dañar la modulación. (b) <i>Ex situ</i> sonda de exploración de imagen de una matriz de puntos formado en poli (metacrilato de metilo), de 30 nm de espesor, por implantación de iones con la alineación de sonda de barrido (8 keV Ar^{2+} , $3 \times 10^{13} \text{ ions/cm}^2$). Tamaño de punto es de 90 nm, aproximadamente el mismo que el diámetro del agujero en la viga en el trampolín de sonda de barrido. La limitación en los efectos de divergencia de haz y la distancia del trampolín a la muestra, la etapa de vibración y la resolución para estas características en menor a 20 nm (cortesía de A. Persaud, Lawrence Berkeley National Laboratory).	26
1.20	Motores moleculares, donde se usa el cambio de forma en el nivel molecular para formar un actuador (discutido en el artículo de Huang). El principio, es un "músculo artificial molecular" llamado rotaxano biestable (3), se compone de un componente simétrico, mancuerna, con dos anillos entrelazados sobre la pesa. La distancia entre los dos anillos contraídos se extiende después de la oxidación y reducción. Estos "músculos moleculares", cuando se auto-ensamblan en las vigas micro trampolín, son capaces de hacer flexión o compresión y alargamiento o estiramiento sobre las vigas de oxidación y reducción.	27
1.21	Ilustración de los mecanismos de conducción en materiales recubiertos por polímeros electro activos (EAP, Electro Active Polymer). Los detalles adicionales se describen en el artículo de Cheng et al. (a) Los círculos azules y rojos representan los grupos con carga opuesta secundarios en el polímero (fluoruro de vinilideno). La aplicación de un campo eléctrico hace que el cambio de forma molecular asociado con cambios en la densidad dipolar e induce tensión grande en los polímeros, (b) la fuerza electrostática puede generar una gran deformación en polímeros blandos con alta resistencia eléctrica. La figura muestra un polímero antes y después de la aplicación de un campo eléctrico. La presencia de las cargas opuestas en los electrodos que la capa de polímero da lugar a la	27

compresión. La deformación está relacionada con la suavidad de “los resortes” (polímeros blandos) y la cantidad de carga en los electrodos.

1.22	Ilustración de microchip que puede hacer análisis de ADN para aplicaciones clínicas tales como la detección de signos de cáncer en la sangre.	28
1.23	Diferentes geometrías de Micro-canales fabricados en el Centro Nacional de Microelectrónica de Barcelona España [2], [3] y [4].	30

Capítulo # 2

Fig.		Pág.
2.1	Silicio policristalino.	36
2.2	Configuración electrónica del átomo de Silicio.	39
2.3	Diagrama esquemático del horno para el crecimiento de monocristales de silicio por la técnica de Czochralski.	42
2.4	Crecimiento de silicio por medio del método Czochralski.	43
2.5	Carga de polisilicio o silicio policristalino en el crisol de cuarzo, lista para fundirse mediante el sistema de calefactor de grafito (BUAP).	44
2.6	Vista a través de la mirilla del horno, de la interfaz Sólido-Líquido, semilla o cristal de referencia (en estado sólido) y el fundido (en estado líquido).	45
2.7	Solidificación del fundido en un monocristal, formando cuello, hombro y cuerpo.	45
2.8	Formación de la cola y fin del proceso de crecimiento del lingote, desprendimiento del monocristal del fundido.	45
2.9	Horno crecedor de silicio por el método de Czochralski (Planta piloto de crecimiento de silicio, Departamento de Microelectrónica BUAP).	46
2.10	Lingote de silicio recién crecido de una carga de 8 kilogramos (Departamento de Microelectrónica, BUAP).	47
2.11	Consola de control de la máquina de crecimiento de silicio (Departamento de microelectrónica BUAP).	49
2.12	Lingotes de Silicio crecidos en el Departamento de Microelectrónica, BUAP.	50
2.13	Lingote de silicio (Departamento de Microelectrónica, BUAP).	50
2.14	Corte de los extremos del lingote de silicio, llamados comúnmente cola y cabeza, cortesía Depto. Microelectrónica, ICUAP.	53
2.15	Medidor de resistividad del lingote de silicio ya rectificado, cortesía Planta piloto de crecimiento de silicio, Departamento de Microelectrónica ICUAP.	54

2.16	(a) Rectificador de referencia en el lingote de silicio, (b) lingote de silicio en el soporte con la referencia primaria, (c) herramienta para el rectificado, cortesía Departamento Microelectrónica BUAP.	56
2.17	Proceso de recortado de obleas de silicio (Planta piloto de crecimiento de silicio Departamento de Microelectrónica BUAP).	57
2.18	Máquina rebanadora de obleas, (Departamento de Microelectrónica de la BUAP).	58
2.19	Obleas montadas en las herramientas para efectuar el pulido mecánico.	59
2.20	Medidor de planaridad.	61
2.21	Medidor de Resistividad de la oblea.	62
2.22	Lavado final de obleas.	63
2.23	Clasificación de obleas según su resistividad, orientación, espesor, Tipo N ó Tipo P.	65
2.24	Secuencia del proceso para la fabricación de obleas de silicio monocristalino, desde el crecimiento del lingote hasta la oblea terminada y clasificada, lista para utilizarla como sustrato para circuitos integrados, celdas solares fotovoltaicas o MEMS.	66

Capítulo # 3

Fig.		Pág.
3.1	Primer circuito integrado desarrollado por Jack Kilby, 1958, en los laboratorios de Texas Instrument (TI).	70
3.2	Vista transversal del proceso de microfotolitografía durante la microfabricación.	71
3.3	Diferentes técnicas de fotolitográficas.	73
3.4	Mascarilla del primer microcircuito mexicano, 1974, CINVESTAV-IPN.	75
3.5	Diagrama de flujo de acuerdo a las necesidades de diseño para la fabricación de circuitos integrados y MEMS.	78
3.6	Coordinatógrafo automático para el rayado del papel <i>Rubylith</i> , usado en serigrafía, para delinear el contorno de las áreas de una mascarilla, cortesía Departamento de Semiconductores, ICUAP.	79
3.7	Inspección del rayado y cortes de bordes para la generación de la imagen patrón para generar la mascarillo.	80
3.8	Imagen patrón en papel rubilith o ulano.	81
3.9	Patrón mascarilla original (cortesía del Posgrado de Ingeniería Biomédica, UPAEP).	82
3.10	Cámara multilente para fotomultiplicar las imágenes del patón original, desarrollada en el Departamento de Semiconductores de la UAP,	82

	1978.	
3.11	Fotomultiplicación de las imágenes del patrón original.	83
3.12	Fotorreducción al tamaño original conteniendo todos los dispositivos que se van a procesar, llamada mascarilla (Departamento de semiconductores, BUAP).	84
3.13	Mascarilla para litografía (Posgrado de Ingeniería Biomédica, UPAEP).	84
3.14	Máquina centrífuga para el depósito de resina fotosensible y pistolas para secado con nitrógeno.	85
3.15	Máquina centrífuga para el depósito de la resina fotosensible. Esta máquina trabaja de 500 a 3000 rpm, la oblea de silicio se sujeta por vacío. (Departamento de Semiconductores BUAP).	85
3.16	Horno de recocido de fotorresinas, (Departamento de Semiconductores BUAP).	85
3.17	Máquina de alineación de mascarillas, desarrollada en el Departamento de Semiconductores de la UAP, 1979.	86
3.18	Hornos para los proceso de difusión atómica y oxidación, Departamento de Semiconductores UAP.	87
3.19	Horno de tres zonas de calentamiento.	87
3.20	Detalle del proceso de oxidación.	88
3.21	Métodos del crecimiento epitaxial en el proceso de oxidación de silicio. (a) Vista lateral del horno de oxidación, (b) oxidación seca, (c) oxidación húmeda, (d) oxidación pirolítica.	89
3.22	Espesores del silicio y dióxido de silicio.	90
3.23	Rotámetros para el control de flujos de gases de alta pureza como: nitrógeno, oxígeno, fosfina y diborano.	91
3.24	Vista general de la sala de hornos con la consola de control de temperatura y tiempo.	91
3.25	Máquina 4 puntas para medir resistencia de hoja que incluye un medidor de punta caliente para determinar el tipo de conductividad del material, Tipo P o Tipo N.	92
3.26	Evaporadora para el metalizado con aluminio diseñada, desarrollada y construida en el CINVESTAV-IPN por el Dr. Joaquín Remolina López.	92
3.27	Vista detallada del microscopio multipuntas, para pruebas eléctricas de los dispositivos microelectrónicos.	93
3.28	Microscopio multipuntas y osciloscopio trazador de curvas.	93
3.29	Máquina rayadora para separar los circuitos integrados, dados o chips.	94
3.30	Rayado y separación de los dados con una punta de diamante.	94
3.31	Dados de transistores separados de la oblea.	95
3.32	(a) Dado separado con 6 transistores de mediana potencia.	95

	(b) Colocación del dado o chip en la base del empaquetado fijado con resina conductora.	
3.33	Microsoldado del transistor con alambres de aluminio u oro de 20 a 25 micras de diámetro.	96
3.34	Primer prototipo de máquina Microsoldadora de ultrasonido.	96
3.35	Segundo prototipo de Máquina Microsoldadora, esta máquina contiene dispositivos electrónicos hechos en el Departamento de Semiconductores UAP.	97
3.36	Detalle de un microsoldado de un circuito integrado, Departamento de Semiconductores UAP.	97
3.37	Empaquetado de los microcircuitos en diversos encapsulados metálicos, cerámicos o con resinas epóxicas, cortesía del Departamento de Microelectrónica de la BUAP.	98

Capítulo # 4

Fig.		Pág.
4.1	Dimensiones y geometría de los trampolines o cantileveres.	102
4.2	Vista transversal del micrograbado del trampolín de silicio en un sustrato (100).	103
4.3	(a) Esquema del Cantilever para la simulación (b) Regiones del trampolín sometidas a mayor esfuerzo de color rojo.	104
4.4	Desplazamiento y Estrés del cantilever COVENTOR.	105
4.5	Mascarilla 1, definición de los pozos para formación de los trampolines o cantilevers.	106
4.6	Mascarilla 2.	107
4.7	Mascarilla 3.	107
4.8	Mascarilla 4.	107
4.9	Geometría de diseño de las mascarillas de los trampolines o cantileveres con L-Edit.	109
4.10	Mascarilla 2 alineándose para su primera reducción.	109
4.11	Mascarilla 2 en exposición a la cámara por 11 min.	110
4.12	Verificación el espesor de las obleas de silicio con un micrómetro.	111
4.13	Verificación del espesor de la oblea con micrómetro.	111
4.14	(a) Zonas de medición para determinar el espesor de la oblea, (b) micrómetro.	112

4.15	Zonas de medición para la resistividad de las obleas.	113
4.16	Medición de la resistividad con un medidor de 4 puntas.	113
4.17	Comprobando que las obleas de silicio sean de Tipo N.	113
4.18	Etapas desengrasantes en TCE y en Acetona en vibrador ultrasónico.	115
4.19	RCA's a 80°C por 17 min.	116
4.20	Sistema Súper Q, para limpieza profunda de las obleas.	116
4.21	Horno de oxidación INAOE.	117
4.22	Aplicación de resina fotosensible.	119
4.23	Hornos de cocido y pre-cocido de resina.	119
4.24	Obleas en solución $\text{H}_2\text{O}:\text{HF}$ 7:1 en baño maría a 80°C.	120
4.25	Grabado de $4 \times 4 \text{ mm}^2$ de área de dióxido de silicio de 12000 Å de espesor.	120
4.26	Resina en la parte superior de la oblea con fracturas.	121
4.27	Desprendimiento de resina en la parte superior de la oblea con fracturas.	121
4.28	Obsérvese cómo el espacio de las marcas de alineación y el pozo de nuestro trampolín es casi nulo.	122
4.29	Oblea con depósito de Ni_3S_4 con trabajo de maquinado de la 1er mascarilla.	123
4.30	Oblea con depósito de Ni_3S_4 maquinada a 250 μm aprox.	123
4.31	Oblea de silicio monocristalino (100) con 60 BioMEMS de 8 trampolines cada uno, proceso de micromaquinado realizado en el Laboratorio de Microelectrónica del INAOE.	124
4.32	(a) Fracción de una oblea de silicio monocristalino (100) con aluminio evaporado, (b) línea de cuatro BioMEMS, (c) un solo BioMEMS, (d) detalle de alberca de silicio con 8 trampolines o cantilevers.	125
4.33	Microscopio multipuntas, Posgrado Ingeniería Biomédica UPAEP.	126
4.34	Detalle del campo de visión del Microscopio multipuntas.	126
4.35	Microscopio multipuntas Posgrado de Ingeniería Biomédica de la UPAEP.	127
4.36	Microscopio multipuntas.	127

Capítulo # 5

Fig.		Pág.
5.1	(a) Geometría y dimensiones del BioMEMS, (b) Simulación del BioMEMS con Solid Works, (c) Oblea de Si con la alberca y los trampolines, aluminizada y (d) Oblea de silicio monocristalino de 2" de diámetro con 8x8 BioMEMS.	132
5.2	Aspecto de una sala blanca para procesos de fabricación de BioMEMS.	138
5.3	Vestimenta en salas blancas.	140
5.4	Clasificación de cuartos limpios o salas blancas. La cantidad de partículas contadas por metros cúbicos se muestra en los paréntesis.	141
5.5	(a) Campana de flujo laminar, (b) campana de extracción de gases.	143
5.6	Patrón de la imagen para reducir y fotomultiplicar la imagen en una de las mascarillas de los cantilevers o trampolines, Laboratorio de Microelectrónica del INAOE.	145
5.7	Foto mascarilla con la imagen reducida y foto multiplicada.	146

Capítulo # 6

Fig.		Pág.
6.1	Trampolines.	150
6.2	(a) La deformación producida por una fuerza unilateral aplicada; (b) deformación del trampolín por la flexión, aplicando un fuerza (F).	154
6.3	Relación de la tensión versus deformación.	155
6.4	Diagrama tensión-deformación en acero templado. (Cortesía de Hewlett-Packard).	157
6.5	Celda unitaria de silicio. La estructura cristalina del silicio es una red cúbica centrada en las caras, con dos átomos asociados a cada punto de la red. Los átomos oscuros son los puntos de la red y los grises están a $(1/4, 4/4)$, $(1/4, 4/4)$, $(3/4, 4/4)$ y $(3/4, 4/4)$.	166
6.6	Circuito Puente de Wheatstone asociado a una simple galga extensométrica.	181
6.7	Colocación de la galga activa (con tensión) y la galga patrón (sin tensión) para la compensación térmica.	182
6.8	Dos galgas o medidores de deformación activos: (a) Galga colocada físicamente en el trampolín o cantiléver; (b) configuración del circuito puente de Wheatstone.	184
6.9	Puente con cuatro galgas activas para determinar la tensión de esfuerzos.	185

6.10	Conexiones para una medición adecuada del factor de deformación, los monitores de los datos desde circuitos tipo puente de Wheatstone remoto, (a) con dos cables (conexión incorrecta), (b) tres cables (conexión correcta) (c) otra alternativa correcta de conexión usando tres cables.	186
6.11	Diagrama esquemático del trampolín, la línea piezorresistiva asociada a la geometría del cantiléver y las resistencias equivalentes en el circuito puente de Wheatstone.	187
6.12	Esquema de una celda fotoeléctrica con el haz de luz incidiendo en metal alcalino o material semiconductor y las interconexiones eléctricas para su funcionamiento.	189
6.13	Representación gráfica de un fotón (cuanto de luz) de energía $h\nu$ incidente sobre una superficie metálica, expulsa un electrón con una velocidad v dada por la ecuación de Einstein.	192
6.14	Oblea de silicio de 5 cm de diámetro con 8x6 BioMEMS, vista superficie pulida de la oblea.	194
6.15	Vista anterior de la oblea de silicio de 5 cm de diámetro con un juego de 8x5 BioMEMS.	194
6.16	BioMEMS iluminados (a) a oscuras, (b) con muy poca luz para excitar los cantilevers.	195

Capítulo # 7

Fig.		Pág.
7.1	Pantalla del simulador CATIA, para el modelado y simulación del BioMEMS, mostrando su geometría.	199
7.2	Simulación de BioMEMS ante el espectro de frecuencias de vibración.	199
7.3	BioMEMS en diversos modos de vibración en la dirección normal al plano de los trampolines.	200
7.4	BioMEMS en diversos modos de vibración en la dirección transversal al plano de los trampolines.	200
7.5	BioMEMS entra en resonancia en el quinto modo mostrando en promedio los componentes de los vectores.	201
7.6	BioMEMS entra en resonancia con varios modos de vibración.	201
7.7	Estructura del BioMEMS en el simulador SolidWorks, vista anterior.	202
7.8	Vista posterior del BioMEMS, los trampolines en el plano xy.	203
7.9	Estructura de la alberca con los trampolines, BioMEMS.	203
7.10	Vista bidimensional del BioMEMS.	204
7.11	Vista superior de los cantilevers en el BioMEMS, con SolidWorks.	204

7.12	BioMEMS Vista inferior de los cantilevers en el BioMEMS, con SolidWorks.	205
7.13	Trampolines en dos dimensiones.	205
7.14	Vista lateral de la alberca del BioMEMS en SolidWorks.	206
7.15	Vista lateral de la oblea de silicio para la iniciar la simulación BioMEMS.	206
7.16	Aspecto de la alberca con los trampolines en el BioMEMS.	207
7.17	Vista lateral de la alberca con los trampolines en el BioMEMS.	207
7.18	Vista transversal del grabado del BioMEMS, el ángulo del plano cristalino corresponde al silicio (100).	208
7.19	Vista superior del BioMEMS, con un ángulo de rotación.	208
7.20	Simulación de esfuerzos en un cantiléver utilizando COMSOL, (a) la región roja está sometida a mayor tensión, (b) tensión de ruptura en el cantiléver.	213
7.21	Vista normal de la simulación de esfuerzos en un cantiléver utilizando COMSOL, (a) la región roja está sometida a mayor tensión, (b) dibujo del cantiléver en la alberca.	214

Capítulo # 8

Fig.		Pág.
8.1	(a) Geometría y dimensiones del BioMEMS, (b) Simulación del BioMEMS con Solid Works, (c) Oblea de Si con la alberca y los trampolines, aluminizada y (d) Oblea de silicio monocristalino con 8x8 BioMEMS.	218
8.2	Oblea de silicio con BioMEMS, vista superior	219
8.3	Vista anterior de la oblea de silicio con BioMEMS.	220
8.4	Oblea de silicio con cantilevers reaccionando a la exposición de la luz BioMEMS.	220
8.5	Cantilevers reaccionando ante un esfuerzo mecánico, térmico, resistivo u óptico.	221
8.6	Dibujo de la alberca con tintas diluidas con alcohol para simular la reacción del reactivo en acción.	221
8.7	BioMEMS en operación con muestras interactuando con los reactivos contenidos en la alberca.	221
8.8	Esquema del funcionamiento del BioMEMS	222
8.9	Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.	222

8.10	Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.	223
8.11	Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.	224
8.12	(a) Vista superior de 8 trampolines y albercas, (b) vista anterior de la alberca con trampolines, (c) alberca sellada, (d) microcanales de silicio sellada con vidrio porta objetos.	225
8.13	(a) vista posterior de alberca con un solo trampolín, (b) trampolines sellados, (c) BioMEMS, (d) microcanal circular, (e) microcanales en línea recta.	226
8.14	Funcionamiento de BioMEMS, entrada de la muestra, que fluye por los microcanales para llegar a la alberca en donde reacciona y salida del medicamento a demanda del usuario.	227
8.15	Esquemático del BioMEMS, con los contactos de aluminio conectados al puente de Wheatstone en cada trampolín, entrada de la muestra, que fluye por los microcanales para llegar a la alberca en donde reacciona a la salida.	228

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo # 2

Tabla	Pág.
II.I Tabla Periódica de Elementos	36
II.II Propiedades atómicas del Silicio	37
II.III Información general del Silicio	38

Capítulo # 5

Tabla	Pág.
V.I Requisitos de limpieza en un laboratorio de semiconductores.	143
V.II Lista de contaminantes y su control durante el proceso de fabricación.	144
V.III Aplicaciones de Salas Blancas	145

Capítulo # 6

Tabla	Pág.
VI.I Propiedades del Silicio y otros materiales.	166
VI.II Módulos de elasticidad longitudinal para diversos materiales.	171
VI.III Módulo de Elasticidad Transversal.	172
VI.IV Coeficiente de Poisson de varios materiales.	173
VI.V Coeficiente de Poisson de materiales cerámicos y vidrios.	173
VI.VI Tensión de Ruptura en metales.	174
VI.VII Tensión de Ruptura en No-metales.	174
VI.VIII Límites elástico y rotura de aleaciones y porcentaje de alargamiento.	175
VI.IX Endurecimiento por deformación de aleaciones.	176

VI.X	Energía de impacto de algunas aleaciones.	177
VI.XI	Energía de impacto de algunos polímeros.	177
VI.XII	Energía de impacto de algunos polímeros.	178

Capítulo # 7

Tabla		Pág.
VII.IA	Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 1 al 10), frecuencias (Hz) y estabilidad. Resonancia en el quinto modo.	209
VII.IB	Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 11 al 20), Frecuencia (Hz) y estabilidad.	209
VII.IC	Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 21 al 30), Frecuencia (Hz) y estabilidad.	210
VII.ID	Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 31 al 40), Frecuencia (Hz) y estabilidad.	210

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE DE LOS BioMEMS

La electrónica ha desplazado a otras importantes industrias, constituyéndose en la base de las economías de diversos países industrializados. México podría convertirse en una de las pocas naciones en vías de desarrollo con tecnología propia en esta área estratégica.

Los resultados de una investigación carecen de importancia si no repercuten en la sociedad. Deben conducir a la creación de una capacidad científica y tecnológica interna, necesaria para seleccionar, asimilar y adaptar tecnologías externas para producir conocimientos propios que fomenten la investigación científica de acuerdo con las condiciones sociales y económicas del País y que induzcan a la autosuficiencia con un alto grado de autodeterminación económica y política.

Debido a factores de orden social, económico, político y cultural en todos los países en vías de desarrollo como México, se carece aún de la capacidad científica necesaria para la creación de precedentes

que conformen toda una herencia científica y tecnológica sustentada por una infraestructura nacional. Esto último proporcionaría la generación de una cultura que en principio atenuaría nuestra independencia del exterior, como es el caso de los semiconductores. Haciéndonos más selectivos en la tecnología que consumimos y en la actividad científica que desarrollamos; esto implica hacer del nuestro, un pueblo que genere ciencia y que no solo la consuma.

En México contamos con recursos humanos aun insuficientes en todas las aéreas de investigación; sin embargo, son altamente calificados y desempeñan esa actividad necesaria con recursos económicos que, aunque limitados son suficientes para mantener una comunidad científica activa.

La generación de recursos humanos es una exigencia de primer orden si se pretende realizar proyectos que cuenten con una masa crítica para garantizar la ejecución de los mismos hasta sus últimas consecuencias.

En México en un buen número de instituciones de investigación adquiere una importancia relevante el grado académico y el número de artículos publicados por los investigadores, lo cual es razonable si

atendemos a la necesidad de hacer investigación de calidad y que esta sea difundida; sin embargo, se da poca importancia a la capacidad de estos investigadores para seleccionar proyectos, técnicas, métodos y equipo para realizarlas. Esto es explicable pues la mayoría de los posgrados que se realizan en el extranjero, en condiciones de trabajo totalmente diferentes a nuestro País. Por este motivo, es común encontrar proyectos de investigación que exigen una infraestructura de País avanzado y que en el nuestro se realizan solo por criterios de moda o de relevancia personal de los autores. Estas investigaciones muy avanzadas suponen etapas por las que hubieron de pasar sus creadores, los cuales se olvidan que el conocimiento integro lo proporciona el proceso que va de lo más sencillo a lo más complejo, induciendo la formación de nuevos investigadores.

La fundación del Departamento de Semiconductores de la UAP, (actualmente BUAP) planteo su proyecto de investigación tomando como premisa que el desarrollo de la industria y la investigación dependen principalmente de la creación de los instrumentos electrónicos en todos sus grados de complejidad; o sea, desde la electrónica de componentes discretos (diodos, transistores, compuertas, etc.) hasta sistemas de procesos, análisis y control por

computadoras (para mencionar uno solo) cuya utilización a generado una gran dependencia tecnológica, económica y política del País [1].

Por lo anterior, identificamos a la investigación tecnológica en semiconductores y microelectrónica como una actividad estratégica para atenuar la dependencia en las áreas mencionadas anteriormente.

El Departamento de Semiconductores de la UAP se fundó a fines de 1976, solamente con recursos económicos de la Universidad Autónoma de Puebla, posteriormente obtuvo el apoyo del la Dirección General de Investigación Científica de la Secretaria de Educación Pública (SEP) y el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT).

El propósito a mediano y largo plazo es desarrollar una tecnología capaz de producir dispositivos semiconductores de calidad comercial y crear base y antecedentes en este renglón que genere experiencias suficientes para pasar a otro tipo de tecnologías más avanzadas. Entre los objetivos que se destacan principalmente en la filosofía del desarrollo de este trabajo es:

- La conformación de cuadros técnicos capaces de identificar y solucionar problemas afines a esta tecnología según lo plantea el entorno social.
- Estos grupo de trabajo que sean capaces de diseñar y construir el equipo que las distintas etapas requiera la tecnología de semiconductores para evitar en cuanto sea posible depender de equipos comerciales importados, lo cual constituye un punto fundamental para el verdadero dominio de esta tecnología.

Uno de los problemas fundamentales en el campo de la medicina en México, es la falta de instrumentación médica con tecnología mexicana.

Si hacemos una pequeña revisión del cuadro básico elemental en instrumentación médica, que se utiliza en México resulta que la mayoría de estos instrumentos mecánicos, electromecánicos y electrónicos, son de procedencia extranjera.

En el mundo actual, tan vastamente tecnificado, ya no es posible que muchos profesionistas particularmente en el área médica, desarrollen trabajos aislados. El desarrollo de la medicina requiere de equipos interdisciplinario. Esta explicitación es corrientemente entendida en cualquier cirugía.

El desarrollo vertiginoso de las nuevas tecnologías que se aplican a este arte-ciencia, la cirugía o bien a la medicina en general, requieren frecuentemente relación conjunta de un médico y un físico, de un médico y un ingeniero mecánico, de un médico y un computólogo y finalmente de un médico y de un ingeniero en electrónica.

Al paso del tiempo, las divisiones absurdas de un esquema educativo/académico (al menos en México) han hecho que no ocurra una buena comunicación entre médico y los profesionistas mencionados anteriormente.

Micromáquinas

En los últimos años se han desarrollado varias tecnologías nuevas y se han adecuado otras ya existentes, para el diseño y desarrollo de la microfabricación de herramientas. Como por ejemplo: pinzas de 30 micras de longitud, filtros con agujeros de 1 a 3 micras de diámetro, cepillos con cerdas de 5 micras de diámetro y 15 micras de altura engranajes, así como la microfabricación de micromotores de 100 micras de diámetro.

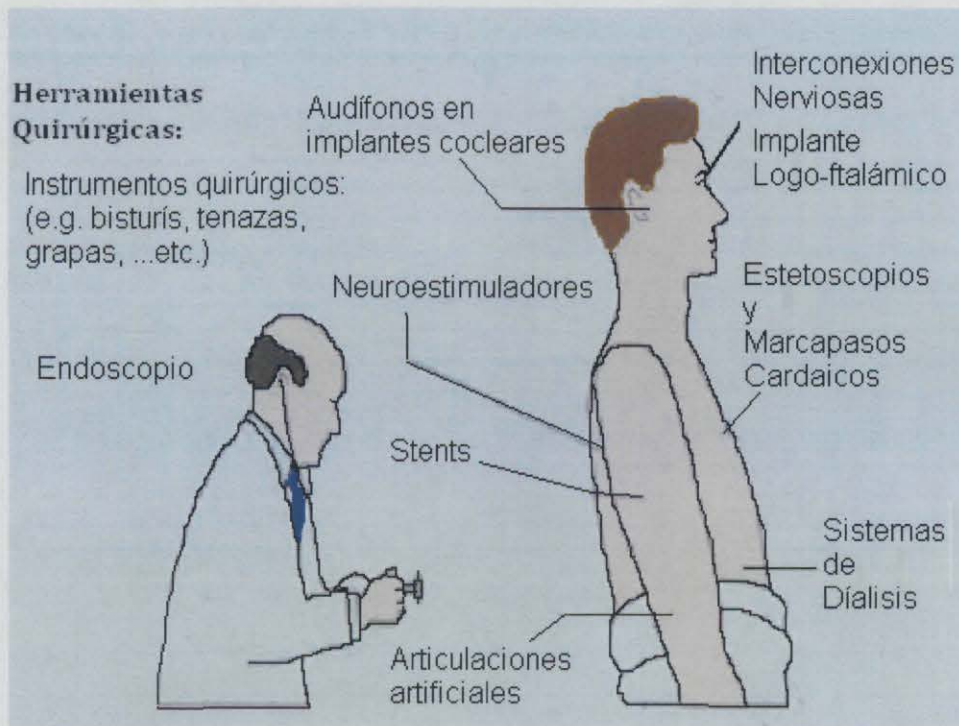


Figura 1.1. Algunos ejemplos de la aplicación de BioMEMS en la supervisión, cuidado y diagnóstico médico

Futuro de microsistemas en Aparato Digestivo

Varios centros de investigación de Europa, Estado unidos y Japón están trabajando en el desarrollo de MOEMS (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems). Que parecen tecnologías de películas de ciencia ficción, pero que ya son casi una realidad.

Imaginemos que en futuro, un paciente se toma un cápsula y que esta cápsula monitorea el estado de salud del paciente a través de una micro cámara y micro sensores fisicoquímicos, haciendo el análisis en vivo y en tiempo real.

Presencia de los microsistemas en el aparato digestivo

Las actividades de investigación y desarrollo son enfocados en materia de miniaturización sobre la integración de funciones adicionales, por ejemplo: sistemas de sensores para la simulación de tacto y sobre una visión mejorada para el médico cirujano (sistema de cámara integrada, circuitos CCD-3D). Proceso rápidos para el análisis in-situ de un número grande de muestras.

Las mediciones dentro del cuerpo (diagnóstico en vivo). En los últimos años se han desarrollado varias tecnologías nuevas y se han propuesto nuevos protocolos de diagnóstico.

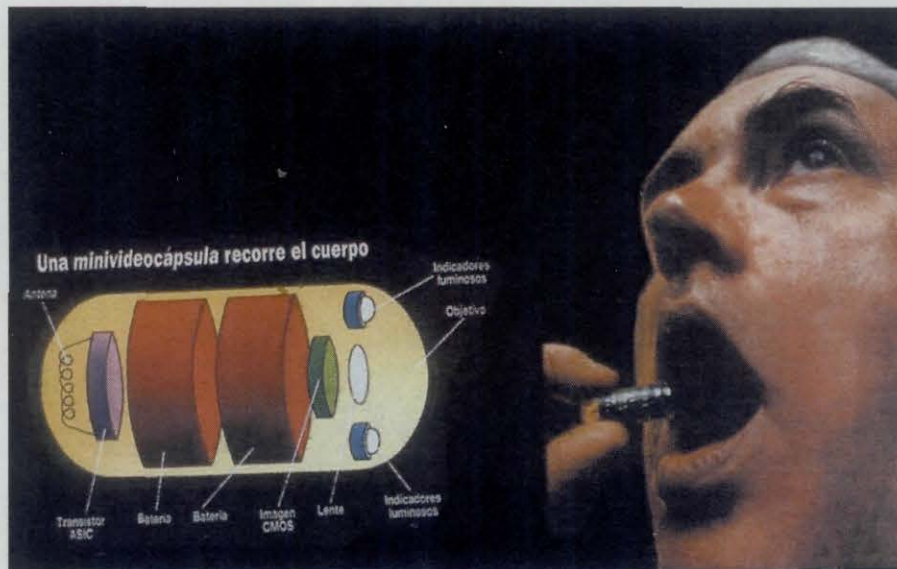


Figura 1.2. Micro cápsula que recorre el tracto digestivo.

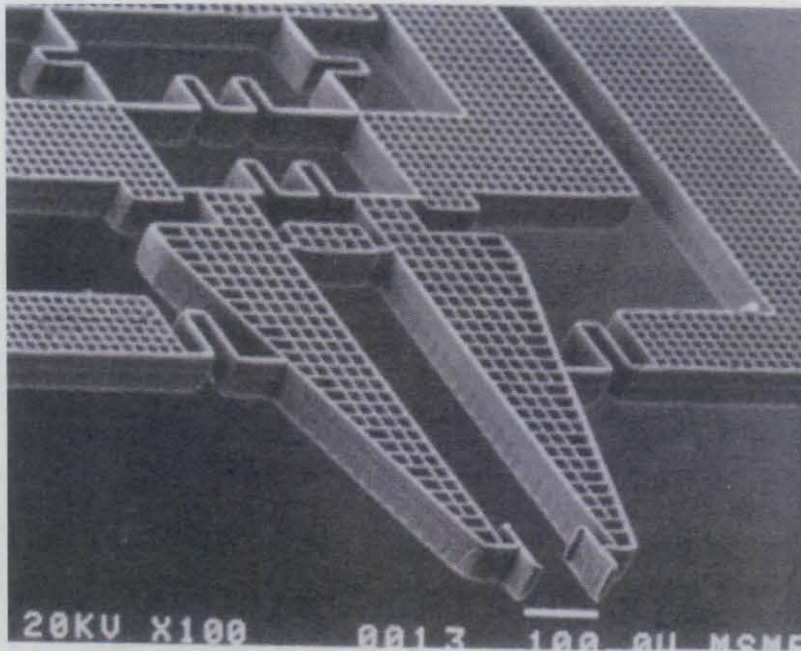


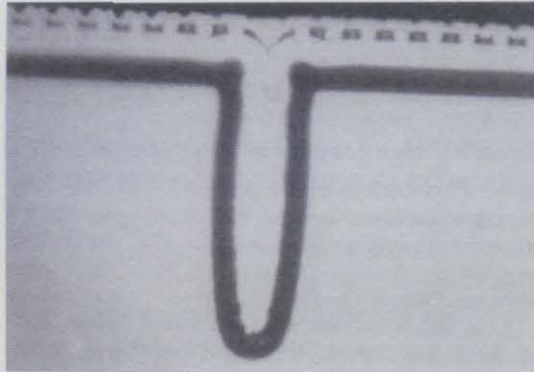
Figura 1.3. Micrografía SEM de HEXSIL pinzas: 4 mm de largo, 2 mm de ancho, y 80 metros de altura micro. Hilos conductores de suministro de corriente están hechos de Ni llenos de capas de Si vigas; *in situ* fósforo polisilicio dopado proporciona la parte de resistencia para la acción. La anchura del haz es de 8 micrómetros: 2 poli-Si, Ni 4 micrómetros, y 2 micrómetros poli-Si. (Cortesía del Dr. Keller, Instrumentos de Precisión MEMS)

Tendencias a futuro de BioMEMS

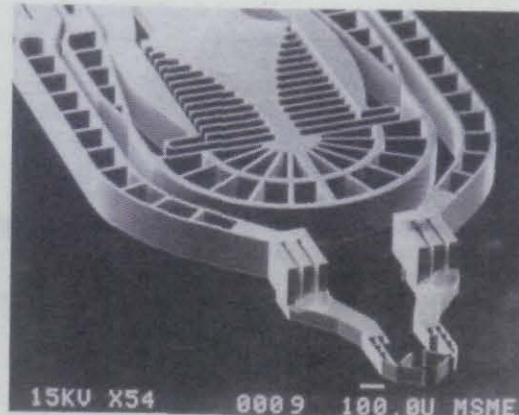
Actualmente, la demanda de microsistemas se espera que aumente en varios segmentos existentes o emergentes en el mercado de la salud. Apoyo al mercado de los Microsistemas de la biotecnología. El comienzo del siglo 21 coincide con el rápido desarrollo de la biotecnología. El mercado mundial de productos basados en la biotecnología moderna se tenía en el año 2005 un mercado de 100,000 millones. El número de empresas europeas de biotecnología

aumentó un 15% hasta 1351 en un plazo de un año. En Alemania, el número de empresas en este sector ha aumentado en un 150% en los últimos tres años. El segmento de mercado más grande de la industria de la biotecnología es terapéutica para la salud humana. Representa alrededor del 69% de los activos de la biotecnología en todo el mundo del sector. Las enfermedades cardiovasculares, el cáncer, han llevado este problema a nuevos y rápidos, procedimientos de análisis económico y automatizado para la investigación y el desarrollo tienen que ser desarrollados. Un ejemplo es el *Diagnóstico de alto rendimiento*, también referido como High Throughput Screening (HTS), cosa que está marcado por el proceso de paralelización y la miniaturización. El tamaño del mercado total de HTS se estima que se encuentran entre 200 millones y 573 millones de dólares con un TCCA (Tasa Compuesta de Crecimiento Anual) de alrededor del 22% entre 1997 y 2000. HTS permite un tiempo significativo y la reducción de costos. Al momento, hasta 300,000 muestras pueden ser examinadas por día. Hace cinco años, cerca de 10,000 muestras podrían ser examinadas por año. Esto permite la reducción de costos de hasta el 90% para el mismo número de muestras y una disminución significativa en el intervalo de tiempo de salida al mercado. HTS

requieres una miniaturización fuerte y microfabricación de componentes de fluidos. Una parte significativa de la investigación se requiere para una miniaturización adicional de la biotecnología.



(A)



(B)

Figura 1.4, (A) Micrografía SEM de un filtro de membrana de superficie microscópicamente con un nervio de refuerzo (50 micrómetros). Aumento original 1000x. (B) Micro pinzas realizado por el proceso RIE Bosch profunda en un solo cristal (véase también el capítulo 2). (Cortesía del Dr. Keller, Instrumentos de Precisión MEMS). Ref. Marc J. Madou, "Fundamentals of micro fabrication" The Science of Miniaturization 2o Edition, CRC Press, EUA, 2002, ISBN 0-8493-0826-7

Mercado de BioMEMS

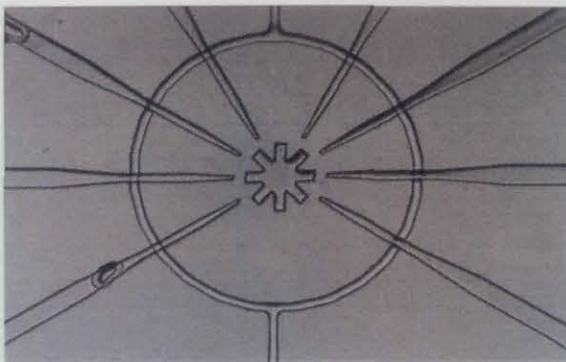
En las tecnologías de microsisistemas para la atención sanitaria, el mercado de aplicaciones crecerá de \$1,200'000,000 millones de dólares en 2009 a \$ 4,500'000,000 millones de dólares en 2015. Representando a más de 1,000'000,000 millones unidades al año en 2015. Mientras tanto, en los sistemas inalámbricos superará el 50% de cuota de mercado. El mercado nacional de atención médica: -definido

como prescritos de atención domiciliaria, esto son los dispositivos médicos, no se espera que sean demandados antes de 2015, esta meta aumentará en un 125%. Esto se debe a que en la mayoría de lo que se ha desarrollado en la actualidad, los instrumentos médicos son lentos o alquilados, y no comprados por el paciente. Por ejemplo, el diagnóstico rápido de embarazo, realizado por el propio paciente, o en el monitoreo a distancia de un paciente hipertenso o diabético.

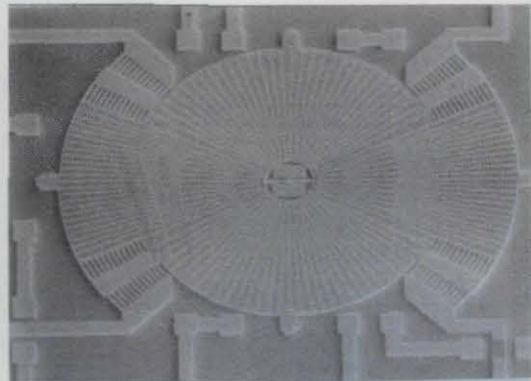
El campo de la BioMEMS (Bio-Micro-Electro-Mechanical Systems) está creciendo rápidamente como un campo interdisciplinario entre las ciencias biológicas, todos los campos de la ingeniería, disciplinas clínicas, y la nanotecnología. Específicamente, abarca todas las interfaces entre silicio, carbono, cerámicas, polímeros y biomateriales incluyendo células, proteínas y ADN.

Los sistemas nuevos de diagnóstico in-vitro, han dado como consecuencia las nuevas estrategias de terapia, tratamiento de las enfermedades genéticas, la entrega de fármacos de manera inteligente, el páncreas artificial, los nuevos procesos descubiertos de fármacos son mejoras de salud prometidas a las generaciones futuras. Muchos desafíos están relacionados con la miniaturización, que

- Nanotubos funcionales y nanopartículas para biosensores,
- Sensores celulares, de tejidos y sistemas basados en materiales Biofotónico para dispositivos y aplicaciones BioMEMS,
- BioMEMS implantables para la administración de fármacos,
- Motores Biomoleculares y dispositivos empacado en dispositivos biomédicos,
- Estructura y dinámica de las interfaces orgánicos/inorgánicos en proteínas y patrones celulares en dispositivos microfluídicos, nanofluídicos y las interacciones sólido/líquido,
- Generación de tecnologías de detección bio/químico *In-situ* y *ex-situ* así como las técnicas de caracterización y de imagen.



(A)



(B)

Figura 1.5, (A) Micro-motor, (B) Micro-giróscopo para sistema vestibular.

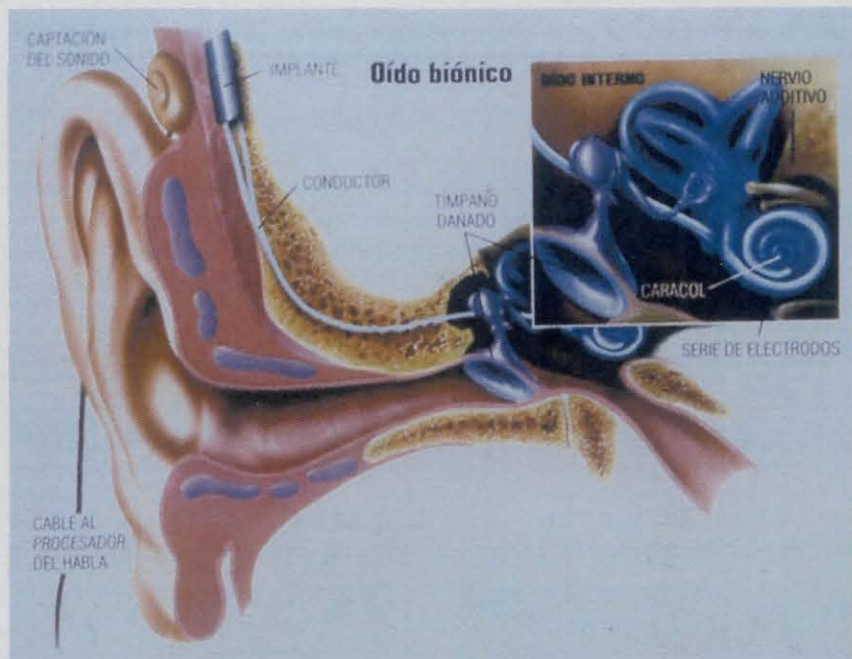


Figura 1.6, Oído biónico



Figura 1.7, Lengua biónica

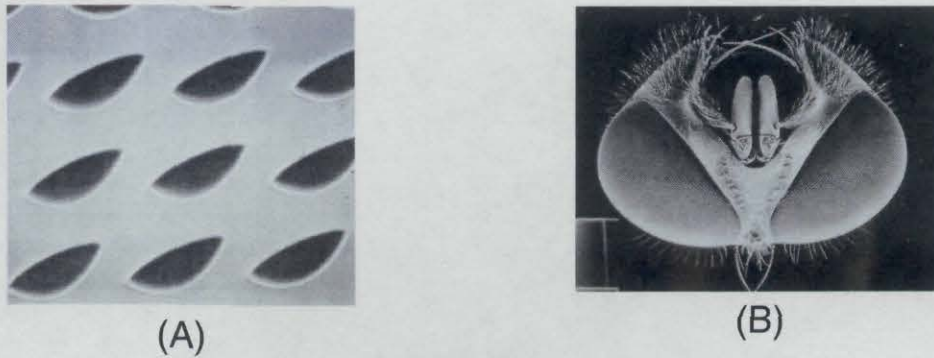


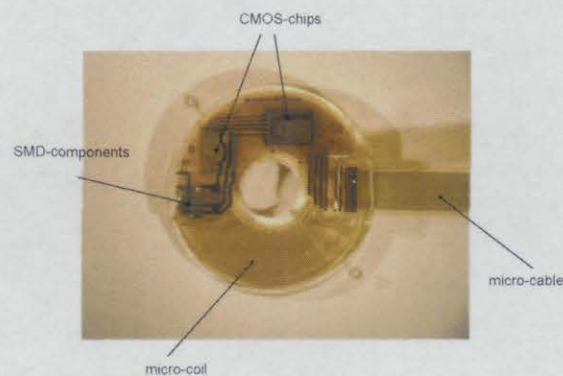
Figura 1.8, (A) Micro-lentes, diseño inspirado en el sistema de visión de una mosca, (B) Acercamiento de los ojos de una mosca.



(A)



(B)



(C)

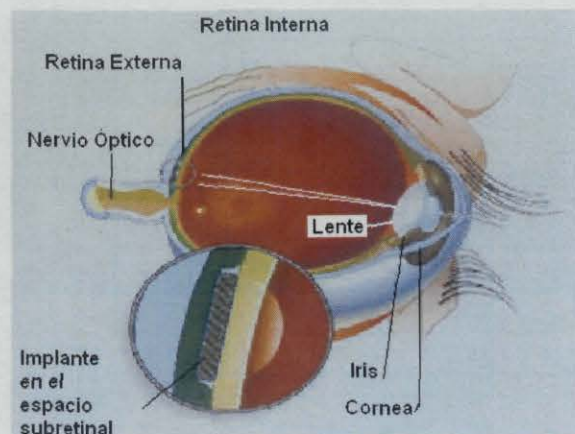
Figura 1.9, (A) Estimulador de retina. (B) Implante *EPIRET3* que muestra los 25 electrodos de estimulación al final del micro-cable. (C) Componentes del implante de lente artificial *EPIRET3*.

El implante *EPIRET* contiene 3 bobinas receptoras, cables de metal y los micro electrodos son de oro electro chapado. Los electrodos están cubiertos con una fina película de óxido de iridio. El implante entero está recubierto con parileno y la superficie activa de los electrodos de estimulación se abre mediante grabado en plasma.

Los datos recogidos en el *EPIRET* 3 de prueba en voluntarios RP legalmente ciegos conduzcan al desarrollo de un sistema de implantes de segunda generación inalámbrica. Este implante tendrá un número considerablemente mayor de electrodos y más potencia de procesamiento de señal para proporcionar la visión artificial útil para las personas ciegas.



(A)



(B)

Figura 1.10, Ojo biónico, (A) Micro estimulador óptico, (B) Retina interna.

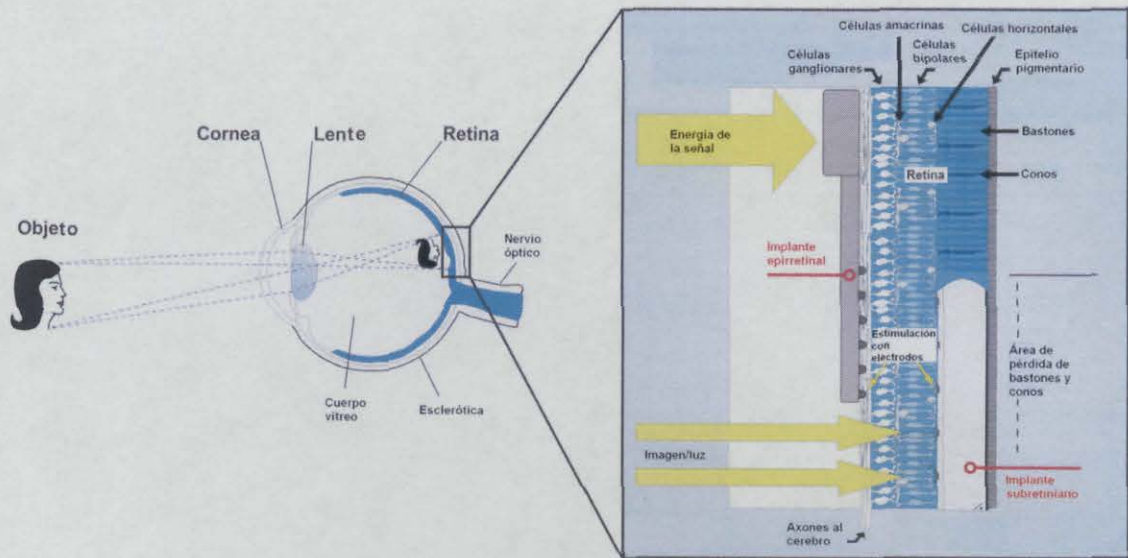


Figura 1.11, Diagrama esquemático de un sistema para un implante subretiniano y epi-retiniano. Cortesía: *Science*

Otra de las aplicaciones de los BioMEMS es en la enfermedad de la retina, o la degeneración de las células de la retina, se ejemplifica en la *Retinitis Pigmentosa* (RP) por causas genéticas y está relacionada con la edad y la *Degeneración Macular* (DM). Estas son las principales causas de ceguera que afecta a un estimado de la población, de 1 a 3 millones de personas en Estados Unidos y de 25 a 30 millones en todo el mundo. A medida que progresa DM, el tejido de la mácula se destruye llevando a una pérdida completa de la visión en el centro. En el caso de RP, los primeros síntomas incluyen la ceguera nocturna, pérdida de contraste y de manera constante la disminución de la visión

periférica. Ambos pueden atribuirse a la degeneración sensible a la luz de conos y bastones de la retina.

Según el profesor Wilfried Mokwa de RWTH Aachen University, alrededor del 30% de las células ganglionares de la retina de los pacientes con RP sigue trabajando, incluso después de varios años de ceguera. La función de estas células es la de transmitir la formación de imágenes y la no formación de imágenes y de información visual desde la retina a varias regiones del cerebro. En la estimulación eléctrica de las células se ha demostrado que causa *"una sensación visual"*, dice el profesor Mokwa: *"Tecnología BioMEMS está siendo desarrollado y empleado para crear electrodos de estimulación que pueden ser colocadas:*

(1) en el espacio entre la esclerótica (la parte blanca del ojo) y las células nerviosas de la retina para sustituir degenerados bastones de la retina y los conos (*subretinal*),

(2) en la retina interna (epirretiniana) o

(3) sobre la superficie externa de la esclerótica en la que también puede penetrar parcialmente o completamente a través de la

esclerótica (transescleral). La tecnología transescleral es similar a los
20
otros dos.



Figura 1. 12, Implante de un micro robot en una membrana corioalantoidea de embriones de pollo en desarrollo. Estos micro robots pueden ser utilizado para la administrar fármacos. Cortesía: *IEEE*.

En el proyecto del profesor Bradley Nelson, se combina la tecnología de micro y nano escala macro robótica médica. Su grupo está trabajando en dos áreas, es decir, en la construcción de los micro-robots mediante el uso de MEMS, NEMS y micro-robótica y el desarrollo conjunto de la tecnología de imágenes médicas y la dirección magnética para aplicar el dispositivo para aplicaciones *in vivo*. El objetivo es hacer que el robot sea lo suficientemente pequeño como para caber en una aguja de calibre 23. A este tamaño se puede

inyectar en el ojo utilizando sólo un anestésico tópico y sin la
necesidad de una sutura.

21

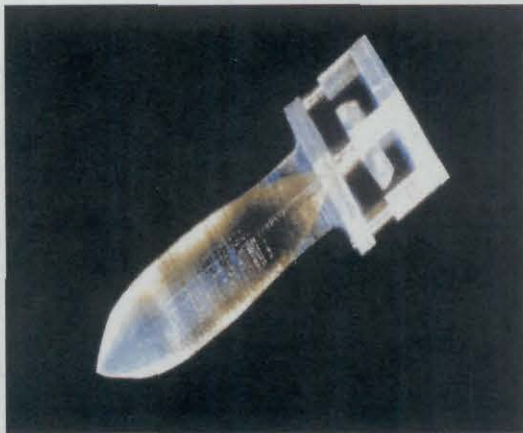
En la propuesta del profesor Nelson, existe un gran desafío para lograr un control preciso de los campos y corrientes a través de los imanes de la dirección. Los algoritmos de control serán los mismos que se utilizan en la estabilización y control de un satélite, solamente se adaptan a las dimensiones. Se estudian dos alternativas para la generación de campos externos, a saber, las bobinas electromagnéticas o los imanes permanentes. Una vez resuelto este problema, se aplicará el robot la administración dirigida, el tratamiento de enfermedades, tales como la degeneración macular relacionada con la edad o las oclusiones de vena retinal. En estos casos, el Profesor Nelson, dice: *"nuestro objetivo es suministrar los medicamentos en lugares específicos en la retina"*.

Actualmente, se propone cuatro tipos diferentes de robots, que se ensamblan a partir de una combinación de piezas planas que se fabrican utilizando un proceso de niquelado y selladas con cola activada por luz UV. La ventaja en esta propuesta de diseño híbrido es que las piezas individuales del conjunto se pueden producir con procesos estándar de fabricación de MEMS para crear geometrías

planas. De esta manera, diferentes sub-sistemas del robot puede ser fabricado utilizando el proceso más adecuado para el cumplir con el objetivo planteado.



(A)



(B)



(C)

Figura 1.13, (A) Visión artística de micro-submarino viajando dentro de las arterias, (B) Micro-misil para disolver trombos, (C) Micro-turbinas fabricadas de silicio.

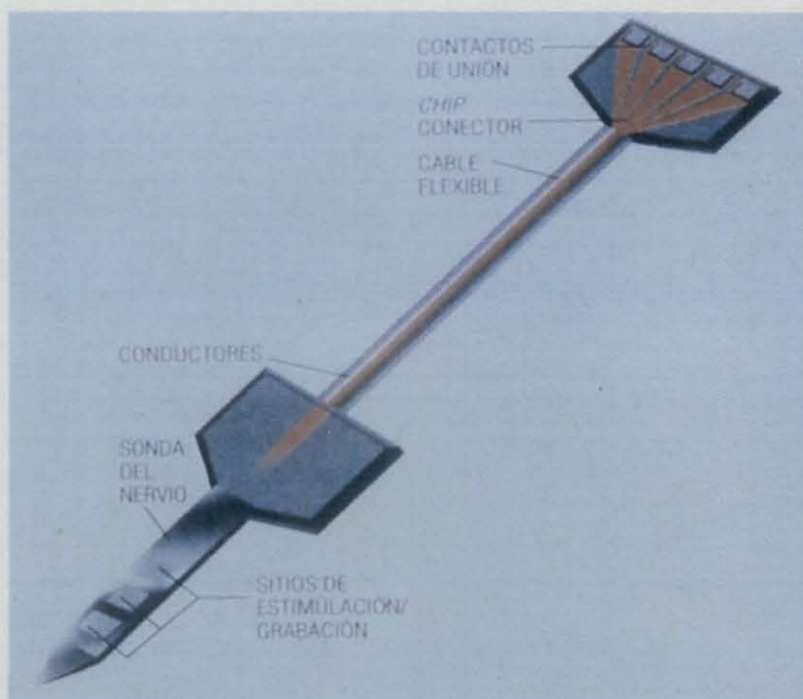


Figura 1.14, Micro-lanza para el monitoreo de órganos trasplantados, Cortesía del Centro Nacional de Microelectrónica, campus Barcelona, España.

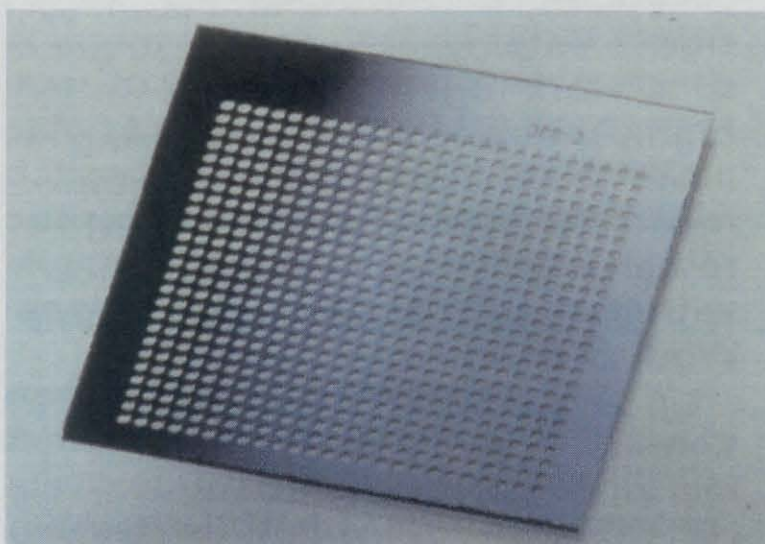
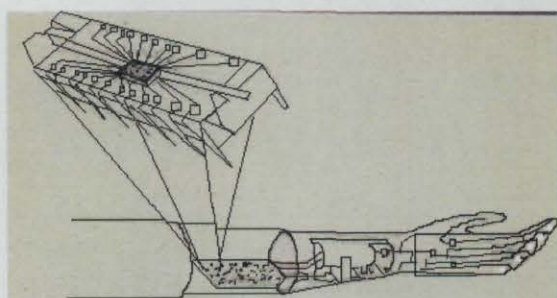


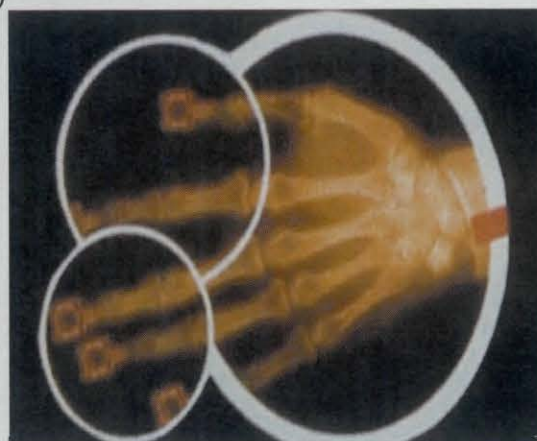
Figura 1.15, Micro-poros para filtros



(A)



(B)



(C)

Figura 1.16, (A) Prótesis de Brazo, (B) Vista explotada de ASIC que controla los movimientos de brazo mediante señales mioeléctricas, (C) mano con sensores y actuadores mioeléctricos.

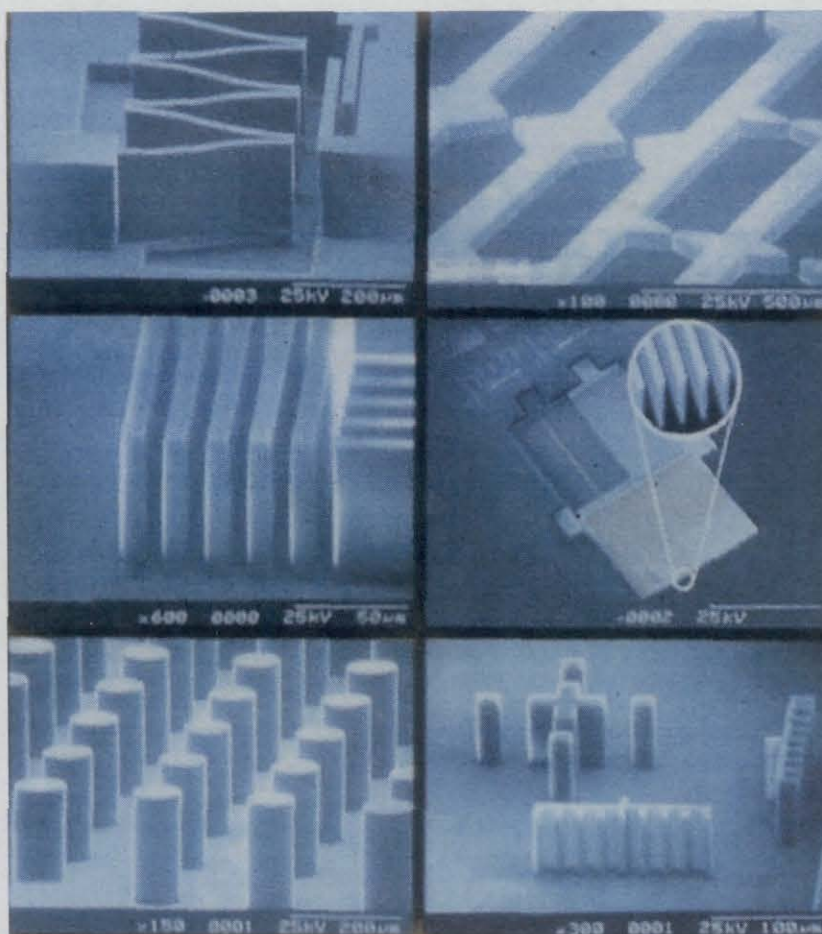


Figura 1.17, Micro-herramientas maquinadas en silicio para microsistemas para uso en rehabilitación y medicina

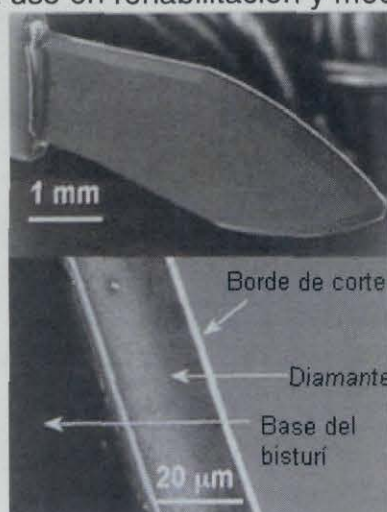


Figura 1.18, Un escalpelo o bisturí de silicio con filo de diamante depositado por (Chemical Vapor Deposition, CVD), Depósito Químico en fase de Vapor, para aplicaciones de cirugía ocular.

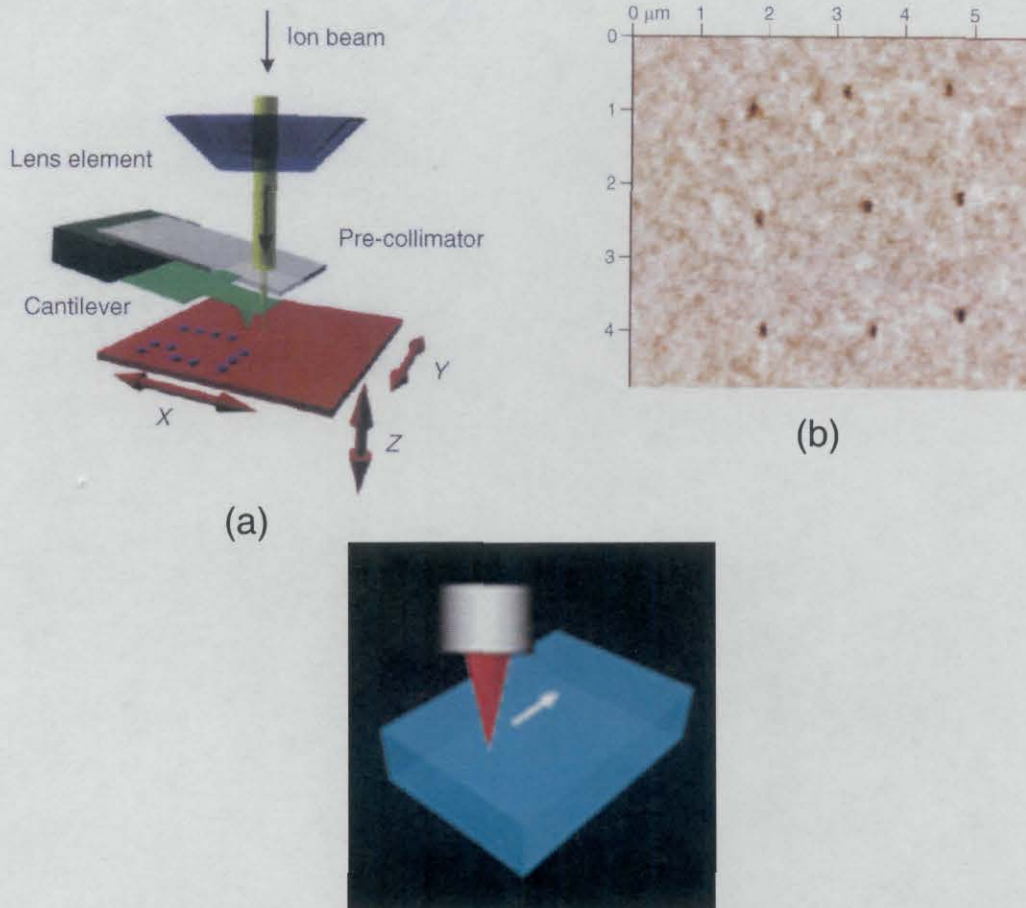


Figura 1.19, (a) Esquema de un microscopio de enfocado por haz de iones / microscopio de prueba por barrido (Focused Ion Beam/Scanning Probe Microscopy, FIB/SPM) herramienta que permite modelar sin dañar la modulación.

(b) *Ex situ* sonda de exploración de imagen de una matriz de puntos formado en poli (metacrilato de metilo) (30 nm de espesor) por implantación de iones con la alineación de sonda de barrido (8 keV Ar^{2+} , $3 \times 10^{13} \text{ ions/cm}^{-2}$).

Tamaño de punto es de 90 nm, aproximadamente el mismo que el diámetro del agujero en la viga en el trampolín de sonda de barrido. La limitación en los efectos de divergencia de haz y la distancia del trampolín a la muestra, la etapa de vibración y la resolución para estas características en menor a 20 nm (cortesía de A. Persaud, Lawrence Berkeley National Laboratory).

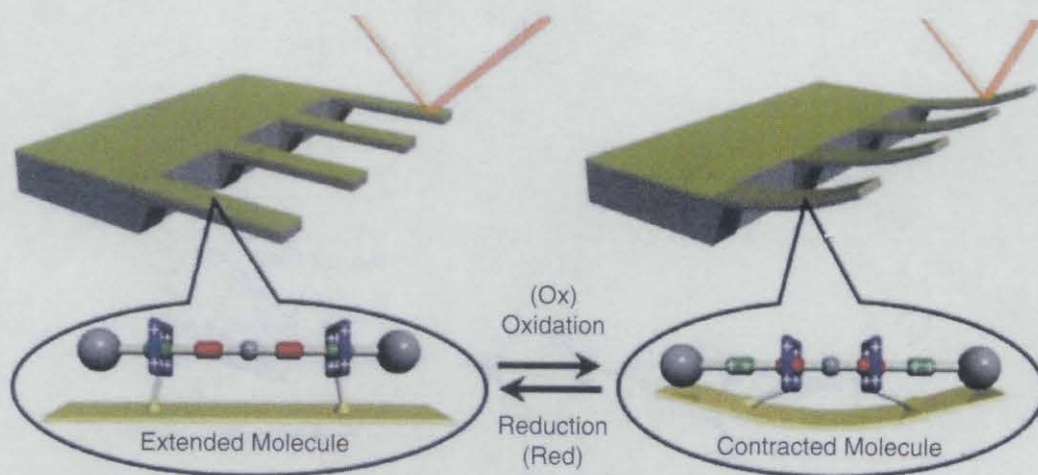


Figura 1.20. Motores moleculares, donde se usa el cambio de forma en el nivel molecular para formar un actuador (discutido en el artículo de Huang). El principio, es un “músculo artificial molecular” llamado rotaxano biestable (3), se compone de un componente simétrico, mancuerna, con dos anillos entrelazados sobre la pesa. La distancia entre los dos anillos contraídos se extiende después de la oxidación y reducción. Estos “músculos moleculares”, cuando se auto-ensamblan en las vigas micro trampolín, son capaces de hacer flexión o compresión y alargamiento o estiramiento sobre las vigas de oxidación y reducción.

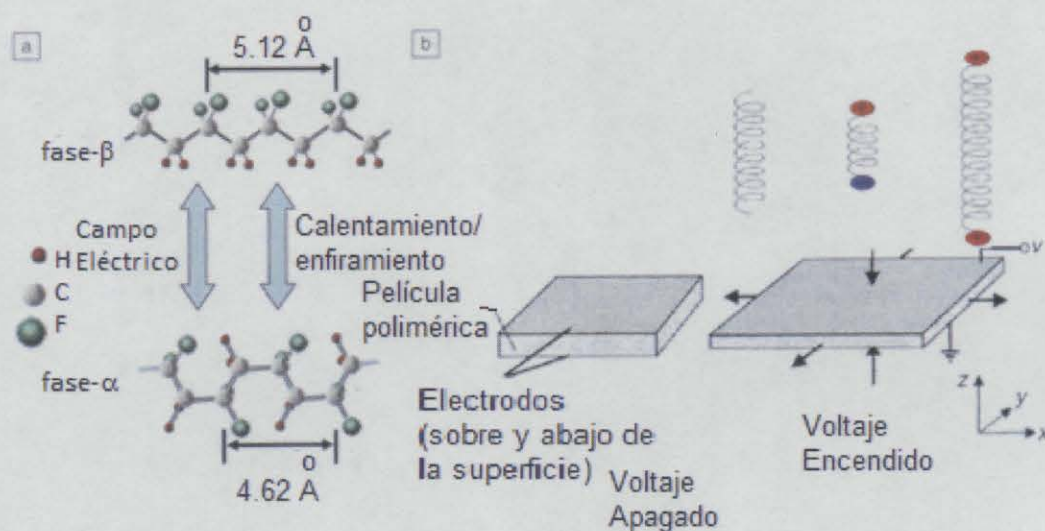


Figura 1.21. Ilustración de los mecanismos de conducción en materiales recubiertos por polímeros electro activos (EAP, Electro Active Polymer). Los detalles adicionales se describen en el artículo de Cheng et al. (a) Los círculos azules y rojos representan los grupos con carga opuesta secundarios en el polímero (fluoruro de vinilideno). La aplicación de un campo eléctrico hace que el cambio de forma molecular asociado con cambios en la densidad dipolar e induce tensión grande en los polímeros, (b) la fuerza electrostática puede

generar una gran deformación en polímeros blandos con alta resistencia eléctrica. La figura muestra un polímero antes y después de la aplicación de un campo eléctrico. La presencia de las cargas opuestas en los electrodos que la capa de polímero da lugar a la compresión. La deformación está relacionada con la suavidad de “los resortes” (polímeros blandos) y la cantidad de carga en los electrodos.

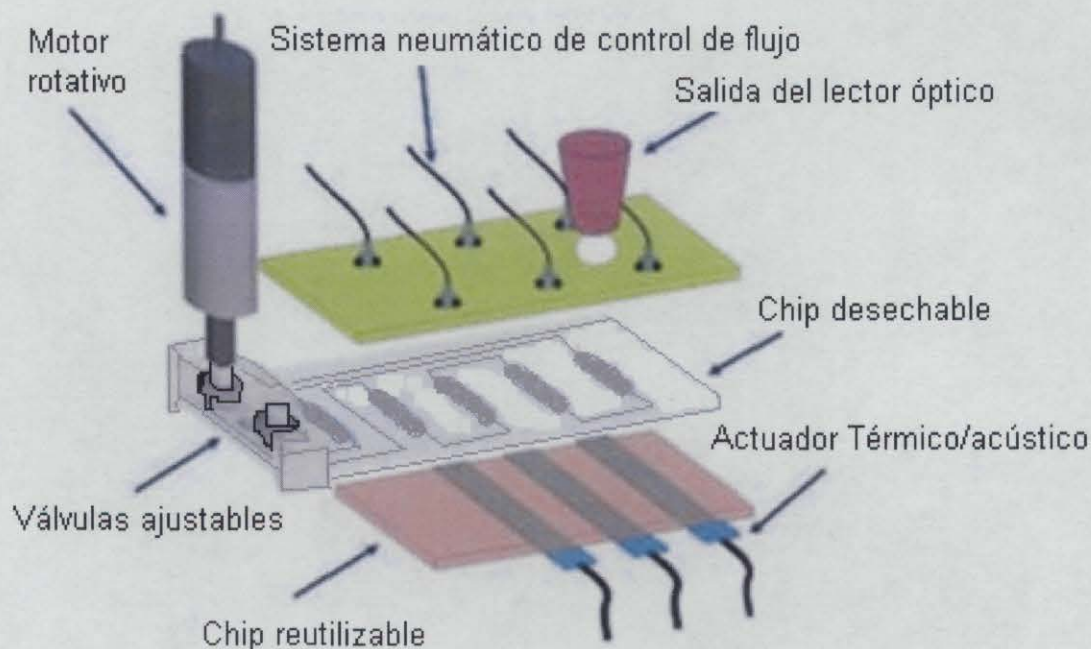


Figura 1.22. Ilustración de microchip que puede hacer análisis de ADN para aplicaciones clínicas tales como la detección de signos de cáncer en la sangre.

El esquema de BioMEMS que se presenta en la figura 1.20, es un proyecto financiado por la Unión Europea, denominado: *SMART-BioMEMS*, el cual tiene como objetivo desarrollar un microchip que puede hacer análisis de ADN para aplicaciones clínicas tales como la detección de signos de cáncer en la sangre. Esta actividad forma parte del "Programa IST del Sexto Programa Marco de la UE. El coordinador

del proyecto *Gianluca Vezzani*, dijo: "Lo que estamos desarrollando aquí es un dispositivo relativamente barato, fácil de usar y portátil desde el punto de atención del sistema que tendrá beneficios clínicos reales. "Como hay reacciones bioquímicas que ocurren en el dispositivo, hay que establecer con reactivos específicos y protocolos biológicos adecuados para la tarea en cuestión, y elegimos el cáncer para las pruebas iniciales, ya que es un campo tan importante." Para la prueba final del sistema, el gen TP53 humano se pondrá a prueba en el sistema para identificar posibles mutaciones cancerígenas. La muestra se introduce en el dispositivo y el poder entonces se activará al mover la muestra de fluido dentro del chip microfluídico por la unidad de control de presión. Los resultados de la prueba se comparan con un procedimiento convencional del ADN para comprobar su tasa de precisión. Estos resultados serán analizados por un software especializado y transmitidos a una computadora personal o sistema de procesamiento de datos estándar.

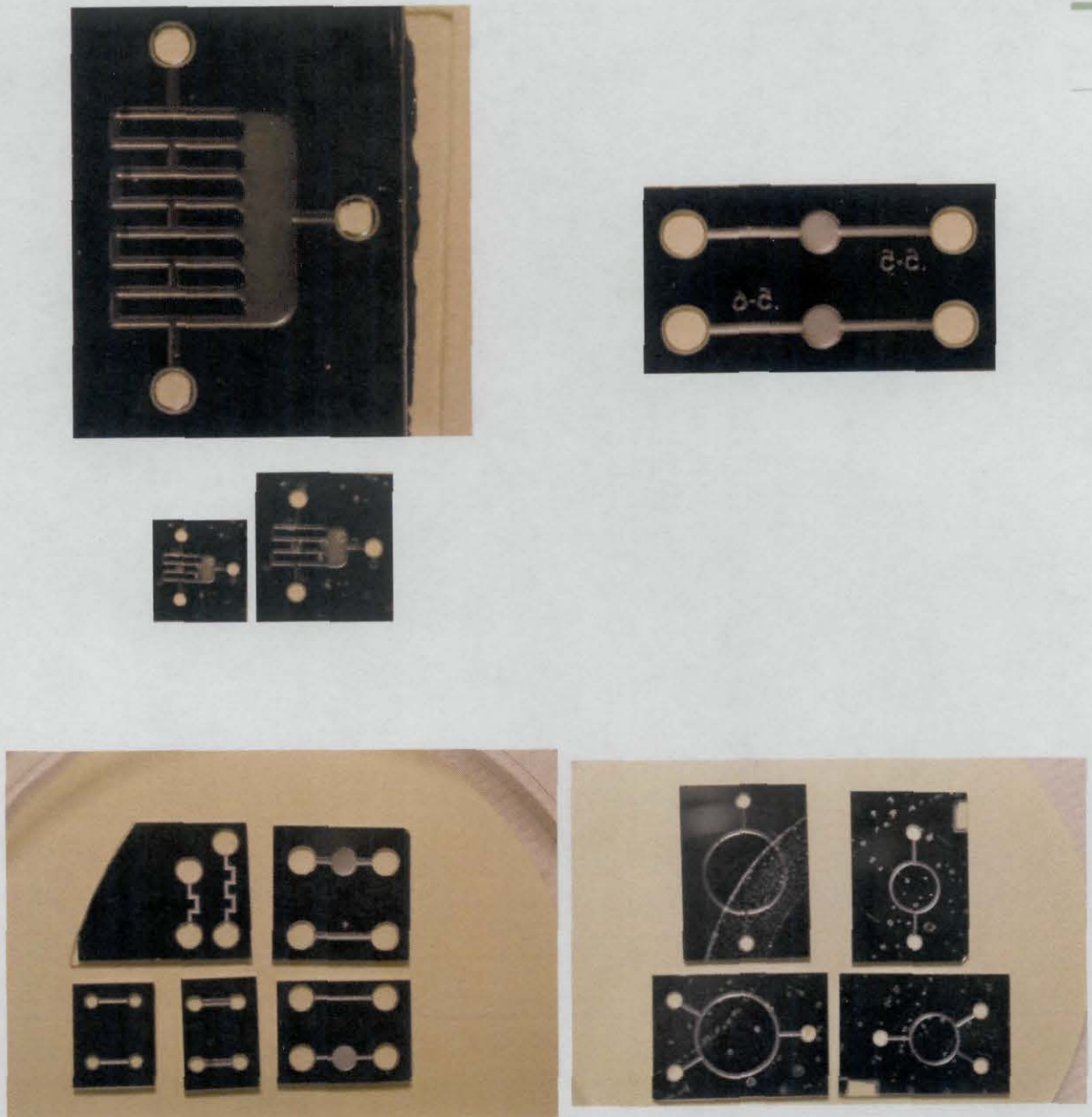


Figura 1.23. Diferentes geometrías de Micro-canales fabricados en el Centro Nacional de Microelectrónica de Barcelona España [2], [3] y [4].

Conclusiones

Como vemos en esta rápida revisión de lo que se realiza actualmente a nivel mundial, en este tema de los BioMEMS y el potencial que representan en muchas área del conocimientos, México está a tiempo de incidir y aportar en el desarrollo de estas actividades.

La riqueza de un país, el bienestar social y económico, no vendrá de las industrias extranjeras ni tampoco de los capitales extranjeros. La riqueza científica y tecnológica debe ser generada por el propio País y su gente.

En México la única institución que está trabajando en MEMS es el INAOE.

Referencias Bibliográficas

1. Aleksandr Ovsianikov, Anand Doraiswamy, Roger Narayan and Boris N. Chichkov (2006), "*Study of Polymeric Microneedle Arrays for Drug Delivery*", MRS Proceedings, 950, 0950-D14-05 doi:10.1557/PROC-0950-D14-05.
2. Chavira Martínez Elsa, A. Rangel, R. Fournier Lomas[†], "*Simulation of microfluidic blood viscosity for MEMS devices*", IX Workshop IBERCHIP Proceedings, Núm. Reg.503-2003, ISBN 959-261-105-X, La Habana, Cuba, 26-28 marzo de 2003, p. 36
3. Chavira Martínez Elsa, "*Microfluídica*", I Jornadas Iberoamericanas de Bioingeniería, La Antigua Guatemala del 1 al 5 de septiembre de 2003.
4. Chavira Martínez Elsa and R. Fournier Lomas[†], "*Modeling blood viscosity for microfluidics MEMS devices*", Panamerican Advanced Studies Institute: Micro-Electro-Mechanical Systems, Tutorial T6A, San Carlos de Bariloche, Patagonia Argentina, 21-30 de junio de 2004.
5. Koji Sugioka and Ya Cheng, "*Integrated microchips for biological analysis fabricated by femtosecond laser direct writing*", MRS Bulletin, 36, pp 1020-1027. doi:10.1557/mrs.2011.274
6. Konstantin Seibel, Lars Schöler, Heiko Schäfer, Marcus Walder and Markus Böhm, "*A Planar Electroosmotic Micropump for Lab-on-Microchip Applications*". MRS Proceedings, 1004, 1004-P03-19 doi:10.1557/PROC-1004-P03-19, Feb. 2007.
7. M. Werner, S.P. Heyn and Th. Köhler, *Microsystems in Health Care Market: Recent Achievements and Future Trends*, Biomedical and Pharmaceutical Applications.
8. Ostrovsky Gene, "*DNA Lab On a Chip is coming tomorrow*", dec 12, 2008.
9. Pedroza Meléndez Alejandro, CONACYT, 1983.
10. Pedroza Meléndez Alejandro, *Desarrollo de la Microelectrónica en México*, Boletín Academia de Ingeniería, Noviembre 2012.
11. Pedroza M. Alejandro, *et al.* "Desarrollo de un Diodo sensor de temperatura" Rev. VII Simposio Latinoamericano de física de

- estado sólido” Resumos, pp. 11 – 12. Rio de Janeiro, Brasil, 1981.
12. Pedroza M. Alejandro, “*Desarrollo de una unidad de semiconductores con tecnología nacional*”, Rev. Mex. Física, núm.3, vol.28. pp. 409 – 427. México, 1982.
 13. Pedroza M. Alejandro, “*Semiconductores: un paso hacia la independencia tecnológica*”, Rev. Ciencia y Desarrollo, CONACYT, núm. 56/año X. pp. 9 – 13. México, 1984.
 14. Pedroza M. Alejandro, et al., “*Hacia una industria nacional de semiconductores*”, Rev. Ciencia y Desarrollo, CONACYT, núm. 56/año X. pp. 15 – 23. México, 1984.
 15. Pedroza M. Alejandro, “*Microelectrónica: la dependencia tecnológica de México*”, Rev. Elementos. núm. 2. pp. 52 – 55. Puebla, México, 1985.
 16. Pedroza M. Alejandro, Elsa Chavira, Raúl Fournier†, “*Crecimiento de Silicio monocristalino*”, Rev. Ciencia y Desarrollo, Conacyt, núm. 70/año XII. pp. 25 – 38. México, 1986.
 17. Pedroza M. Alejandro, et al., “*Projeto e Frabricacao de um microprocesador de oito bits com tecnologia latinoamericana*”. Anais II Congreso, Da Sociedade Brasileira de Microelectrónica, pp. 225-226. Brasil, 1987.
 18. Pedroza M. Alejandro, et al., “*Materiales, componentes y partes*” Memorias de la reunión latinoamericana de microelectrónica. pp. 8-9. Buenos Aires Argentina, 1988.
 19. Pedroza M. Alejandro, “*Dependencia tecnológica o proyecto de nación*”, memorias, IV Simposio Internacional de Electrónica y comunicaciones (SIDECE) Vol. IV pp. 19 – 20. Monterrey Nuevo León. 1989.
 20. Pedroza M. Alejandro, Elsa Chavira M., et al., “*Unidad operativa ILA9200 Microprocesador de 16 bits*”, Memorias congreso científico CYTED, pp. 296-296, México 1994.
 21. Pedroza M. Alejandro, et al., “*Miusical score recognition of Don Cuco el Guapo Pianist Robot*”, Proceedings 2nd Brazilian symposium on computer miusic. pp. 139-152. Brasil, 1995.

22. Peter Ert and Lukas Richter and Andy Mak and Christoph Stepper and Michael Kast and Hubert Brückl, "*Development of a Lab-on-a-Chip for the Characterization of Human Cells*", MRS Proceedings, Cambridge University Press, Vol. 1004, January 2007, pp. 5-5, 01 Feb 2011
23. Pedroza M. Alejandro, "*La microelectrónica en la medicina y la cirugía*", Rev. Cirugía y Cirujanos. Vol 65 pp 174-177. México, 1997.
24. Vera Domingo, Alejandro Pedroza Meléndez *et al.* "*Manipulator Kinematics of Don Cuco el Guapo*", Proceeding third IASTED International Conference. Vol. 3 pp. 30-37, EUA, 1995.
25. Williamson John, "*Overview of MEMS technologies for retina applications*", MEMS Investor Journal, Inc., June 09, 2011.

CAPÍTULO 2

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE OBLEAS DE SILICIO

El silicio es el material básico para la actual industria de dispositivos semiconductores como son: diodos, transistores, compuertas lógicas, microprocesadores, circuitos integrados de aplicación específica, ASIC's, Sistemas Micro Electro Mecánicos, MEMS, Sistemas Micro Electro Mecánicos aplicados a la Biología y a la Medicina, BioMEMS, Sistemas Naco Electro Mecánicos, NEMS.

El *silicio* es un elemento químico metaloide, número atómico 14 y situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos (Tabla I) formando parte de la familia de los carbonoideos de símbolo **Si**. Es el segundo elemento más abundante en la corteza terrestre (27.7% en peso) después del oxígeno. Se presenta en forma amorfa y cristalina; el primero tiene aspecto de polvo parduzco, más activo que la variante cristalina, que se presenta en octaedros de color azul grisáceo y brillo metálico, figura 2.1.



Figura 2.1. Silicio policristalino

Tabla I
Tabla Periódica de Elementos

Período	Grupo	Número atómico	Peso atómico	Valencia	Símbolo	Estructura atómica	Nombre
1	1	1	1,00794	1	H	[1s ¹]	Hidrógeno
2	2	2	4,002602	2	He	[1s ²]	Helio
3	3	3	6,941	3	Li	[He]2s ¹	Litio
4	4	4	9,012242	4	Be	[He]2s ²	Berilio
5	5	5	23,003618	5	B	[He]2s ² 2p ¹	Boro
6	6	6	12,0107	6	C	[He]2s ² 2p ²	Carbono
7	7	7	14,006434	7	N	[He]2s ² 2p ³	Nitrógeno
8	8	8	15,999	8	O	[He]2s ² 2p ⁴	Oxígeno
9	9	9	18,9984032	9	F	[He]2s ² 2p ⁵	Flúor
10	10	10	39,9623831	10	Ne	[He]2s ² 2p ⁶	Neón
11	11	11	22,98976928	11	Na	[Ne]3s ¹	Sodio
12	12	12	24,304094	12	Mg	[Ne]3s ²	Magnesio
13	13	13	26,9815386	13	Al	[Ne]3s ² 3p ¹	Aluminio
14	14	14	28,0855836	14	Si	[Ne]3s ² 3p ²	Silicio
15	15	15	30,973762	15	P	[Ne]3s ² 3p ³	Fósforo
16	16	16	32,06	16	S	[Ne]3s ² 3p ⁴	Azufre
17	17	17	35,453	17	Cl	[Ne]3s ² 3p ⁵	Cloro
18	18	18	39,9623831	18	Ar	[Ne]3s ² 3p ⁶	Argón
19	19	19	39,0983	19	K	[Ar]4s ¹	Potasio
20	20	20	40,078	20	Ca	[Ar]4s ²	Calcio
21	21	21	58,933195	21	Sc	[Ar]3d ¹ 4s ²	Escandio
22	22	22	44,955912	22	Ti	[Ar]3d ² 4s ²	Titanio
23	23	23	47,88	23	V	[Ar]3d ³ 4s ²	Vanadio
24	24	24	50,9415	24	Cr	[Ar]3d ⁵ 4s ¹	Cromo
25	25	25	51,99616	25	Mn	[Ar]3d ⁵ 4s ²	Manganeso
26	26	26	55,934936	26	Fe	[Ar]3d ⁶ 4s ²	Hierro
27	27	27	58,933195	27	Co	[Ar]3d ⁷ 4s ²	Cobalto
28	28	28	58,933195	28	Ni	[Ar]3d ⁸ 4s ²	Níquel
29	29	29	63,546	29	Cu	[Ar]3d ¹⁰ 4s ¹	Cobre
30	30	30	65,38	30	Zn	[Ar]3d ¹⁰ 4s ²	Zinc
31	31	31	69,723	31	Ga	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ¹	Gallio
32	32	32	72,64	32	Ge	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ²	Germanio
33	33	33	74,9216	33	As	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ³	Arsénico
34	34	34	78,9718	34	Se	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ⁴	Selenio
35	35	35	79,904	35	Br	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ⁵	Bromo
36	36	36	83,904	36	Kr	[Ar]3d ¹⁰ 4s ² 4p ⁶	Criptón
37	37	37	85,4678	37	Rb	[Kr]5s ¹	Rubidio
38	38	38	87,62	38	Sr	[Kr]5s ²	Estroncio
39	39	39	132,905	39	Y	[Kr]4d ¹ 5s ²	Itrio
40	40	40	137,27	40	Zr	[Kr]4d ² 5s ²	Zirconio
41	41	41	140,908	41	Nb	[Kr]4d ⁴ 5s ¹	Niobio
42	42	42	146,905	42	Mo	[Kr]4d ⁵ 5s ¹	Volframo
43	43	43	150,919	43	Tc	[Kr]4d ⁵ 5s ²	Tecnecio
44	44	44	158,925	44	Ru	[Kr]4d ⁷ 5s ¹	Rutenio
45	45	45	161,808	45	Rh	[Kr]4d ⁸ 5s ¹	Rodio
46	46	46	167,259	46	Pd	[Kr]4d ¹⁰	Paladio
47	47	47	180,948	47	Ag	[Kr]4d ¹⁰ 5s ¹	Plata
48	48	48	186,905	48	Cd	[Kr]4d ¹⁰ 5s ²	Cadmio
49	49	49	197,231	49	In	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ¹	Indio
50	50	50	200,592	50	Sn	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ²	Estañio
51	51	51	207,2	51	Sb	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ³	Antimonio
52	52	52	208,980	52	Te	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ⁴	Telurio
53	53	53	208,980	53	I	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ⁵	Yodo
54	54	54	222,0175	54	Xe	[Kr]4d ¹⁰ 5s ² 5p ⁶	Xenón
55	55	55	132,905	55	Ce	[Xe]4f ¹ 5d ¹ 6s ²	Cerio
56	56	56	140,908	56	Pr	[Xe]4f ³ 6s ²	Praseodimio
57	57	57	140,908	57	Nd	[Xe]4f ⁴ 6s ²	Neodimio
58	58	58	150,919	58	Pm	[Xe]4f ⁵ 6s ²	Promecio
59	59	59	158,925	59	Sm	[Xe]4f ⁶ 6s ²	Samario
60	60	60	162,500	60	Eu	[Xe]4f ⁷ 6s ²	Europio
61	61	61	167,259	61	Gd	[Xe]4f ⁷ 5d ¹ 6s ²	Gadolinio
62	62	62	175,053	62	Tb	[Xe]4f ⁹ 6s ²	Terbio
63	63	63	175,053	63	Dy	[Xe]4f ¹⁰ 6s ²	Dysprosio
64	64	64	175,053	64	Ho	[Xe]4f ¹¹ 6s ²	Holmio
65	65	65	175,053	65	Er	[Xe]4f ¹² 6s ²	Erbio
66	66	66	175,053	66	Tm	[Xe]4f ¹³ 6s ²	Terbio
67	67	67	175,053	67	Yb	[Xe]4f ¹⁴ 6s ²	Ytterbio
68	68	68	175,053	68	Lu	[Xe]4f ¹⁴ 5d ¹ 6s ²	Lutecio
69	69	69	175,053	69	Ce	[Xe]4f ¹ 5d ¹ 6s ²	Cerio
70	70	70	175,053	70	Pr	[Xe]4f ³ 6s ²	Praseodimio
71	71	71	175,053	71	Nd	[Xe]4f ⁴ 6s ²	Neodimio
72	72	72	175,053	72	Pm	[Xe]4f ⁵ 6s ²	Promecio
73	73	73	175,053	73	Sm	[Xe]4f ⁶ 6s ²	Samario
74	74	74	175,053	74	Eu	[Xe]4f ⁷ 6s ²	Europio
75	75	75	175,053	75	Gd	[Xe]4f ⁷ 5d ¹ 6s ²	Gadolinio
76	76	76	175,053	76	Tb	[Xe]4f ⁹ 6s ²	Terbio
77	77	77	175,053	77	Dy	[Xe]4f ¹⁰ 6s ²	Dysprosio
78	78	78	175,053	78	Ho	[Xe]4f ¹¹ 6s ²	Holmio
79	79	79	175,053	79	Er	[Xe]4f ¹² 6s ²	Erbio
80	80	80	175,053	80	Tm	[Xe]4f ¹³ 6s ²	Terbio
81	81	81	175,053	81	Yb	[Xe]4f ¹⁴ 6s ²	Ytterbio
82	82	82	175,053	82	Lu	[Xe]4f ¹⁴ 5d ¹ 6s ²	Lutecio
83	83	83	175,053	83	Ce	[Xe]4f ¹ 5d ¹ 6s ²	Cerio
84	84	84	175,053	84	Pr	[Xe]4f ³ 6s ²	Praseodimio
85	85	85	175,053	85	Nd	[Xe]4f ⁴ 6s ²	Neodimio
86	86	86	175,053	86	Pm	[Xe]4f ⁵ 6s ²	Promecio
87	87	87	175,053	87	Sm	[Xe]4f ⁶ 6s ²	Samario
88	88	88	175,053	88	Eu	[Xe]4f ⁷ 6s ²	Europio
89	89	89	175,053	89	Gd	[Xe]4f ⁷ 5d ¹ 6s ²	Gadolinio
90	90	90	175,053	90	Tb	[Xe]4f ⁹ 6s ²	Terbio
91	91	91	175,053	91	Dy	[Xe]4f ¹⁰ 6s ²	Dysprosio
92	92	92	175,053	92	Ho	[Xe]4f ¹¹ 6s ²	Holmio
93	93	93	175,053	93	Er	[Xe]4f ¹² 6s ²	Erbio
94	94	94	175,053	94	Tm	[Xe]4f ¹³ 6s ²	Terbio
95	95	95	175,053	95	Yb	[Xe]4f ¹⁴ 6s ²	Ytterbio
96	96	96	175,053	96	Lu	[Xe]4f ¹⁴ 5d ¹ 6s ²	Lutecio
97	97	97	175,053	97	Ce	[Xe]4f ¹ 5d ¹ 6s ²	Cerio
98	98	98	175,053	98	Pr	[Xe]4f ³ 6s ²	Praseodimio
99	99	99	175,053	99	Nd	[Xe]4f ⁴ 6s ²	Neodimio
100	100	100	175,053	100	Pm	[Xe]4f ⁵ 6s ²	Promecio
101	101	101	175,053	101	Sm	[Xe]4f ⁶ 6s ²	Samario
102	102	102	175,053	102	Eu	[Xe]4f ⁷ 6s ²	Europio
103	103	103	175,053	103	Gd	[Xe]4f ⁷ 5d ¹ 6s ²	Gadolinio
104	104	104	175,053	104	Tb	[Xe]4f ⁹ 6s ²	Terbio
105	105	105	175,053	105	Dy	[Xe]4f ¹⁰ 6s ²	Dysprosio
106	106	106	175,053	106	Ho	[Xe]4f ¹¹ 6s ²	Holmio
107	107	107	175,053	107	Er	[Xe]4f ¹² 6s ²	Erbio
108	108	108	175,053	108	Tm	[Xe]4f ¹³ 6s ²	Terbio
109	109	109	175,053	109	Yb	[Xe]4f ¹⁴ 6s ²	Ytterbio
110	110	110	175,053	110	Lu	[Xe]4f ¹⁴ 5d ¹ 6s ²	Lutecio
111	111	111	175,053	111	Ce	[Xe]4f ¹ 5d ¹ 6s ²	Cerio
112	112	112	175,053	112	Pr	[Xe]4f ³ 6s ²	Praseodimio
113	113	113	175,053	113	Nd	[Xe]4f ⁴ 6s ²	Neodimio
114	114	114	175,053	114	Pm	[Xe]4f ⁵ 6s ²	Promecio
115	115	115	175,053	115	Sm	[Xe]4f ⁶ 6s ²	Samario
116	116	116	175,053	116	Eu	[Xe]4f ⁷ 6s ²	Europio
117	117	117	175,053	117	Gd	[Xe]4f ⁷ 5d ¹ 6s ²	Gadolinio
118	118	118	175,053	118	Tb	[Xe]4f ⁹ 6s ²	Terbio
119	119	119	175,053	119	Dy	[Xe]4f ¹⁰ 6s ²	Dysprosio
120	120	120	175,053	120	Ho	[Xe]4f ¹¹ 6s ²	Holmio
121	121	121	175,053	121	Er	[Xe]4f ¹² 6s ²	Erbio
122	122	122	175,053	122	Tm	[Xe]4f ¹³ 6s ²	Terbio
123	123	123	175,053	123	Yb	[Xe]4f ¹⁴ 6s ²	Ytterbio
124	124	124	175,053	124	Lu	[Xe]4f ¹⁴ 5d ¹ 6s ²	Lutecio

Notas:

Debido a las propias exigencias de la industria electrónica en concreto a la industria de los semiconductores, el silicio requiere del más alto grado de pureza conocido, esto es, el 99.99999% de pureza. Para lograrlo, se requiere seguir un largo y costoso proceso que comienza con el mineral llamado *cuarcita*, constituido en su mayor parte de dióxido de silicio, SiO_2 .

Tabla II
Propiedades atómicas del Silicio

Radio medio	$120 \times 10^{-12} \text{ m}$
Electronegatividad	1.9 (Pauling)
Radio atómico (calculado) (Radio de Bohr)	$111 \times 10^{-12} \text{ m}$
Radio covalente	$111 \times 10^{-12} \text{ m}$
Radio de van del Waals	$210 \times 10^{-12} \text{ m}$
Estados de oxidación	4

Una de las características del silicio es que sus propiedades son intermedias entre las del carbono y el germanio. En forma cristalina es muy duro y poco soluble y presenta un brillo metálico y color grisáceo. Aunque es un elemento relativamente inerte y resiste la acción de la mayoría de los ácidos, reacciona con los halógenos y álcalis diluidos. El silicio transmite más del 95% de las longitudes de onda de la radiación infrarroja.

Tabla III
Información general del Silicio

Nombre	Silicio
símbolo	Si
Número de electrones	14
Serie química	Metaloides
Grupo	14
Período	3
Bloque	p
Masa atómica	28.0855 u
Configuración electrónica	[Ne]3s ² 3p ²
Dureza Mohs	6.5
Electrones por nivel	2, 8, 4

El silicio cristalino tiene una dureza de 7, suficiente para rayar el vidrio, de dureza de 5 a 7. El silicio tiene un punto de fusión de 1.411 °C, un punto de ebullición de 2.355 °C y una densidad relativa de 2,33(g/ml). Su masa atómica es 28,086 u(unidad de masa atómica).

Estructura del átomo de silicio

El silicio es un elemento químico ubicado en el grupo IV de la tabla periódica de los elementos con 14 electrones, ver figura 2.2, de los cuales 4 son de valencia.

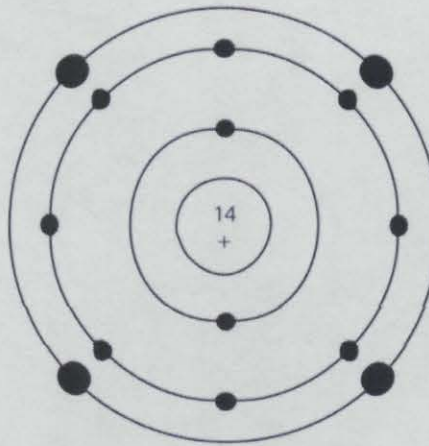


Figura 2.2. Configuración electrónica del átomo de Silicio.

Propiedades piezoeléctricas del dióxido de silicio, cuarzo.

El cuarzo se conoce por sus propiedades piezoeléctricas: cuando se comprime se produce una separación de cargas eléctricas que genera a su vez una diferencia de tensión y, de manera recíproca, reacciona mecánicamente cuando se somete a un cierto voltaje. Este efecto lo convierte en un elemento de gran utilidad para gran variedad de transductores, desde encendedores o mecheros hasta micrófonos. La reciprocidad de este fenómeno permite usarlo para construir altavoces para frecuencias sonoras altas, es decir, si aplicamos un campo eléctrico variable, mediante una corriente eléctrica alterna sobre las caras opuestas de un cristal de cuarzo, éste vibra con la misma frecuencia de la corriente. Este mismo principio es aprovechado para construir relojes de cuarzo.

Obtención de silicio puro

40

El dióxido de silicio, se funde en un horno de arco, con electrodos de carbón; ahí, gran parte del oxígeno se evapora y el silicio fundido se sedimenta en el fondo del horno de donde después será extraído. Al producto obtenido mediante eses proceso se le llama silicio metalúrgico y, si el proceso se realiza cuidadosamente 98% de silicio y 2% de impurezas metálicas como el hierro y el aluminio, y no metálicas como el boro y el sodio. No es posible fabricar buenos dispositivos semiconductores con este material, por lo que es necesario purificarlo más. Hasta el momento el método industrial más eficaz consiste en utilizar el silicio metalúrgico en la obtención de un compuesto fácilmente purificable; para ello, el más común es el triclorosilano (SiHCl_3), un compuesto en estado líquido a temperatura ambiente (27 °C). El triclorosilano se destila apropiadamente hasta disminuir la concentración de impurezas en proporciones extremadamente bajas (del orden de una parte por 10^9 átomos). Después de la destilación el triclorosilano puro se hace reaccionar con hidrógeno de alta pureza en una cámara especial al alto vacío; de esta se recupera el silicio que ahora presenta la pureza adecuada para la fabricación de buenos dispositivos semiconductores.

Técnicas de crecimiento de lingotes de silicio.

41

Este material que se obtiene se denomina polisilicio grado semiconductor, es muy puro, pero también resulta altamente policristalino; por ello es necesario cristalizarlo. El procedimiento de cristalización puede efectuarse por varios métodos; sin embargo, desde el punto de vista industrial, los más eficaces son: el de tiramiento de Czochralski, Cz, el de pedestal y el de zona flotante, ZF, posiblemente, en cuanto al volumen del material que se procesa el de tiramiento o método de Czochralski, sea el más importante: muchos dispositivos microelectrónicos, MEMS y BioMEMS, incluyendo las celdas solares fotovoltaicas, se fabrican con monocristales crecidos por este método.

La técnica de Czochralski consiste en fundir el material que se desea hacer crecer en un crisol de cuarzo, introducir en el fundido un cilindro monocristalino, conocida como *semilla cristal de referencia*, del mismo material (con referencia cristalográfica de [111] ó [100] que son los más utilizados en microelectrónica y MEMS) hasta que se forme una interface *sólido-líquido*, ver figura 2.3. Los átomos de material fundido tienen más energía que los de la *semilla* y tienden a ocupar los lugares de mínima energía (semilla) que está les proporciona. Cuando

todos los lugares de una capa de átomos sea ocupada, puede retirarse (tirando de la semilla) para formar otra capa y así sucesivamente irse generando el crecimiento del cristal, ver figura 2.4.

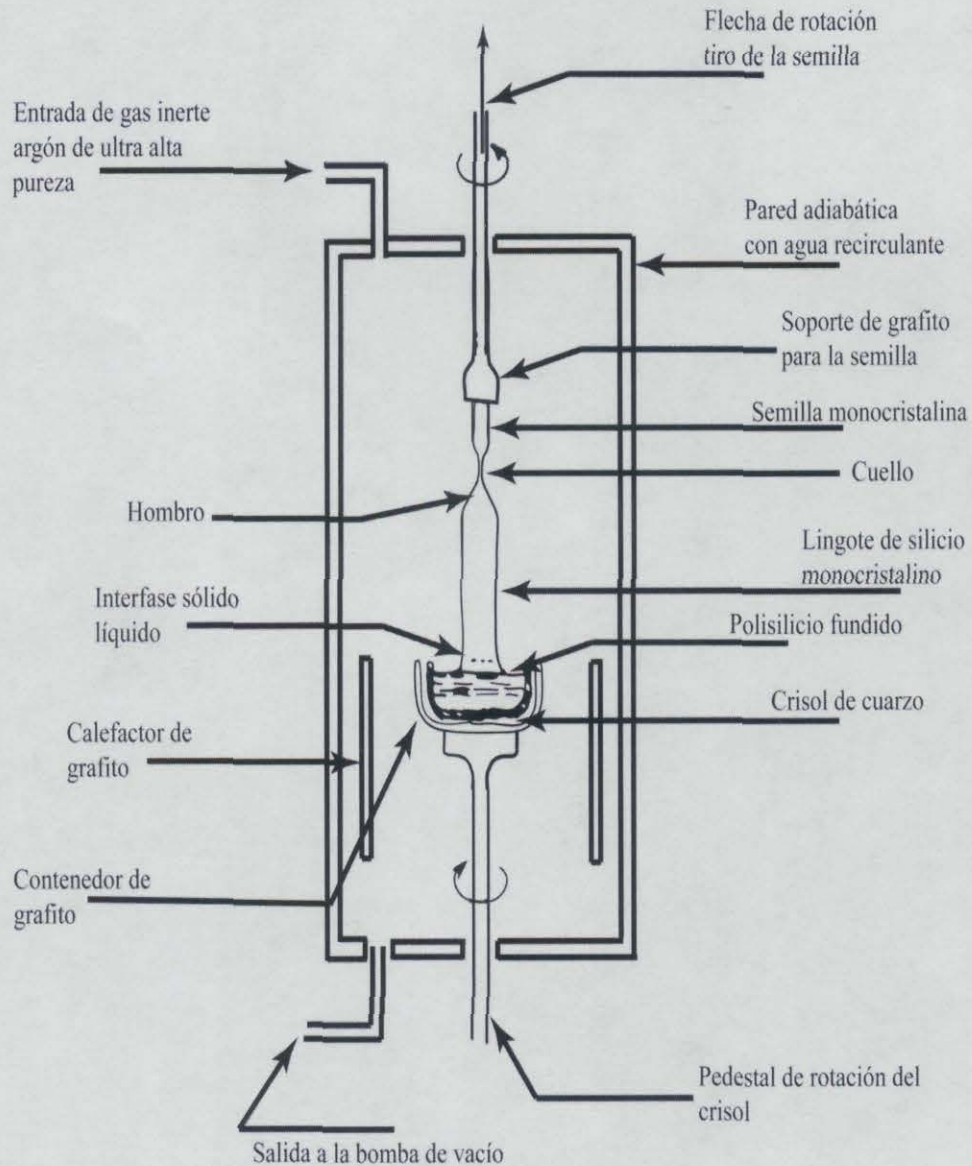


Figura 2.3. Diagrama esquemático del horno para el crecimiento de monocristales de silicio por la técnica de Czochralski.

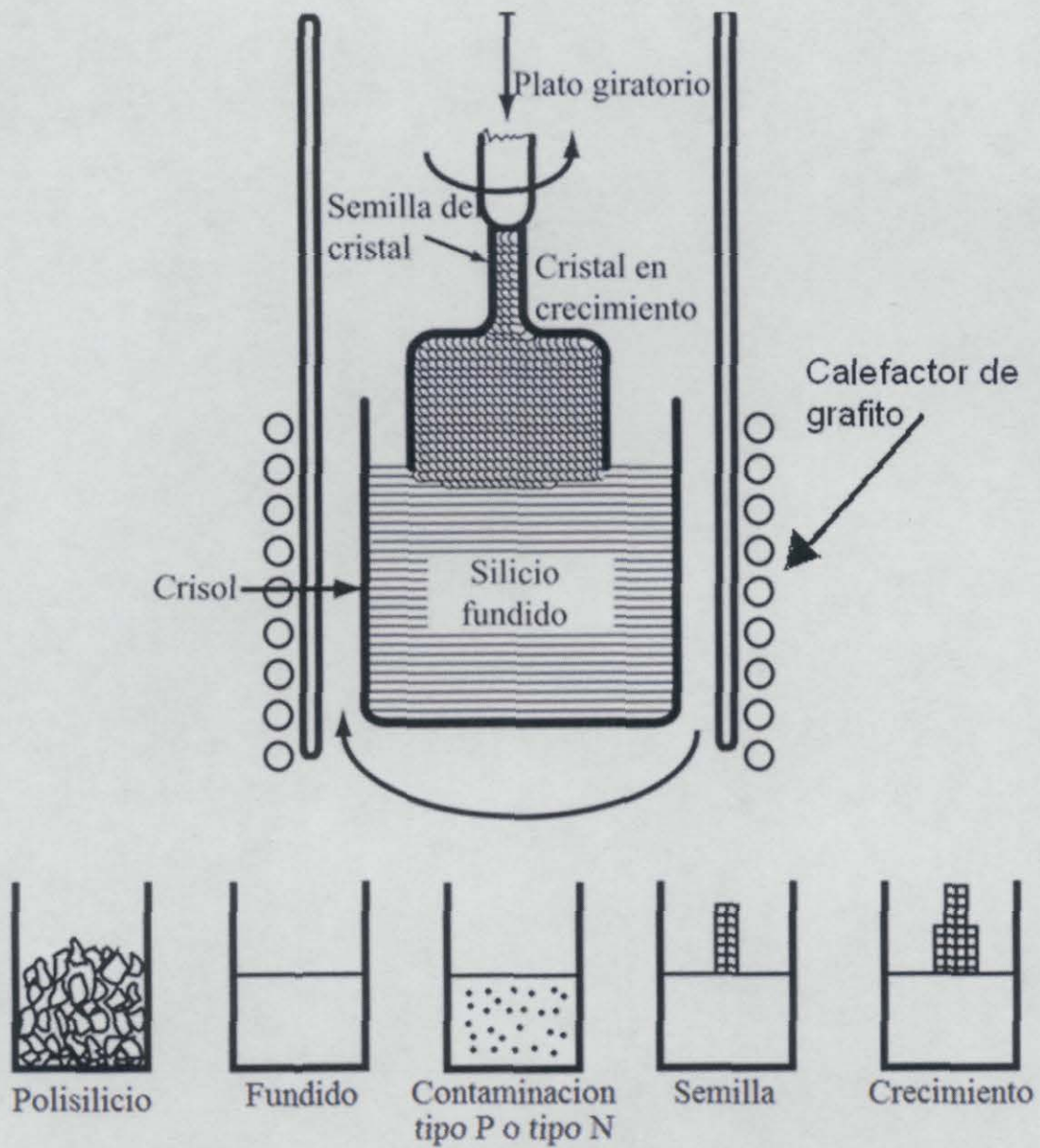


Figura 2.4. Crecimiento de silicio por medio del método Czochralski.

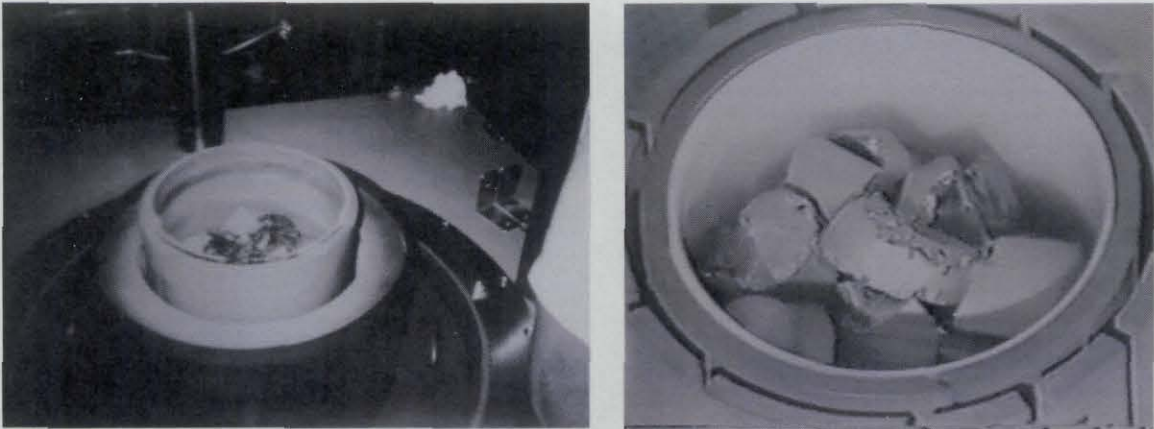


Figura 2.5. Carga de polisilicio o silicio policristalino en el crisol de cuarzo, lista para fundirse mediante el sistema de calefactor de grafito (BUAP).

Impurezas

Dependiendo del tipo de oblea que necesitemos para fabricar dispositivos microelectrónicos, dispositivos semiconductores y celdas solares fotovoltaicas, se contaminará para Tipo N, con fósforo u otros elementos del grupo V de la tabla periódica, y para Tipo P, con boro u otros elementos del grupo III de la tabla periódica. Para el diseño de obleas de silicio para ser usadas en MEMS y BioMEMS no se contaminará con impurezas tipo P o Tipo N (excepto que el diseño del MEMS o BioMEMS lo demande).

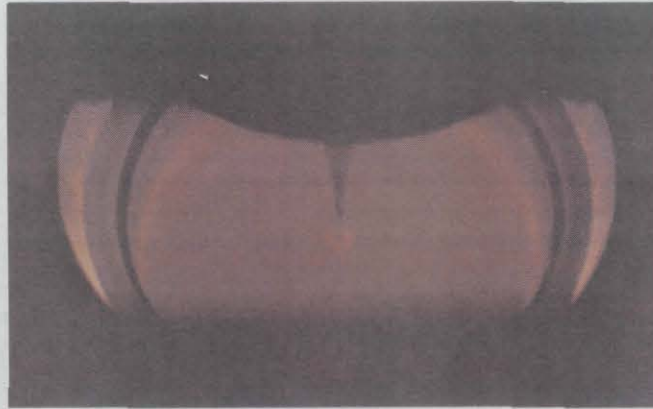


Figura 2.6. Vista a través de la mirilla del horno, de la interfaz Sólido-Líquido, semilla o cristal de referencia (en estado sólido) y el fundido (en estado líquido).

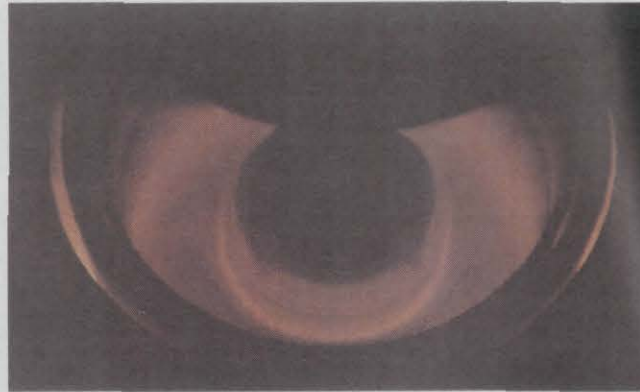


Figura 2.7. Solidificación del fundido en un monocristal, formando cuello, hombro y cuerpo.

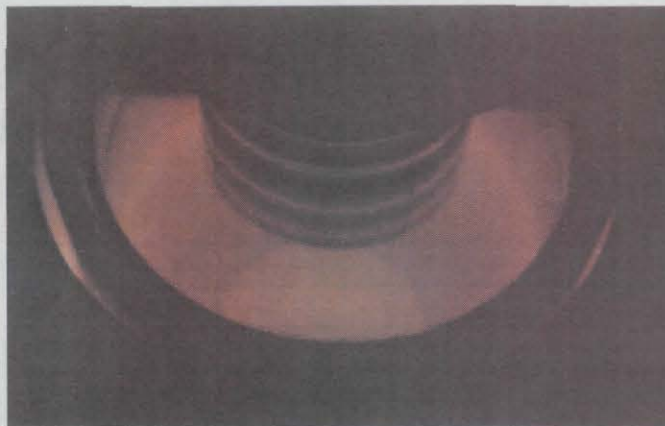


Figura 2.8. Formación de la cola y fin del proceso de crecimiento del lingote, desprendimiento del monocristal del fundido.

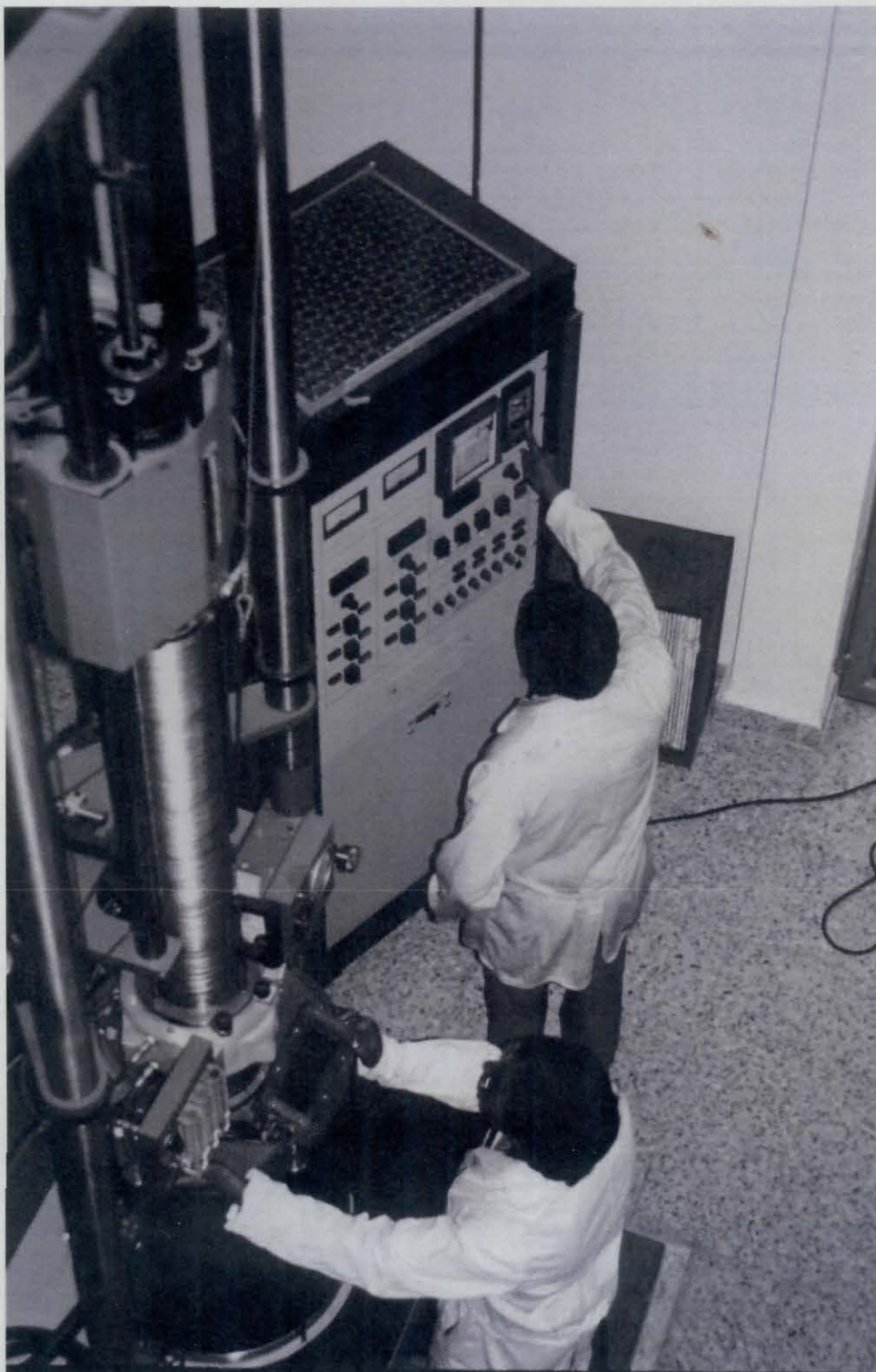


Figura 2.9. Horno crecedor de silicio por el método de Czochralski (Planta piloto de crecimiento de silicio, Departamento de Microelectrónica BUAP).

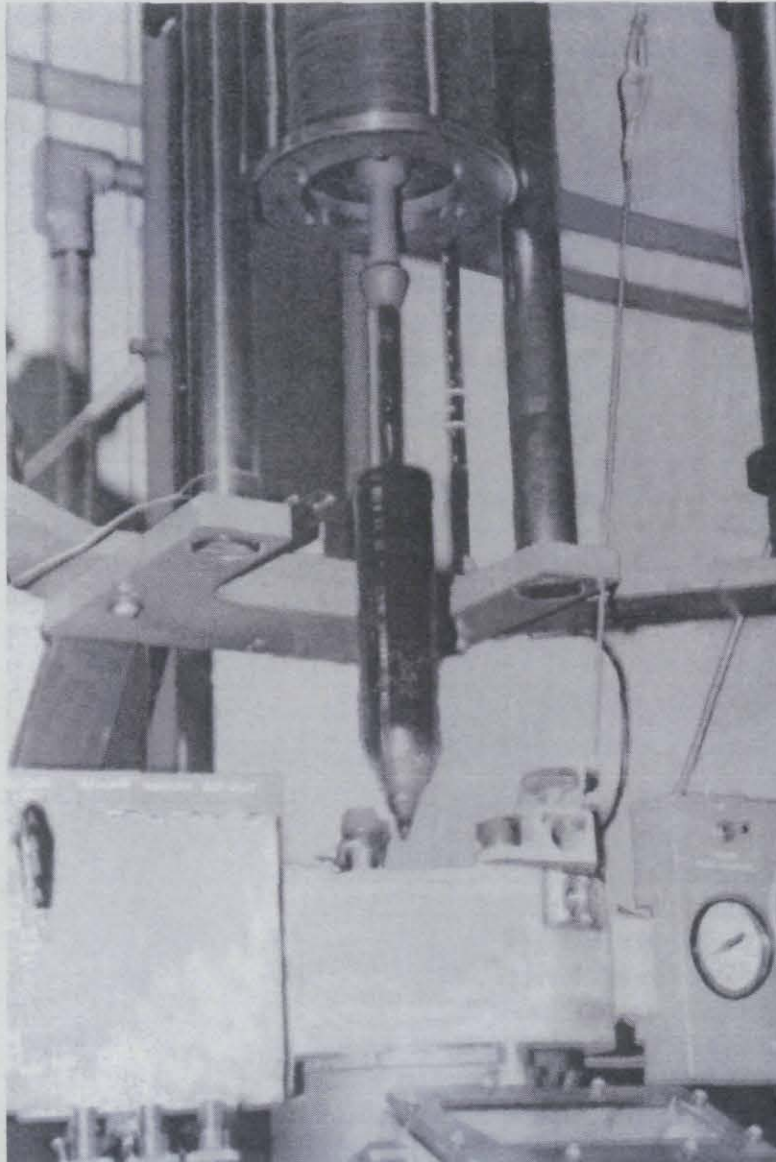


Figura 2.10 Lingote de silicio recién crecido de una carga de 8 kilogramos (Departamento de Microelectrónica, BUAP).

Una ventaja de este método es que el cristal crece siguiendo el mismo patrón de la semilla, por lo que de antemano es posible definir la orientación del cristal que va hacerse crecer. Además con el objeto de que el proceso se efectúe bajo condiciones térmicas de la manera más uniforme posible, se hacen girar la semilla y el crisol.

El tiramiento de cristales es un método muy conveniente para cristalizar materiales como el silicio que, al solidificar, aumenta su volumen en forma considerable (el silicio crece el 9%), ya que las condiciones del crecimiento permiten que la cristalización ocurra prácticamente sin tensiones mecánicas, lo que con seguridad se presenta al cristalizarlo dentro de un recipiente.

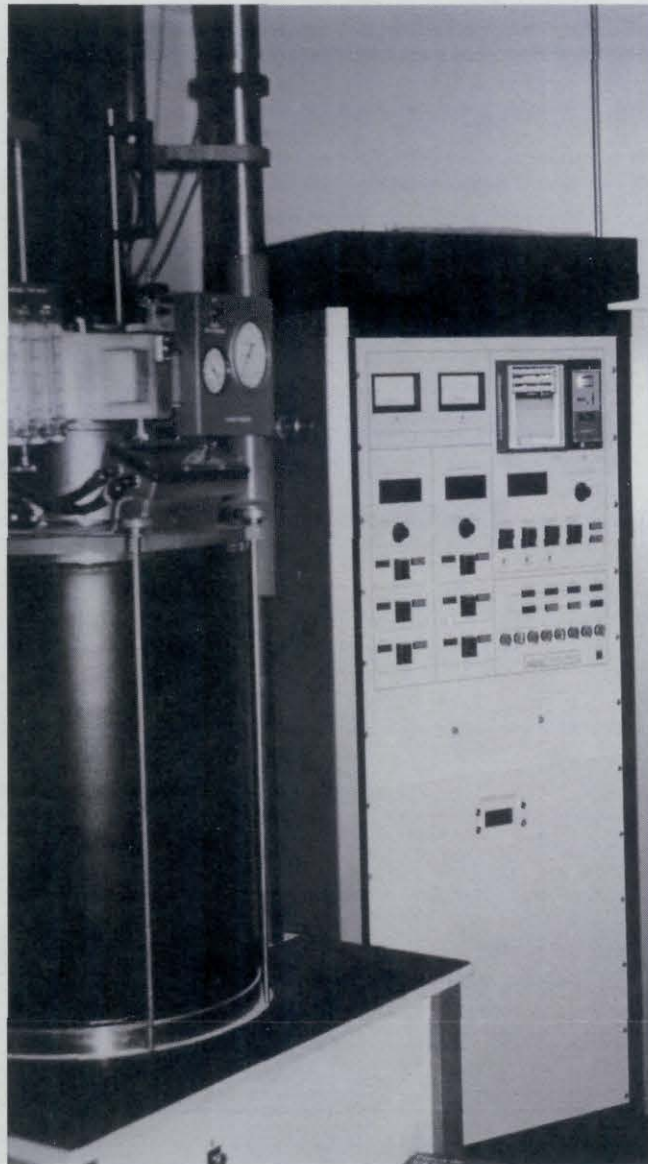


Figura 2.11. Consola de control de la máquina de crecimiento de silicio (Departamento de microelectrónica BUAP).



Figura 2.12. Lingotes de Silicio crecidos en el Departamento de Microelectrónica, BUAP.



Figura 2.13. Lingote de silicio (Departamento de Microelectrónica, BUAP).

Peculiaridades en el manejo del silicio

El silicio es un material especialmente difícil de trabajar: cuando se encuentra en estado líquido, por ejemplo, reacciona con cualquier clase de gas o recipiente. Después de muchos estudios se ha descubierto que el mejor material para fundir el silicio es el cuarzo amorfo de alta pureza (SiO_2). Aún con éste, el silicio reacciona al contaminarse el fundido con boro y oxígeno, liberando monóxido de silicio. Una de las características de los monocristales comerciales de silicio crecidos por tiramiento es precisamente su alta concentración de oxígeno (de $10^{17} - 10^{18} \text{ cm}^{-3}$). Cuando se localiza oxígeno aislado en la red cristalina del silicio, éste es eléctricamente inactivo pero cuando el material se sujeta a tratamientos térmicos para fabricar dispositivos, los átomos de oxígeno intervienen en fenómenos complejos que provocan la aparición de los llamados *defectos térmicos*; si estos son eléctricamente activos, tendrán un comportamiento que produce efectos degradantes en un buen número de dispositivos. Otros elementos contaminantes que aparecen durante el crecimiento es el *carbono*, debido a que para fundir el silicio, se utiliza grafito como calefactor (ya sea como elemento resistivo o como contenedor para calentamiento de radio frecuencia).

Crecimiento de lingotes de silicio y maquinado

Durante el proceso de crecimiento de monocristales por Czochralski, dentro del horno se deben controlar cuatro parámetros críticos: la temperatura del horno y de la interface sólido-líquido, la velocidad de tiro de la semilla, las velocidades de rotación de la semilla y el crisol y el flujo de argón. Este proceso se realiza en una atmósfera inerte con el fin de desalojar todo el oxígeno y el carbono que surgen de la reacción del polisilicio fundido con el crisol de cuarzo y las partes de grafito del calefactor. Para esto, evacuamos la campana e introducimos un flujo controlado de argón de ultra alta pureza manteniendo un vacío de 1×10^{-5} Torr, dentro de la campana.

El crecimiento de silicio está en función de la velocidad de tiramiento y rotación del crisol y la semilla para determinar el diámetro de este.

Una vez crecido el lingote se desmonta de la semilla que lo sostiene, ver figura 7. El siguiente paso consiste en hacer cortes perpendiculares al eje de crecimiento de los extremos superior e inferior del lingote, llamados *cabeza* y *cola* respectivamente.

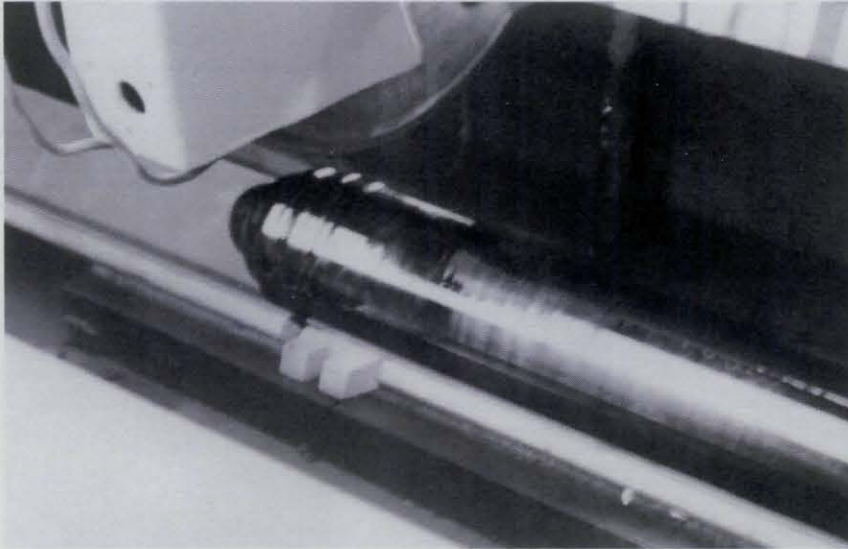


Figura 2.14. Corte de los extremos del lingote de silicio, llamados comúnmente cola y cabeza, cortesía Depto. Microelectrónica, ICUAP.

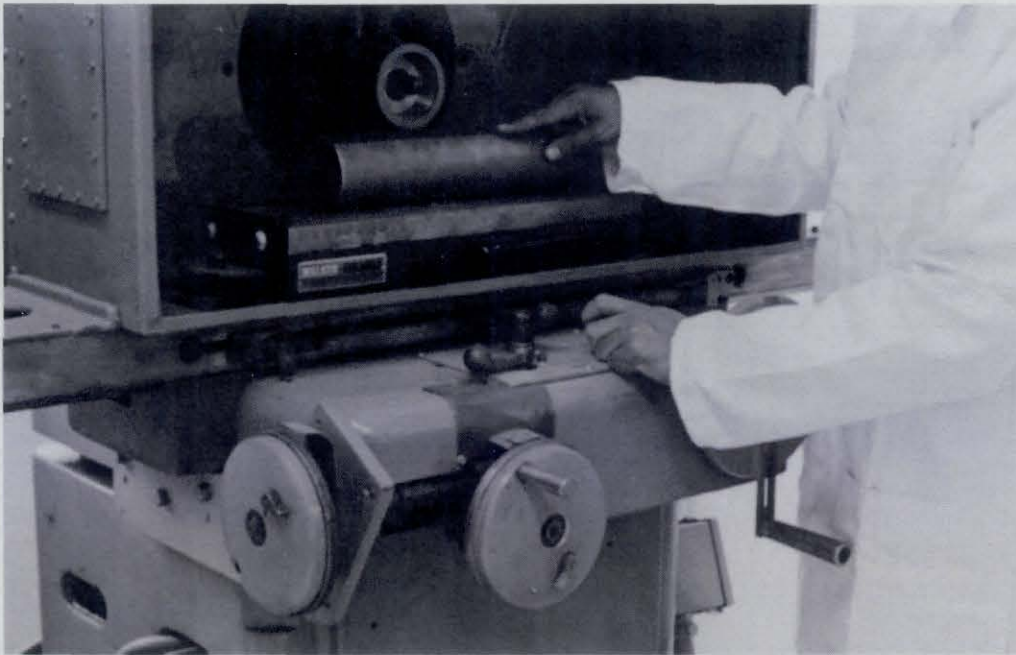
Inmediatamente después se realiza una evaluación primaria midiendo la resistividad a lo largo del lingote con objeto de seleccionar las regiones de resistividad promedio, puesto que la concentración de impurezas a lo largo del lingote será menor al inicio y mayor al final, por lo tanto la resistividad variará. El lingote es sometido a un baño químico para remover los residuos resultantes del corte.



Figura 2.15. Medidor de resistividad del lingote de silicio ya rectificado, cortesía Planta piloto de crecimiento de silicio, Departamento de Microelectrónica ICUAP.

El siguiente paso consiste en rectificar el lingote, hacerlo perfectamente cilíndrico con un diámetro apropiado, y eliminar todas las irregularidades radiales ocasionadas en el crecimiento. Durante el rectificado se realiza una segunda evaluación: el análisis de la estructura interna del cristal para comprobar que el arreglo cristalino

no haya perdido periodicidad debido a las tensiones mecánicas a las que se sometió al lingote durante el proceso de rectificado. Al mismo tiempo, con el patrón de rayos X de esta evaluación con una referencia cristalina (una línea plana y delgada típicamente de 1.25 cm de ancho que se traza a lo largo del lingote). La referencia cristalina es muy útil en la elaboración de circuitos integrados y MEMS, especialmente durante el proceso de fotolitografía, corte y separación de los “dados” o microcircuitos en la oblea. Especialmente en los MEMS, es muy importante saber la orientación cristalina para proceder a desarrollar el micromaquinado, esto es en los proceso de *grabado anisotrópico*. Esto significa que el ataque químico para hacer un grabado se guiará por la orientación cristalográfica. Respetando la dirección cristalográfica evitará que el circuito integrado o MEMS se fracture en la mitad o en regiones no deseadas. Después del rectificado y de marcar la referencia, se somete el cristal a otro baño químico y nuevamente se inspecciona para verificar sus características y su calidad.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.16. (a) Rectificador de referencia en el lingote de silicio, (b) lingote de silicio en el soporte con la referencia primaria, (c) herramienta para el rectificado, cortesía Departamento Microelectrónica BUAP.

Especificaciones para la fabricación de obleas de silicio.

La siguiente etapa es el corte del cristal en rebanadas llamadas obleas. El espesor de estas oscila entre 400 y 600 micras o micrómetros (10^{-6} m). Este corte se realiza con discos de acero muy delgados y con filo de diamante. Esta etapa del proceso es crítica y muy delicada. Para obtener una buena calidad de obleas hay que controlar varios parámetros, tales como: la uniformidad en el corte, el espesor de las obleas, conservar la orientación cristalina y los defectos ocasionados en la superficie de la oblea después del corte. Una oblea mal cortada requerirá de mayor tiempo de procesamiento y se tendrán que remover los defectos sobre la superficie.

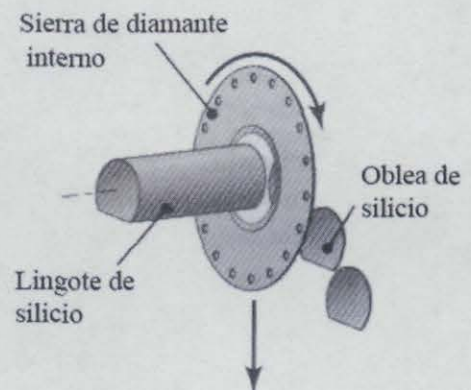
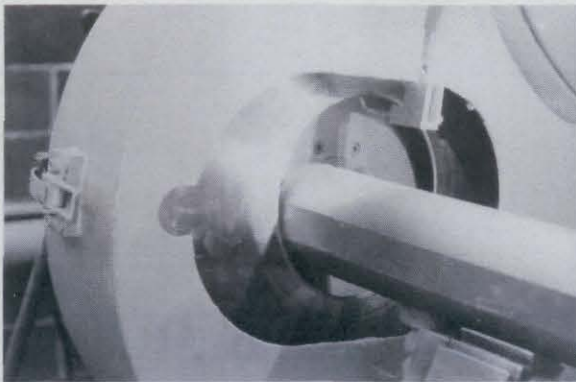


Figura 2.17. Proceso de recortado de obleas de silicio (Planta piloto de crecimiento de silicio Departamento de Microelectrónica BUAP).

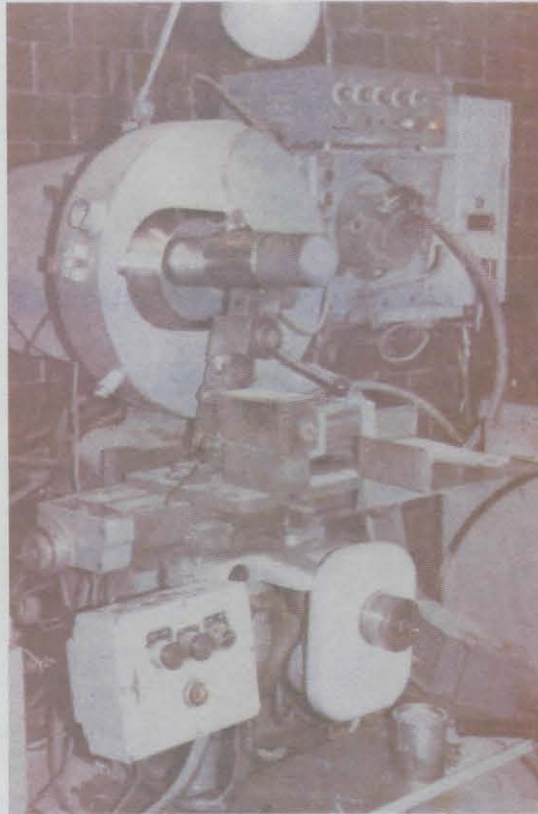


Figura 2.18. Máquina rebanadora de obleas, (Departamento de Microelectrónica de la BUAP).

Para suprimir o detener el efecto donador del oxígeno que ocasiona inestabilidad en la resistividad de cada oblea estas se someten a un tratamiento térmico en atmósfera inerte. Cuando se trata de lingotes pequeños de diámetros menor a 7.5 cm, el tratamiento térmico se hace antes de cualquier corte, después de sacar el lingote del horno con el fin de estabilizar el valor de la resistividad en el cristal.

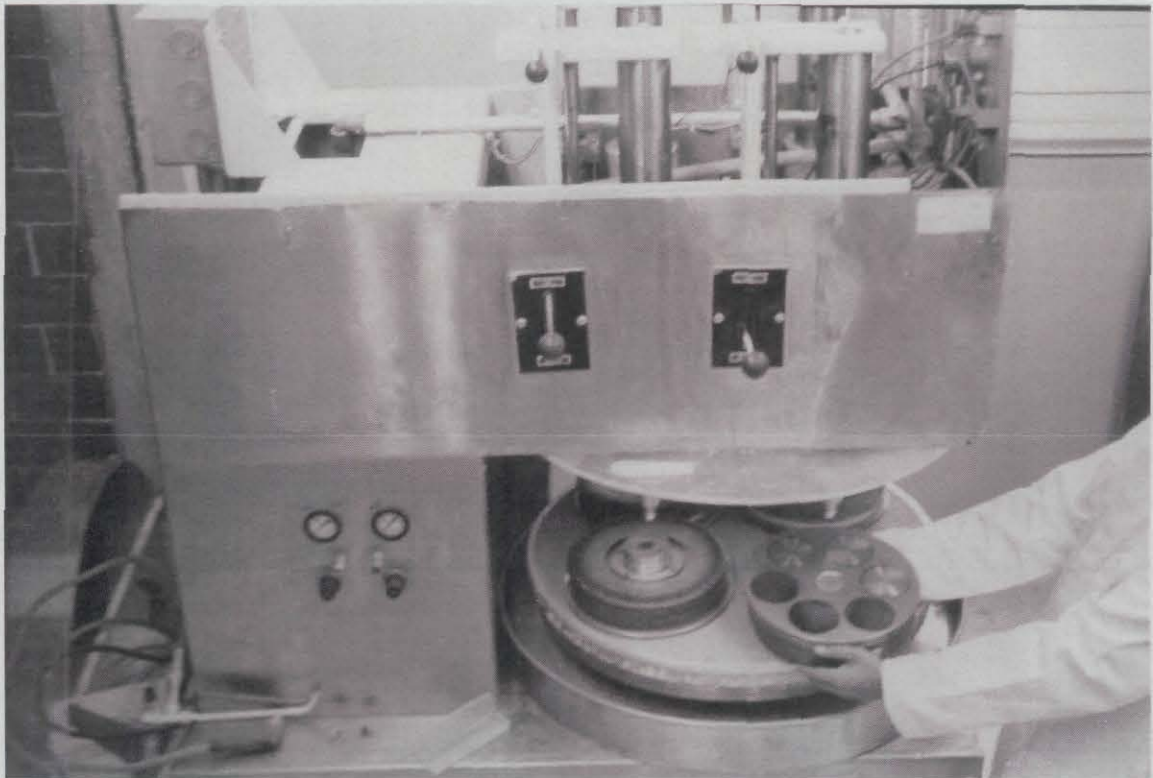


Figura 2.19. Obleas montadas en las herramientas para efectuar el pulido mecánico

Después del corte, las orillas de las obleas resultan muy filosas, con astillas y fracturas; para eliminar estos defectos en sus bordes, las obleas se someten al rectificado de los cantos usando un disco con

abrasivos o un pozo perfectamente redondo para modificar los bordes. Nuevamente las obleas se someten a un baño químico para eliminar los daños en la superficie, y así poder adelgazarlas.

Enseguida, las obleas se clasifican por su espesor en un orden que va de 300 a 400 micrómetros en grupos creciente de 10 micrómetros. Cada uno de estos grupos se coloca en una emparejadora de obleas, en donde la superficie de cada una de estas se hace menos rugosa y más uniforme. Este emparejado se realiza por ambos lados de la oblea, en forma simultánea con un abrasivo de óxido de aluminio. Los compuestos usados durante el emparejado son eliminados en baños químicos en serie y de manera escalonada, con el fin de descontaminar la oblea progresivamente. Las obleas son “atacadas” después con ácidos y soluciones básicas para limpiar perfectamente su superficie y eliminar de esta todos los residuos orgánicos y los posibles defectos superficiales. Las dos caras de cada una de las obleas son examinadas para verificar que no presenten astillas, manchas, rayaduras o algún otro defecto visible.

El siguiente paso consiste en estriar de manera controlada la cara posterior de la oblea con objeto de que las impurezas emigren al volumen de estas y así en el futuro no perturben el funcionamiento

eléctrico de los circuitos integrados. Existe una variedad de métodos para efectuar este estriado, desde pasar la oblea por arena (abrasivo de grano grueso) hasta hacer incidir en ella luz LASER adecuada para activar este proceso.



Figura 2.20. Medidor de planaridad

Nuevamente, las obleas se clasifican de acuerdo con su resistividad, espesor y planaridad; se separan y, al mismo tiempo se procesan cada uno de estos grupos clasificadores. En caso de que alguna de las obleas no satisfaga las características establecidas dentro de ciertos límites, será rechazada y reclasificada. Las obleas aceptadas

se colocan en cajas de plástico en las que se catalogan de acuerdo con sus características técnicas.



Figura. 2.21. Medidor de Resistividad de la oblea.

El siguiente paso, es la sección de pulidos mecánicos, en este proceso, se montan las obleas sobre herramientas perfectamente planas. Para fijarlas en estas herramientas se calienta y se les aplica brea; después cada una se coloca asegurándose de que haya quedado firmemente adherida a la superficie. Las obleas se colocan en grupos de espesor uniforme para eliminar al mismo tiempo los excesos de material. El pulido mecánico se efectúa en dos operaciones: la primera se inicia con un pulido grueso hasta obtener

una superficie homogénea; la segunda, es el pulido fino en la cuál el tamaño del abrasivo se reduce hasta décimas de micras para obtener un acabado de espejo sobre la superficie de la oblea. Por lo regular solamente se da un acabado de espejo perfecto a una cara de la oblea.



Figura. 2.22. Lavado final de obleas .

Antes de que las obleas sean desmontadas de las herramientas se someten a una inspección con el fin de verificar que la superficie esté libre de rasguños, de regiones opacas y de rugosidades, defecto

conocido como “*cáscara de naranja*”. Esta inspección se efectúa con una fuente luminosa.

Las obleas que no presenten ningún defecto visible en la superficie se desmontan y se colocan en canastillas donde serán sometidas a una limpieza más cuidadosa que las anteriores para no dañar la superficie pulida. De nuevo, se clasifican en grupos, de acuerdo con su espesor y resistividad.

Para identificar cada una de las obleas según sus características, se establece un código que se graba con un LASER en la orilla de la oblea. En algunos casos esta marca se registra antes del pulido mecánico. Antes de almacenar las obleas se realiza en ellas una última limpieza. A continuación se efectúan pruebas ópticas para determinar los defectos y la calidad de la superficie, haciéndose una cuantificación de los mismos.

Finalmente, para satisfacer las especificaciones que debe cumplir una oblea, se examinan su planaridad y su pendiente. En ese momento las obleas se almacenan en contenedores libres de polvo y están listas para ser utilizadas en la manufactura de dispositivos semiconductores.

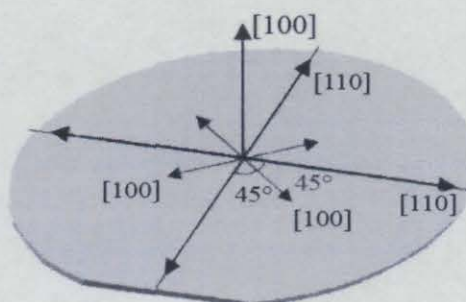
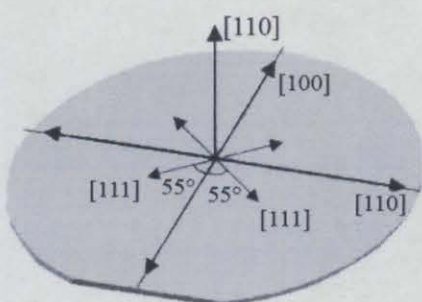
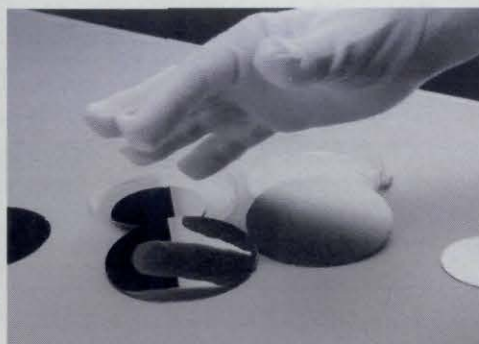
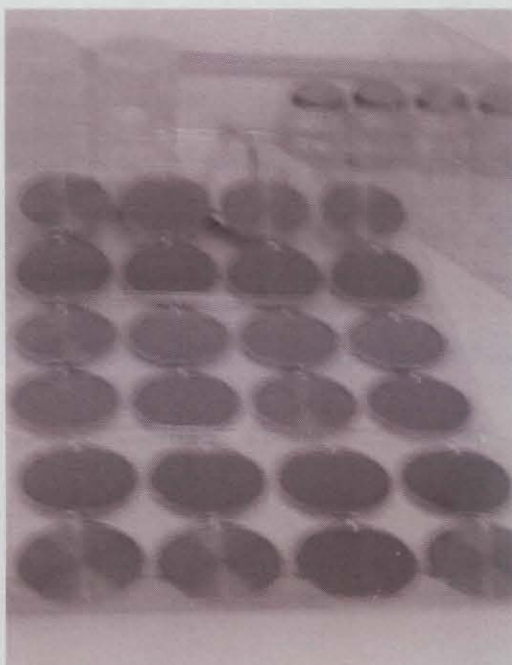


Figura 2.23. Clasificación de obleas según su resistividad, orientación, espesor, Tipo N ó Tipo P.

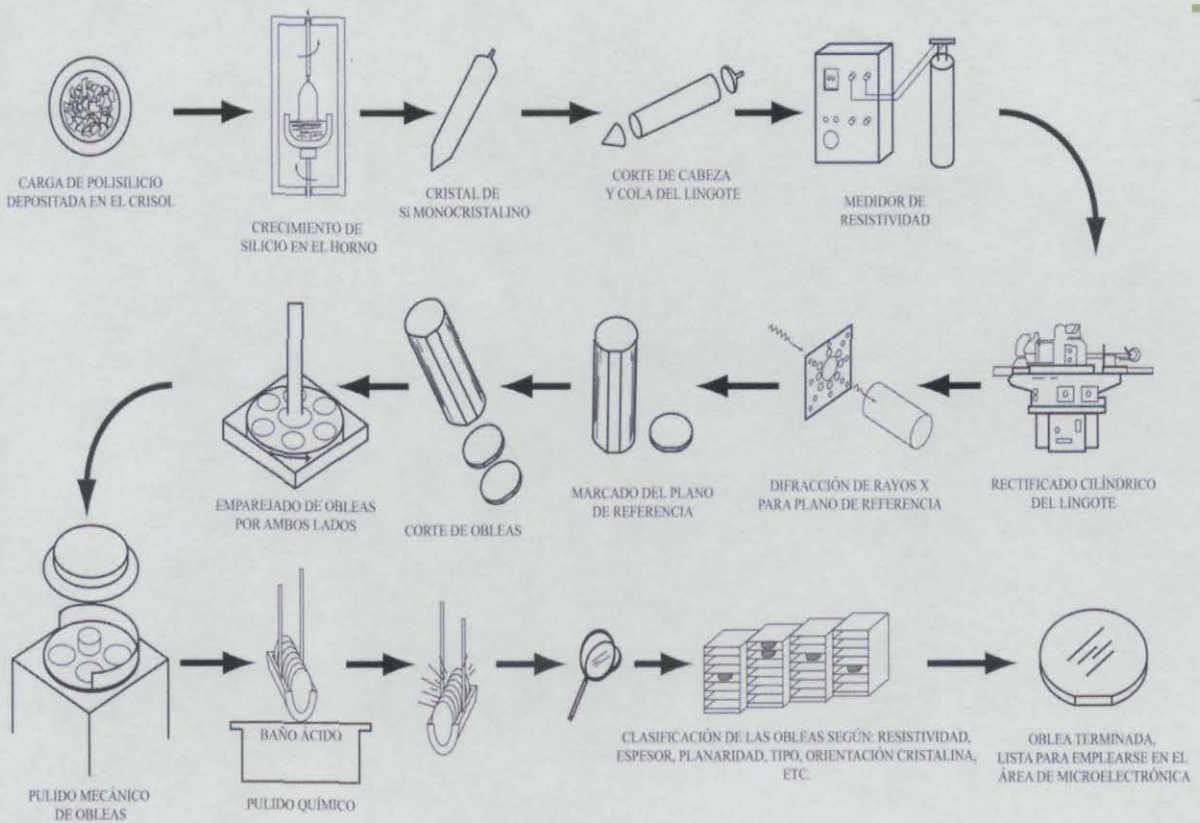


Figura 2.24. Secuencia del proceso para la fabricación de obleas de silicio monocristalino, desde el crecimiento del lingote hasta la oblea terminada y clasificada, lista para utilizarla como sustrato para circuitos integrados, celdas solares fotovoltaicas o MEMS.

Conclusiones

Al establecer en México un laboratorio en donde se cubren todas las instancias para obtener obleas de silicio a partir de silicio policristalino, se ha dado un paso fundamental en la instalación de una industria nacional de semiconductores. Además de capacitar recursos humanos y de contar con las facilidades para llevar a cabo investigaciones en todos los procesos descritos. De esta manera, una de las áreas

básicas de la llamada “alta tecnología” se ha puesto en marcha en el país abriendo la posibilidad de un desarrollo tecnológico independiente.

Referencias Bibliográficas

1. Bond, W.L., *Crystal Technology*, John Wiley and Sons, USA, 1986.
2. Botchek, Ch, M. *VLSI Basic MOS Engineering*, Pacific Technical Group, Inc. vol. I, 1993.
3. Chavira Martínez E. y Pedroza Meléndez A. “Diseño y Fabricación de Celdas Solares Fotovoltaicas para Satélites con tecnología mexicana”, *Vehículos Aeroespaciales, Aerospace Vehicles*, SOMECYTA, Puebla, México, 2011, pp.91-97, ISBN: 978-607-95625-0-2
4. Chavira Martínez E. y Pedroza Meléndez A. “Celdas solares fotovoltaicas de alta eficiencia con calidad espacial para el SATEX.2”, *Aerospace Science and Technology in Latin-America*, SOMECYTA, San Luis Potosí, México, 2012, pp.77-82. ISBN: 978-607-95625-1-9.
5. Einspruch, N. G. y G. B. Larrabee, *VLSI Electronics*, vol. VI, Academic Press, USA, 1993.
6. Hayes, W. y R. Loudon, *Scattering of Light by Crystals*, John Wiley and Sons, USA, 1978.
7. Hibberd, R. G. *Solid State Electronics*, McGraw-Hill Books Company, USA, 1968.
8. Mahajan, S. y J.W. Corbett, *Defects in Semiconductors II*, North-Holland, vol. XIV, USA, 1983.
9. Monroy J., Vega R., Pedroza A., “Fabricación de obleas de silicio para uso en microelectrónica”, *Física y tecnología de semiconductores*, No. 2, Vol.1, 1983, Mex, PP 125-137.
10. Pedroza Meléndez A. “Semiconductores un paso hacia la independencia tecnológica”, *Ciencia y Desarrollo*, año X, núm. 56, México, mayo-junio, 1984, pp. 9-13.

11. Pedroza Meléndez A., Chavira Martínez E. y Fournier Lomas R.†, "Crecimiento de silicio monocristalino", *Ciencia y Desarrollo*, año XII, núm. 70, México, septiembre-octubre, 1986, pp. 25-38. 68
12. Pedroza Meléndez A., Chavira Martínez E., *et al.* "Microelectrónica y Electrónica en el ambiente espacial tolerante a radiaciones", *Vehículos Aeroespaciales, Aerospace Vehicles*, SOMECYTA, Puebla, México, 2011, pp.81-86, ISBN: 978-607-95625-0-2.
13. Pedroza Meléndez A., *Introducción a la tecnología de semiconductores y microelectrónica*", libro UPAEP, 2012.
14. Ravi, K. V., *Imperfections and Impurities in Semiconductor Silicon*, John Wiley and Sons, USA, 1981.
15. Runyan, W. R., *Silicon Semiconductor Technology*, McGraw-Hill Books Company, USA, 1965.
16. Schrode, D. K., D. E. Aspens, G. B. Larrabee, M. G. Buehler y Ch. J. Varker, *Semiconductor Material and Device Characterization*, Arizona State University, vols. I y II, USA, 1983.

CAPÍTULO 3

TECNOLOGÍAS DE MICROFABRICACIÓN

Desde el desarrollo del primer microcircuito hecho por Jack Kilby, que ha evolucionado y cambiado la electrónica hasta nuestros días, pero muy pocos han logrado dar pasos gigantes, que hayan cambiado de forma tan rápida la vida que nos rodea. Tal es el caso del circuito integrado, tal invención no hubiera sido lograda, si no, por mentes revolucionarias, tal es el caso de Jack Kilby (1923-2005), investigador de los laboratorios de Texas Instrument (TI), inventor del circuito integrado. Kilby creó el primer circuito integrado monolítico, y fundamentó las bases conceptuales y técnicas de lo que es hoy la industria de la microelectrónica. En 1958, entra como trabajador a TI (Texas Instruments) en los laboratorios de semiconductores. Ese mismo año, durante las vacaciones de verano Jack Kilby, al ser un empleado de reciente ingreso, queda a cargo del laboratorio. Cabe mencionar que Kilby, al ser una mente de gran inventiva en continuo trabajo, logró encontrar el lugar y espacio donde logró dar rienda suelta a su imaginación. En ese verano, Kilby trabajó con la creación de elementos pasivos en sustratos de materiales semiconductores.

Así, logró dar solución al problema de integración, de componentes pasivos y activos en el mismo material con el que se realizan los componentes activos (transistor 1947). Ya para ese mismo año, el 12 de septiembre se probó el primer circuito integrado.

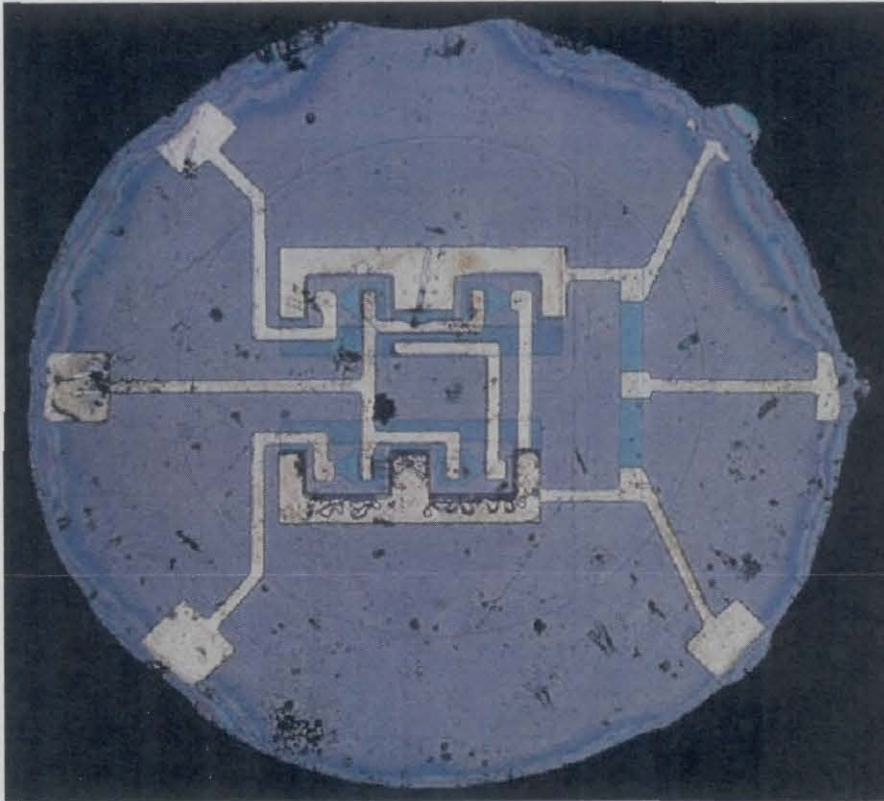


Figura 3.1. Primer circuito integrado desarrollado por Jack Kilby, 1958, en los laboratorios de Texas Instrument (TI).

Proceso tecnológico de la microfabricación

Actualmente se desarrolla la física de la microfabricación y que sirve para transferir una imagen de una mascarilla o patrón original a la oblea de silicio.

Entre las técnicas más utilizadas para la construcción de dispositivos semiconductores discretos así como para los circuitos integrados monolíticos y MEMS, se encuentra la tecnología planar.

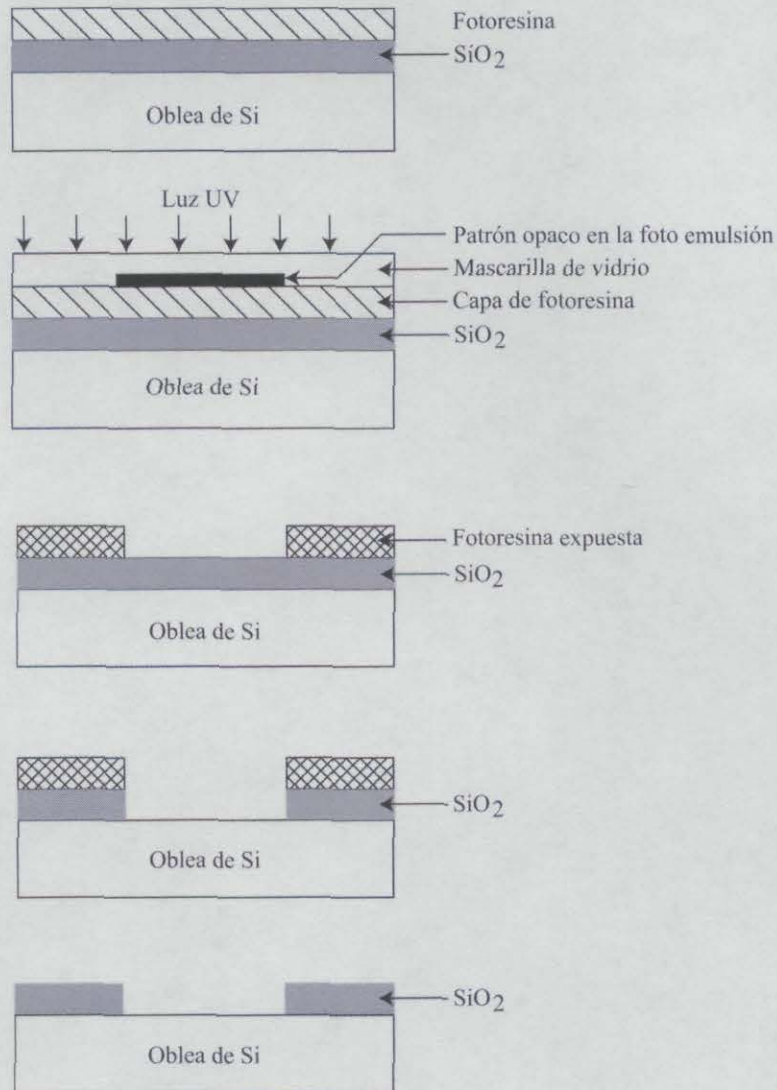


Figura 3.2. Vista transversal del proceso de microfotolitografía durante la microfabricación.

Microfotolitografía

Existen varias técnicas para el micrograbado en silicio: la *fotolitografía por fotones visibles*, es actualmente la tecnología más importante en la industria de la microelectrónica, se usa casi siempre debajo de 2–3 μm . La *litografía por haz-electrón*, se usa para hacer marcas. El límite del electrón es casi mínimo a 0.5 μm para microestructuras de altas densidades. La *litografía de rayos X*, se usa abajo de unos cuantos cientos de Angstroms, pero requiere una máscara de absorción, o una película delgada como estructura de soporte. La *litografía de haz de iones*, ofrece muestras alteradas capaces de una muy alta resolución ($\cong 100\text{\AA}$).

Las diferencias tecnológicas de litografía encuentran dos áreas mayores: el hacer marcas y transferencias de imagen para marcar la oblea. En el caso de la litografía de haz-electrón es capaz de escribir directamente sobre la oblea sin el uso de una marca o referencia.

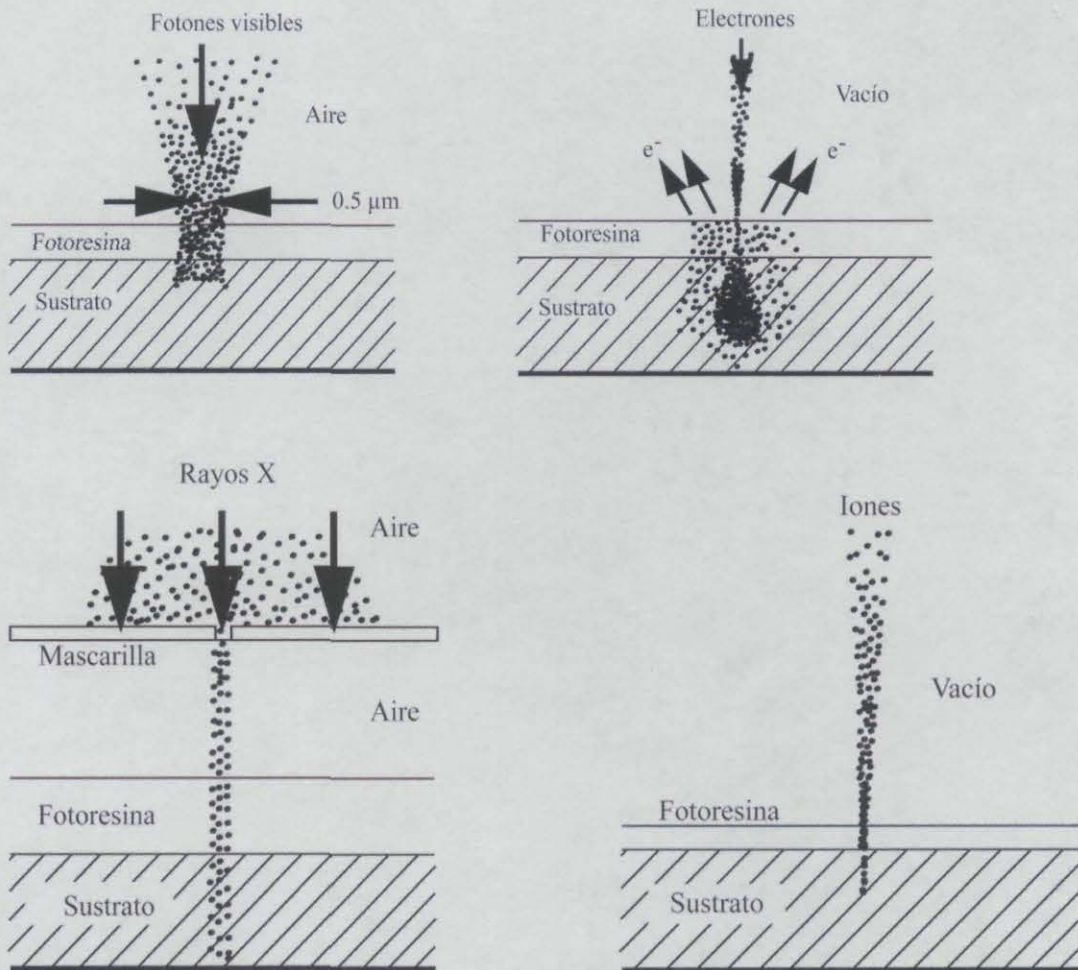


Figura 3.3 Diferentes técnicas de fotolitográficas.

Desarrollo de la Microfabricación y la Microelectrónica en México.

El desarrollo de la microfabricación y de la microelectrónica se remonta al CINVESTAV-IPN, que empezó sus desarrollos en dispositivos semiconductores en 1973 con instrumentación importada,

en ese mismo año en el INAOE se instala el Laboratorio de 74
Microelectrónica con instrumentación y equipos importados, y
contratando investigadores extranjeros y mexicanos.

En estos laboratorios se desarrollaron algunos procesos como oxidación, difusión térmica, metalizado, y pruebas de dispositivos semiconductores, sin llegar al encapsulado.

En el caso del CINVESTAV-IPN las mascarillas eran importadas, en el INAOE con equipo importado se fabricaron mascarillas con resoluciones de 5 a 10 micras. En 1974 se diseña y se construye el primer circuito integrado en México, que consiste en un fotopotenciómetro utilizando instrumentación del Departamento de Eléctrica del CINVESTAV-IPN. Este fotopotenciómetro integrado se realizó fabricando las primeras mascarillas en México por el Dr. Joaquín Remolina López y el Dr. Alejandro Pedroza Meléndez.

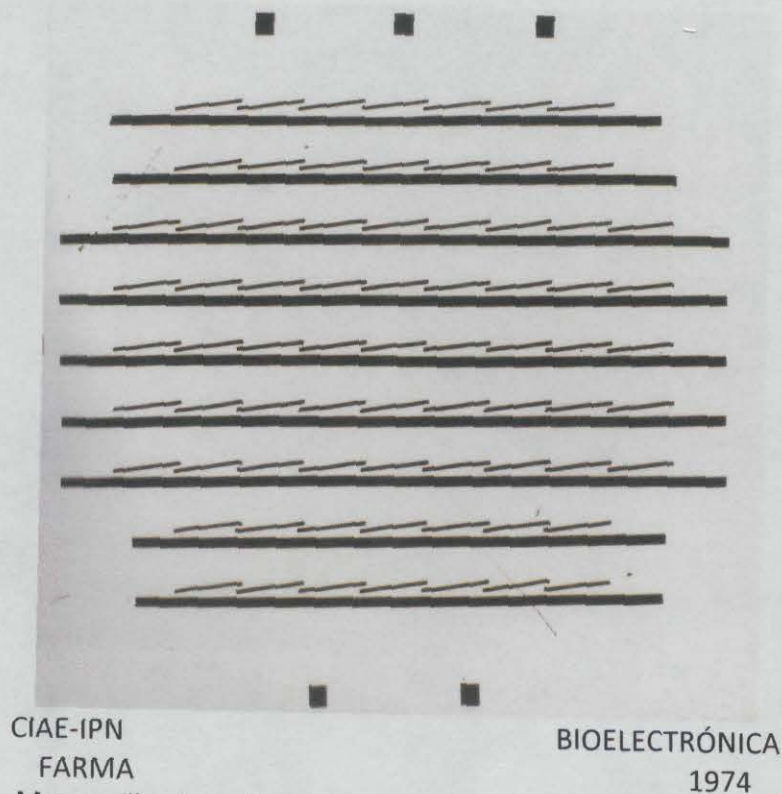


Figura 3. 4, Mascarilla del primer microcircuito mexicano, 1974, CINVESTAV-IPN

En 1976 Alejandro Pedroza Meléndez funda el Departamento de Semiconductores del Instituto de Ciencias de la BUAP con la filosofía de diseñar, desarrollar y construir todo el instrumental y equipo necesarios para la fabricación de dispositivos semiconductores, esto es construir con tecnología mexicana todos los bienes de capital para generar todas las herramientas para poder producir riqueza tecnológica que nos permitirá una independencia tecnológica (siendo el Primer Laboratorio Latinoamericano hecho con tecnología mexicana, generando un precedente único en la historia del desarrollo

tecnológico en México). Con una inversión inicial de 10 veces menor que la que se invirtió en la CINVESTAV-IPN e INAOE, se logró esta experiencia con las evidencias que a continuación se describen.

En este Departamento de Semiconductores de la UAP, se inició con diseño, desarrollo y construcción de los hornos reactores de difusión y oxidación, después de diseñó los circuitos impresos para hacer la electrónica de control y de potencia de los hornos de oxidación, difusión atómica, sinterizado, para trabajar entre 800 y 1200°C con una precisión de $\pm 1^\circ\text{C}$ y todo el instrumental de caracterización, para ir monitoreando los procesos físico químicos que implica el hacer desde un simple diodo, transistores, compuertas, amplificadores operacionales con tecnología bipolar y MOS con una resolución de hasta 10 micras.

Se diseñó, desarrolló y construyó el siguiente instrumental: 6 hornos de difusión, una consola de control para controlar la temperatura y el tiempo de los 6 hornos, un horno reactor de tres zonas de calentamiento para uso industrial, una cámara multilente para la fotomultiplicación de los patrones originales para la generación de mascarillas, desarrolló el proceso para la fotorreducción y obtención de las mascarillas, un coordinatógrafo para el cortado del patrón

original en Rubilith, una máquina de alineación para el proceso de transferencia de imágenes sobre la oblea de silicio de los dispositivos a procesar, un probador de 4 puntas para determinar la profundidad de difusión, este con un probador de punta caliente para determinar el tipo de difusión, ya sea Tipo N o Tipo P, una centrífuga para el depósito de resina de fotosensible. Se construyeron tres microscopios de multipuntas para la caracterización eléctrica de los dispositivos microelectrónicos, una rayadora semiautomática para la separación de los dados o microcircuitos, dos microsoldadoras de ultrasonido para el soldado final de los dispositivos. Se desarrollaron también el sistema de troquelado de las escolopendras así como también su encapsulado. Se desarrollaron diferentes instrumentos para la prueba final ya encapsulados de los diversos dispositivos semiconductores.

En paralelo a estos desarrollos de instrumental se construyeron los cuartos limpios y salas blancas con sistemas de presión positiva y negativa de aire limpio controlado para los procesos de microfabricación, así como toda la instalación de gases, para estos proceso, pistolas para el secado con nitrógeno y filtros.

También se desarrollaron materias primas, como son: ácido nítrico fumante, fosfina, resinas fotosensibles, los sistemas de agua desionizada, etc.

Procesos de la microfabricación

Una vez diseñadas las características eléctricas y físicas, así como las geométricas del dispositivo semiconductor o MEMS se procede hacer el diseño del juego de las mascarillas, denominado *Layout*. A medida de que aumenta la complejidad del dispositivo será necesario utilizar herramientas computacionales, (Diseño Asistido por Computadora, CAD).

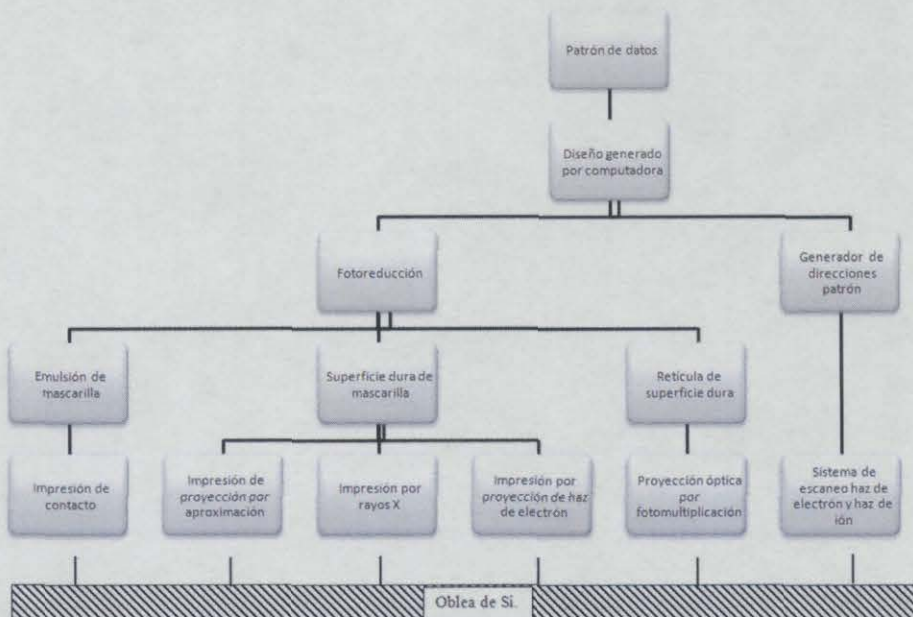


Figura 3. 5. Diagrama de flujo de acuerdo a las necesidades de diseño para la fabricación de circuitos integrados y MEMS.

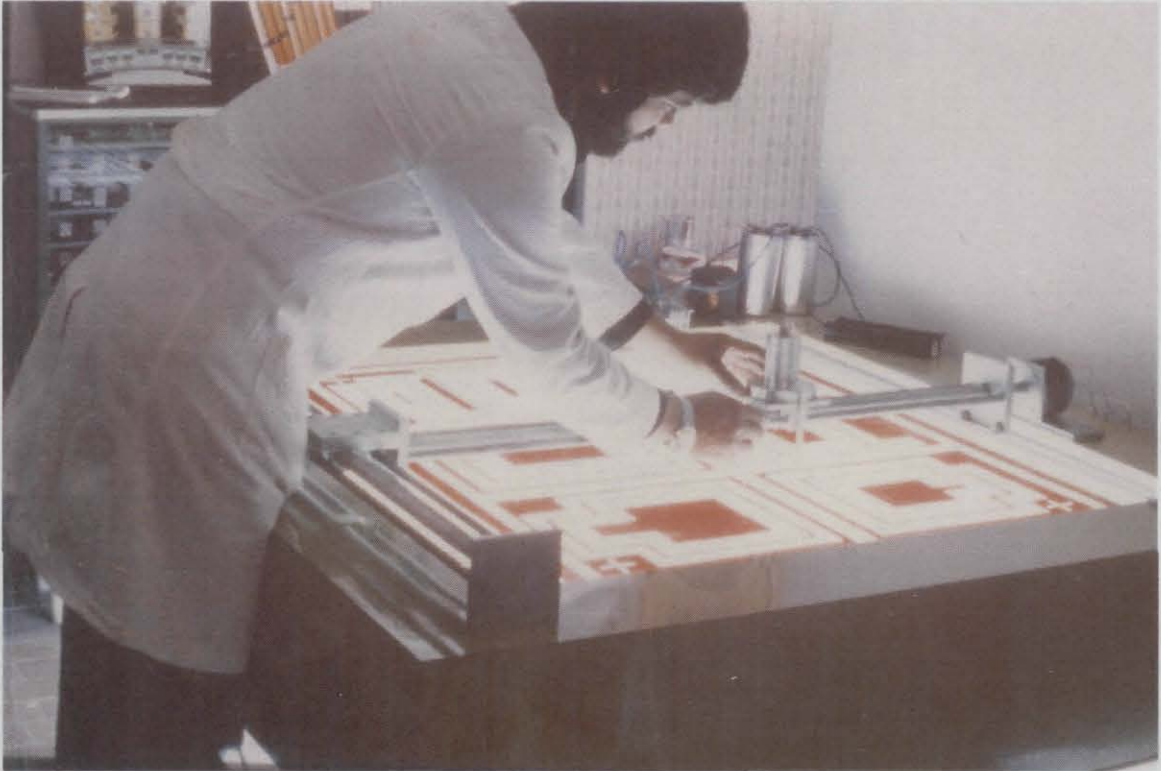


Figura 3.6. Coordinatógrafo automático para el rayado del papel *Rubylith*, usado en serigrafía, para delinear el contorno de las áreas de una mascarilla, cortesía Departamento de Semiconductores, ICUAP.

La *serigrafía* es una técnica de impresión empleada en el método de reproducción de documentos e imágenes sobre cualquier material, y consiste en transferir una tinta a través de una malla tensada en un marco, el paso de la tinta se bloquea en las áreas donde no habrá

imagen mediante una emulsión o barniz, quedando libre la zona donde pasará la tinta.

80

El sistema de impresión es repetitivo, esto es, que una vez que el primer modelo se ha logrado, la impresión puede ser repetida cientos y hasta miles de veces sin perder definición.

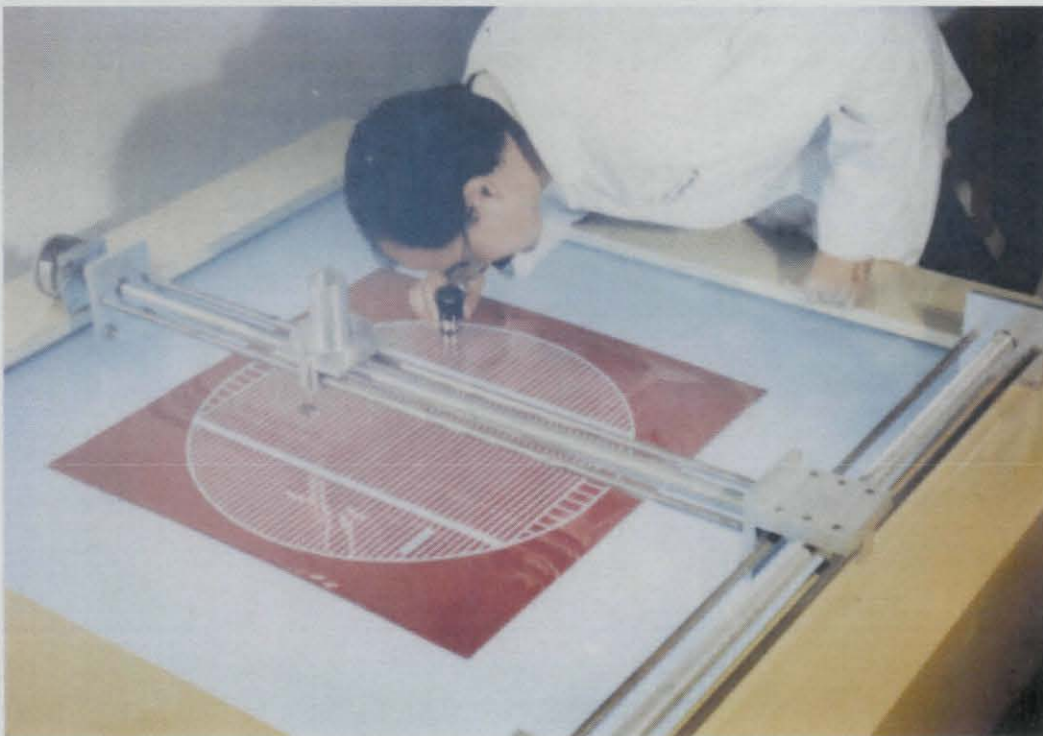


Figura 3. 7. Inspección del rayado y cortes de bordes para la generación de la imagen patrón para generar la mascarillo.

En el caso de la fotolitografía en lugar de tintas se utiliza luz (fotones), en lugar de una malla, la imagen se traza en papel *Rubylith*, creado por Ulano Corporation, por ello también lo llaman *Ulano*. El *Rubylith* o

Ulano consta de dos películas intercaladas juntas en sandwich. La 81
capa inferior es una hoja de poliéster claro respaldo. La capa superior
es un translúcido, de color rojo emulsión, auto-adhesivo. Está
diseñado para ser fácil de cortar con un cuchillo y asegura la
transmisión de luz UV para su uso con películas ortocromáticas.

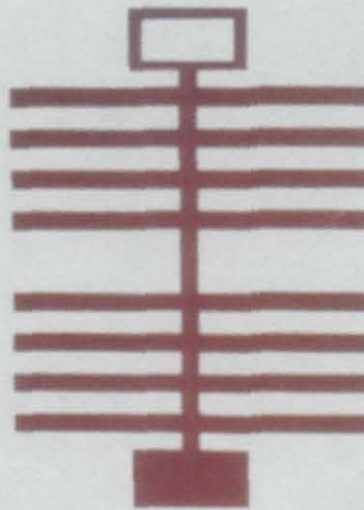


Figura 3. 8. Imagen patrón en papel rubilith o ulano.

La imagen se imprime sobre un material fotosensible o foto resina
llamada fotoresit, sensible a la luz UV. Esta imagen se reduce en
ordenes de micrómetros y se fotomultiplica varias veces para obtener
la mascarilla.

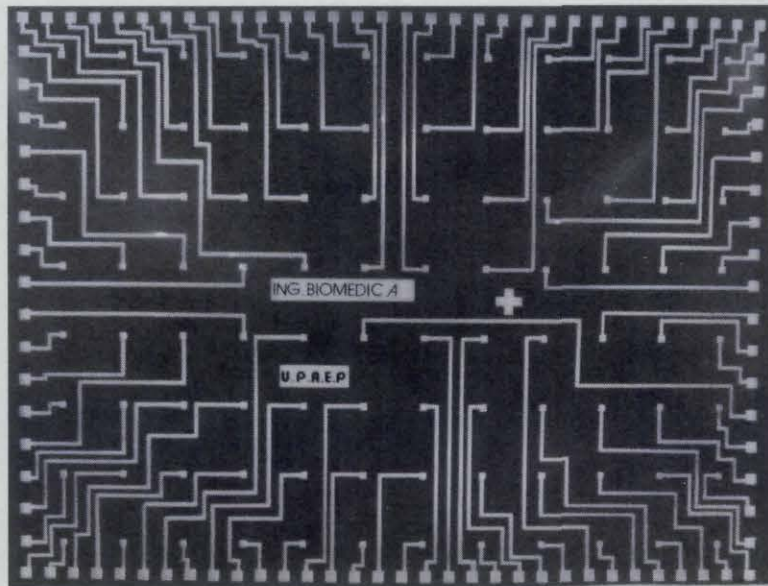


Figura 3.9. Patrón mascarilla original (cortesía del Posgrado de Ingeniería Biomédica, UPAEP).

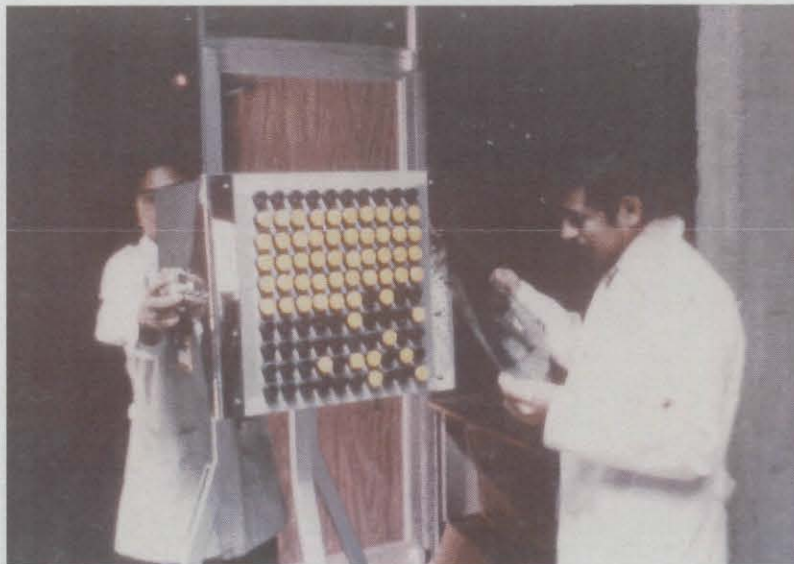


Figura 3.10. Cámara multilente para fotomultiplicar las imágenes del patón original, desarrollada en el Departamento de Semiconductores de la UAP, 1978.

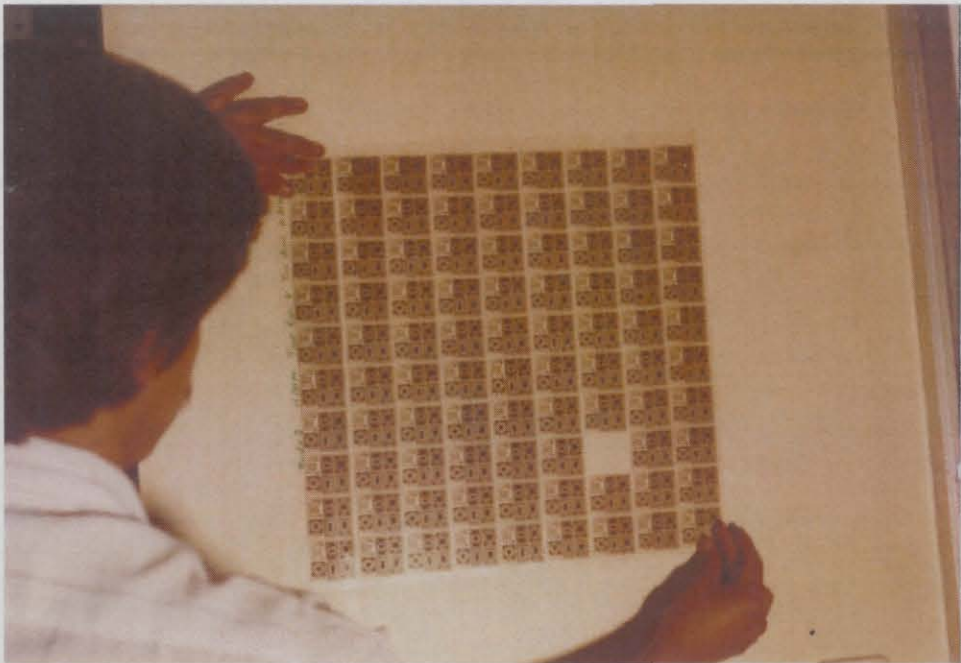


Figura 3.11. Fotomultiplicación de las imágenes del patrón original.

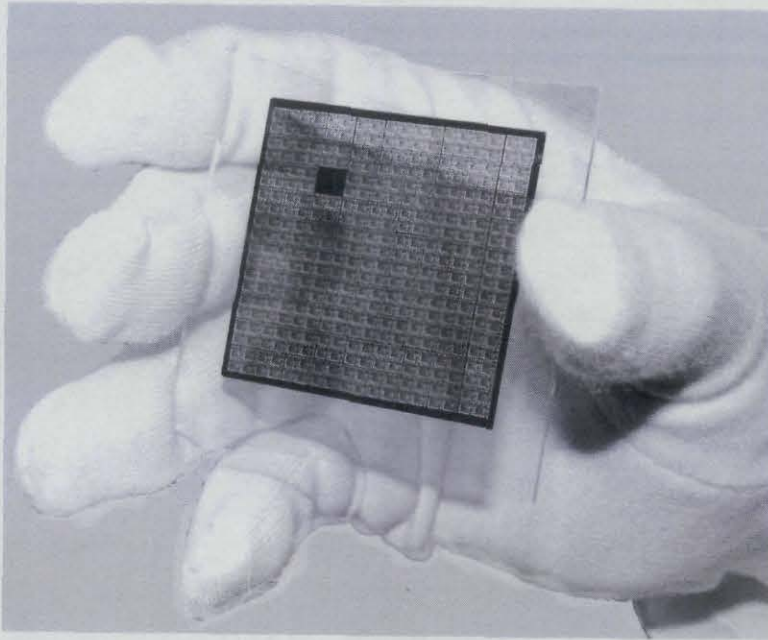
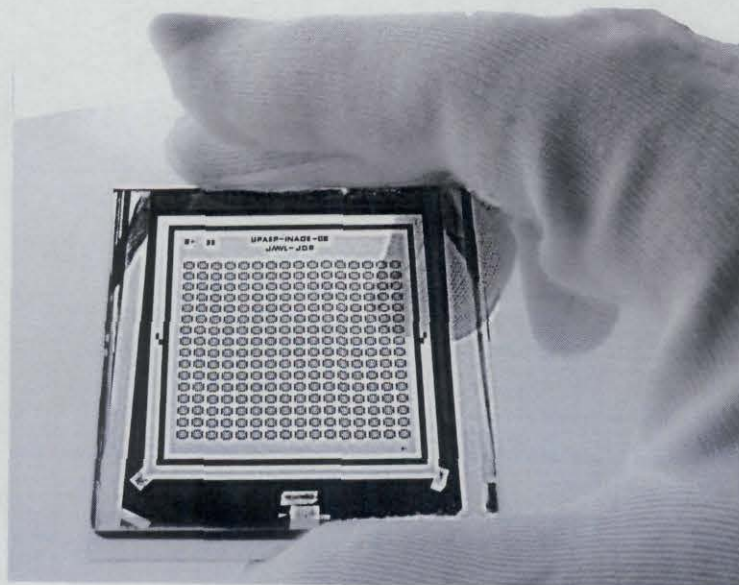


Figura 3.12. Fotorreducción al tamaño original conteniendo todos los dispositivos que se van a procesar, llamada mascarilla (Departamento de semiconductores, BUAP).



Fotografía 3.12 Mascarilla para litografía (Posgrado de Ingeniería Biomédica, UPAEP).



Figura 3.13. Máquina centrífuga para el depósito de resina fotosensible y pistolas para secado con nitrógeno.



Figura 3. 14, Máquina centrífuga para el depósito de la resina fotosensible. Esta máquina trabaja de 500 a 3000 rpm, la oblea de silicio se sujeta por vacío. (Departamento de Semiconductores BUAP).

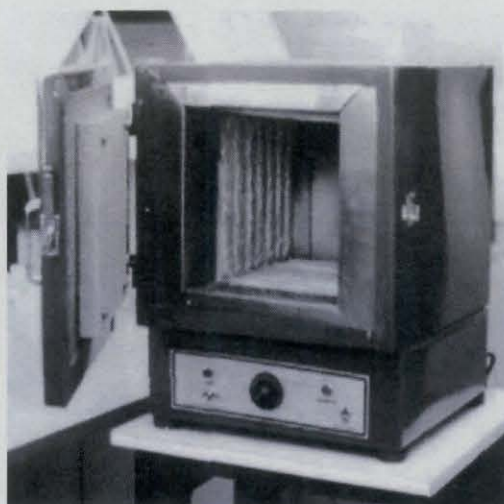


Figura 3.15, Horno de recocido de fotoresinas, (Departamento de Semiconductores BUAP).

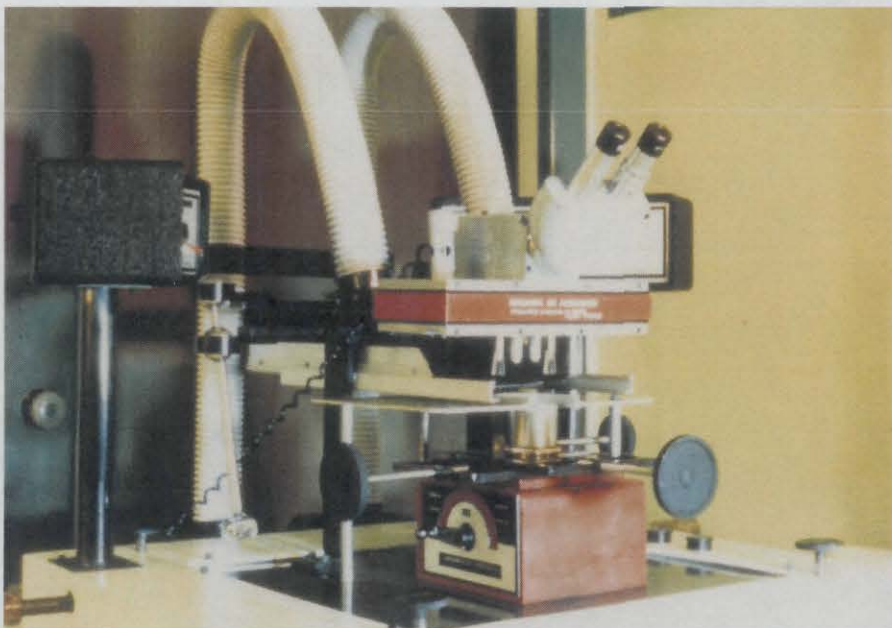
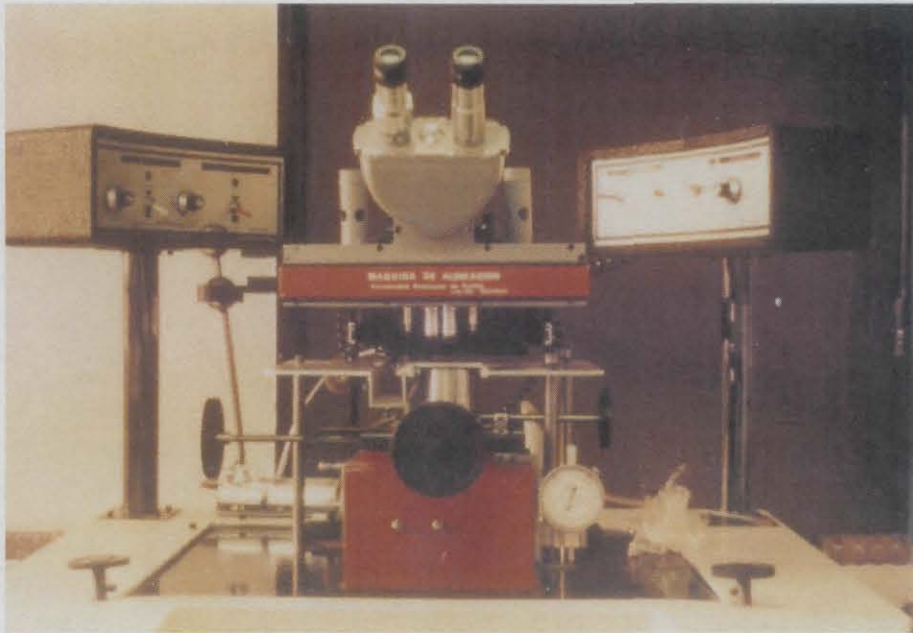


Figura 3.16. Máquina de alineación de mascarillas, desarrollada en el Departamento de Semiconductores de la UAP, 1979.

Experiencias en el desarrollo de dispositivos semiconductores y microelectrónicos en Puebla, 1976-1986.

87



Figura 3.17. Hornos para los proceso de difusión atómica y oxidación, Departamento de Semiconductores UAP.



Figura 3.18. Horno de tres zonas de calentamiento



Figura 3. 19, Detalle del proceso de oxidación.

Cinética de la oxidación del silicio.

El crecimiento epitaxial del dióxido de silicio se realiza a temperaturas entre 600 y 1250 °C en un ambiente seco o húmedo de mezcla de oxígeno/nitrógeno a 1 atm de presión. En este ambiente el silicio se oxida y decimos que se forma una película muy delgada de “óxido nativo” aproximadamente de 20 Å de espesor. A altas temperaturas el oxígeno se difunde en el silicio generando una capa muy delgada rápidamente, debido a la siguiente reacción:

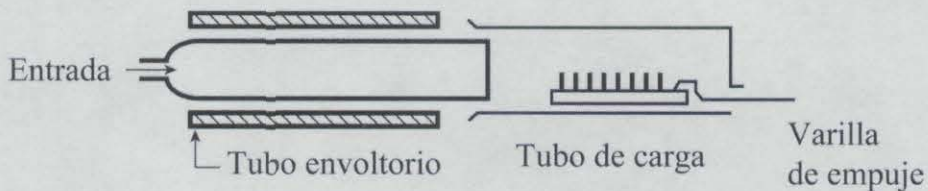
(3.1)

(3.2)

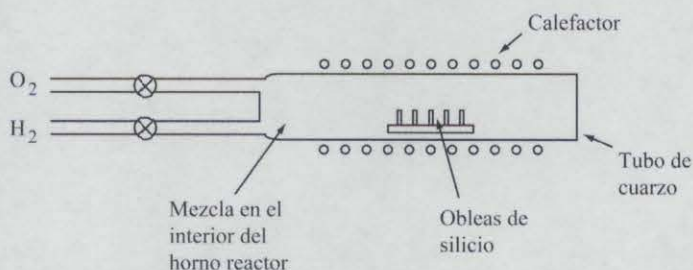
Métodos de Oxidación

89

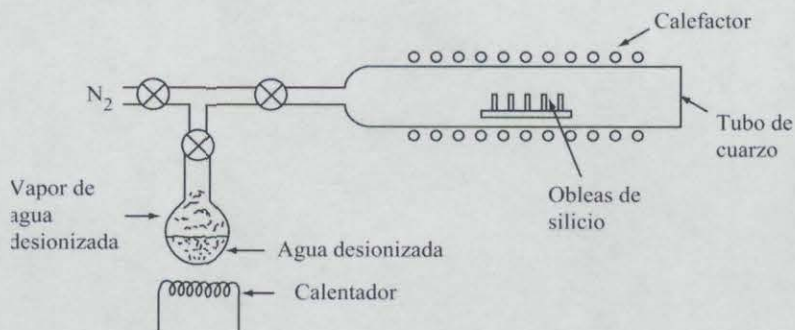
(a) Horno de Oxidación



(b) Oxidación seca



(c) Oxidación húmeda



(c) Oxidación pirolítica

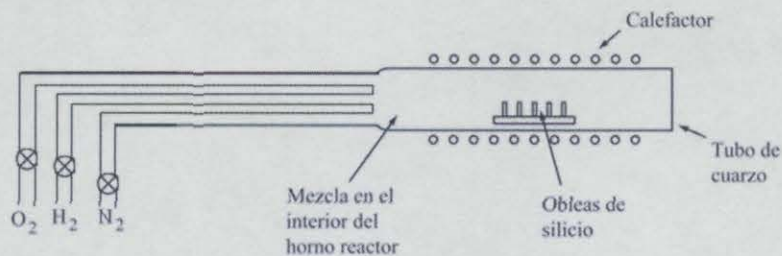


Figura 3.20, Métodos del crecimiento epitaxial en el proceso de oxidación de silicio (a) Vista lateral del horno de oxidación,

Otro método de oxidación del Silicio (Si) se produce en fase gaseosa del oxígeno es el método “*pirogénico o piro lítico*”, ver la figura 3.20. Además de oxígeno y el nitrógeno, el gas también contiene hidrógeno en este caso.

La relación de espesor de silicio convertido, figura 6.21, X_s de espesor de óxido resultante, X_{ox} , es proporcional a sus densidades respectivas:

(3.3)

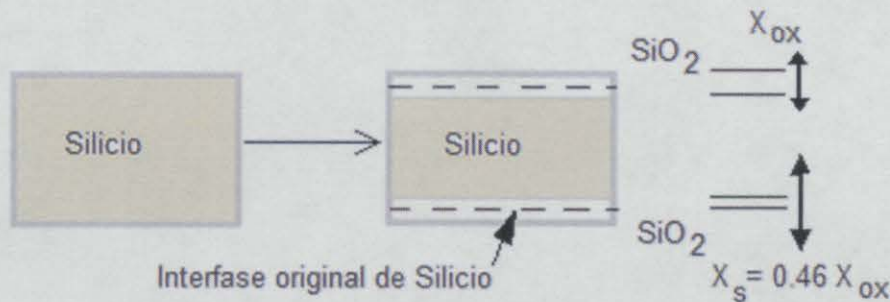


Figura 3.21, Espesores del silicio y dióxido de silicio.

Se consumirán 4,600 Angstroms de silicio cuando se ha crecido una película de óxido de 10,000 Angstroms. En otras palabras, la cantidad de silicio utilizado es 46% del espesor final de óxido. Esta relación es importante para calcular las alturas de “escalones” o “pasos” en microestructuras de silicio.



Figura 3. 22, Rotámetros para el control de flujos de gases de alta pureza como: nitrógeno, oxígeno, fosfina y diborano.



Figura 3. 23, Vista general de la sala de hornos con la consola de control de temperatura y tiempo.



Figura 3. 24, Máquina 4 puntas para medir resistencia de hoja que incluye un medidor de punta caliente para determinar el tipo de conductividad del material, Tipo P o Tipo N.

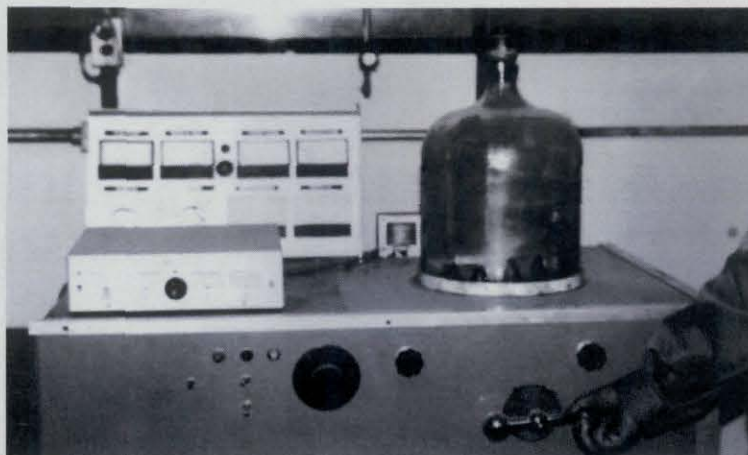


Figura 3.25, Evaporadora para el metalizado con aluminio diseñada, desarrollada y construida en el CINVESTAV-IPN por el Dr. Joaquín Remolina López.

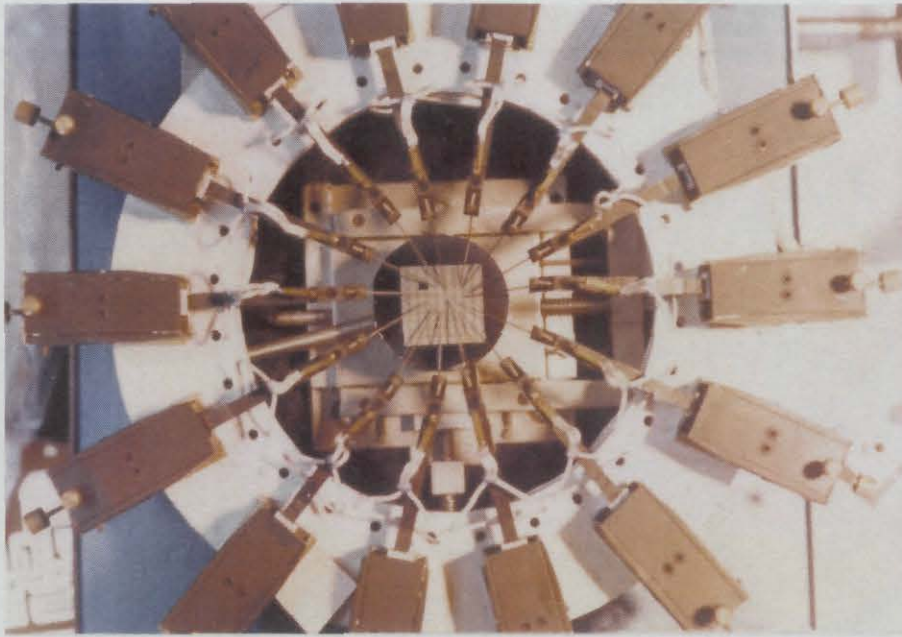


Figura 3.26, Vista detallada del microscopio multipuntas, para pruebas eléctricas de los dispositivos microelectrónicos.



Figura 3.27, Microscopio multipuntas y osciloscopio trazador de curvas.



Figura 3.28, Máquina rayadora para separar los circuitos integrados, dados o chips.

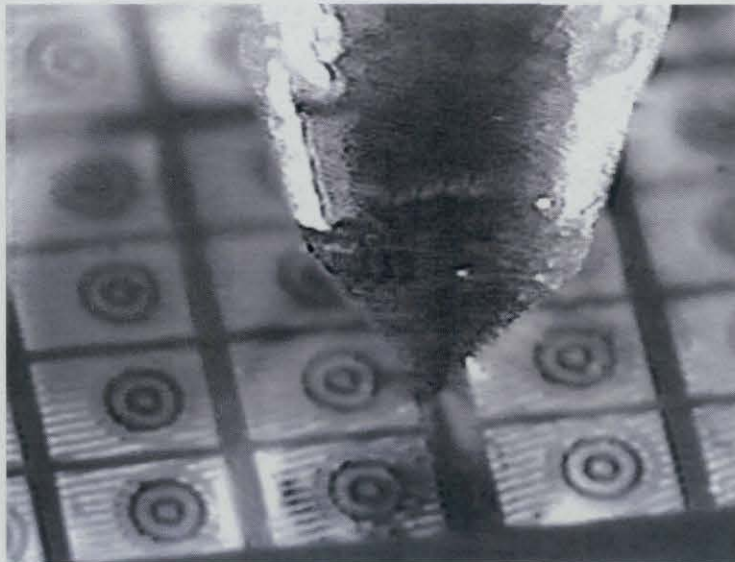


Figura 3.29, Rayado y separación de los dados con una punta de diamante.

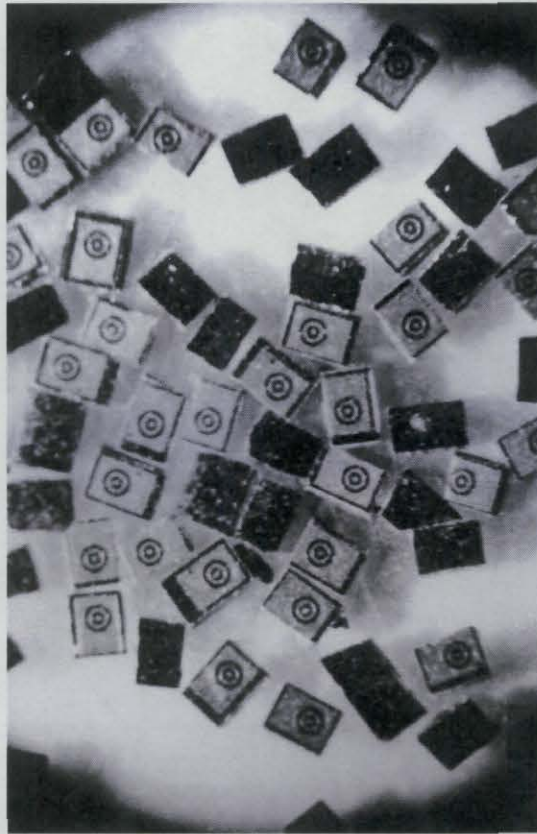
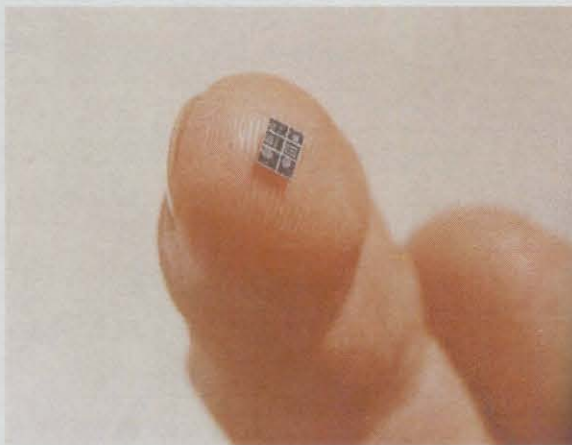
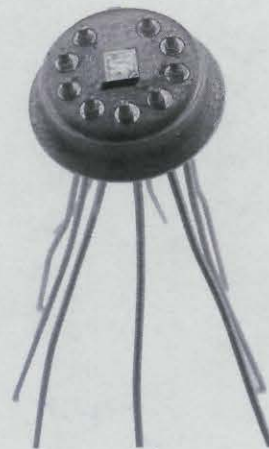


Figura 3.30, Dados de transistores separados de la oblea.



(a)



(b)

Figura 3.31, (a) Dado separado con 6 transistores de mediana potencia.
(b) Colocación del dado o chip en la base del empaquetado fijado con resina conductora.

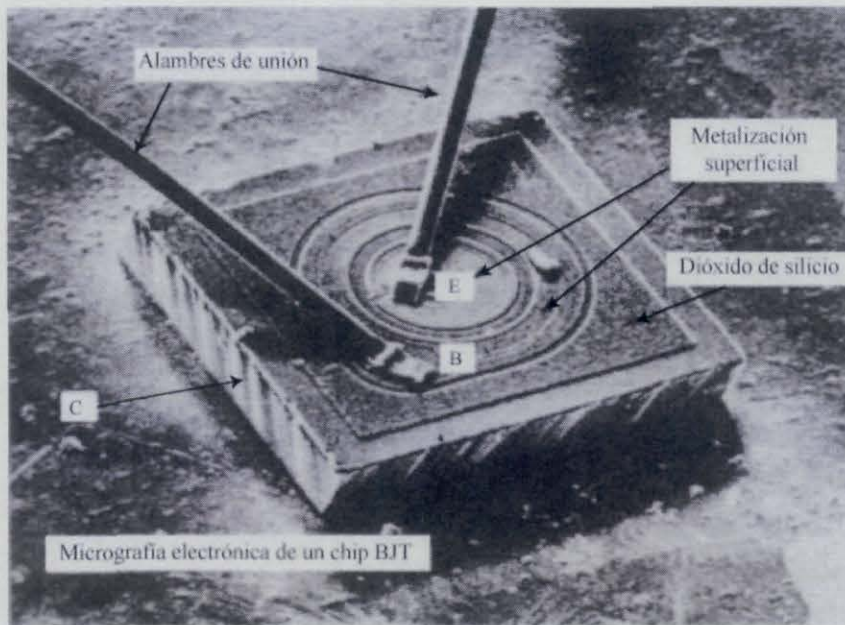


Figura 3.32, Microsoldado del transistor con alambres de aluminio u oro de 20 a 25 micras de diámetro.



Figura 3.33, Primer prototipo de Máquina Microsoldadora de ultrasonido,

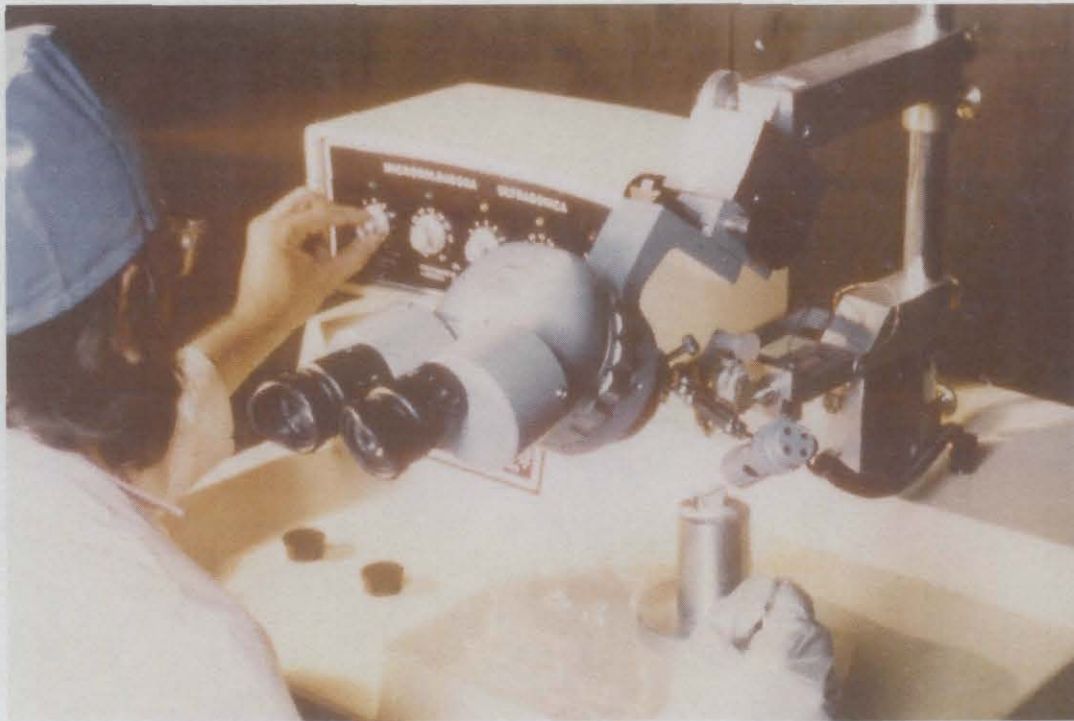


Figura 3.34, Segundo prototipo de Máquina Microsoldadora, esta máquina contiene dispositivos electrónicos hechos en el Departamento de Semiconductores UAP.



Figura 3.35, Detalle de un microsoldado de un circuito integrado, Departamento de Semiconductores UAP.

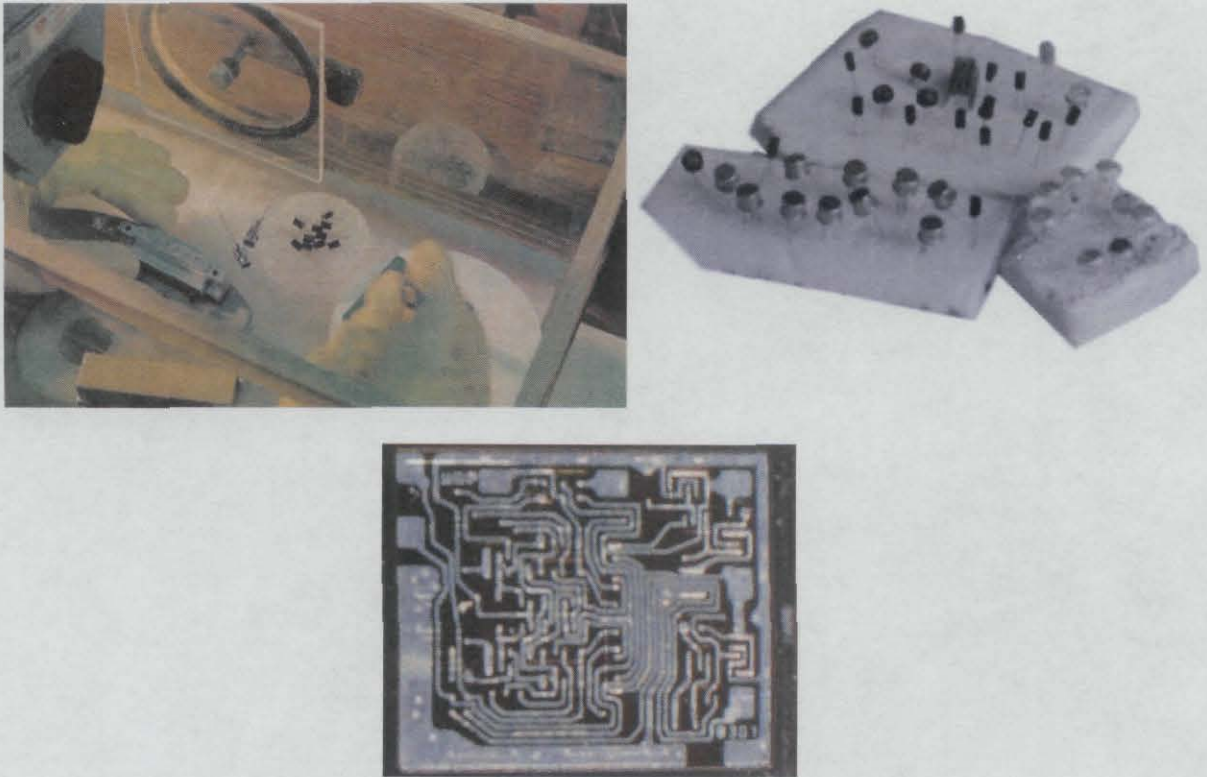


Figura 3.36, Empaquetado de los microcircuitos en diversos encapsulados metálicos, cerámicos o con resinas epóxicas, cortesía del Departamento de Microelectrónica de la BUAP.

Materias Primas

Para la fabricación de BioMEMS los materiales necesarios son entre otros muchos materiales, el silicio, grado electrónico, esto es 99.999998% de silicio, en obleas de silicio monocristalino, polímeros,

en resinas fotosensibles, gases de alta pureza, solventes y reactivos grado electrónico, agua desionizada, etc.

Conclusiones

La experiencia desarrollada y adquirida en el Departamento de Semiconductores de la UAP, ha generado un precedente y un antecedente, nunca desarrollado en México en materia de desarrollo tecnológico e investigación científica e innovación en el campo de la física electrónica, microelectrónica, procesos.

Aunque actualmente tenemos más herramientas de diseño, más automatizados, pero estos no escapan a los conceptos fundamentales que siguen siendo los mismos.

Referencias Bibliográficas

1. Carrillo J., Delgado M. Alcántara S., Silva D., Desarrollo de la Microelectrónica", *Ciencia y Desarrollo*, No.56, mayo-junio 1984, pp. 29-50.
2. Ghandhi K. Sorab, The Theory and Practice of Microelectronics, Ed. Robert E. Kriger Publishing Company, 1968.
3. Goodge Malcom, Semiconductor Device Technology, Ed. Howard W. Sams & Co, Inc, 1983.
4. Grove S. Andrew, Physics and Technology of Semiconductor Devices, Ed. John Wiley and Sons, Inc.
5. Hall E. H., Física del Estado Sólido, Ed. Limusa.

6. Osorio S.R., Reyes Barranca M.A., Medición de la profundidad de unión por biselado mecánico, Física y tecnología de semiconductores, No3 Vol.1, 1983, Mex, PP 354-367.
7. Pedroza A. Chavira E., Fournier R., Crecimiento de silicio monocristalino, Ciencia y desarrollo, No.56, mayo- junio 1984, PP 25-38.
8. Pedroza A., Monroy J., Ortega L.A., Hacia una industria nacional de semiconductores, Ciencia y desarrollo, No.56, mayo- junio 1984, PP 15-25.
9. Pedroza A., Semiconductores: un paso hacia la independencia tecnológica, Ciencia y desarrollo, No.56, mayo- junio 1984, PP 9-13.
10. Pedroza Meléndez A. Diseño y construcción de microherramientas para cirugía y medicina desarrolladas en México, Memorias de la XLI Semana Quirúrgica Nacional, Academia Mexicana de Cirugía, agosto de 1999, PP 145-149.
11. Pedroza Meléndez A., Cirugía robótica, Memorias de la XLI Semana Quirúrgica Nacional, Academia Mexicana de Cirugía, agosto de 1999, PP 150-152.
12. Pedroza Meléndez A., La microelectrónica en la medicina y la cirugía, Cirugía y Cirujanos, No 6, Vol. 65, noviembre-diciembre 1997, PP 174-177.
13. Pedroza Meléndez A., Presente y futuro de la aplicación de microherramientas en aparato digestivo, Memorias XLII Semana Quirúrgica Nacional, Academia Mexicana de Cirugía, septiembre 2000, PP 43-46.
14. Pedroza Meléndez Alejandro, Desarrollo de una unidad de semiconductores con tecnología nacional, Revista Mexicana de Física, No 3, vol. 28, mayo de 1982, PP. 409-427.
15. Pedroza A., Alcantara S., Ortega L.A., Reyes F., Transductor semiconductor, Física y Tecnología de Semiconductores, No.3, vol. 1, 1983, Mex, PP 281-296.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE TRAMPOLINES O CANTILEVERES

Proceso de grabado y micro-maquinado de trampolines

Una vez definido el material para construir el BioMEMS, que en este trabajo se opta por Silicio monocristalino, dadas las propiedades del material. Se definen las dimensiones del BioMEMS, que están sujetas a las condiciones de las tareas que realizará el BioMEMS y de los resultados que arrojen las simulaciones mecánicas, en las propiedades: tenso resistivas, ante variaciones térmicas, esfuerzos mecánicos de este sistema, constituido de 8 cantilevers.

Cada BioMEMS es una alberca de 4 x 4.4 mm, que contiene 8 trampolines con un espesor de 1 μm y diferentes dimensiones; cuatro serán de un ancho de 205 μm con longitudes de 800, 600, 400 y 200 μm ; y otros 4 serán de 125 μm de ancho con las mismas longitudes, ver la siguiente figura 4.1.

Esta propuesta es con el fin de tener diferentes niveles de sensibilidad, así poder analizar simultáneamente diferentes reactivos el contacto con el reactante contenido en la alberca.

Para construir la estructura propuesta con las dimensiones y geometría mostrada en la figura 4.1 se debe considerar la distancia en la cual inicia el ataque o grabado químico y así poder obtener el trampolín de $1\ \mu\text{m}$ de espesor. En este caso se optó por trabajar con obleas de silicio monocristalino con orientación $\langle 100 \rangle$, donde el ángulo de ataque es de 54.7° :

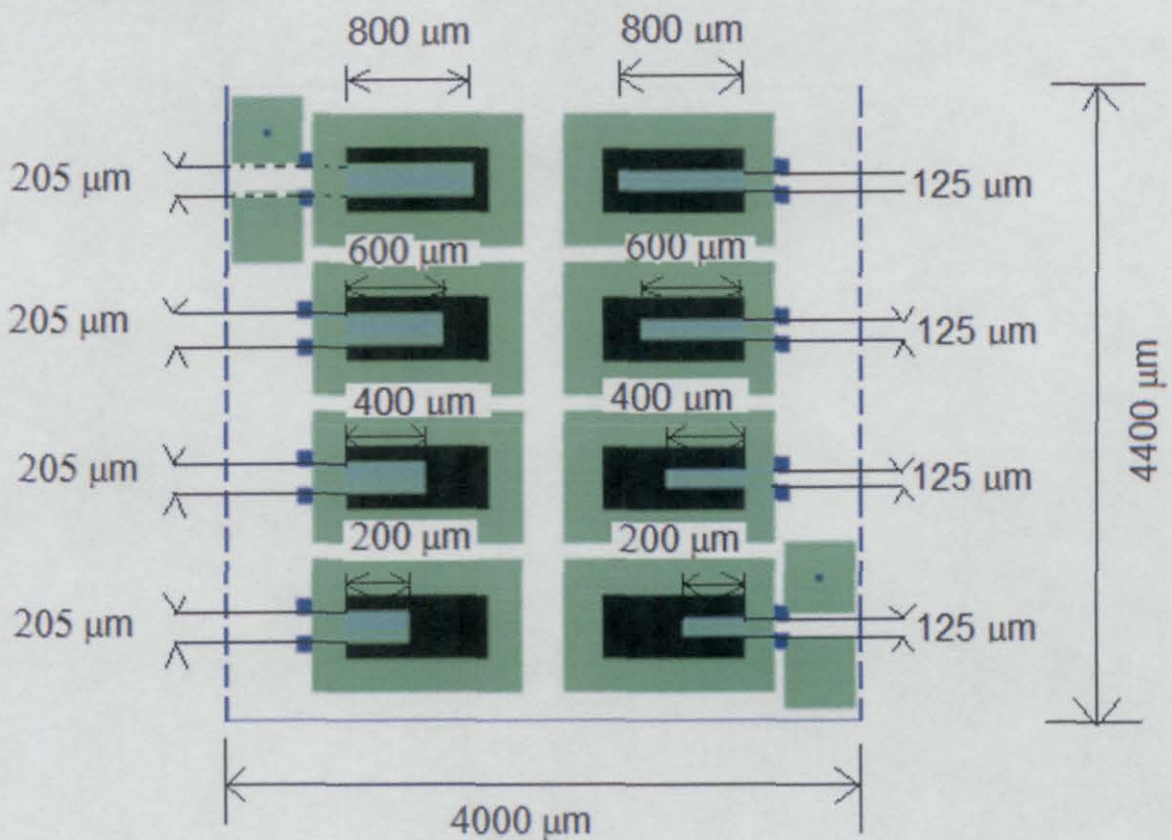


Figura 4.1. Dimensiones y geometría de los trampolines o cantilievers.

Las obleas de silicio con las que se trabajó el BioMEMS son de $300\ \mu\text{m}$ de espesor y para obtener cantilievers o trampolines de $1\ \mu\text{m}$ de

espesor se debe grabar o maquinar $299\ \mu\text{m}$. Al recurrir a funciones trigonométricas básicas presentadas en la figura 4.2 se obtiene la geometría deseada.

103

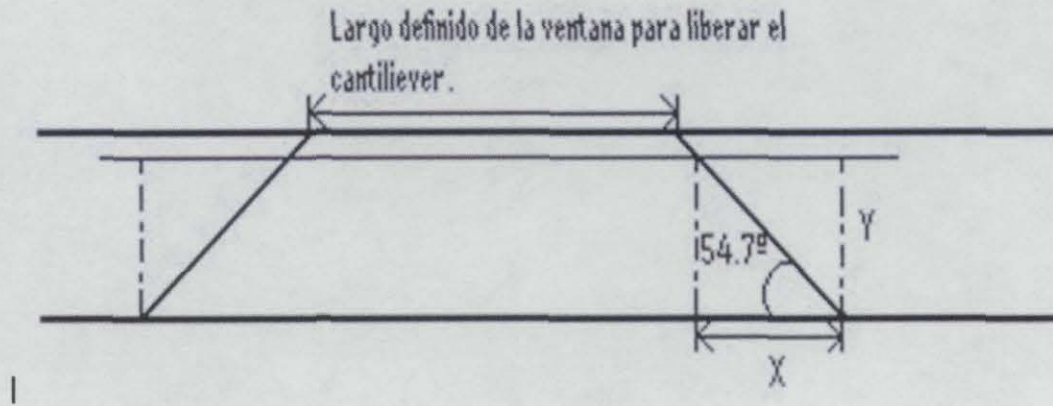


Figura 4.2. Vista transversal del micrograbado del trampolín de silicio en un sustrato (100).

De la figura 4.2 Y es el espeso de la oblea:

$$Y=299\ \mu\text{m} \quad 4.1$$

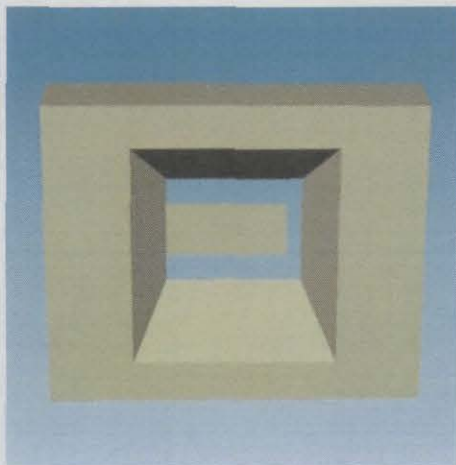
Para determinar X despejamos de la siguiente ecuación la variable y obtenemos:

$$\text{---} \quad 4.2$$

$$X=211.7\ \mu\text{m}$$

Ahora se procede a elaborar el juego de las mascarillas que delimitan

las áreas de grabado. Con los resultados obtenidos de la simulación, se utiliza la herramienta de diseño asistido por computadora COVENTOR, en el cual se pueden agregar las cualidades físicas, eléctricas y químicas de los materiales a utilizar, para obtener los límites de esfuerzos mecánicos, debidos a cambios térmicos de temperatura y deformaciones al colocarles una carga. El modelado de este BioMEMS se discute con todo detalle en el siguiente capítulo. Esta simulación arroja datos lo más cercanos a la realidad y valorar si el modelo propuesto será útil en el diseño, para conocer las características mecánicas y eléctricas.



(a)



(b)

Figura 4.3. (a) Esquema del Cantilever para la simulación (b) Regiones del trampolín sometidas a mayor esfuerzo de color rojo.

En la simulación se trabajó con los 8 trampolines. Se inició con un cantilever de $800\text{ }\mu\text{m} \times 205\text{ }\mu\text{m} \times 1\text{ }\mu\text{m}$, ver figura 4.3a. De manera que se obtuvieron los siguientes resultados: de $58\text{ }\mu\text{m}$ de desplazamiento al ejercer una presión de 1MPa en relación a la deformación causando estrés máximo de 3800 MPa , en la figura 4.3b se muestran las zonas más críticas en color rojo.

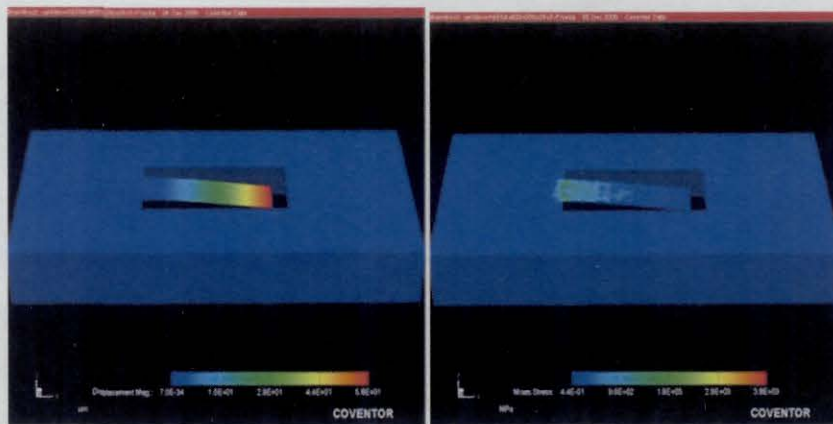


Figura 4.4. Desplazamiento y Estrés del cantilever COVENTOR.

Una vez efectuada la simulación se elaboran las mascarillas donde se definirá la ubicación y las geometrías para realizar el micro maquinado de los cantilevers. Esto se realiza con la herramienta de diseño asistido por computadora L-Edit en el cual se definieron las dimensiones de los 8 cantilevers en relación a su espesor y se consideró un área de 4mm^2 para su distribución.

El diseño consta de 4 mascarillas diferentes de las cuales la primera se aplicará en la cara posterior de las obleas (cara no pulida). Esta mascarilla tiene como propósito generar el patrón los pozos o albercas del BioMEMS, para lo que se toma en cuenta el ángulo de ataque de 54.7° para determinar los tiempos de ataque químicos.

Las 2, 3 y 4 se utilizan en la cara superior (cara pulida) estas tienen como propósito definir el largo y ancho de los cantilevers, las dimensiones de los “serpientes” o trayectorias definidas para el depósito de diversos materiales que se analizarán y la ubicación de los contactos o *paths* de aluminio. Para asegurar que cada mascarilla quede perfectamente una sobre la otra se utilizan marcas de alineación.

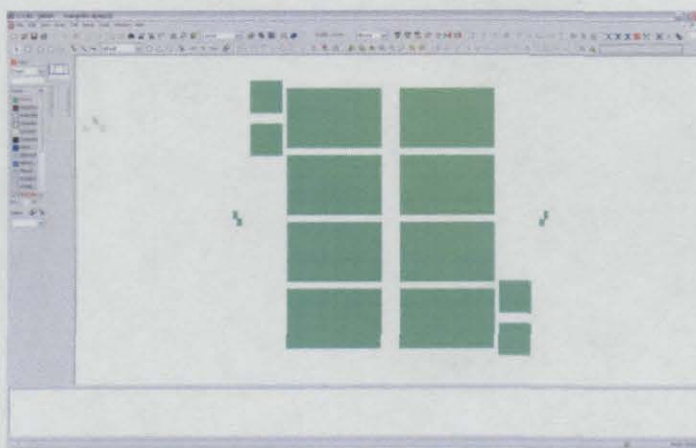


Figura 4.5. Mascarilla 1, definición de los pozos para formación de los trampolines o cantilevers.

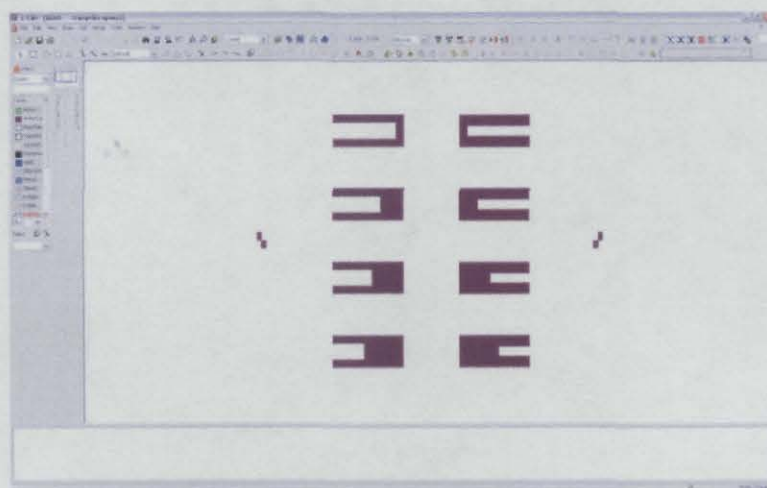


Figura 4.6. Mascarilla 2,

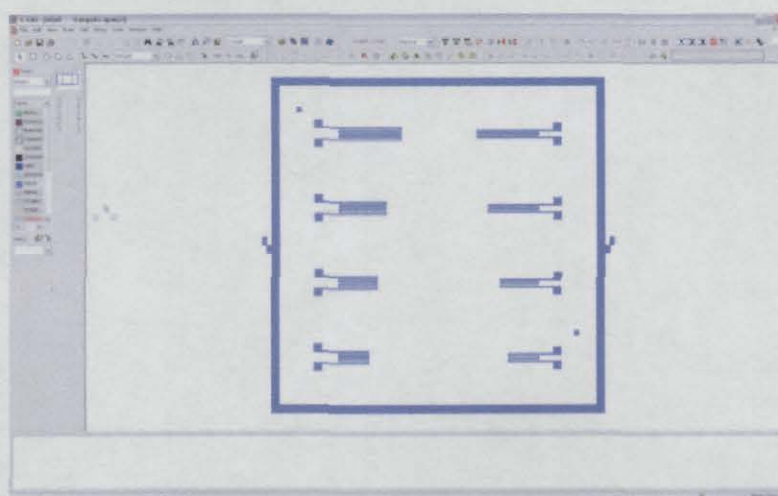


Figura 4.7. Mascarilla 3.

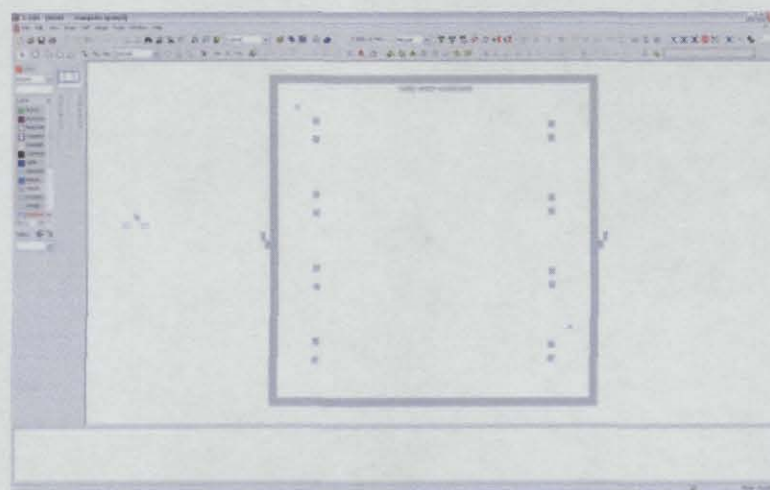


Figura 4.8. Mascarilla 4.

Diseño y elaboración de mascarillas

108

Las mascarillas definen las áreas de trabajo en las cuales se efectúa el grabado, y donde se deposita el material definiendo un patrón de trabajo, primero se realiza imprimiendo en papel fotográfico las mascarillas hechas en L-Edit maximizado a 1m^2 a *campo claro* (c. c.) para realizar las subsecuentes reducciones. La primera mascarilla lleva el siguiente proceso: impresión en campo claro (c. c.), primera reducción a *campo oscuro* (c. o.) segunda reducción a c.c., y primer contacto a c. o.; la segunda mascarilla lleva el siguiente proceso: impresión en campo claro (c. c.), primera reducción en espejo a campo oscuro (c. o.) segunda reducción a c.c., y primer contacto a c. o.; tercera mascarilla lleva el siguiente proceso: impresión en campo claro (c. c.), primera reducción a campo oscuro (c. o.) entre la primera y la segunda reducción lleva un primer contacto a c. c. en la segunda reducción a c. o. y al final un segundo contacto a c. c. y esto se repite para la 4 mascarilla.

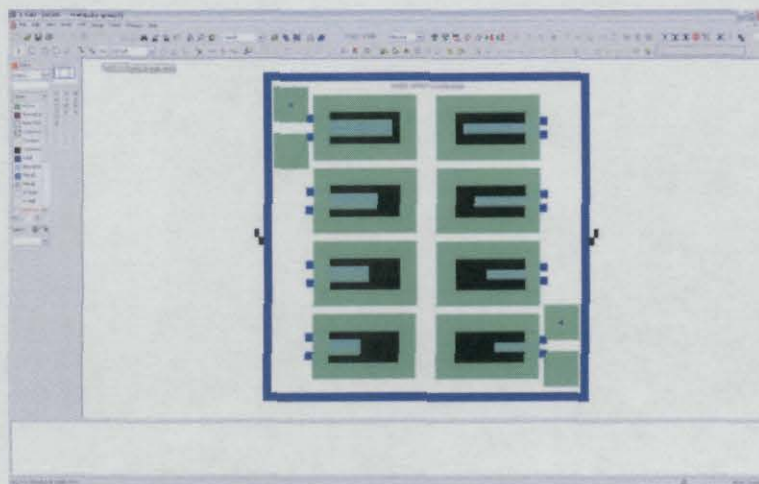


Figura 4.9. Geometría de diseño de las mascarillas de los trampolines o cantileveres con L-Edit.

En las primeras reducciones se realizan fotografiando las impresiones con una cámara fotográfica exponiéndolas con el obturador abierto por 11 min con una luz constate con calidad de estudio fotográfico.



Figura 4.10. Mascarilla 2 alineándose para su primera reducción.



Figura 4.11. Mascarilla 2 en exposición a la cámara por 11 min.

Proceso de fabricación de trampolines.

Características de las obleas.

Se cuenta con obleas de silicio monocristalino con orientación cristalográfica [100] tipo N, grosor de $300\ \mu\text{m} \pm 5\%$, con una resistividad de 5 a $10\ \Omega\text{-cm}$, según el fabricante. En el proceso de caracterización de las obleas se verifican las medidas de espesor en 5 puntos diferentes en las obleas antes de comenzar a trabajar con ellas con el objetivo de asegurar que están en el 5% de tolerancia.



Figura 4.12. Verificación el espesor de las obleas de silicio con un micrómetro

Se mide el espesor en la primera oblea 305 μm , 301 μm , 308 μm , 305 μm y 306 μm dando un promedio de 305 μm .

Se mide el espesor en la segunda oblea 303 μm , 309 μm , 308 μm , 307 μm y 305 μm dando un promedio de 306.4 μm .



Figura 4.13. Verificación del espesor de la oblea con micrómetro.

Se mide la resistividad por cuadro en la primera oblea con un medidor de cuatro puntas, obteniendo los siguientes valores: 56 Ω/cuadro , 56

Ω/cuadro , 56 Ω/cuadro , 54 Ω/cuadro , 55 Ω/cuadro , 55 Ω/cuadro y 56 Ω/cuadro dando un promedio de 55.42 Ω/cuadro .

Se mide la resistividad por cuadro en la segunda oblea, obteniendo: 57 Ω/cuadro , 56 Ω/cuadro , 57 Ω/cuadro , 55 Ω/cuadro , 55 Ω/cuadro , 57 Ω/cuadro y 56 Ω/cuadro dando un promedio de 56.14 Ω/cuadro .

Se comprueba el tipo de materia según su conductividad, esto es clasificar si las obleas son: tipo N o tipo P. Resultando que se cumple con las características establecidas por el fabricante.

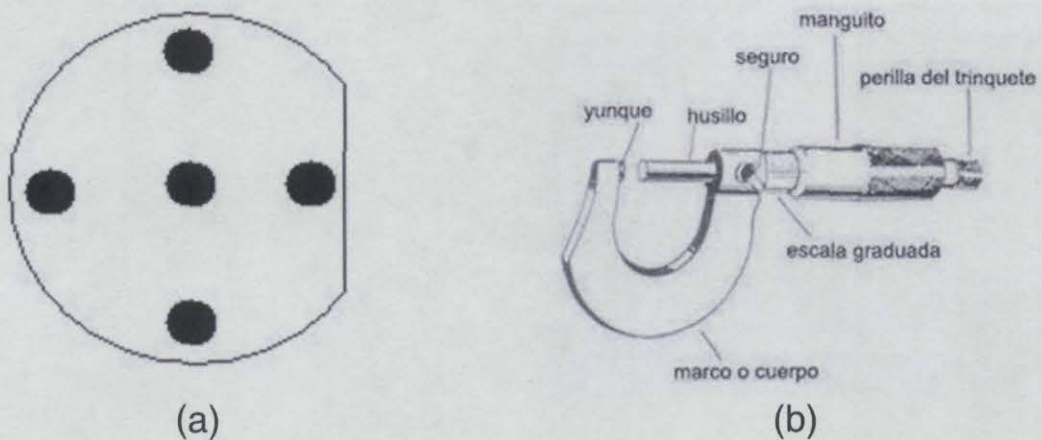


Figura 4.14. (a) Zonas de medición para determinar el espesor de la oblea, (b) micrómetro.

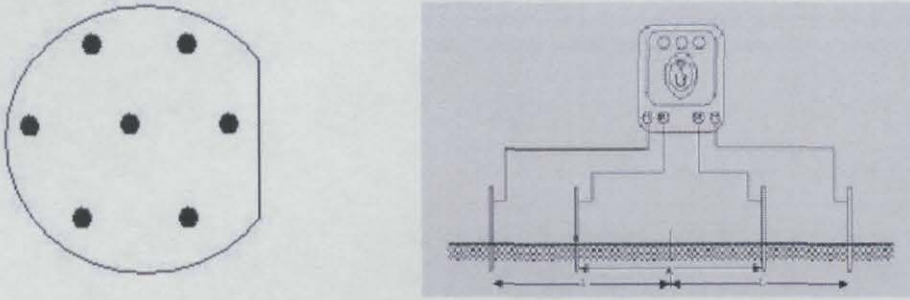


Figura 4.15. Zonas de medición para la resistividad de las obleas.



Figura 4.16. Medición de la resistividad con un medidor de 4 puntas.



Figura 4.17. Comprobando que las obleas de silicio sean de Tipo N.

Proceso de limpieza.

114

La limpieza durante el proceso del micro-maquinado y la fabricación de circuitos integrados es fundamental y el laboratorio de procesamiento de obleas se conoce como cuarto limpio, la limpieza se refiere a las partículas de polvo suspendidas en el aire y estos cuartos limpios se clasifican en clase 100, 10,000 o 100,000. Esto se refiere a que en un área de un metro cuadrado deben encontrarse menos de partículas suspendidas en el ambiente.

Por otro lado, las obleas de silicio tienen una pureza grado electrónico, es decir el 99.999998% es silicio y para este proceso las obleas además de ser muy puras son monocristalinas, aun así para asegurarnos de que no se depositó ninguna impureza antes que nada deben someterse a un proceso exhaustivo de limpieza en las siguientes etapas.

Primera etapa de limpieza DESENGRASADO.

En esta etapa se sumergen las obleas en una solución de tricloroetileno (TCE), usada principalmente como solvente para eliminar grasas por 10 min, en un vibrador ultrasónico. Para después sumergirlas en acetona durante 10 min, en vibrador ultrasónico y así

eliminar cualquier residuo del TCE. Para eliminar los restos de acetona la oblea se enjuaga con agua desionizada (agua D.I.) de 18 MΩ-cm de resistividad.

115

Inmediatamente después se sumergen las obleas en una solución 7:1 (1 parte de HF por 7 de Agua D.I.) por tiempos de 5 a 20 segundos hasta que se sean hidrofóbicas, todo esto con el fin de eliminar los óxidos nativos de las obleas y finalmente se enjuagan con agua desionizada.



Figura 4.18. Etapa desengrasante en TCE y en Acetona en vibrador ultrasónico.

Segunda etapa de limpieza RCA1 y RCA2.

Se sumergen las obleas en una solución de agua des-ionizada (D.I.) con Hidruro de amonio (NH_4OH) y peróxido de hidrogeno (H_2O_2) llamado RCA1 por 17 min a 80°C, después se pasan directamente a

una solución de agua D.I., con H_2O_2 y ácido Clorhídrico (HCl) otros 17 min a $80^\circ C$.



Figura 4.19. RCA's a $80^\circ C$ por 17 min.

Tercera etapa de limpieza Súper Q.

Se colocan las obleas en el Super Q en una tina con agua desionizada con una resistividad mayor a los $15 M\Omega\text{-cm}$.

El secado de las obleas se hace con centrifugado durante 5 min a 10,000 rpm.



Figura 4.20. Sistema Súper Q, para limpieza profunda de las obleas.

Proceso de Oxidación

La película de dióxido de silicio, SiO_2 que se creció fue de un espesor de 10,000~12,000 Å utilizando un horno de Oxidación térmica, a una temperatura de 1100°C, durante 3.5 horas, con vapor de agua desionizada a 19.3 MΩ-cm y la densificación del óxido con Nitrógeno se efectuó durante 30 min.



Figura 4.21. Horno de oxidación INAOE.

Fotolitografía

En la fotolitografía se imprimen las imágenes de las mascarillas que delimitan las áreas de trabajo en las cuales se graba, deposita el material en aéreas selectivas definidas en el patrón de las mascarillas de trabajo.

Una vez seleccionada la mascarilla que corresponde a la etapa del proceso, la oblea de silicio se coloca en una centrífuga para que se aplique la fotorresina. En este caso se usa resina positiva con espesor de $0.4\ \mu\text{m}$ aprox. aplicada sobre la oblea por 30 segundos a 3000 rpm. La resina será pre-cocidas en horno a 110°C por 10 minutos para posteriormente exponerla con luz ultravioleta (UV) por 7.5 segundos aproximadamente y obtener el revelado de los patrones de la mascarilla en la oblea, sumergiéndolas en 3 depósitos, 2 con agua D.I. y uno más con Hidróxido de sodio diluido en agua D.I. con una concentración de 1.5 durante un tiempo de 5 segundos, este proceso se realiza en cada depósito hasta obtener el espesor deseado y así pasar al recocido a 110°C de 10 - 15 min las veces que sea necesario para no reblandecer la fotorresina, que protegerá las zonas que no requieren ser grabadas.

El depósito de resina fotosensible o foto-resist, positiva PR (+) 1225, se realiza por ambos lados de la oblea. Es costumbre referirse a la superficie pulida de la oblea como la superficie de arriba y la superficie sin pulir como la cara de abajo o posterior. De manera que para grabar los cantilevers se protege la cara pulida y se depositó una película delgada homogénea y uniforme de $2.3\ \mu\text{m}$ por la cara

posterior con una centrifuga ajustada a una velocidad angular de 3000 rpm durante 30 segundos.

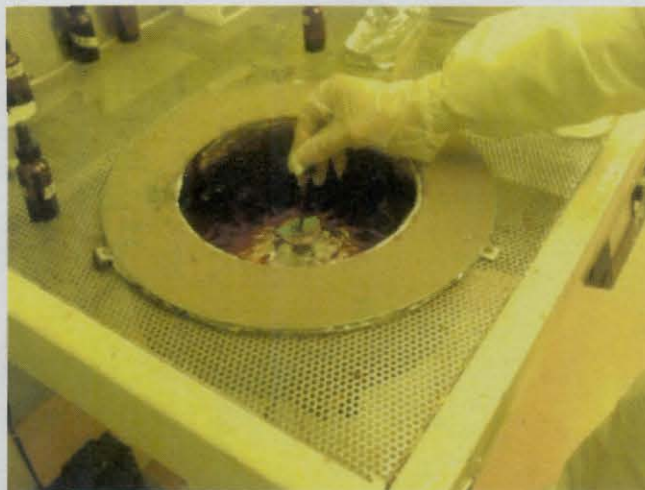


Figura 4.22. Aplicación de resina fotosensible.



Figura 4.23. Hornos de cocido y pre-cocido de resina.

Micro maquinado

Grabado del Dióxido de Silicio:

Una vez definida la geometría que se imprimió en la mascarilla, esta se imprime en la oblea de silicio y se procede al grabado del SiO_2 con una solución H_2O DI:HF a 7:1, antes mencionada a 32°C . Este

grabado se realizó en 8 etapas con el fin de no reblandecer la fotorresina y evitar poros que ocasionen ataque isotrópico en la oblea y el no control de la geometría que deseamos obtener, en este caso una alberca de $4 \times 4 \text{ mm}^2$. Los tiempos empleados en cada una de las etapas son: $t_1=45\text{s}$, $t_2=60\text{s}$, $t_3=75\text{s}$, $t_4=75\text{s}$, $t_5=100\text{s}$, $t_6=75\text{s}$, $t_7=75\text{s}$ y $t_8=80\text{s}$. Entre cada etapa se realizó un recocido de la fotorresina a 110°C durante 10min.



Figura 4.24. Obleas en solución $\text{H}_2\text{O}:\text{HF}$ 7:1 en baño maría a 80°C .

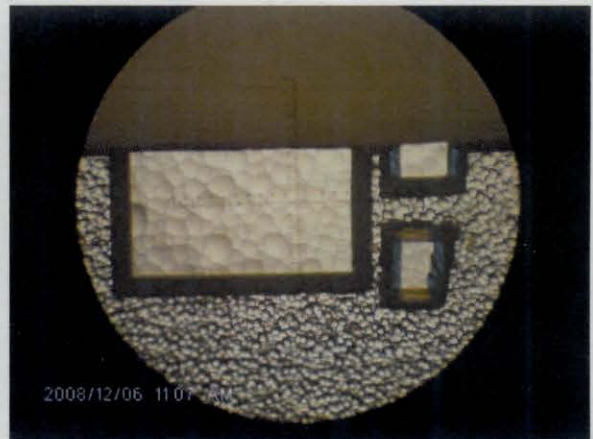
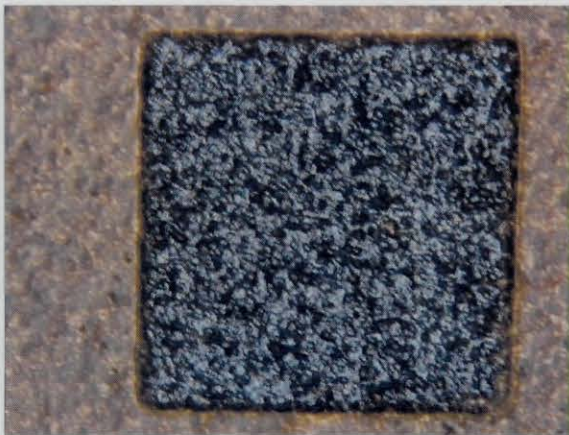


Figura 4.25. Grabado de $4 \times 4 \text{ mm}^2$ de área de dióxido de silicio de $12000 \text{ \AA}$ de espesor.

Una vez logrado que la oblea sea hidrofóbica se tiene terminado el proceso. Cabe mencionar que se tuvieron problemas con la resina

aplicada debido a que se comenzó a reblandecerse, presentar fracturas y desprendimientos de la misma.

121

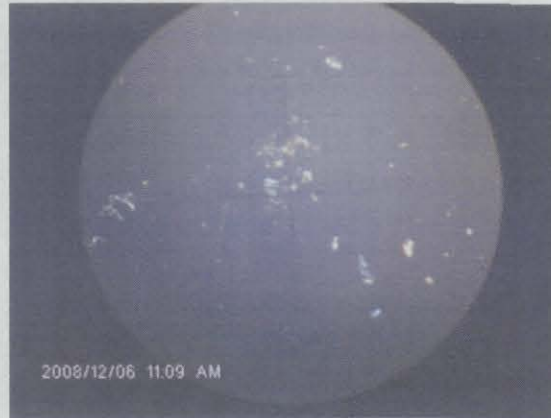


Figura 4.26. Resina en la parte superior de la oblea con fracturas.

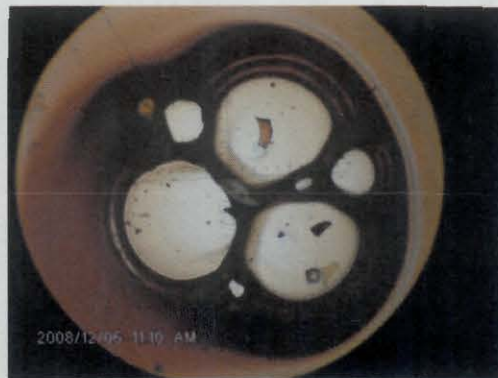


Figura 4.27. Desprendimiento de resina en la parte superior de la oblea con fracturas.

Grabado de trampolines de silicio.

El maquinado del silicio se realiza con una solución de hidróxido de potasio (KOH) en el cual se sumergen las obleas en baño maría a 80°C con una relación de ataque de 52 μm por hora. Debido a una

deficiente oxidación del silicio en los hornos del laboratorio el SiO_2 no soportó los ataques y comenzó a consumirse además de que los espacios entre las diferentes geometrías de las mascarillas comenzaron a desaparecer. Por este motivo se optó por cambiar en procedimiento original, dejando por fuera el crecimiento del SiO_2 y depositando directamente el Ni_3S_4 sobre las obleas de silicio. El depósito se lleva a cabo por LPECVD por un tiempo de 20 min. a 750°C con sus diales a (650/335/670) con la presión base menor a 50 Torr, con flujo de los gases SiH_4 a 33ss a 510 mTorr y NH_3 a 100ss a 2 Torr para obtener 1,000 Å de espesor.

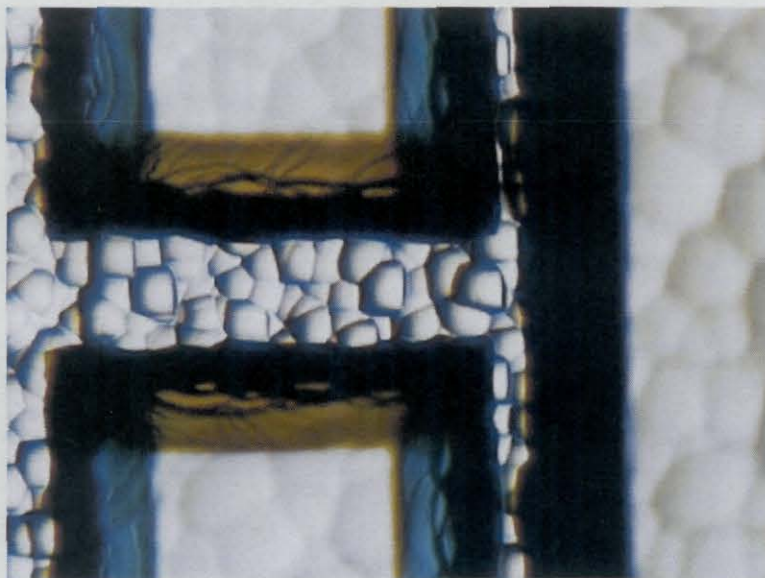


Figura 4.28. Obsérvese cómo el espacio de las marcas de alineación y el pozo de nuestro trampolín es casi nulo.

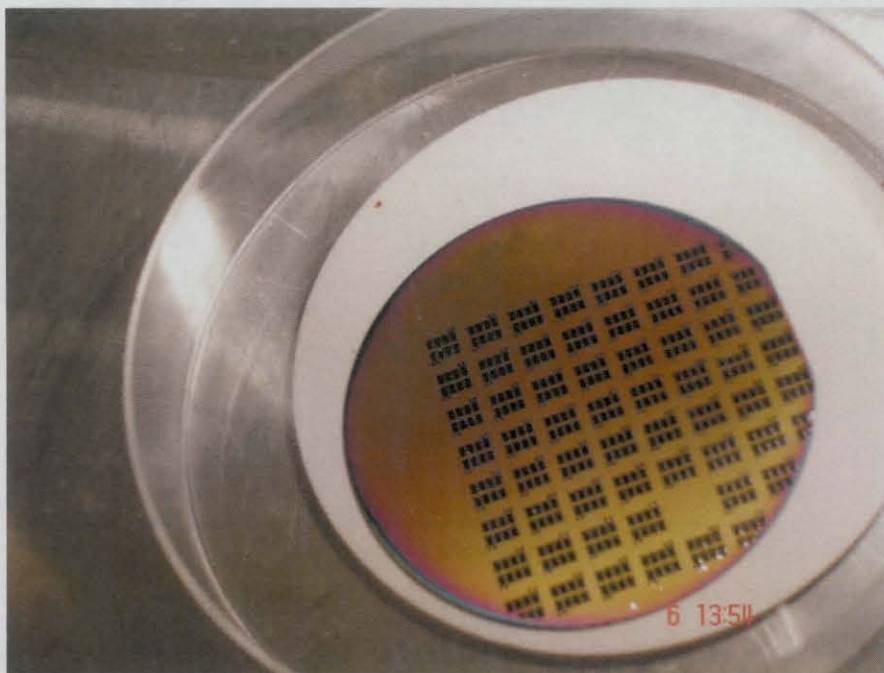


Figura 4.29. Oblea con depósito de Ni_3S_4 con trabajo de maquinado de la 1er mascarilla.

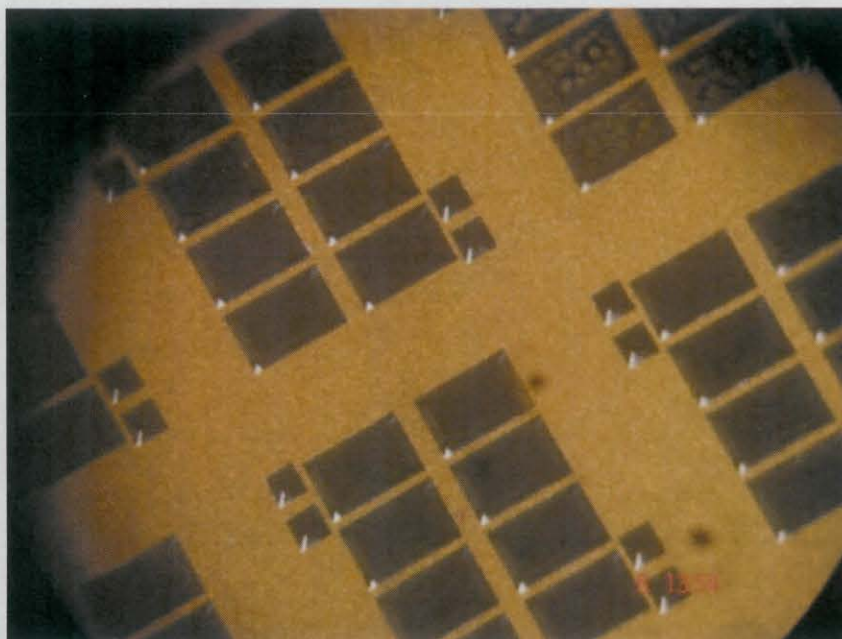


Figura 4.30. Oblea con depósito de Ni_3S_4 maquinada a 250 μm aprox.

Depósito del nitruro de silicio (Si_3N_4) por LPECVD

En esta etapa del proceso se utiliza la técnica de depósito químico en fase de vapor a baja presión, en inglés Low Pressure Epitaxial Chemical Vapor Deposition, LPECVD, para hacer crecer una película epitaxial de Si_3N_4 sobre el substrato de silicio. En el que solo se deposita en los trampolines, para variar las propiedades físicas, químicas, eléctricas de estos y que interactúen ante los elementos de análisis,

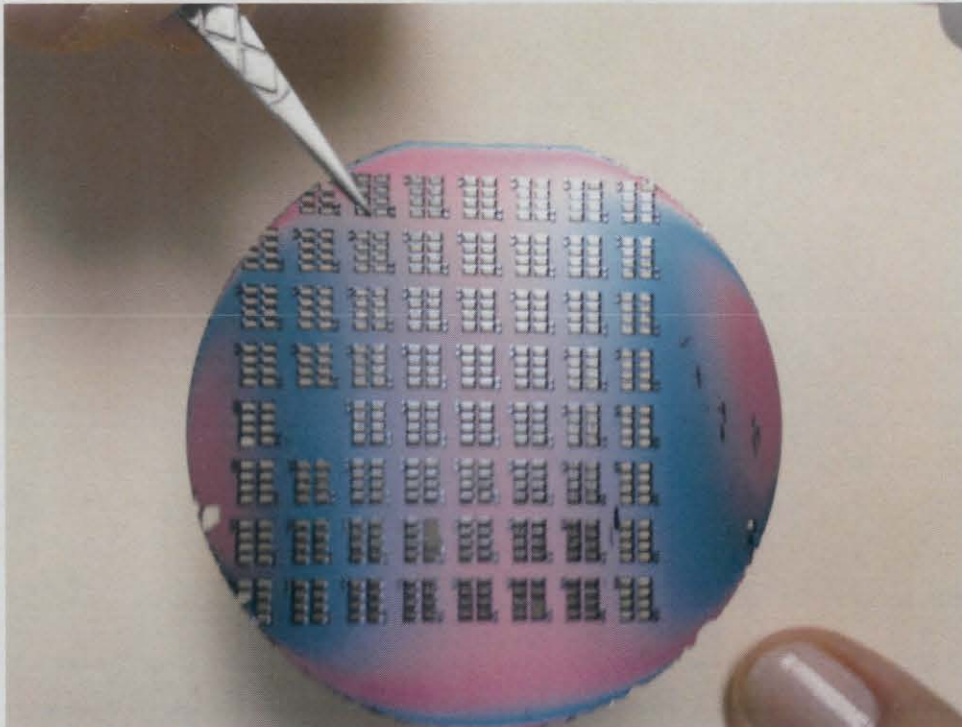


Figura 4.31. Oblea de silicio monocristalino (100) con 60 BioMEMS de 8 trampolines cada uno, proceso de micromaquinado realizado en el Laboratorio de Microelectrónica del INAOE.

Metalizado de contactos y grabado.

En esta etapa del proceso se realiza la metalización de la oblea en una cámara de vacío, se coloca en una barquilla el metal que desea evaporarse, en este proceso se utilizó aluminio.

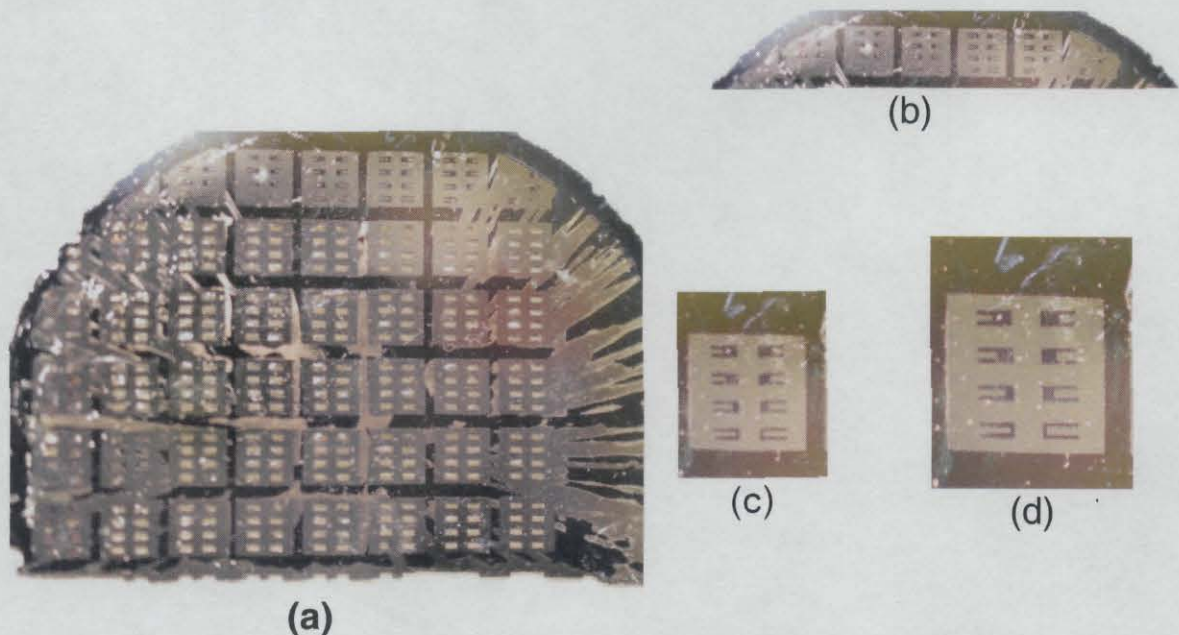


Figura 4.32. (a) Fracción de una oblea de silicio monocristalino (100) con aluminio evaporado, (b) línea de cuatro BioMEMS, (c) un solo BioMEMS, (d) detalle de alberca de silicio con 8 trampolines o cantilevers.

Caracterización de trampolines

En esta etapa del proceso la caracterización de los cantilevers se realiza en varias etapas, desde la simple inspección visual hasta el uso de microscopios ópticos y electrónicos de barrido.



Figura 4.33. Microscopio multipuntas, Posgrado Ingeniería Biomédica UPAEP.

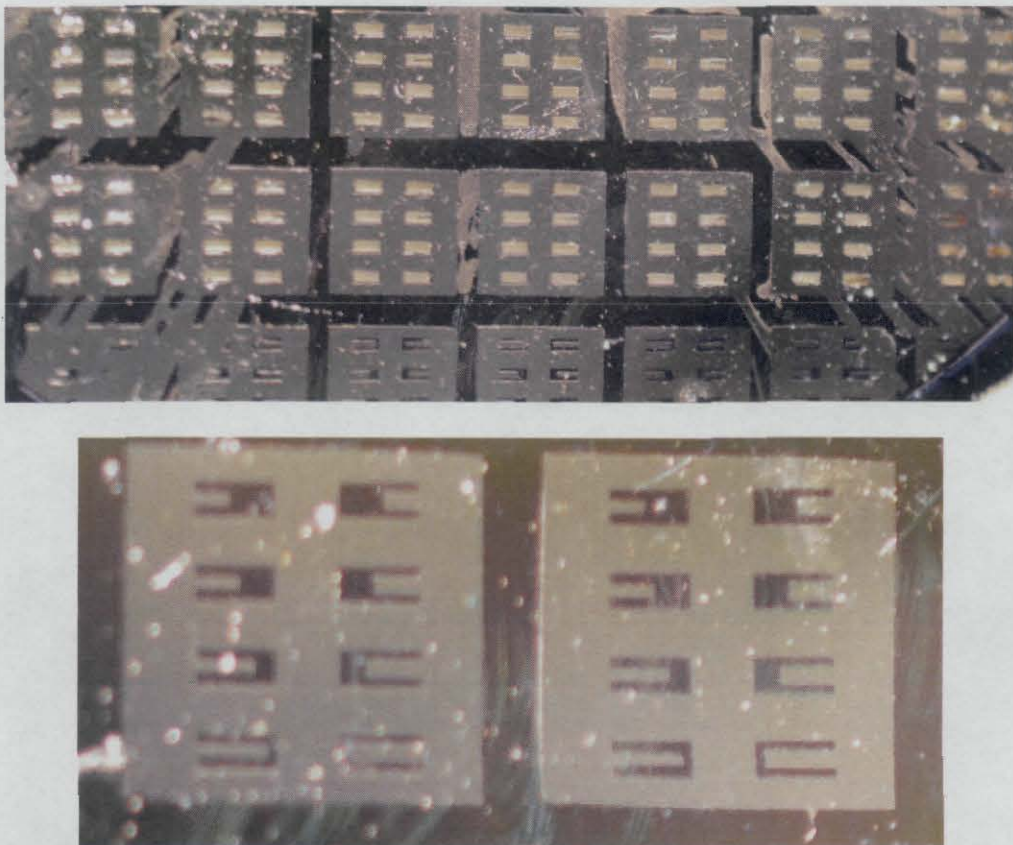


Figura 4.34. Detalle del campo de visión del Microscopio multipuntas.



Figura 4.35. Microscopio multipuntas Posgrado de Ingeniería Biomédica de la UPAEP.

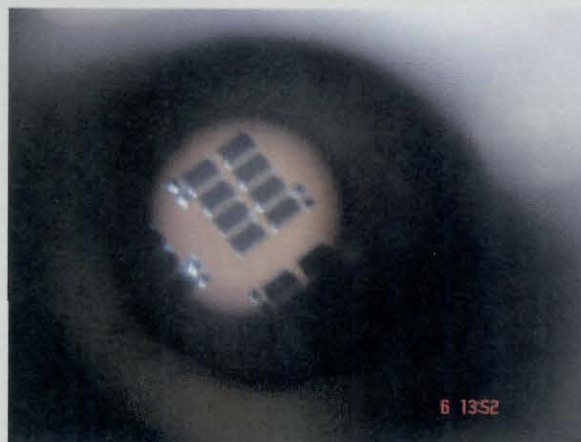


Figura 4.36. Microscopio multipuntas.

Conclusiones

128

En este capítulo se propuso trabajar con silicio monocristalino (100), dadas las propiedades este material semiconductor y sus características físicas, eléctricas, se fabrica una alberca con 8 cantilevers. Describiendo cada una de las partes del proceso, desde la obtención de las mascarillas para cada etapa del proceso, como: limpieza de obleas, oxidación térmica húmeda, la fotolitografía para definir las áreas donde se micro maquina la alberca con sus 8 trampolines, el depósito y crecimiento epitaxial de películas delgadas con diversos materiales, para aprovechar la resistencia mecánica, electro-óptica, tenso resistiva, piezorresistiva y así poder valorar diferentes reactivos simultáneamente. Una vez caracterizados se colocarán los microcanales y la electrónica necesaria con amplificadores, rectificadores, filtros, y todo lo necesario para integrar el BioMEMS.

Referencias Bibliográficas

129

1. Bingulac S. P., "On the compatibility of adaptive controllers", *Proc. 4th Annu. Allerton Conf. Circuits and Systems Theory*, New York, 1994, pp. 8–16.
2. Chen S., B. Mulgrew, and P. M. Grant, "A clustering technique for digital communications channel equalization using radial basis function networks," *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 4, pp. 570–578, July 1993.
3. Chen W. K., *Linear Networks and Systems*. Belmont, CA: Wadsworth, 1993, pp. 123–135.
4. Doyle W. D., "Magnetization reversal in films with biaxial anisotropy," in *1987 Proc. INTERMAG Conf.*, pp. 2.2-1–2.2-6.
5. Duncombe J. U., "Infrared navigation—Part I: An assessment of feasibility", *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. ED-11, pp. 34–39, Jan. 1959.
6. Faulhaber G. R., "Design of service systems with priority reservation," in *Conf. Rec. 1995 IEEE Int. Conf. Communications*, pp. 3–8.
7. Haskell R. E. and C. T. Case, "Transient signal propagation in lossless isotropic plasmas," USAF Cambridge Res. Lab., Cambridge, MA Rep. ARCRL-66-234 (II), 1994, vol. 2.
8. *IEEE Criteria for Class IE Electric Systems* (Standards style), IEEE Standard 308, 1969.
9. Jacob J. Michel, *Industrial Control Electronics*, Printece Hall, USA, 1988
10. Juette G. W. and L. E. Zeffanella, "Radio noise currents in short sections on bundle conductors", presented at the IEEE Summer power Meeting, Dallas, TX, June 22–27, 1990, Paper 90 SM 690-0 PWRS.
11. Kaufman C. J., Rocky Mountain Research Lab., Boulder, CO, private communication, May 1995.
12. Kawasaki N., "Parametric study of thermal and chemical nonequilibrium nozzle flow," M.S. thesis, Dept. Electron. Eng., Osaka Univ., Osaka, Japan, 1993.
13. Kreifeldt J. G., "An analysis of surface-detected EMG as an amplitude-modulated noise," presented at the 1989 Int. Conf. Medicine and Biological Engineering, Chicago, IL.
14. *Letter Symbols for Quantities*, ANSI Standard Y10.5-1968.

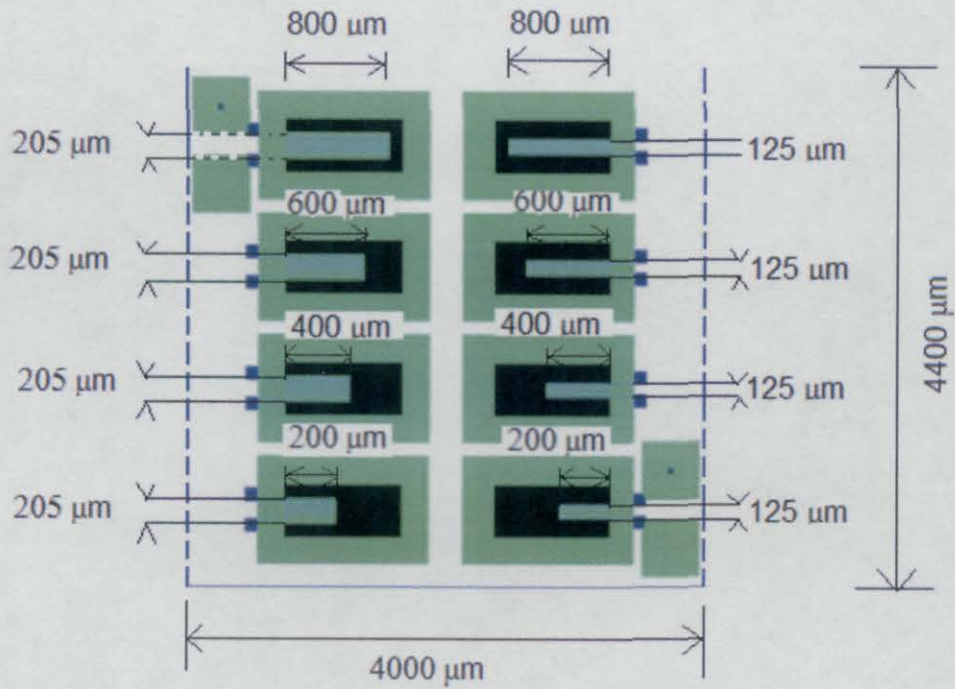
15. Lucky R. W., "Automatic equalization for digital communication," *Bell Syst. Tech. J.*, vol. 44, no. 4, pp. 547–588, Apr. 1965. 130
16. Miller E. H., "A note on reflector arrays", *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, to be published.
17. *Motorola Semiconductor Data Manual*, Motorola Semiconductor Products Inc., Phoenix, AZ, 1989.
18. Poor H., *An Introduction to Signal Detection and Estimation*. New York: Springer-Verlag, 1985, ch. 4.
19. Reber E. E., R. L. Michell, and C. J. Carter, "Oxygen absorption in the Earth's atmosphere," Aerospace Corp., Los Angeles, CA, Tech. Rep. TR-0200 (420-46)-3, Nov. 1988.
20. Smith B., "An approach to graphs of linear forms", unpublished.
21. Vidmar R. J., "On the use of atmospheric plasmas as electromagnetic reflectors", *IEEE Trans. Plasma Sci.*, 21(3). pp. 876—880, Available: <http://www.halcyon.com/pub/journals/21ps03-vidmar>, Agosto, 1992.
22. Wang J., "Fundamentals of erbium-doped fiber amplifiers arrays", *IEEE J. Quantum Electron.*, submitted for publication.
23. Wilkinson J. P., "Nonlinear resonant circuit devices", USA, Patent 3 624 12, July 16, 1990.
24. Williams J., "Narrow-band analyzer", Ph.D. dissertation, Dept. Elect. Eng., Harvard Univ., Cambridge, MA, 1993.
25. Winston-Salem, *Transmission Systems for Communications*, 3rd ed., Western Electric Co., NC, 1985, pp. 44–60.
26. Yorozu Y., M. Hirano, K. Oka, and Y. Tagawa, "Electron spectroscopy studies on magneto-optical media and plastic substrate interfaces", *IEEE Transl. J. Magn. Jpn.*, vol. 2, Aug. 1987, pp. 740–741 [*Dig. 9th Annu. Conf. Magnetism Japan*, 1982, p. 301].
27. Young G. O., "Synthetic structure of industrial plastics", *Plastics*, 2nd ed. vol. 3, J. Peters, Ed. New York: McGraw-Hill, 1964, pp. 15–64.
28. Young M., *The Technical Writers Handbook*. Mill Valley, CA: University Science, 1989.

CAPÍTULO 5

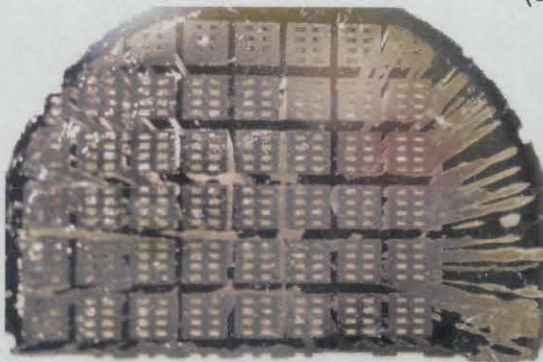
FABRICACIÓN DE BioMEMS

Micromaquinado de los trampolines o cantilevers

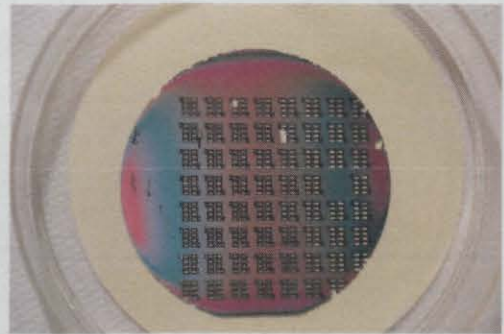
En esta sección se describen las condiciones limpieza para la fabricación de BioMEMS. En particular el micromaquinado de la “alberca” los trampolines o cantilevers. Como se establecido en el capítulo anterior, la selección del material es silicio. La fabricación empieza con la adquisición de la oblea de silicio (100) de 400 μm de espesor. Se realiza una oxidación húmedo con vapor de agua desionizada, generando un película epitaxial de 10 μm de espesor a 950 °C. El proceso de oxidación térmica húmeda se llevó a cabo en un horno de oxidación durante 9 horas. Se realizó un grabado o micromaquinado húmedo. El depósito de aluminio se realizó en una evaporadora a alto vacío. Todo el proceso de construcción de esta fase del proyecto se realizó en el Laboratorio de Microelectrónica del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE).



(a)



(b)



(c)

Figura 5.1, (a) Geometría y dimensiones del BioMEMS, (b) Oblea de Si con la alberca y los trampolines, aluminizada y (c) Oblea de silicio monocristalino de 2" de diámetro con 8x8 BioMEMS.

Condiciones de limpieza durante el proceso de fabricación del micromaquinado de trampolines

Esta sección se describe el ambiente dentro de una sala blanca o cuarto limpio para el micromaquinado de BioMEMS.

Trabajar en una sala blanca

Las salas blancas de Intel son 10.000 veces más limpias que el quirófano de un hospital. Se necesita un increíble nivel de tecnología para lograr y mantener ese grado de limpieza. Unos enormes sistemas de filtrado de aire cambian por completo el aire de las salas blancas unas 10 veces por minuto, lo que reduce las posibilidades de que haya partículas en el aire que podrían dañar los chips.

Sin embargo, mantener el ambiente en condiciones estériles es sólo la mitad de la historia. ¿Qué ocurre con las personas que trabajan en las salas blancas? Las miles de personas que trabajan en las salas blancas de Intel se ponen uniformes especiales denominados "traje esterilizado" (o trajes blancos) con el fin de proteger los chips contra las partículas humanas, como por ejemplo, escamas de piel o cabello.

Este traje esterilizado se fabrica con una tela especial, antiestática y sin pelusas, y se usa sobre la ropa común.

Uso del traje esterilizado en salas blancas

Colocarse el traje esterilizado es un proceso bastante complejo, sin mencionar que cada vez que entras y sales de una sala blanca tienes que repetir los siguientes pasos:

1. Guardar los objetos personales.
2. Desechar chicles, caramelos, y cualquier clase de alimentos.
3. Quitarse el maquillaje con agua y jabón estériles.
4. Tomar un sorbo de agua para eliminar las partículas de la boca.
5. Cubrir el vello facial con una máscara quirúrgica o un protector sin pelusas para barba/bigotes.
6. Ponerse una cofia sin pelusas.
7. Limpiar el calzado con agentes para calzado.
8. Ponerse el cubrecalzado.
9. Limpiar los objetos pequeños aprobados previamente que se llevarán al laboratorio.
10. Tomar los botines.
11. Sentarse en el lado "sucio" del banco.

12. Ponerse un botín (sobre el cubrecalzado de plástico).
13. Pasar el pie con el botín al lado "limpio" del banco.
14. Ponerse el otro botín en el lado "sucio".
15. Pasar el pie con el botín al lado "limpio".
16. Entrar en el cuarto principal de cambio de ropa.
17. Separar la credencial, el localizador y otros objetos que se llevarán al laboratorio.
18. Ponerse los guantes de nilón.
19. Descolgar el traje esterilizado y el cinturón.
20. Ponerse el traje esterilizado sin dejar que toque el piso.
21. Ponerse el cinturón.
22. Meter los pantalones del traje esterilizado en los botines.
23. Abrochar la parte superior de los botines.
24. Colocar la unidad de filtro en el cinturón.
25. Colocar las baterías en el cinturón.
26. Conectar la unidad de filtro a las baterías.
27. Retirar el casco, las gafas de seguridad y la credencial de ID del bastidor.
28. Ponerse el casco.
29. Meter el borde del casco en el traje esterilizado.

30. Cerrar el traje esterilizado a la altura de los hombros.
31. Conectar la manguera del casco a la unidad de filtro.
32. Ajustar la perilla de la parte posterior del casco.
33. Ponerse la credencial de ID.
34. Ponerse el localizador.
35. Ponerse las gafas de seguridad.
36. Tomar el protector facial descartable.
37. Retirar la cubierta de los dos lados del protector facial.
38. Desabrochar la parte delantera del casco.
39. Colocar el protector facial en el casco.
40. Abrochar la parte delantera del casco.
41. Examinar el equipo en el espejo.
42. Ponerse los guantes de látex.
43. Entrar en la sala blanca.

Se suele identificar como sala blanca o sala limpia a aquella en que los parámetros enumerados a continuación se mantienen alrededor de los valores de consigna con tolerancias muy estrechas sean cuales sean las condiciones exteriores y el proceso de producción que se realice en su interior:

- Número y dimensiones de partículas en el aire.

- Temperatura seca y distribución de la misma.
- Temperatura húmeda y distribución de la misma.
- Flujo de aire: velocidad y dirección, así como su distribución en la sala.
- Presión interior del aire y su distribución.
- Geometría y acabados interiores.
- Iluminación.
- Protección contra incendios.
- Protección electrostática.

El uso de cuartos limpios para la fabricación de microcircuitos es indispensable.

Los microcircuitos tienen rasgos tan pequeños que llegan a medir unos cuantos nanómetros. Por la escala tan pequeña que tienen, los microcircuitos pueden ser gravemente afectados durante su fabricación y perjudicar el desempeño de todo el dispositivo por la partículas que se encuentran en el medio ambiente.

Estas partículas pueden provenir de fuentes que no creemos dañinas, como son: polvo, humo, perfume, maquillaje, bacterias y el grafito de un lápiz, por lo que es necesario usar bolígrafo y un papel especial para cualquier tipo de anotaciones y evitar el contaminado del cuarto por las partículas que pueda despedir el papel. Por lo general, la fuente más importante de contaminantes es la misma gente (se recomienda no hablar frente a una oblea y no tocarlas con la mano directamente).

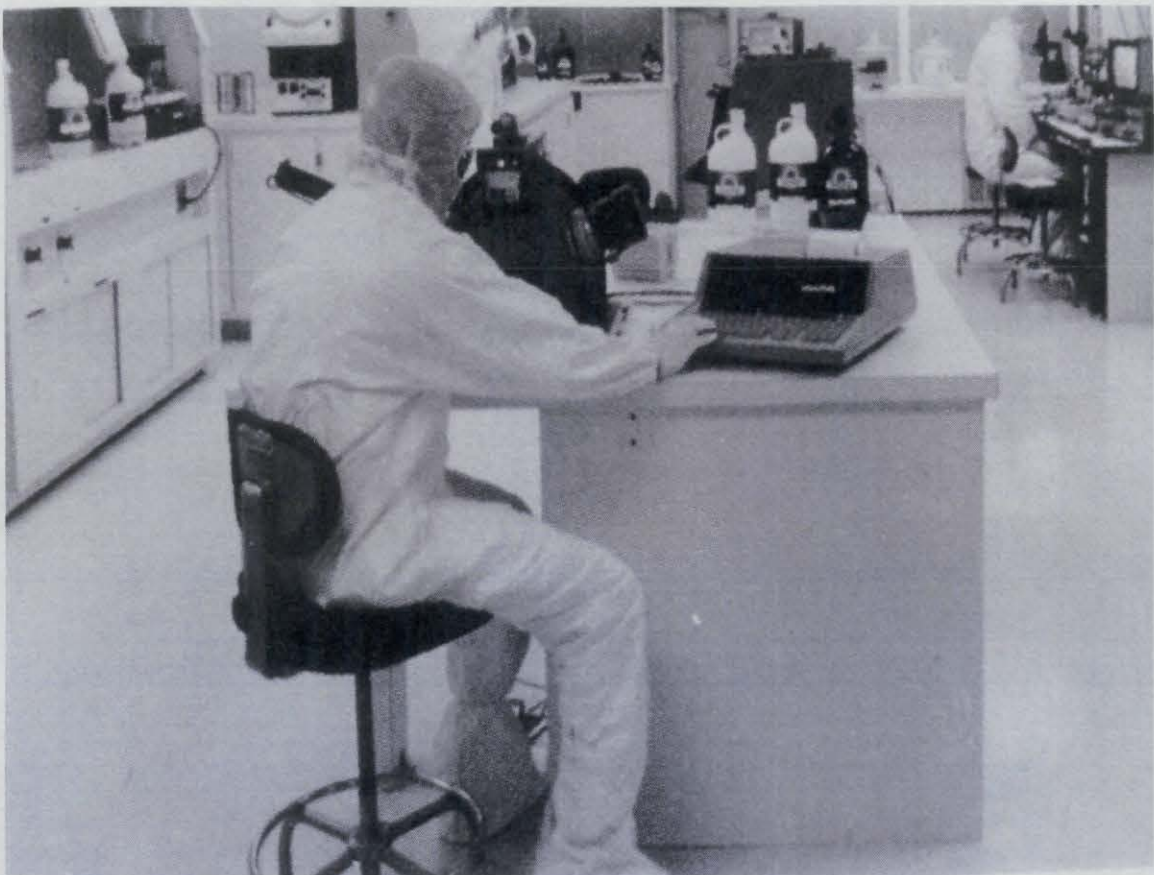


Figura 5.2, Aspecto de una sala blanca para procesos de fabricación de BioMEMS.

Contaminates en la superficie de la oblea.

Contaminantes típicos que deben ser removidos antes del recubrimiento de la resina fotosensible o foto-resist:

- polvo de marcar o escisión (minimizado por trazado por láser).
- polvo atmosférico (minimizado por las buenas prácticas de sala blancas o limpias).
- partículas abrasivas (del emparejado, lapeado o CMP).
- pelusa impregnada por electrostática de limpiaparabrisas (minimizado mediante el uso de limpiadores sin pelusa).
- residuos del fotorresist de la litografía anterior (minimizado mediante la realización de la incineración con plasma de oxígeno).
- bacterias (minimizado por un buen sistema de agua DI).
- formación de películas de otras fuentes como:
 - residuos de solvente
 - residuos de agua
 - residuos de fotorresist o del revelador del fotorresist
 - aceite
 - silicon, (hule de silicio)



Figura 5.3, Vestimenta en salas blancas

Clasificación de los cuartos limpios

Los cuartos limpios se definen por su clase. En cuanto a la clasificación, se está refiriendo a la cantidad de partículas de un tamaño de $0.5\ \mu\text{m}$ o mayores en un pie cúbico de aire. Dependiendo de la cantidad de partículas que se encuentren en el cuarto, será su clasificación. Dentro de la microfabricación, hay cuartos limpios de clase 1 hasta la clase 10. Esto quiere decir que en un cuarto limpio puede haber de 1 a 10 partículas contaminantes en cada pie cúbico de aire.

Para darnos una mejor idea de qué características tiene un cuarto limpio para la fabricación de microcircuitos, éste puede ser comparado con un nivel de contaminación dentro de un hospital moderno teniendo 10 000 partículas contaminantes por pie cúbico.

En la siguiente gráfica se muestran los tamaños permisibles de partículas para las diferentes clases de los cuartos limpios.

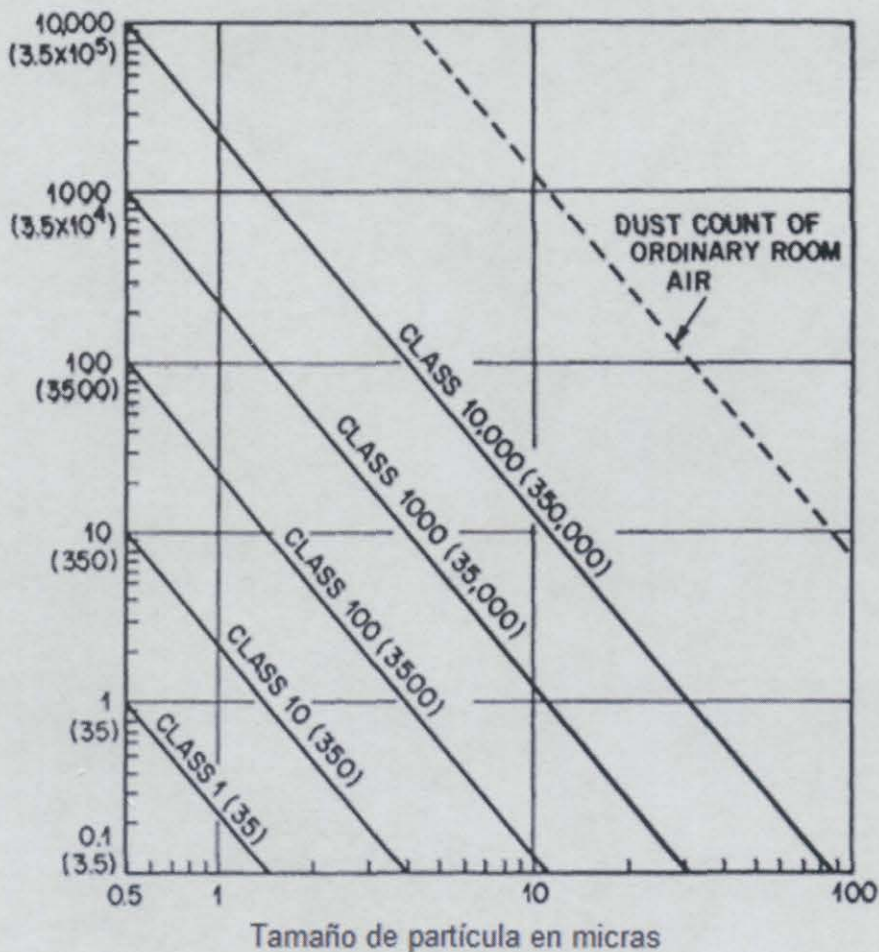


Figura 5.4, Clasificación de cuartos limpios o salas blancas. La cantidad de partículas contadas por metros cúbicos se muestra en los paréntesis

Para mantener un cuarto limpio en un estado óptimo, se requiere de atmósferas controladas:

- El aire debe pasar por un filtro de aire de partículas de alto rendimiento.
- El aire debe acondicionarse a 21 °C.
- Humedad relativa de 45%
- Los operadores deben usar trajes completos para todo el cuerpo.
- Para entrar a un cuarto limpio se deben pasar por tres esclusas.
 - La primera debe tener en el suelo un tapete que atrapa el polvo del calzado y un baño de aire filtrado.
 - La segunda esclusa se debe cambiar el calzado y ponerse el traje completo. Pisando un segundo tapete atrapa polvo y un segundo baño de aire y así pasar a la tercera esclusa.

En áreas de trabajo críticas para la fabricación de microcircuitos, dentro del cuarto limpio, debe haber campanas de flujo laminar para darle un cuidado aun mayor que el del cuarto mismo donde

se encuentra y evitar que se llegue a ver afectado el desempeño del dispositivo, como anteriormente se mencionó.

143

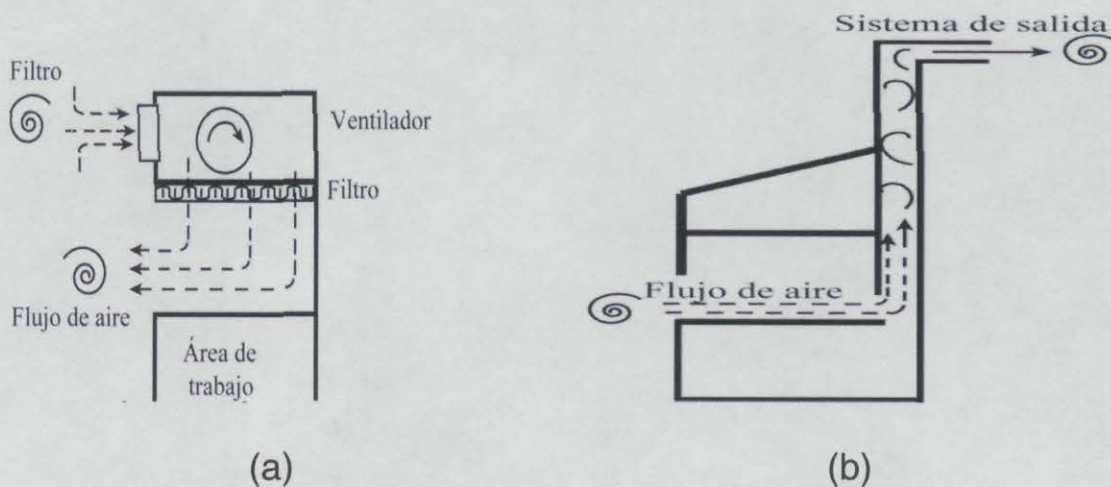


Figura 5.5, (a) Campana de flujo laminar, (b) campana de extracción de gases

Tabla V.I

Requisitos de limpieza en un laboratorio de semiconductores.	
Fuentes	Especificación
Aire	
Partículas LSI	Clase 100/0.5 micras
VLSI	Clase 10/0.3 micras
Humedad	15-50%
Temperatura	68-74°F
Gases fotoquímicos	2 pphm (partes por cien millones)
Agua desionizada	
Resistividad	15-18 MΩcm
Partículas	Menos de 100 partículas por centilitro
Bacterias	Menos que 100 colonias por ml después de la fabricación a 0.5 micras
Químicos	
Impurezas metálicas	Menos de 1 ppm
Filtración	De 0.2 micras
Gases	
Pureza	Mayor de 99.9%
Vapor de agua	Menor de 5 ppm
Filtración	De 0.3 micras
Carga estática	Menos de 50 volts
Nitrógeno	Ultra puro

Tabla V.II

Lista de contaminantes y su control durante el proceso de fabricación.			
Fuente	Tipo	Detección	Control
Atmósfera	Partículas	Contador de partículas	Campana de flujo laminar
		Detector de Ozono	Cuarto limpio
	Gases	Medidor de humedad	Esclusas de aire
		Termómetros	Cuartos de presión positiva
	Humedad		Cajas secas de N ₂
Agua	Calor		Aire acondicionado
			Filtro de aire
			Aire acondicionado
	Otros líquidos	Medidor de resistividad	Agua desionizada
	Metales pesados	Medidor de resistividad	Agua desionizada
Gente	Bacterias	Contador de cultivo	Luz ultravioleta
	Electrolitos	Medidor de resistividad	Agua desionizada
	Partículas -Pelusa, caspa, etc. -Maquillaje, fijador para el cabello -Químicos (varios)	Contador de partículas e inspección visual	Cuartos limpios, guarda polvo, campana, botines, guantes y pinzas
Químicos	Partículas	Visual	Filtros
	Metales y Sodio	Análisis químico	Químicos de grado electrónico
Área de trabajo	Partículas	Contador de partículas	Cuartos limpios
		Visual	Campana V.L.F
			Superficie cerrada
Gases	Partículas	Visual	Filtros de línea
	Otros gases	Análisis de gases	

Tabla V.III

Aplicaciones de Salas Blancas	
Microelectrónica	Producción de circuitos integrados.
BioMEMS	Sistemas Micro Electro Mecánicos para uso biológicos y médicos.
Micromecanismos	Giróscopos, discos compactos.
Satélites espaciales	Dispositivos de uso espacial.
Óptica	Lentes, película fotográfica, equipo laser.
Farmacia	Productos estériles.
Medicina	Válvulas by pass para el corazón, marca pasos cardiacos y prótesis internas
Alimentación	Productos esterilizados
Hospitales	Áreas de aislamiento, quirófanos especiales, área de terapia para inmunodeficiencia, neonatos, UCI, etc.

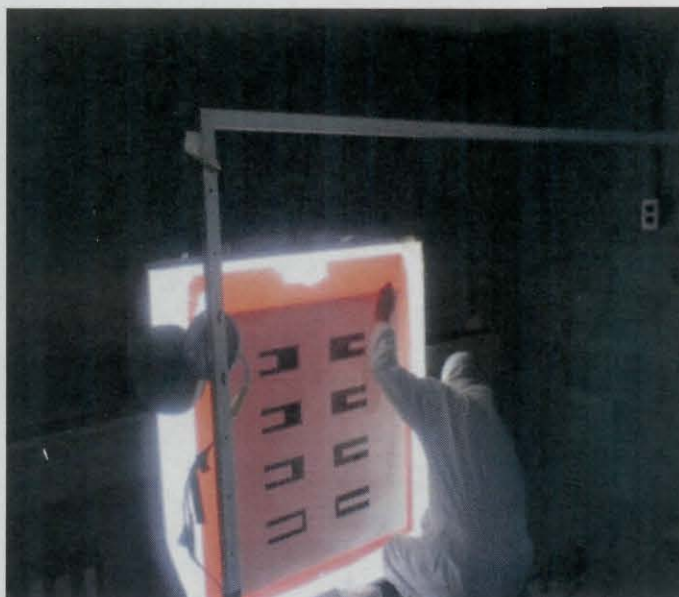


Figura 5.6, Patrón de la imagen para reducir y fotomultiplicar la imagen en una de las mascarillas de los cantilevers o trampolines, Laboratorio de Microelectrónica del INAOE.

En la figura 5.6 se aprecia la colocación del patrón geométrico de la primera mascarilla, todo este proceso se realiza con suma limpieza para asegurar que la imagen sea perfecta y de alto contraste para reducirse y obtener la mascarilla. Un grano de polvo dañaría todo el proceso.

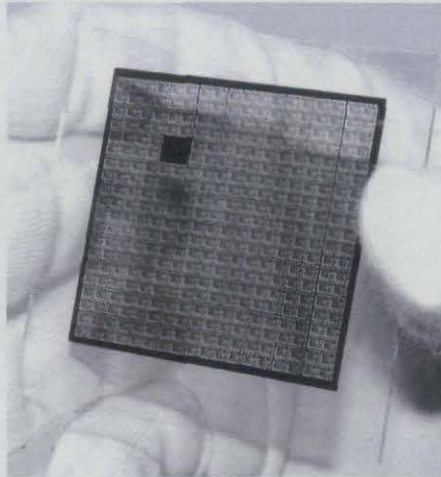


Figura 5.7, Foto mascarilla con la imagen reducida y foto multiplicada.

Conclusiones

El éxito de un proceso de fabricación de un BioMEMS, y de cualquier circuito integrado, es el control de la limpieza en la sala blanca, el comportamiento de los operadores y la calidad de los reactivos químicos, solventes, filtros de aire.

Los reactivos químicos y solventes deben ser de calidad electrónica de ultra alta pureza.

Respecto a los filtros en las campanas de extracción y de renovación del aire deben cambiarse continuamente.

La calidad del agua para la limpieza de las obleas debe ser desionizada manteniendo una resistividad de 18 a 21M Ω -cm.

Por lo tanto, es indispensable adquirir y promover una cultura de limpieza, como podemos apreciar en las tablas mostradas en este capítulo, los parámetros debe ser minuciosamente controlados y supervisados en cada etapa del proceso.

Referencias Bibliográficas

1. Ashcroft Neil W. and N. David Mermin, *Solid State Physics*, Holt, Rinehart and Winston, EUA, 1976.
2. Bokshtein B. S., *Difusión en Metales*, MIR Moscú, Rusia, p. 69, 1980.
3. Brown Frederick C., *Físico de los sólidos*, Reverté, España, 1970.
4. Castellano Robert N., *Semiconductor device processing: technology trends in the VLSI era*, Gordon and Breach Science Publishers, EUA, 1993.
5. Chang C. Y. and S. m. Sze, *ULSI devices*, John Willey & Sons Inc., EUA, 2000.
6. Dekker A. J., *Solid state physics*, Macmillan Student Edition, The Macmillan Press, Ltd., Londres, GB, 1957.
7. Garrett C. G. B., *Magnetic Cooling*, Harvard University Press, John Willey & Sons, EUA, p. 27, 1954.
8. Grove Andrew S., *Physics and technology of semiconductor devices*, John Willey & Sons Inc., EUA, 1967.

9. Harrison Walter A., *Electronic structure and the properties of solids: the physics of the chemical bond*, Dover Publications, Inc., New York, EUA, pp. 195-200, 1980. 148
10. Hibberd R. G., *Solid-State Electronics: a basic course for engineers and technicians*, McGraw-Hill, EUA, 1968.
11. Jacob J. Michel, *Industrial Control Electronics*, Printece Hall, EUA, 1988.
12. Kittel C., *Introduction to solid state physics*, John Willey & Sons, Canada, 1976.
13. Knight Charles A., *Cristalización de líquidos sobreenfriados*, Van Nostrand Momentum Books, Reverte Mexicana, 1967.
14. Mott N. F. y H. Jones, *The theory of the properties of metals and alloys*, Dover Publications, Inc., New York, EUA, p. 14, 1958.
15. Muller Richard S. y Theodore I. Kamins, *Electrónica de los dispositivos para circuitos integrados*, Limusa, México, p. 200, 1982.
16. Pávlov P. V. y A. F. Jojlov, *Física del estado sólido*, MIR Moscú, Rusia, 1987.
17. Reynolds Donald C. and Thomas C. Collins, *Excitons: their properties and uses*, Academic Press, EUA, 1981.
18. Shimura Fumio, *Semiconductor silicon crystal technology*, Academic Press, Inc., EUA, p.114, 1989.
19. Sze S. M., *Physics of semiconductor devices*, John Willey & Sons Inc., EUA, 1969.
20. Sze S. M., *VLSI Technology*, McGraw-Hill, p. 132, Singapore, 1984.
21. Sze S. M., *Semiconductor Devices: Physics and Technology*, John Willey & Sons, Canada, p. 37, 1985.
22. Varadan Vijay K., K. J. Vinoy and K. A. Jose, *RF MEMS and their applications*, John Willey & Sons, Ltd. England, p. 151, 2003.
23. Wert Charles A. y Robb M. Thomson, *Física de los sólidos*, McGraw-Hill, España, 1967.
24. Wolf Stanley and Richard N. Tauber, *Silicon Processing: for the VLSI era*, Volume 1-Process Technology, Lattice Press, EUA, p. 161, p. 198, 1986.

CAPÍTULO 6

MODELO MATEMÁTICO Y SIMULACIÓN DEL BioMEMS

Como parte del desarrollo de un BioMEMS es necesario plantear un modelo matemático y realizar las simulaciones con los parámetros característicos del material que se utiliza.

Partimos de las propiedades tenso elásticas del silicio para modelar los trampolines o cantilevers de silicio.

Trampolín o cantilever

En ingeniería, el término ménsula refiere a un tipo de *viga o voladizo* denominado más comúnmente **trampolín** (en inglés *cantilever*) que se caracteriza por estar apoyada en sólo uno de sus extremos mediante un *empotramiento*. Debido a la necesidad de dicho empotramiento, los trampolines suelen ser prolongaciones de vigas continuas de varios apoyos, y su longitud ideal oscila entre $1/4$ y $1/5$ de la longitud de los vanos intermedios, pues de esta manera se consigue equilibrar el peso en los pilares externos. Las vigas en trampolín también se usan con frecuencia en la construcción de puentes, especialmente hasta la aparición de la técnica del *puente colgante*.

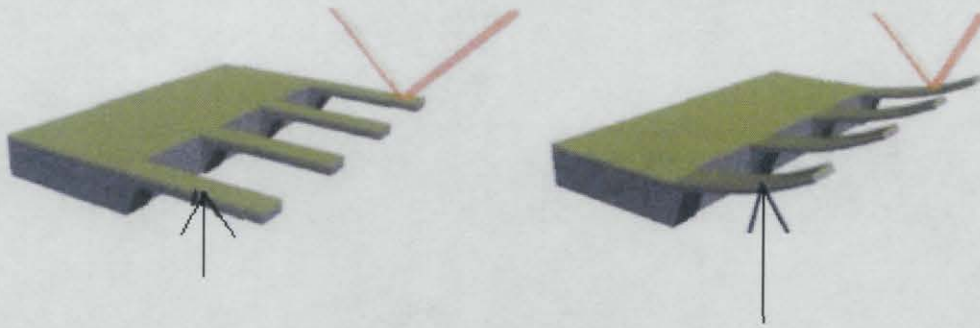


Figura 6.1, Trampolines

La tensión máxima σ sobre un trampolín puede ser acotada por:

$$\sigma \leq \frac{PL}{W_{min}} \quad (6.1)$$

donde:

P es la carga máxima sobre el trampolín,

L es la longitud del trampolín,

W_{min} es el *momento de resistente mecánica* de la sección menos resistente.

Si además el trampolín δ tiene una sección transversal constante y se comporta elásticamente entonces el desplazamiento vertical máximo se puede acotar por:

$$\delta \leq \frac{PL^3}{3EI_{min}} \quad (6.2)$$

donde:

151

P es la carga máxima sobre el trampolín.

L es la longitud del trampolín.

E es el *módulo de Young* del material del trampolín.

$I_{\min}$ es el *segundo momento de área* de la sección menos resistente.

Todo esto con base a una constante de acuerdo al espesor del cantiléver, esto es, si el cantiléver tiene un grosor específico seguirá respetando estas propiedades físicas de acuerdo al espesor del trampolín, esto es si el trampolín es grueso o delgado seguirán las mismas leyes físicas.

Módulo de Young

El **módulo de Young** o **módulo de elasticidad longitudinal** es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un *material elástico*, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Este comportamiento fue observado y estudiado por el científico inglés Thomas Young.

Para un material *elástico lineal e isótropo*, el módulo de Young tiene el mismo valor para una *tracción* que para una *compresión*, siendo una

constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado *límite elástico*, y es siempre mayor que cero: si se elonga una barra, aumenta de longitud.

Tanto el módulo de Young como el límite elástico son distintos para los diversos materiales. El módulo de elasticidad es una *constante elástica* que, al igual que el límite elástico, puede encontrarse empíricamente mediante *ensayo de tracción* del material. Además de este módulo de elasticidad longitudinal, puede definirse el *módulo de elasticidad transversal* de un material.

Transductores de Fuerza.

Para medir la fuerza hablamos de la aceleración mediante la segunda ley de Newton:

$$F = ma \quad (6.3)$$

donde ***F*** es la fuerza en Newtons [N],

m es la masa en kilogramos

a la aceleración en m/s²

$$a = \frac{dv}{dt} \quad (6.4)$$

ó

$$v = \int a dt \quad (6.5)$$

La velocidad es la integral de la aceleración. Y

$$v = \frac{dx}{dt} \quad (6.6)$$

ó

$$x = \int v dt \quad (6.7)$$

La posición es la integral de la velocidad **v**. Con un acelerómetro (un dispositivo que mide la fuerza aplicada para conocer la masa) y una computadora, podemos determinar la aceleración, la velocidad y la posición del cuerpo o vehículo que estemos estudiando. Esta es la esencia de la *inercia guiada*. Finalmente, la fuerza externa proporcionada por un resorte es directamente proporcional a cuanto puede ser estirado, alongado o desplazado sin deformarse.

$$F = kx \quad (6.8)$$

donde *K* es la constante del resorte. Medida de la fuerza externa ejercida sobre (o por) el resorte es una forma no intrínseca de medir el

desplazamiento en un sistema elástico de masa amortiguado (spring-mass-damper system).

Estrés y deformación (extrusión)

“La relación entre el estrés y la deformación es uno de los conceptos fundamentales de estudio en la mecánica de los materiales y es uno de los parámetros importantes del análisis de estrés. Cuando una fuerza es aplicada a un cuerpo, el cuerpo se deforma. En general esta información es deformación. La definiremos como el término de deformación la deformación media por unidad de longitud o cambio fraccional infinitesimal en la longitud y que identificaremos con el símbolo ϵ . La extrusión puede considerarse al tensarla estirla (positiva) o comprimirla (negativa).” Vea en la figura 6.1.

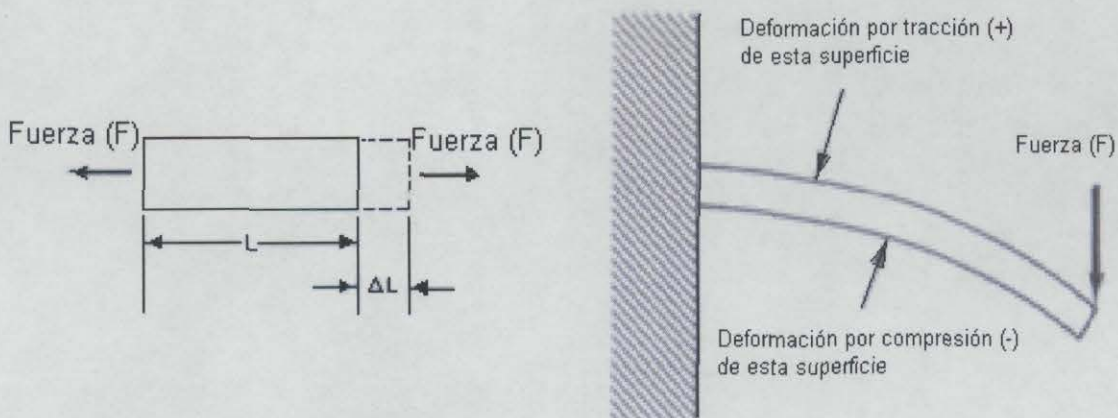


Figura 6.2, (a) La deformación producida por una fuerza unilateral aplicada; (b) deformación del trampolín por la flexión, aplicando un fuerza (F).

Cuando escribimos la ecuación de ϵ de la siguiente forma”

(6.9)

donde ϵ es el coeficiente de deformación y L la longitud.

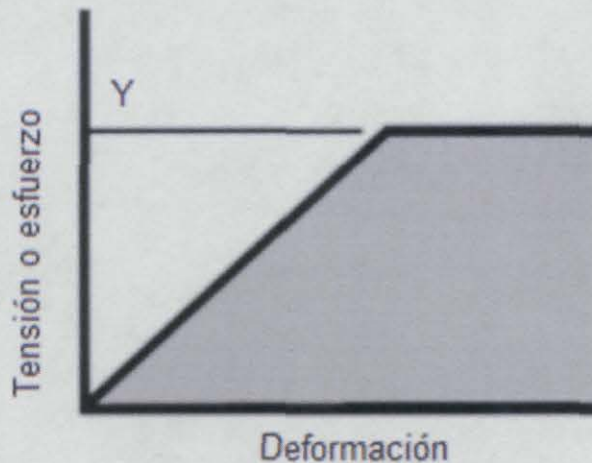


Figura 6.3, Relación de la tensión versus deformación.

Vemos que extrusión es una razón y por lo tanto adimensional. Para mantener el significado físico de la extrusión, a menudo esta razón se escribe en unidades de pulgadas/pulgadas. Para muchos metales la medida de la extrusión es un trabajo experimental típicamente menor que 0.005000 in/in. Debido a que los valores prácticos son muy pequeños y se expresan en micro-estrés o micro-extrusión, que son del orden de $\epsilon \times 10^6$ (note que este equivalente a partes por millón

ppm) y esto se simboliza como $\mu\epsilon$. Por ejemplo: $0.005 \text{ in/in} = 5000, \mu\epsilon$
 $= 0.5\%$. 156

Mientras que las fuerzas y las tensiones que provocan deformaciones en los materiales, son cualidades medibles utilizadas por el diseñador y el analista, el estrés es el término utilizado para comparar la carga aplicada a un material con su capacidad para soportar la carga. Dado que por lo general este comportamiento es deseable para mantener en funcionamiento un micro mecanismo con estructuras tan pequeñas y ligeras como sea posible, ofrezca un servicio de un nivel lo más alto permitido. El estrés se refiere a la fuerza por unidad de superficie distribuido uniformemente en todo el cuerpo.

La ecuación que expresa este comportamiento es,

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (6.10)$$

y tiene unidades de fuerza (F) por unidad de área (A).

Ahora que hemos definido el estrés y la tensión que necesitamos para explorar la relación tensión-deformación, ya que con esta relación podremos calcular la tensión y su correspondiente deformación. Si

tenemos una barra de acero dulce y progresivamente se carga en tracción uniaxial y trazar la deformación frente a la tensión normal en la dirección de la carga aplicada, se apreciará un comportamiento como el que se muestra en diagrama de esfuerzo-deformación de la figura 6.3.

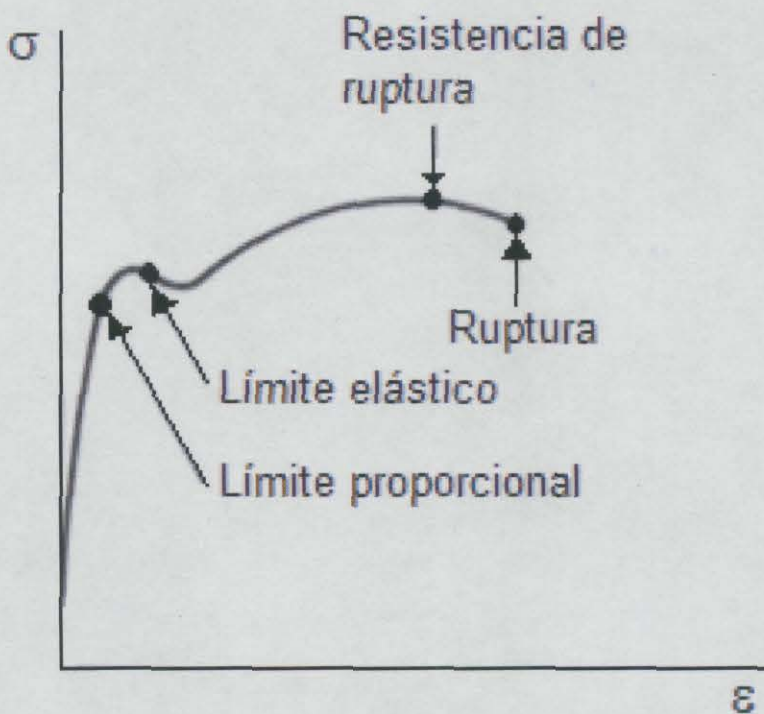


Figura 6.4, Diagrama tensión-deformación en acero templado. (Cortesía de Hewlett-Packard).

En la figura 6.4 se puede ver que hasta un punto, llamado el *límite de proporcionalidad*, hay una relación lineal entre la tensión y la deformación. La ley de Hooke describe esta relación. La pendiente de esta porción recta del diagrama de tensión-deformación es el *módulo*

de elasticidad o *módulo de Young* para el material. El módulo de elasticidad, E , tiene las mismas unidades que la tensión (fuerza por unidad de área) y se determina experimentalmente para los materiales. Escrito en la ecuación para formar la siguiente relación de tensión-deformación en:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (6.11)$$

Aquí hay dos puntos de interés en el diagrama de tensión-deformación, el límite de elasticidad y el valor de la resistencia máxima de estrés. El límite elástico es el nivel de esfuerzo en el que el material comenzará a aumentar de dimensiones rápidamente con poco o ningún incremento en el estrés. Si el material es sometido a presión o fuerza que exceda el límite elástico, la tensión se elimina, el material no volverá a su tamaño original, se deformará, pero conservará un desplazamiento residual. La resistencia de ruptura es la tensión máxima que soportará el material antes de romperse.

Prueba de esfuerzo

Probablemente, la característica eléctrica más importante que varía en proporción a la tensión es el de la resistencia eléctrica. Los equipos cuya salida dependen de esta característica son la galga piezoresistiva o galga semiconductor, el medidor de resistencia de carbono, y la

resistencia de un alambre metálico unido a un medidor de papel de aluminio. El medidor de carbono y la resistencia es el precursor de la banda *extensométrica* resistencia unida al alambre. Es de bajo costo, puede tener una longitud de calibre corto, y es muy sensible a la tensión. Una alta sensibilidad a la temperatura y a la humedad son los inconvenientes de la galga de tensión de resistencia de carbón.

El medidor de deformación semiconductor se basa en el efecto piezoresistivo en ciertos materiales semiconductores tales como el silicio y el germanio. Las galgas semiconductores tienen un comportamiento elástico y puede producirse para tener cambios de resistencia ya sea positiva o negativa cuando se tensan. Se pueden hacer físicamente tan pequeños, mientras mantengan una resistencia nominal alta. El límite de tensión para estos medidores de deformación está en el intervalo de $100 \mu\epsilon$ a $10,000 \mu\epsilon$, en promedio de $3,000 \mu\epsilon$ en tensión. Las galgas semiconductores presentan una alta sensibilidad a la tensión, pero el cambio en la resistencia de la muestra del material no es lineal. Su resistencia de salida es sensible a la temperatura y la salida es alta, dando como resultado cambios en la resistencia de un 10 a 20%, que puede causar problemas en la medición cuando se utilizan los dispositivos en un circuito de puente.

El medidor de resistencia a la deformación es la herramienta de medición de la muestra de un material, más ampliamente utilizada para el análisis del estrés experimental, hoy en día. Se compone de una rejilla de alambre muy fino, o con más frecuencia de una lámina metálica delgada, unida a un recubrimiento aislante delgado llamada una matriz de soporte. La resistencia eléctrica de este material de la rejilla varía linealmente con la tensión. En el uso de la matriz de soporte se une a la muestra de ensayo con un adhesivo. Cuando la muestra es sometida a una carga, la tensión en la superficie de la muestra se transmite al material de la rejilla por el sistema de adhesivo y portador. La muestra del material proporcionará el cambio en la resistencia eléctrica del material de la rejilla.

El medidor de resistencia a la deformación de unión es de bajo costo, se puede hacer con un conductor delgado y corto de longitud, es moderadamente afectado por los cambios de temperatura, es físicamente de pequeño tamaño, bajo peso, y tiene una sensibilidad relativamente alta a la tensión. Es adecuado para la medición de muestras de material tanto en situaciones estáticas como dinámicas.

Cuando un conductor metálico está bajo tensión va tener un cambio en la resistencia eléctrica, y es este cambio que hace que el

sensor de deformación sea un dispositivo útil. La medición de este cambio de resistencia en la muestra de material, es el *factor de esfuerzo* ó *gage factor* (GF). El factor de esfuerzo se define como la relación entre el cambio fraccional de la resistencia de carga fraccional en longitud (deformación) a lo largo del eje de la galga. El factor de esfuerzo es una cantidad adimensional y cuanto mayor sea el valor, más sensible será el medidor de deformación. El factor de esfuerzo se expresa en forma de ecuación como

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R''}{\varepsilon} \quad (6.12)$$

donde R es la resistencia eléctrica en Ohm, Ω ,

L es la longitud de la muestra del material en metros, m

y ε es el factor de deformación del material, cantidad adimensional.

Cálculo del factor o tensión de esfuerzo

De la ecuación (6.12) del factor de esfuerzo podremos hacer una buena aproximación del comportamiento de los trampolines, al aplicarles una carga.

Por ejemplo, para un trampolín de acero de 10 cm de largo que tiene una sección transversal de 4 cm. El módulo de Young de

elasticidad es $20.7 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$. El factor de esfuerzo tiene una resistencia nominal asociada de 240Ω y ante un factor de tensión de 2.20. Cuando una carga aplicada al trampolín, se ejerce un cambio en la resistencia de 0.013Ω . Calcular el cambio de longitud del trampolín de acero y la cantidad de fuerza aplicada en un extremo por la ecuación (6.12), la cual podemos escribir como:

$$\frac{\Delta R}{R} = GF \left(\frac{\Delta L}{L} \right) \quad (6.13)$$

ó

$$\Delta L = \frac{\Delta R}{R} \frac{L}{GF} = \frac{0.013 \Omega}{240 \Omega} \times \frac{0.1 m}{2.20} = 2.46 \times 10^{-6} m \quad (6.14)$$

De la ecuación de tensión (stress), ecuación (6.11)

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Sin embargo sabemos que esta tensión se aplica por unidad de área

A, entonces

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (6.15)$$

y

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (6.16)$$

Igualando ecuaciones (6.11) y (6.15) obtendremos

$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L} \quad (6.17)$$

ó

$$F = E \frac{\Delta L}{L} A \quad (6.18)$$

Manteniendo la consistencia en las unidades el área se convierte de cm^2 a m^2 .

$$A = 4 \text{ cm}^2 \times \frac{1 \text{ m}^2}{10^4 \text{ cm}^2} = 4 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \quad (6.19)$$

Mientras que la fuerza o carga aplicada es:

$$\begin{aligned} F &= 20.7 \times 10^{10} \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \times \frac{2.46 \times 10^{-6} \text{ m}}{0.1 \text{ m}} \times 4 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \\ &= 2.037 \times 10^3 \text{ N} \end{aligned} \quad (6.20)$$

$$F = 2.037 \times 10^3 \text{ N}$$

De manera que al introducir en estas ecuaciones las propiedades del silicio y las dimensiones del BioMEMS que se propone, podremos hacer la simulación del comportamiento del sistema de 8 trampolines en la “alberca” diseñada.

Lo ideal sería un medidor de deformación de preferencia para cambiar la resistencia y sólo que responda a la tensión inducida por estrés en la muestra de ensayo, pero la resistividad y la sensibilidad de la muestra del material en todos los materiales se conoce la sensibilidad de estos ante las variaciones con la temperatura. Por supuesto, eso significa que la resistencia relativa y el factor de deformación cambiarán cuando cambia la temperatura.

En términos simples, la resistencia de un conductor a una temperatura dada T , es:

$$R_T = R_{T_0}(1 + \alpha_0 \Delta T) \quad (6.21)$$

donde R_T , es la resistencia a la temperatura T

R_{T_0} , es la resistencia a la temperatura de referencia T

α_0 , es el coeficiente térmico

ΔT , es el cambio de temperatura desde T_0 a T

Esta nueva resistencia parte de la resistencia original R_0 a T_0 y el cambio en esa resistencia ΔR es causado por el cambio en ΔT , por lo que la ecuación anterior podremos re-escribirla como:

$$\Delta R = \alpha_0 \Delta T R_{T_0} \quad (6.22)$$

Los materiales también ofrecen deformaciones y tensiones mecánicas ante cambios de temperatura, estas son las *tensiones térmicas*, así que si calculamos la deformación del material en 1°C , ya sea el factor de dilatación o contracción, se utiliza la ecuación (6.22).

Si el coeficiente térmico α_0 es:

$$\alpha_0 = 0.003925 / ^\circ\text{C} \quad (6.23)$$

Substituyendo los valores en la ecuación

$$\Delta R = (0.003925 / ^\circ\text{C})(1 ^\circ\text{C})(240 \Omega) = 0.942 \Omega \quad (6.24)$$

Sin embargo, el estrés aplicado por la carga calculada en el caso discutido anteriormente solamente causa un cambio en el valor de la resistencia de 0.013Ω . De tal manera que el cambio en la temperatura en 1°C el factor de esfuerzo causa un cambio en la resistencia de:

$$\frac{\Delta R_{temp}}{\Delta R_{stres}} = \frac{0.942 \Omega}{0.013 \Omega} = 72.5 \quad (6.25)$$

Esto es, la tensión térmica es 72.5 veces mayor que la producida por la carga de $2.037 \times 10^3 \text{ N}$.

Tabla VI.I
Propiedades del Silicio y otros materiales

Propiedad	Si {111} / {100}	Acero Inoxidable	Al	Al ₂ O ₃ (96%) alúmina	SiO ₂	Cuarzo SiO ₂ vitrificado
Módulo de Young (GPa)	190/112	200	70	303	73	107
Relación de Poisson	0.22/0.28	0.3	0.33	0.21	0.17	0.16
Densidad (g/cm ³)	2.3/2.33	8	2.7	3.8	2.3	2.6
Tensor de Esfuerzo Yield strength (GPa)	7/12	3.0	0.17	9	8.4	9
Coefficiente térmico de expansión (10/K)	2.3/?	16	24	6	0.55	0.55
Conductividad térmica a 300K (W/cm·K)	1.48/1.24	0.2	2.37	0.25	0.014	0.015
Temperatura de fusión (°C)	1,414	1,500	660	2,000	1,700	1,600
Módulo cortante en X-Y (GPa)	...?/49	77 (al cromo)	27 (Al 7079)	150	¿...?	¿...?

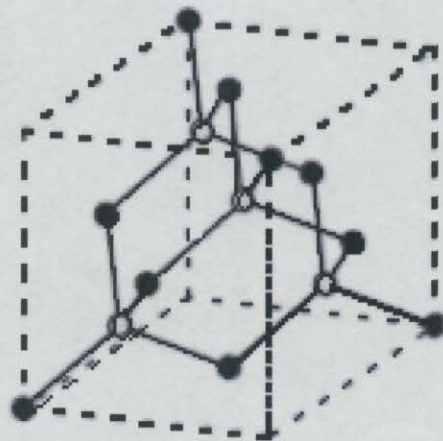


Figura 6.5, Celda unitaria de silicio. La estructura cristalina del silicio es una red cúbica centrada en las caras, con dos átomos asociados a cada punto de la red. Los átomos oscuros son los puntos de la red y los grises están a (1/4, 4/4), (1/4, 4/4), (3/4, 4/4) y (3/4, 4/4).

Materiales isótropos

Materiales lineales

Para un material *elástico lineal* el módulo de elasticidad es una constante (para valores de tensión dentro del rango de reversibilidad completa de deformaciones). En este caso, su valor se define como el cociente entre la *tensión* y la *deformación* que aparecen en una barra recta estirada fabricada con el material del que se quiere estimar el módulo de elasticidad:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L} \quad (6.26)$$

donde:

E es el módulo de elasticidad longitudinal.

σ es la presión ejercida sobre el área de sección transversal del objeto.

ϵ es la deformación unitaria en cualquier punto de la barra.

La ecuación anterior se puede expresar también como:

$$\sigma = E\epsilon$$

Por lo que dadas dos barras o prismas mecánicos geoméricamente idénticos pero de materiales elásticos diferentes, al someter a ambas barras a deformaciones idénticas, se inducirán mayores tensiones cuanto mayor sea el módulo de elasticidad. De modo análogo, tenemos que sometidas a la misma fuerza, la ecuación anterior reescrita como:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E}$$

nos indica que las deformaciones resultan menores para la barra con mayor módulo de elasticidad. En este caso, se dice que el material es más rígido.

Materiales no lineales

Cuando se consideran ciertos materiales, como por ejemplo el cobre, donde la curva de tensión-deformación no tiene ningún tramo lineal, aparece una dificultad ya que no puede usarse la expresión anterior. Para ese tipo de materiales no lineales pueden definirse magnitudes asimilables al módulo de Young de los materiales lineales, ya que la tensión de estiramiento y la deformación obtenida no son directamente proporcionales.

Para estos materiales elásticos no-lineales se define algún tipo de módulo de Young aparente. La posibilidad más común para hacer esto es definir el módulo de elasticidad secante medio, como el incremento de *esfuerzo* aplicado a un material y el cambio correspondiente a la *deformación unitaria* que experimenta en la dirección de aplicación del esfuerzo:

$$E_{sec} = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} \quad (6.27)$$

donde:

E_{sec} es el módulo de elasticidad secante.

$\Delta\sigma$ es la variación del esfuerzo aplicado

$\Delta\epsilon$ es la variación de la deformación unitaria

La otra posibilidad es definir el módulo de elasticidad tangente:

$$E_{tan} = \lim_{\Delta\epsilon \rightarrow 0} \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} = \frac{d\sigma}{d\epsilon} \quad (6.28)$$

Materiales anisótropos

Existen varias "extensiones" no-excluyentes del concepto. Para materiales elásticos no-isótropos el módulo de Young medido según el

procedimiento anterior no da valores constantes. Sin embargo, puede probarse que existen tres constantes elásticas E_x , E_y y E_z tales que el módulo de Young en cualquier dirección viene dado por:

$$E = l_x E_x + l_y E_y + l_z E_z \quad (6.29)$$

y donde (l_x , l_y , l_z) son los cosenos directores de la dirección en que medimos el módulo de Young respecto a tres direcciones ortogonales dadas.

Dimensiones y unidades

Las dimensiones del módulo de Young son:

$$\frac{M}{L T^2} \left(\frac{\text{masa}}{\text{longitud} \times \text{tiempo}^2} \right) \quad (6.30)$$

En el *Sistema Internacional de Unidades* sus unidades son $[\text{kg/s}^2\text{m}]$ ó, de manera más contextual, Pa.

Valores para varios materiales

Para ver el valor del módulo de elasticidad para varios materiales ver en las Tablas siguientes los **valores del módulo de elasticidad longitudinal** y las **constantes elásticas** de diferentes materiales.

Módulo de elasticidad longitudinal

171

El *módulo de elasticidad longitudinal* o *módulo de Young* relaciona la tensión según una dirección con las deformaciones unitarias que se producen en la misma dirección.

Tabla VI.II
Módulos de elasticidad longitudinal para diversos materiales

Material	E [MPa]	E [kp/cm ²]
Goma	7	70
Cartílago (humano)	24	240
Tendón (humano)	600	6,000
Polietileno, Nylon	1,400	14,000
Madera (laminada)	7,000	70,000
Madera (según la fibra)	14,000	140,000
Hueso (fresco)	21,00	210,00
Hormigón/concreto	27,000	270,000
Aleaciones de Mg	42,000	420,000
Granito	50,000	500,000
Vidrio	70,000	700,000
Aleaciones de Al	70,000	700,000
Latón	110,000	1'100,000
Bronce	120,000	1'200,000
Cobre	100,000	1'100,000
Hierro colado	< 175,000	< 1' 750,000
Hierro forjado	190, 000	< 1' 900, 000
Acero	210, 000	2' 100, 000
Magnesio	45 000	450 000
Titanio	107 000	1 070 000
Níquel	22 000	220 000
Monel	179 000	1 790 000
Plomo	18 000	180 000
Zafiro	420 000	4 200 000
Diamante sintetizado	491 000	4 910 000
Grafeno	1 000 000	10 000 000

Módulo de elasticidad transversal

El *módulo de elasticidad transversal*, módulo de cortante o módulo de cizalla, para la mayoría de los materiales, en concreto los materiales

isótropos guarda una relación fija con el módulo de elasticidad longitudinal y el coeficiente de Poisson:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (6.31)$$

Tabla VI.III
Módulo de Elasticidad Transversal

Material	G [MPa]
Granito	20, 000
Alumino	26, 300
Latón	39, 200
Fundición gris (4.5% C)	41, 000
Bronce	41, 000
Cobre	42, 500
Hierro Colado	< 65, 000
Hierro forjado	73,000
Acero	81, 000

Coeficiente de Poisson

El *coeficiente de Poisson* corresponde a la razón entre la elongación longitudinal y a la deformación transversal en un *ensayo de tracción*. Alternativamente el coeficiente de Poisson puede calcularse a partir de los módulos de elasticidad longitudinal y transversal:

$$\nu = \frac{E}{2G} - 1 \quad (6.32)$$

Tabla VI.IV
Coeficiente de Poisson de varios materiales

Material	Coeficiente de Poisson	Material	Coeficiente de Poisson
goma	~ 0.50	bronce	0.31
plomo	0.44	níquel	0.30
arcilla saturada	0.40-0.50	acero inoxidable	0.30-0.31
magnesio	0.35	acero	0.27-0.30
cobre	0.34	hierro colado	0.21-0.26
aluminio aleado	0.33	arena	0.20-0.45
arcilla	0.30-0.45	hormigón	0.20
titanio	0.34	vidrio	0.18-0.3
caucho	~ 0.5	Materiales augéticos	< 0

Tabla VI.V
Coeficiente de Poisson de materiales cerámicos y vidrios

Material	Coeficiente de Poisson	Material	Coeficiente de Poisson
Al₂O₃	0,26	SiC	0,19
BeO	0,26	Si ₃ N ₄	0,24
CeO₂	0,27-0,31	TaC	0,24
2·MgO·2Al₂O₃·5SiO₂	0,31	TiC	0,19
3Al₂O₃·2SiO₂	0,25	TiO ₂	0,28
Vitrocerámica	0,24	ZrO ₂	0,23-0,32
Vidrio de borosilicato	0,20	Vidrio de cordierita	0,26

Régimen plástico

Tensión de rotura

La tensión de rotura no es estrictamente una constante elástica, ya que por ejemplo para materiales dúctiles como los metales la rotura se

produce en el régimen plástico. Los siguientes valores corresponden a los límites de rotura en *tracción*:

174

Tabla VI.VI
Tensión de Ruptura en metales

Material	σ_R [MPa]	σ_R [kp/cm ²]
Acero de alta resistencia	1550	15500
Acero dulce comercial	400-500	4000-5000
Hierro colado	100-300	1000-3000
Fundición maleable	140-300	1400-3000
Aluminio	70	700
Aluminio aleado	140-600	1400-6000
Cobre	140	1400
Bronce	100-600	1000-6000
Aleaciones de Mg	200-300	2000-3000
Aleaciones de Ti	700-1400	7000-14000

Tabla VI.VII
Tensión de Ruptura en No-metales

Material	σ_R [MPa]	σ_R [kp/cm ²]
Tejido muscular	0,1	1
Pared de estómago	0,4	4
Pared arterial	1,7	20
Cartílago	3,0	30
Cemento, Concreto	3	30
Piel (fresca)	10,3	105
Cuero	41,1	420
Tendón	82,0	825
Madera (según la fibra)	103	1050
Hueso	1100	1200
Vidrio	35-175	350-1200

Tabla VI.VIII

Límites elástico y rotura de aleaciones y porcentaje de alargamiento.

Material	Límite elástico $\sigma_{0,2\%}$ [MPa]	Límite de rotura σ_R [MPa]	Alargamiento de rotura [%]
Acero al carbono 1040	600	750	17
Acero de baja aleación 8630	680	800	22
Acero inoxidable 304	205	515	40
Acero inoxidable 410	700	800	22
Acero de herramientas L2	1380	1550	12
Súper aleación férrea (410)	700	800	22
Función dúctil (temple)	580	750	9,4
Fundición dúctil, 60-40-18	329	461	15
Aluminio 3003-H14	145	150	8-16
Aluminio 2048	416	457	8
Magnesio AZ318	220	290	15
Titanio Ti-5A1-2.5Sn	827	862	15
Titanio Ti-6-A1-4V	825	895	10
Bronce de aluminio	320	652	34
Monel	283	579	39,5

Endurecimiento por deformación

La mayoría de metales que presentan plasticidad no presentan plasticidad con endurecimiento. En muchos de ellos este endurecimiento puede representarse mediante la ecuación de Ludwik:

$$\sigma = \sigma_e + K \varepsilon_p^n \approx \sigma_e + K \left(\varepsilon - \frac{\sigma_e}{E} \right)^n \quad (6.33)$$

donde:

σ es la tensión del material en un punto que ha plastificado.

σ_e es la tensión del *límite elástico*.

n es el exponente de endurecimiento por deformación.

K es una constante.

Esta ecuación sólo es válida para el rango comprendido entre el límite elástico y el inicio de la estricción. En estos casos el exponente $n \approx 0.1$ - 0.5 los valores calculados para algunos materiales vienen dados por:

Tabla VI.IX
Endurecimiento por deformación de aleaciones

Material	n	K [MPa]
Acero al carbono (recocido)	0,21	600
Acero de baja aleación 4340 (recocido)	0,12	2650
Acero inoxidable (304) (recocido)	0,44	1400
Cobre (recocido)	0,44	530
Latón naval (recocido)	0,21	585
Latón 70Cu-30Zn (recocido)	0,54	315
Aluminio 2024 (tratado térmicamente)	0,17	780
Magnesio AZ31B(recocido)	0,16	450

Energía de impacto (ensayo Charpy)

La energía de impacto es una medida que mide cuanta energía es necesario aplicar a una probeta de un cierto material para deformarla hasta alcanzar la rotura. La energía de impacto no es un fenómeno puramente plástico ya que involucra deformación elástica, deformación plástica y rotura. Los datos obtenidos en el *ensayo de I_{zod}* vienen dados por:

Tabla VI.X
Energía de impacto de algunas aleaciones.

Aleaciones	Energía de impacto [J]	Aleaciones	Energía de impacto [J]
Acero al carbono 1040	180	Función dúctil	9
Acero de baja aleación 8630	55	Aluminio 2048	10,3
Acerlo inoxidable 410	34	Magnesio AZ31B	4,3
Acero de herramientas L2	26	Magnesio AM100A	0,8
Súper aleación férrea	34	Titanio Ti-5A1-2.5Sn	23
Bronce de aluminio, 9%	48	Aleación de soldadura (Pb)	21,6
Monel 400	298	Nb-1Zr (metal refractario)	174

Tabla VI.XI
Energía de impacto de algunos polímeros

Polímeros	Energía de impacto [J]	Polímeros	Energía de impacto [J]
Polietileno (alta densidad)	1,4-16	Celulósicos	3-11
Polietileno (baja densidad)	22	ABS	1,4-14
Policloruro de vinilo	1,4	Policarbonatos	19
Polipropileno	1,4-15	Acetales	3
Poliestireno	0,4	Politetrafluoretileno	5
Poliésteres	1,4	Fenolformaldehídos	0,4
Acrílicos	0,7	Urea-melamina	0,4
Poliamidas (nylon 66)	1,4	Epoxy	1,1

Tabla VI.XII
Resistividad eléctrica de algunos tejidos.

Tejido		Resistividad (Ω -m)	Frecuencia (kHz)
CSF		0.650	1-30
Sangre		1.46-1.76	1.100
Músculo esquelético:	Longitudinal	1.25-3.45	0.1-1
	Transversal	6.75-18.0	"
Pulmón:	Inspiración	17.0	100
	Expiración	8.0	"
Tejido neuronal:	Materia gris	2.8	"
	Materia blanca	6.8	"
Grasa		20	1-100
Hueso		≥ 40	"

Medidor de tensión piezoeléctrico.

Se propone una celda de carga conectando en cada trampolín que ejerce una fuerza la cual forma un medidor de deformación. Ahora, por supuesto, que en realidad se quiere medir la presión sobre el trampolín para que la entrada a la celda de carga que ejerce un esfuerzo o estrés y la salida es una señal eléctrica proporcional a la tensión producida dentro de la celda de carga.

Las celdas de carga utilizan comúnmente un elemento piezoeléctrico como sensor. La expresión piezoeléctrico derivada del griego, que significa *piezein* a la prensa. Se descubrió en la década de 1880 que el cuarzo y algunos cristales de producir otras señales eléctricas en respuesta a la presión mecánica y mucho más recientemente diversos materiales cerámicos han sido desarrollados,

que presentan el mismo efecto, pero a un grado mucho más marcado. 179

El titanato zirconato de plomo es un piezocerámico ampliamente utilizado. Podemos describir las propiedades de un material piezoeléctrico de la siguiente manera.

La tensión mecánica s que experimenta un material elástico cuando se someten a un estrés o esfuerzo σ . Es decir, de acuerdo con la ley de Hooke, dada por:

$$\sigma = Y s \quad (6.34)$$

donde Y es el módulo de Young. Si un material dieléctrico con permitividad isotrópica ε se coloca en un campo eléctrico E continuo el desplazamiento dieléctrico D se produce y que está dada por:

$$D = \varepsilon E \quad (6.35)$$

Sin embargo, los materiales piezoeléctricos son anisotrópicos y su permitividad y módulo de Young dependerá de la dirección y magnitud del esfuerzo de σ . Esta interacción puede verse y describirse por las siguientes cuatro ecuaciones:

$$D = p\sigma \quad (6.36 \text{ i})$$

$$s = pE \quad (6.36 \text{ ii})$$

$$s = kD \quad (6.36 \text{ iii})$$

$$E = -k\sigma \quad (6.36 \text{ iv})$$

donde p y k son constantes propias de cada material piezoeléctrico.

Circuito Puente de Wheatstone

Debido a la sensibilidad de este sistema BioMEMS, de la “alberca” con 8 trampolines, el circuito propuesto para medir los esfuerzos o tensiones estáticas en los cantilevers, es el circuito conocido como Puente de Wheatstone. La figura (6.6) esquematizamos el circuito del puente de una manera sencilla. Sin estrés $\Delta R = 0$, los cuatro resistores son iguales, + salida = - salida, por lo que $V_{out} = 0$. Cuando se aplica tensión, el medidor de deformación cambia su resistencia por ΔR .

$$\begin{aligned} V_{out} &= \frac{R}{R+R}E - \frac{R}{R+(R+\Delta R)}E \\ &= \frac{1}{2}E - \frac{RE}{2R+\Delta R} \\ &= \frac{(2R+\Delta R)E - 2RE}{2(2R+\Delta R)} \\ &= E \frac{\Delta R}{4R+2\Delta R} \end{aligned} \quad (6.37)$$

Desde ΔR , el efecto de la tensión es en el numerador y el denominador de la ecuación 6.37, la salida de la no linealidad del

puente proporciona cambios con la fuerza aplicada. Sin embargo, R es de varios cientos de ohmios, mientras ΔR es típicamente 0.01Ω , un factor de 10,000 veces más pequeños. Así que desde

La ecuación 6.37 puede re-escribirse, eliminando del denominador el término $2\Delta R$

Hay que tener en cuenta que el voltaje de salida V_{out} es diferencial.

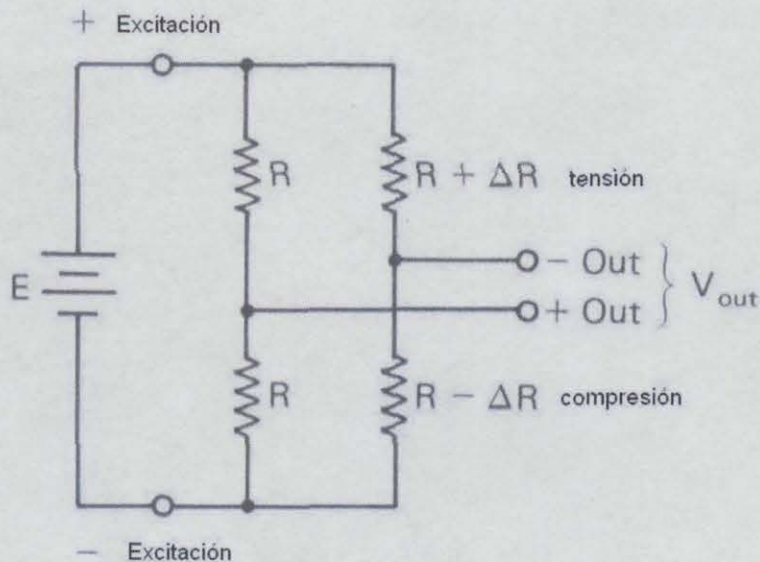


Figura 6.6, Circuito Puente de Wheatstone asociado a una simple galga extensométrica.

No está referenciado a tierra. Además, será muy pequeño y que vendrá de una fuente cuya impedancia de salida es $R/2$, que todavía puede ser un centenar de ohmios o más. Esta señal debe ser amplificada por un circuito con una impedancia de entrada muy grande y la capacidad para emitir una señal de referencia a tierra que depende únicamente de la diferencia entre sus dos entradas (+ *out* y - *out*, de cada salida del puente).

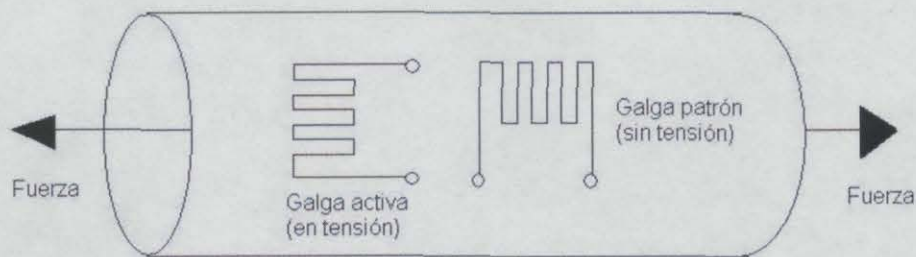


Figura 6.7, Colocación de la galga activa (con tensión) y la galga patrón (sin tensión) para la compensación térmica.

Entonces, ¿cuál es la ventaja de utilizar un puente de Wheatstone? Al hacer que ambas resistencias en un lado de las galgas extensométricas en el puente, los efectos de la temperatura pueden ser eliminados.

Al observar la figura 6.7, una galga de tensión está montada de manera que la fuerza aplicada hará que se alargue. Este es el medidor

activo. El segundo medidor se coloca transversal al estrés. No hay ninguna tensión significativa en línea con esta configuración, por lo que la fuerza aplicada no hace que se alargue. Este es el medidor de “patrón” o de referencia. La fuerza aplicada sólo afectará el medidor activo, desequilibrando el puente. Sin embargo, cualquier cambio en la temperatura afectará a ambas galgas de la misma manera. Cambios idénticos en la resistencia de los dos resistores en un lado del puente no desequilibrará el puente. La tensión a la salida no cambia, por lo que los efectos de la temperatura son eliminados.

Si colocamos dos bandas en el trampolín, que también podría hacer que ambos se activen. Mediante la conexión de ambas galgas activas en un lado del puente, la temperatura de los efectos inducidos se elimina. Al tener un medidor de la tensión (aumento de su resistencia con carga) y el otro en la compresión (su resistencia disminuye con la carga), la tensión de salida para una carga dada se duplica en comparación con el puente medidor activo único (véase la figura 6.8)

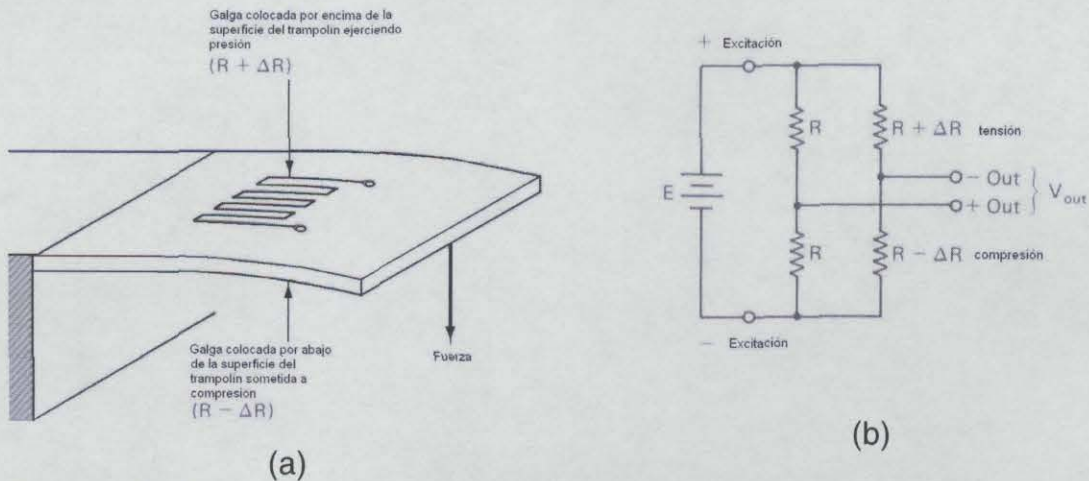


Figura 6.8, Dos galgas o medidores de deformación activos: (a) Galga colocada físicamente en el trampolín o cantiléver; (b) configuración del circuito puente de Wheatstone.

Esto es, el voltaje de salida será:

$$(6.38)$$

Para implementar el circuito de la figura 6.9, se debe hacer que el lado izquierdo del puente, que proporciona las dos resistencias que están dentro de una centésima de un ohmio de la otra y que proporcione y dé el seguimiento térmicamente entre sí. O podrán usarse otros dos sensores de tensión. Un puente de cuatro galgas activas de deformación como se muestran en la figura 6.8, donde la salida desde el puente con cuatro medidores activos, es dos veces más grande para una carga dada como salida desde el puente con dos galgas

extensiométricas activas y cuatro veces mayor que la de salida del puente de bandas extensométricas único.

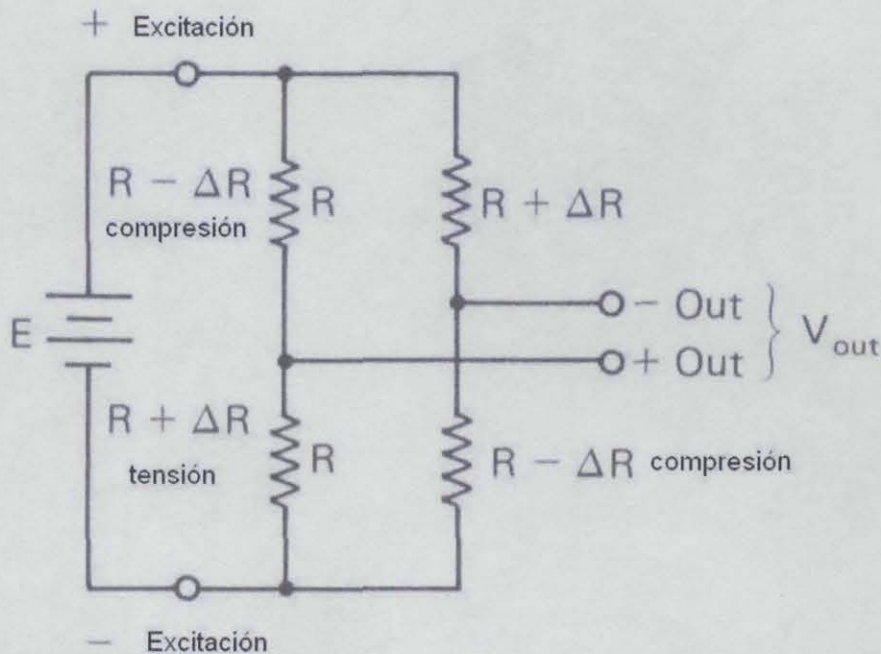


Figura 6.9, Puente con cuatro galgas activas para determinar la tensión de esfuerzos.

Por lo que el voltaje de salida es:

$$\text{—} \quad (6.39)$$

Es muy importante tomar en cuenta el cableado para hacer las interconexiones adecuadas para el medidor de deformación, la fuente de excitación, y la electrónica de acondicionamiento de señal es importante. Esto es especialmente cierto cuando la parte del puente se

encuentra en la muestra de prueba y la otra parte se encuentra en forma remota de un instrumento.

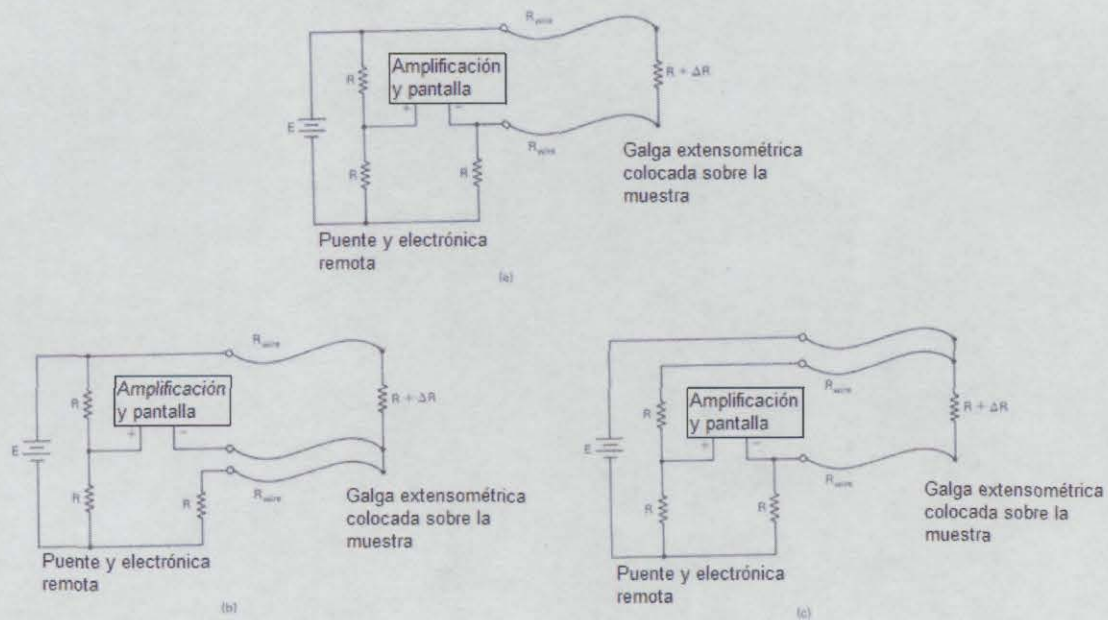


Figura 6.10, Conexiones para una medición adecuada del factor de deformación, los monitores de los datos desde circuitos tipo puente de Wheatstone remoto, (a) con dos cables (conexión incorrecta), (b) tres cables (conexión correcta) (c) otra alternativa correcta de conexión usando tres cables.

El punto clave en esta conexión es que la misma terminal está en ambos lados del puente. De esta manera la resistencia adicional añadida por el cableado a la resistencia de otros. El cableado correcto e incorrecto se muestran en la figura 6.10. Estas técnicas correctas también compensarán los cambios en la resistencia del cableado (R_{alambre}) causadas por cambios en la temperatura.

Con base a lo discutido en esta sección podremos configurar el circuito puente de Wheatstone a las dimensiones geométricas de cada trampolín y trabajar con la configuración presentada en la figura 6.11.

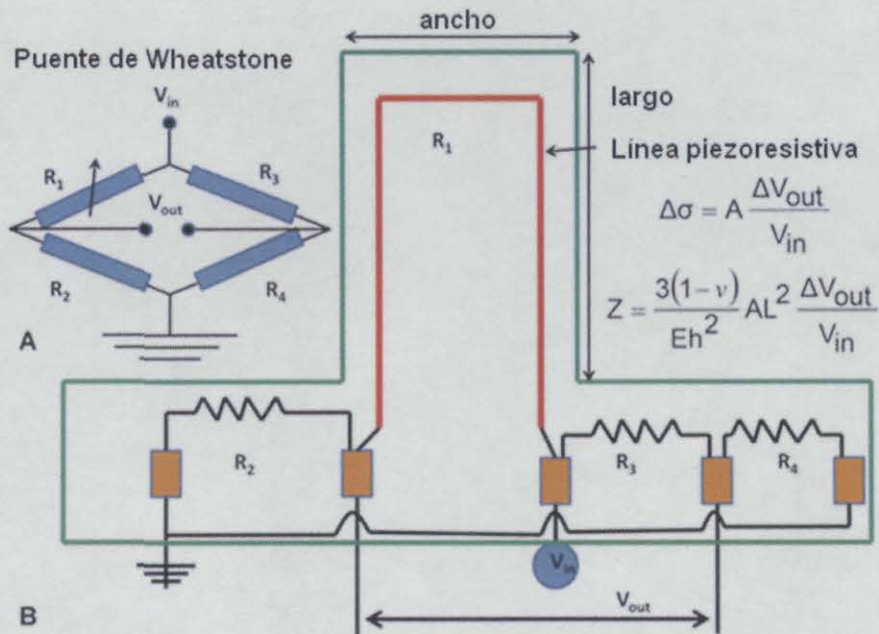


Figura 6.11, Diagrama esquemático del trampolín, la línea piezorresistiva asociada a la geometría del cantiléver y las resistencias equivalentes en el circuito puente de Wheatstone.

Propiedades opto-mecánicas para un sensor opto-mecánico.

Gracias al descubrimiento de Heinrich Hertz en 1887, del efecto fotoeléctrico, cuando observó que la luz ultravioleta al caer sobre electrodos separados para producir chispas, hacía saltar una descarga de alto voltaje a distancias mayores que cuando se dejaban en la obscuridad. Un año después, Hallwachs hizo la importante

observación de que la luz ultravioleta al incidir sobre un cuerpo cargado negativamente causaba la pérdida de su carga, mientras que no afectaba a un cuerpo con cargas positiva. Diez años más tarde J. J. Thomson y P. Lenard demostraron independientemente, que la acción de la luz era la causa de la emisión de cargas negativas libres por la superficie del metal. Aunque estas cargas negativas no son diferentes de los electrones, se acostumbra a denominarlos “fotoelectrones”.

El efecto fotoeléctrico, en su forma más simple es la expulsión de fotoelectrones cuando la luz visible incide sobre una superficie metálica o semiconductor. Por esta razón, los metales alcalinos y los materiales semiconductores son usados frecuentemente en la fabricación de celdas fotoeléctricas y celdas fotovoltaicas. Estas tienen un sin número de aplicaciones prácticas, por ejemplo: en películas cinematográficas, en la televisión o en una simple alarma antirrobo, que sería la más sencilla de éstas aplicaciones, en la cual un haz de luz infrarroja (invisible al ojo humano) se proyecta a través de la habitación para penetrar en una celda fotoeléctrica conectada como se muestra en la siguiente figura:

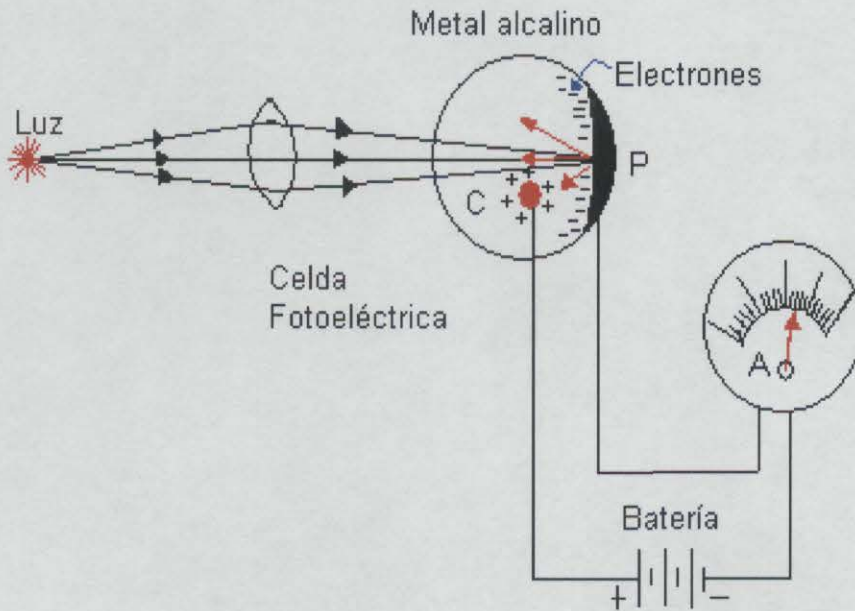


Figura 6.12, Esquema de una celda fotoeléctrica con el haz de luz incidiendo en metal alcalino o material semiconductor y las interconexiones eléctricas para su funcionamiento.

Cuando una persona cruza el haz, se interrumpe la luz por un instante y la corriente fotoeléctrica cesa momentáneamente. Un relevador eléctrico en lugar del amperímetro en A, se mueve cerrando otro circuito eléctrico y haciendo sonar una alarma.

En el caso de la película hablada, se produce fotográficamente una “huella sonora” a un lado de la cinta principal. Dichas huellas sonoras serán la vibraciones del sonido en el escenario que se convierten en vibraciones eléctricas por medio del micrófono allí colocado y luego se trasporta por los cables hasta la cámara que filma

la película. De esta manera, los impulsos eléctricos hacen mover uno de los lados de una ranura angosta a través de la cual pasa la luz al borde de la película. Los sonidos intensos ensanchan la ranura con cada vibración, dejando que atraviere por ella una gran cantidad de luz. Este es otro ejemplo que el sonido sobre un haz luminoso puede propagarse modularse y demodularse.

Otra ventaja de estos es tener la posibilidad de determinar la velocidad de los fotoelectrones, esta velocidad no aumenta a medida que crece la intensidad de la luz, sino lo que se incrementa es el número de fotoelectrones, estas observaciones nos llevaron a modernos conceptos de la luz y la estructura atómica.

Los experimentos de Lenard, ejecutados en 1902, demostraron que para aumentar la velocidad de los fotoelectrones se debe aumentar la frecuencia de la luz, es decir, utilizar radiaciones luminosas de longitudes de onda más cortas. Cuanto más corta sea la longitud de la luz empleada, más alta será la velocidad de los electrones.

Einstein y la ecuación fotoeléctrica.

191

En 1921 Albert Einstein obtuvo el Premio Nobel por la ecuación fotoeléctrica, donde explica el efecto fotoeléctrico en 1905, siguiendo una idea anterior de Max Planck, en donde consideró que las ondas luminosas consisten de diminutos paquetes de energía llamados *fotones* o *cuantos*, de manera que Einstein expresó esta idea en un simple relación, en una ecuación algebraica que revolucionó el concepto del de la luz ondulatoria a paquetes de energía discretos llamados fotones en un cuanto $h\nu$, que representa la energía total que contiene un solo cuanto de luz incidente sobre una superficie metálica. La letra h es la constante de acción de Planck, la cual tiene el mismo valor para todas las ondas de luz sin importar la frecuencia ν .

$$h\nu = W + \frac{1}{2}mv^2 \quad (6.37)$$

La energía total que contiene un solo cuando de luz incidente es $h\nu$, W es la energía que se consume en lograr que el electrón se libere de los átomos y se aleje de la superficie metálica, mientras que el remanente se usa en dar al electrón una energía cinética $\frac{1}{2}mv^2$ y, por lo tanto una velocidad. Para el caso del silicio la energía necesaria para arrancar un electrón de la superficie es de 1.1 eV.

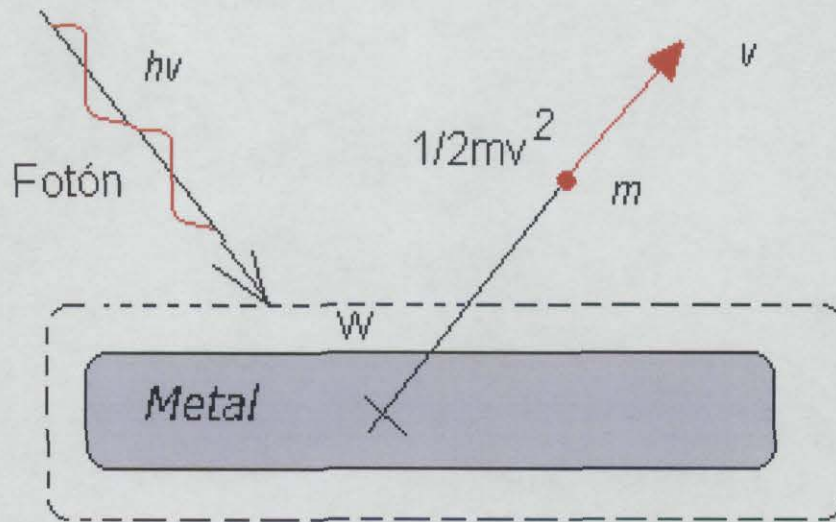


Figura 6.13, Representación gráfica de un fotón (cuanto de luz) de energía $h\nu$ incidente sobre una superficie metálica, expulsa un electrón con una velocidad v dada por la ecuación de Einstein.

Millikan, quien en 1923 obtuvo el Premio Nobel realizó mediciones de la letra h en la ecuación fotoeléctrica de Einstein, es importante porque es fundamental para la estructura de la materia y por lo tanto, es una corriente universal. Habiendo sido introducida por Planck, en 1901, por eso h es la constante de Planck. De los extensos experimentos de Millikan se obtuvo el valor de esta constante universal, que es:

$$h = 6.62 \times 10^{-34} \text{ julios seg} \quad (6.38)$$

Puesto que la frecuencia de la luz visible es alrededor de 6×10^{14} ciclos por segundo, la energía de un simple fotón o cuanto de luz visible es el producto de estos dos números, o sea, 3.972×10^{-19} julios.

En otras palabras, harán falta 2.5×10^{18} fotones para conseguir un julio de trabajo.

Los cantilevers como sensores fotomecánicos.

En el diseño, desarrollo y construcción de los cantilevers observamos que al incidir luz visible los cantilevers presentan una deflexión, actuando como un sensor opto-mecánico. Este desarrollo de los cantilevers realizan dos labores fundamentales: detección y transducción al aplicarles una luz visible. El detector, el transductor y la fuente de emisión de luz pueden ser elementos separados o estos todos integrados en el transductor. Es habitual que las características a medir se transformen en magnitudes eléctricas, ya que estas son fácilmente medible o manipulables. Este fenómeno del movimiento mecánico a través de la luz nos puede servir como nano-interruptores. Este comportamiento óptico-mecánico nos permite abrir un campo de experimentación a futuro, es la caracterización con base a la longitud de onda e intensidad, su consecuente respuesta en frecuencia, así como nuevas formas geométricas de los cantilevers.



Figura 6.14, Oblea de silicio de 5 cm de diámetro con 8x6 BioMEMS, vista superficie pulida de la oblea.

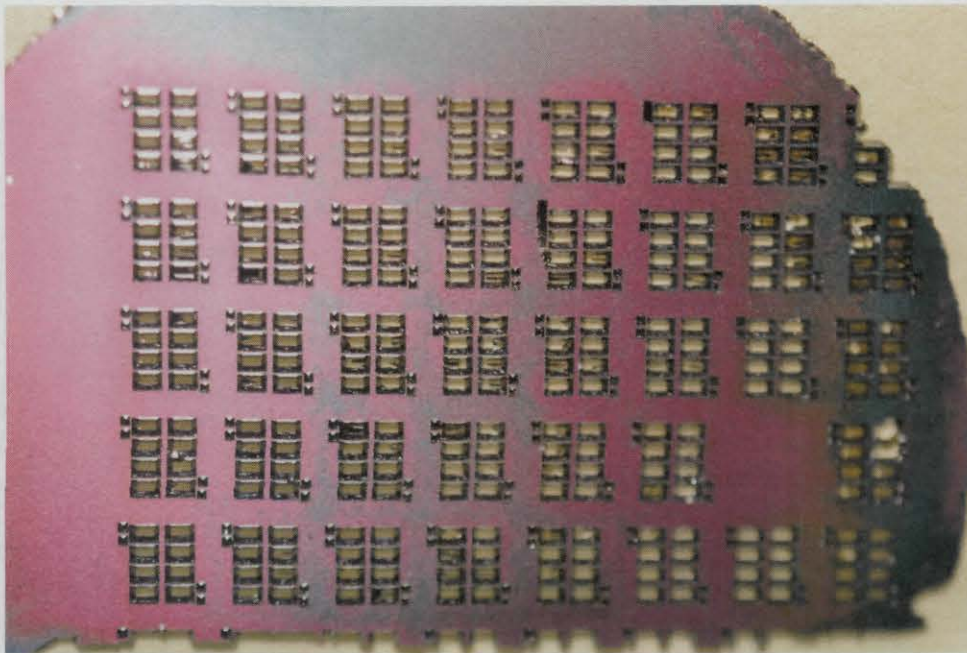


Figura 6.15, Vista anterior de la oblea de silicio de 5 cm de diámetro con un juego de 8x5 BioMEMS.

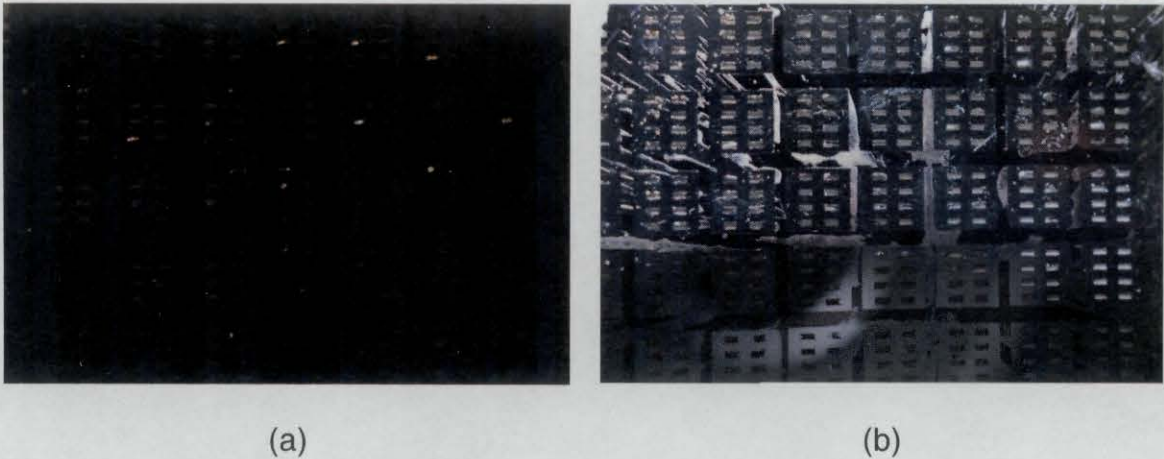


Figura 6.16, BioMEMS iluminados (a) a oscuras, (b) con muy poca luz para excitar los cantilevers.

Conclusiones

Una vez analizadas todas las propiedades del silicio y hacer el modelado del BioMEMS con sus 8 trampolines, se observó que los trampolines son sensibles a cambios térmicos, a la luz, y a vibraciones mecánicas producidas por estrés mecánico, eléctrico, térmico, óptico y magnético.

Referencias Bibliográficas

1. Blaupied William A., *Modern Physics: An Introduction to its Mathematical Language*, Holt, Rinehart and Winston, Inc. USA, 1971.
2. Brown B. H., R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V. Lawford and D. R. Hose, *Medical physics and biomedical engineering*, Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, USA, 1999.
3. Eisberg Robert y Robert Resnick, *Física Cuántica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos y Partículas*, Editorial Limusa, México, 1983.
4. Jacob J. Michel, *Industrial Control Electronics*, Printece Hall, USA, 1988.
5. Pankove, Jacques I., *Optical Processes in Semiconductors*, Dover, USA, 1971.
6. Steve P., Beeby, Graham Ensle, Michael Kraft, *MEMS*, Book Fi Organization, p.5, 1-5.
7. White Harvey E., *Física Moderna*, UTEHA, 1962.

CAPÍTULO 7

Herramientas CAD para la simulación del Lab-on-a-Chip, Microlaboratorio o BioMEMS

Software

En el desarrollo, diseño y construcción del BioMEMS, se utilizó las herramientas de diseño asistido por computadoras (CAD), CATIA, SolidWorks, COVENTOR, COMSOL, L-Edit de CADENCE. Todos estos programas, fueron muy útiles para el desarrollo de esta tesis, se utilizaron en el sistema operativo de Microsoft Windows, aunque estos programas se pueden instalar en otras plataformas.

CATIA

La herramienta de diseño asistida por computadora CATIA (computer-aided three dimensional interactive application), Computación Asistida Inter-Activa Tridimensional, es un programa o software realizado por Dassault Systèmes que proporciona apoyo desde la concepción del diseño hasta la producción y el análisis del prototipo. Puesto que tiene una arquitectura abierta para el desarrollo de aplicaciones se puede personalizar el programa. Las interfaces de programación de aplicaciones, se pueden programar en Visual Basic y C++.

Inicialmente fue desarrollado para la industria aeronáutica, por el manejo de superficies complejas. El programa CATIA también es utilizado en la industria automotriz para el diseño y desarrollo de componentes de carrocería. También en la industria de la construcción ha mantenido su lugar porque se ha aplicado este software, para desarrollar edificios de gran complejidad.

Por las características descritas de este programa, aquí se aprovechan, para crear la biblioteca con las propiedades del silicio monocristalino, con esta poderosa herramienta, se aplican estos parámetros en el modelo que se propuso en el capítulo 6, se ajustó la geometría, se calcularon los tiempos en cada etapa del proceso, las concentraciones de las soluciones para el micrograbado. Así como la simulación de la tenso actividad, ante efectos mecánicos, interacciones ópticas, cambios térmicos.

Se hizo la comprobación de los resultados arrojados con CATIA contrastando estos con los obtenidos con SolidWorks.

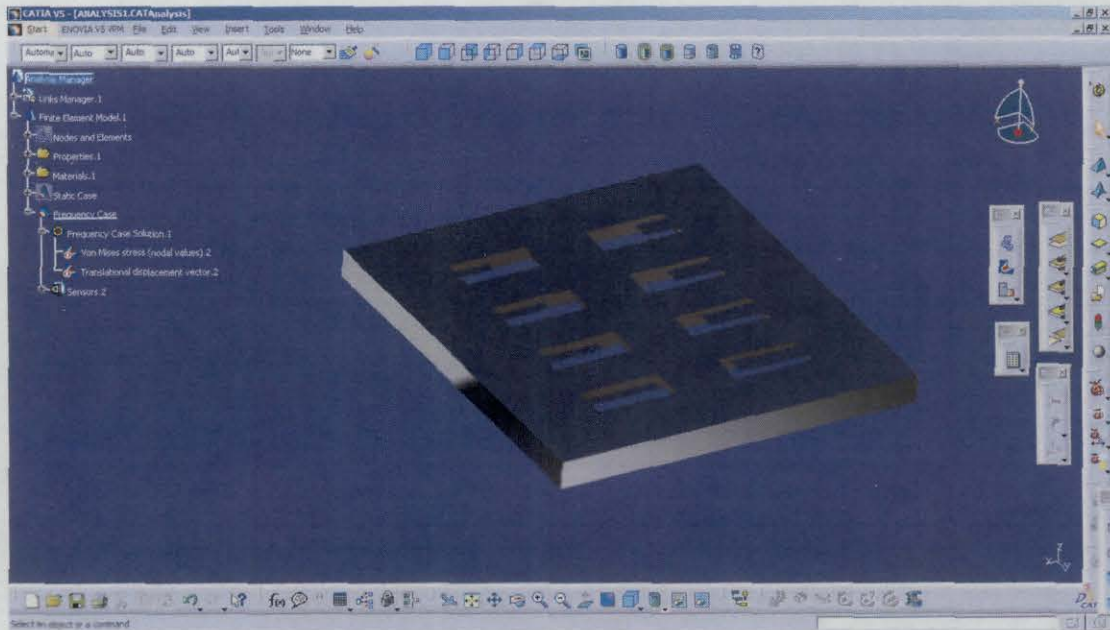


Figura 7.1, Pantalla del simulador CATIA, para el modelado y simulación del BioMEMS, mostrando su geometría.

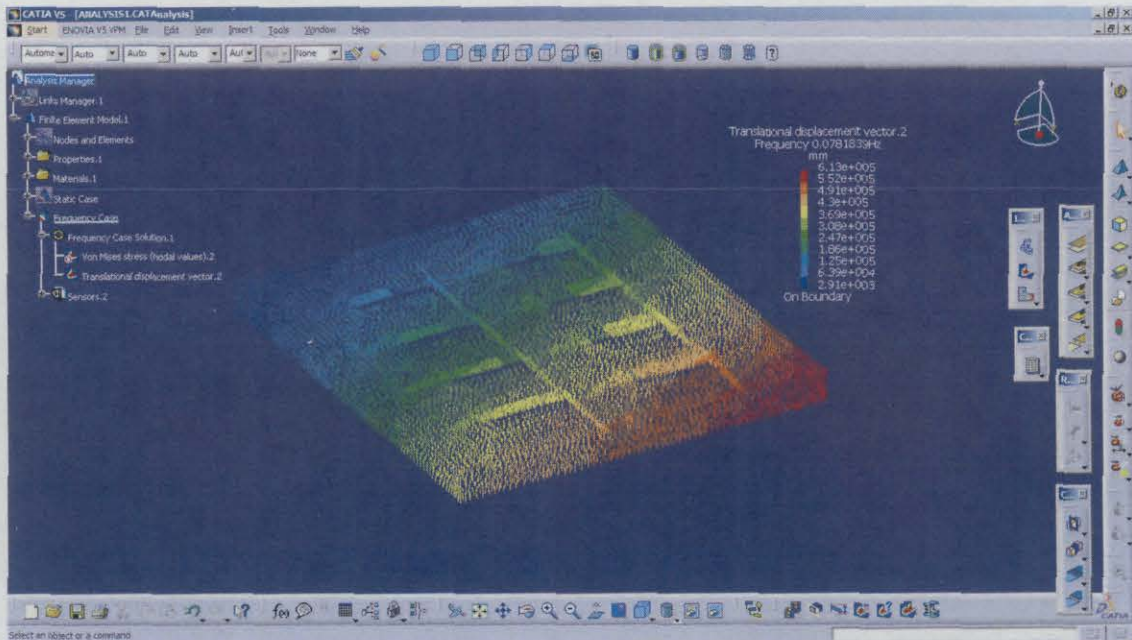


Figura 7.2, Simulación de BioMEMS ante el espectro de frecuencias de vibración.

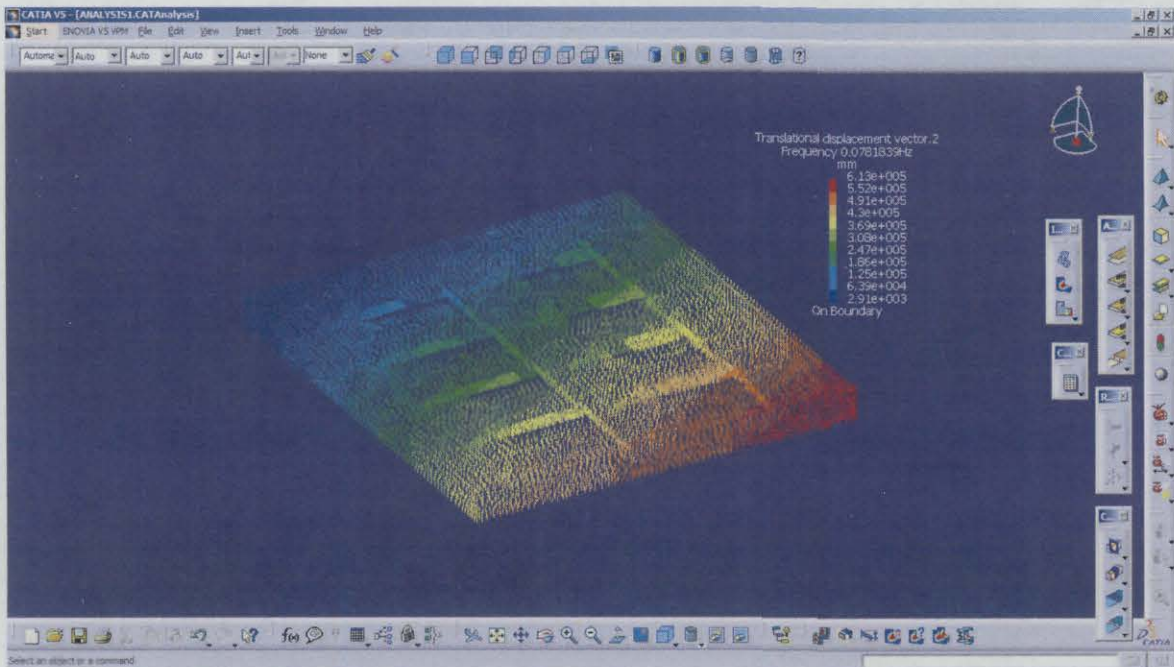


Figura 7.3, BioMEMS en diversos modos de vibración en la dirección normal al plano de los trampolines.

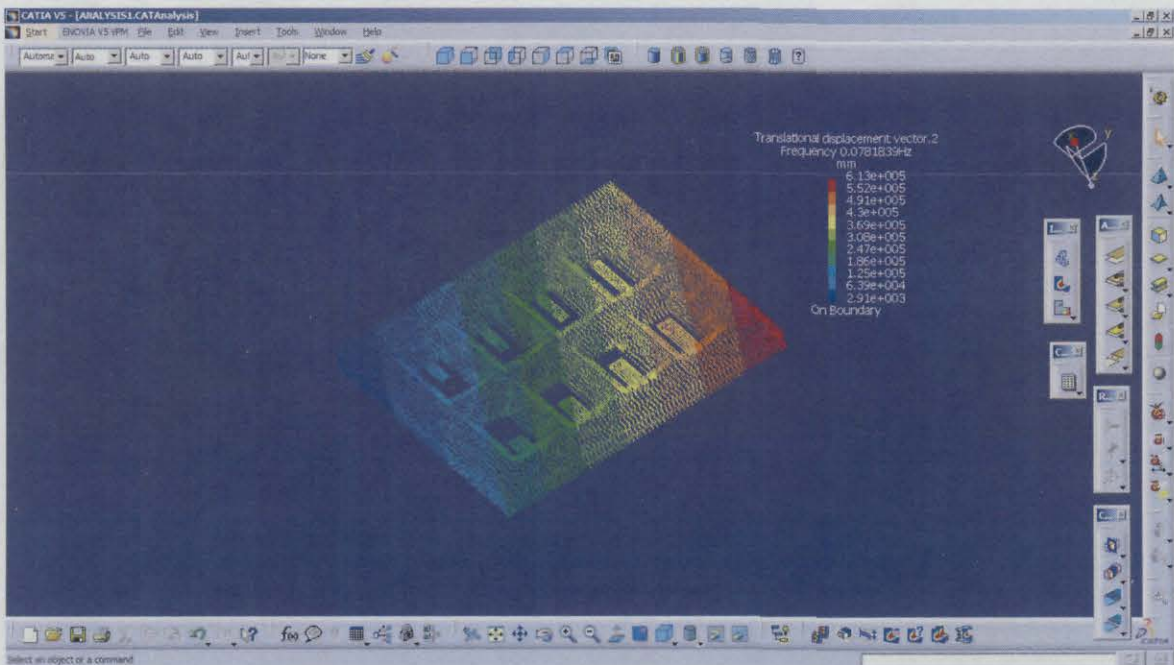


Figura 7.4, BioMEMS en diversos modos de vibración en la dirección transversal al plano de los trampolines.

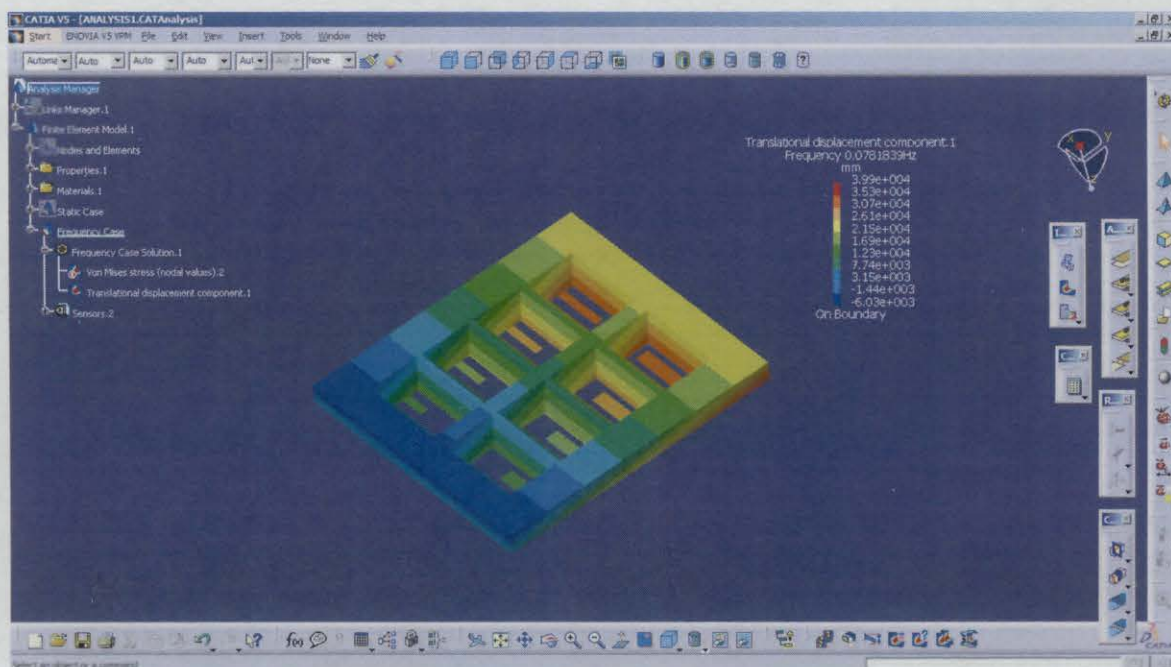


Figura 7.5, BioMEMS entra en resonancia en el quinto modo mostrando en promedio los componentes de los vectores.

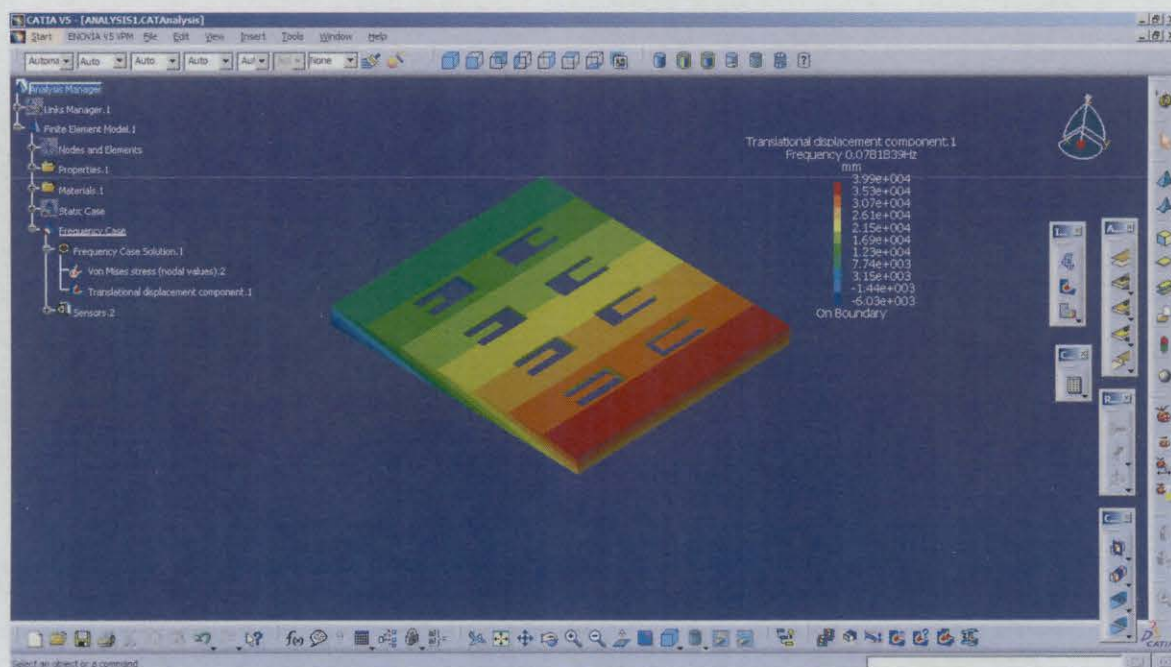


Figura 7.6, BioMEMS entra en resonancia con varios modos de vibración.

SolidWorks

202

SolidWorks es un programa CAD para modelado mecánico desarrollado en 1995 por una subsidiaria de Dassault Systèmes (Suresnes, Francia), para el sistema operativo Microsoft Windows. Es un modelador de sólidos paramétrico, compatible con diversos programas, y de manera especial con CATIA, que es con el programa interesa para realizar el contraste o comparación de los resultados.

Con el SolidWorks se modelaron los trampolines, la alberca y de la simulación se extrajo la información necesaria para la producción del BioMEMS.

Simulación con SolidWorks

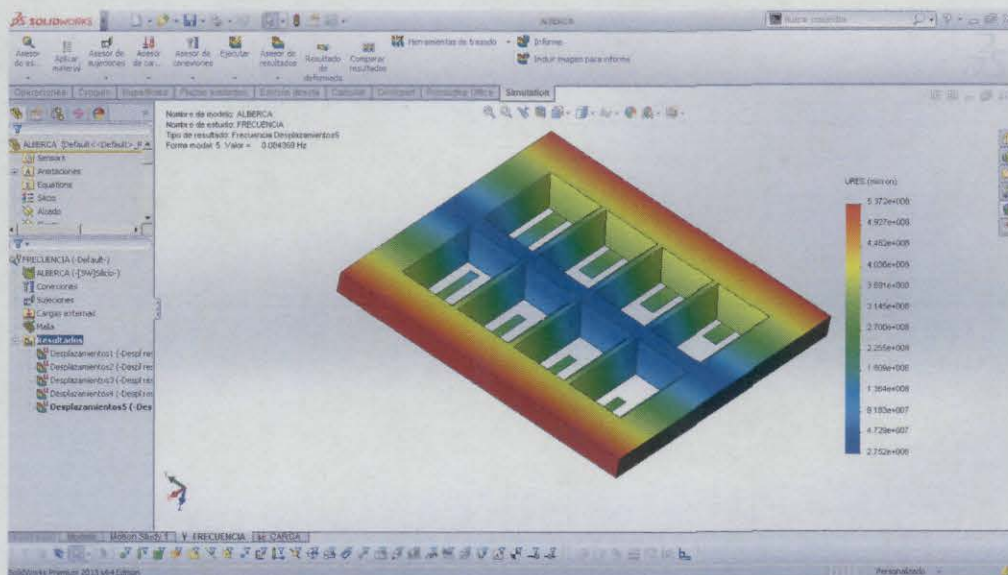


Figura 7.7, Estructura del BioMEMS en el simulador SolidWorks, vista anterior.

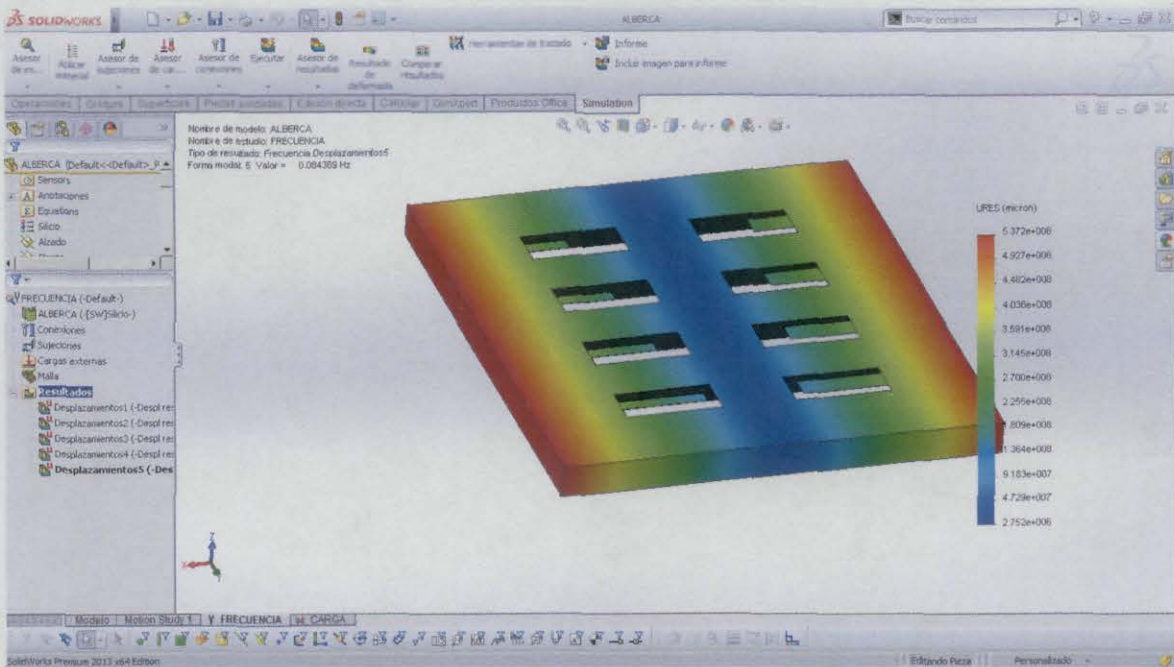


Figura 7.8, Vista posterior del BioMEMS, los trampolines en el plano xy.

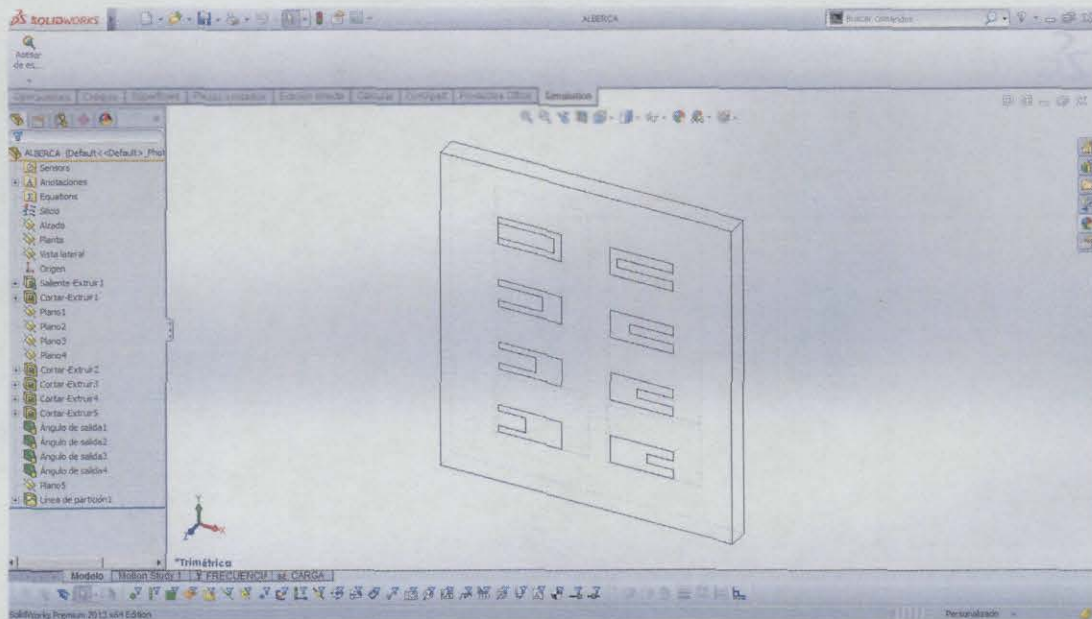


Figura 7.9, Estructura de la alberca con los trampolines, BioMEMS.

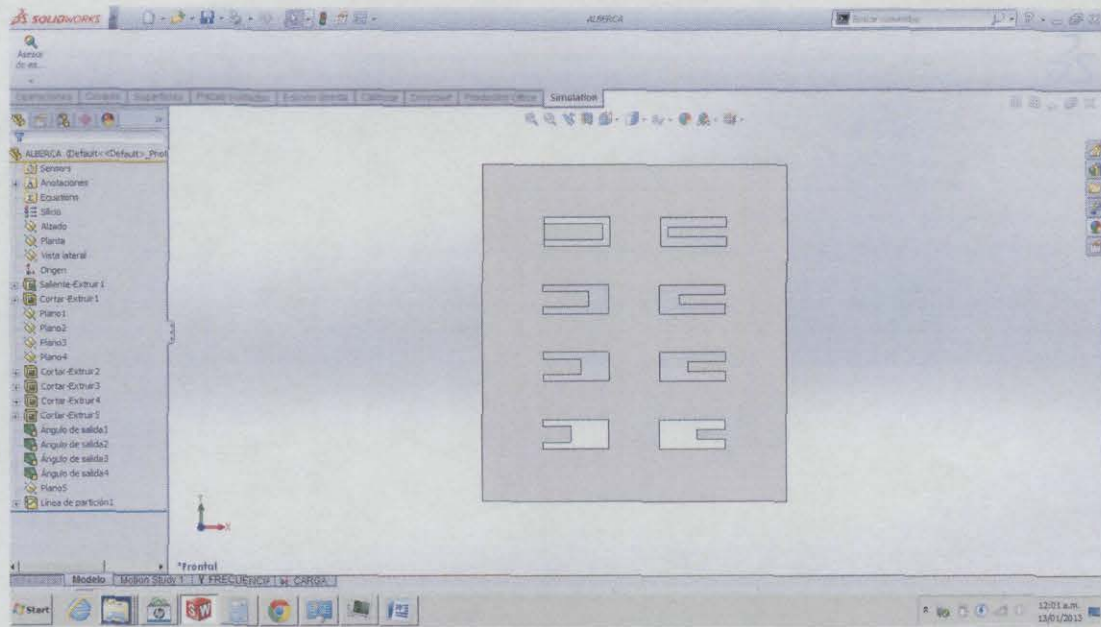


Figura 7.10, Vista bidimensional del BioMEMS.

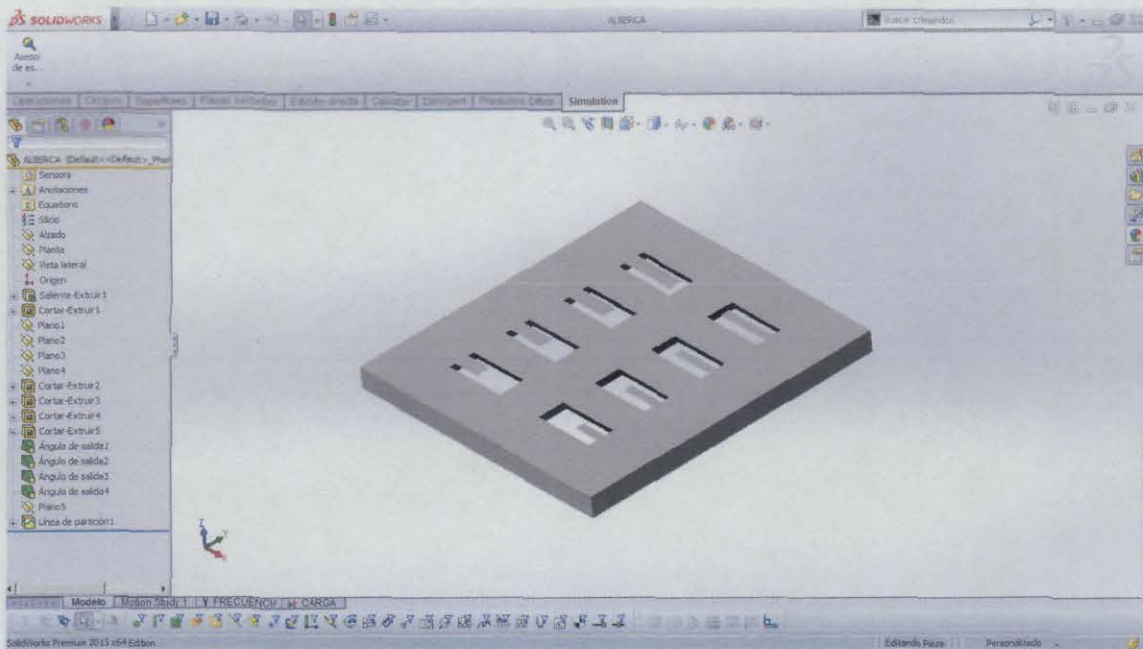


Figura 7.11, Vista superior de los cantilevers en el BioMEMS, con SolidWorks.

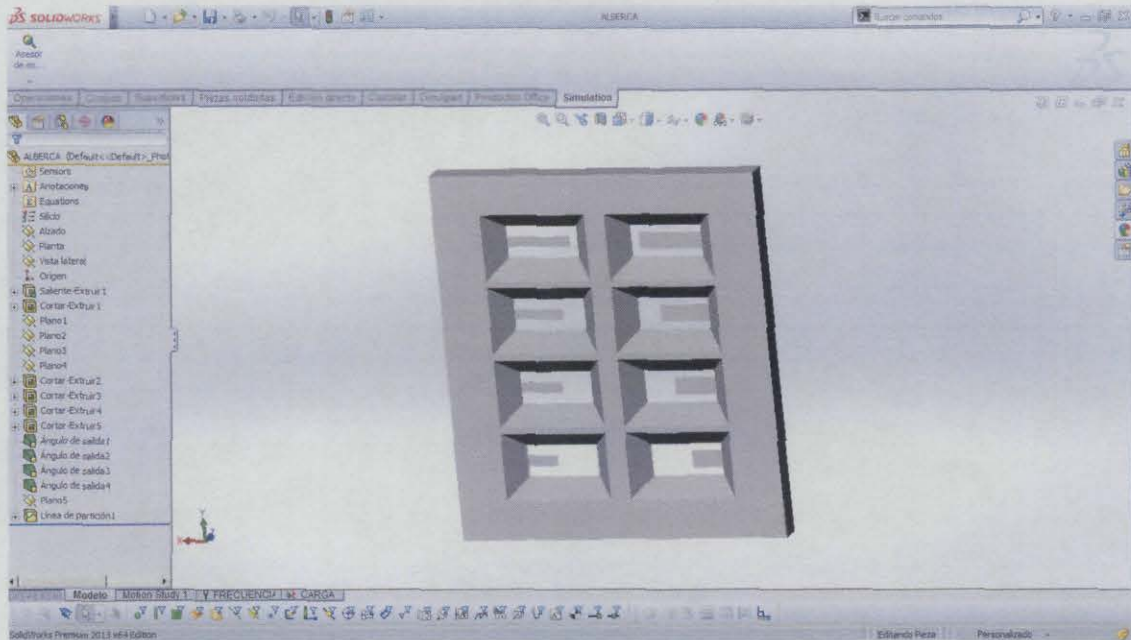


Figura 7.12, BioMEMS Vista inferior de los cantilevers en el BioMEMS, con SolidWorks.

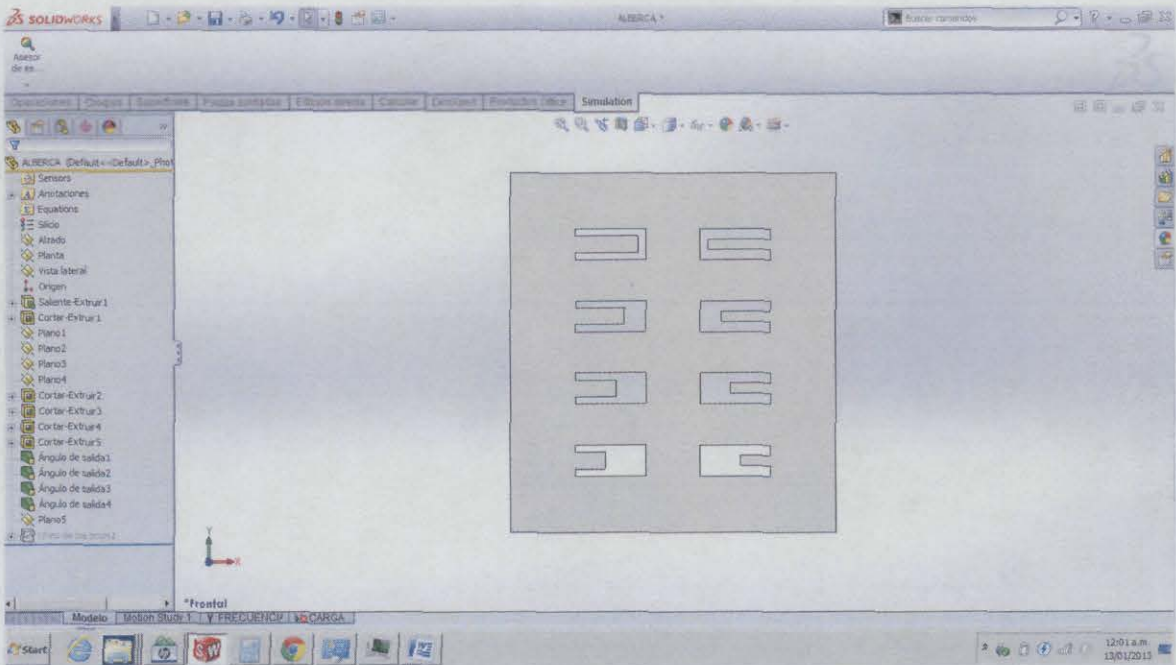


Figura 7.13, Trampolines en dos dimensiones.

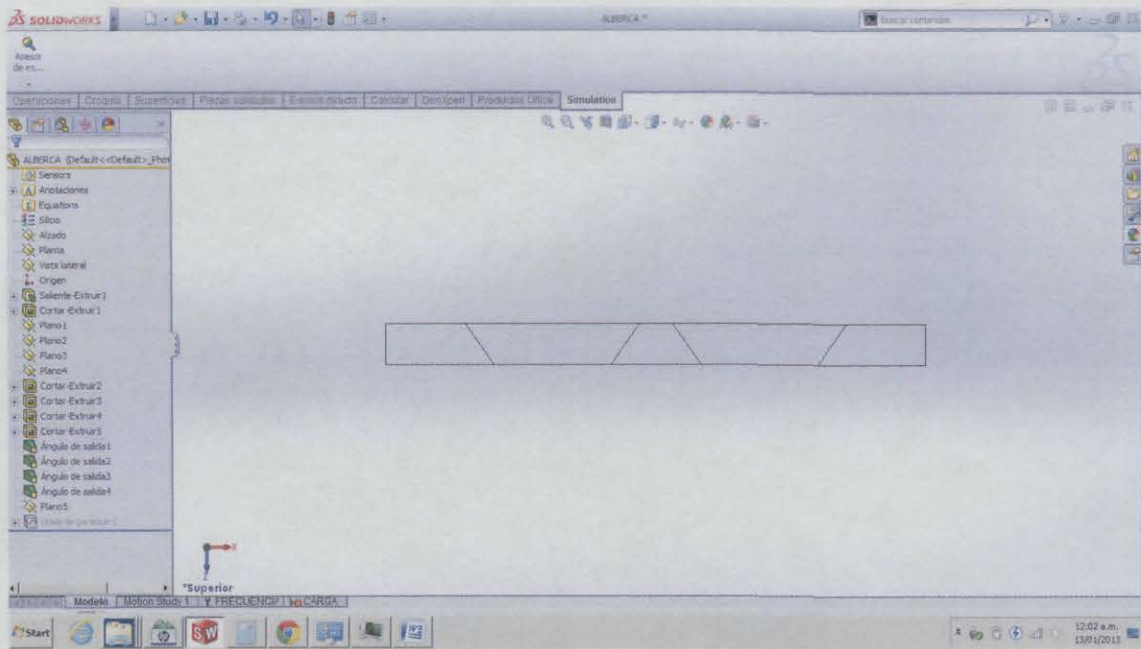


Figura 7.14, Vista lateral de la alberca del BioMEMS en SolidWorks.

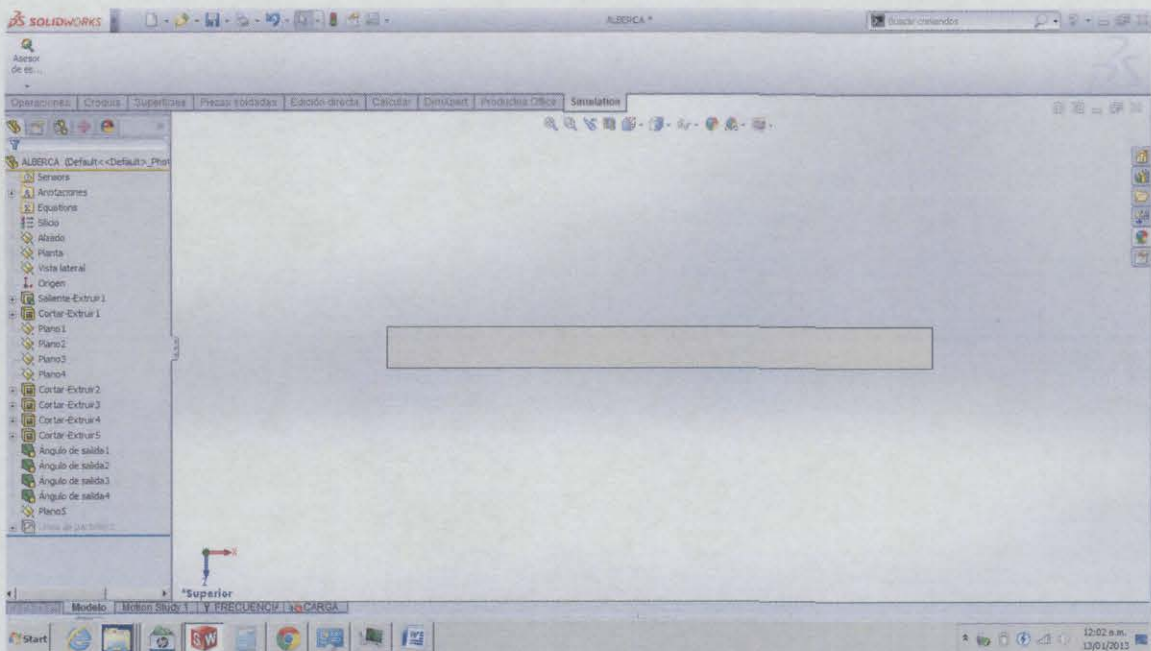


Figura 7.15, Vista lateral de la oblea de silicio para la iniciar la simulación BioMEMS.

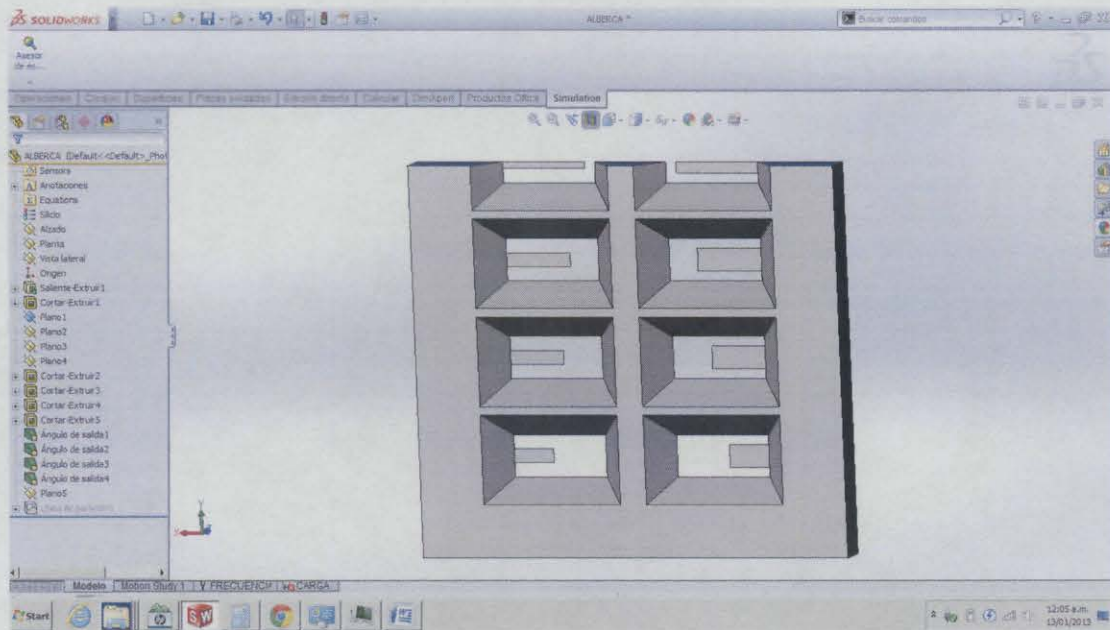


Figura 7.16, Aspecto de la alberca con los trampolines en el BioMEMS.

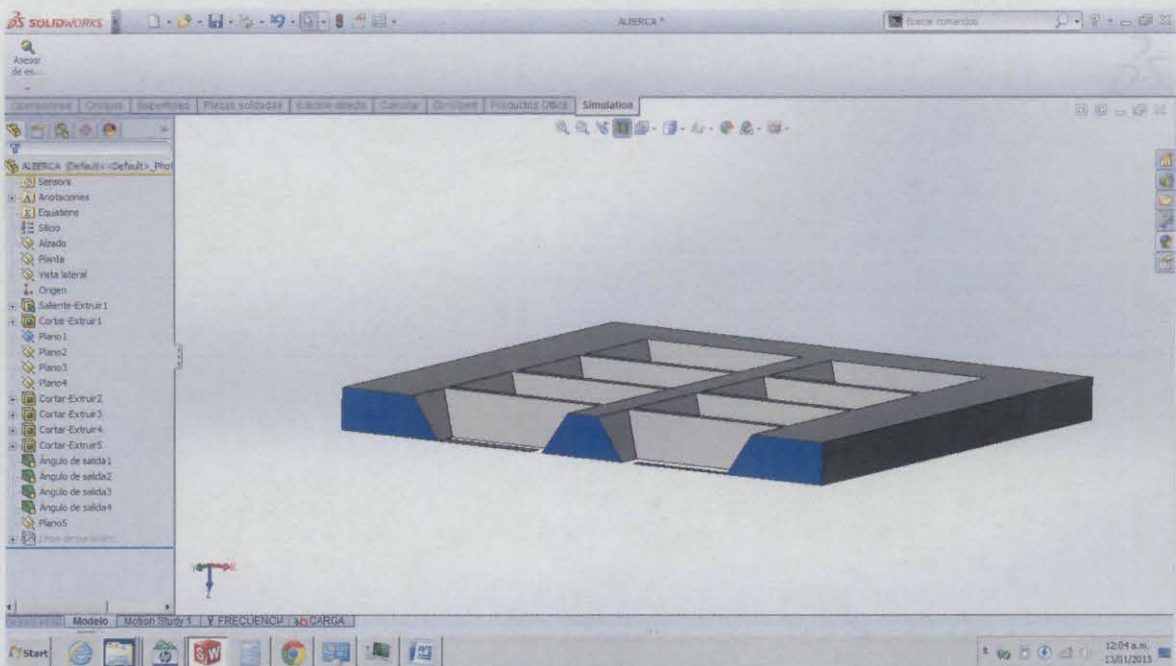


Figura 7.17, Vista lateral de la alberca con los trampolines en el BioMEMS.

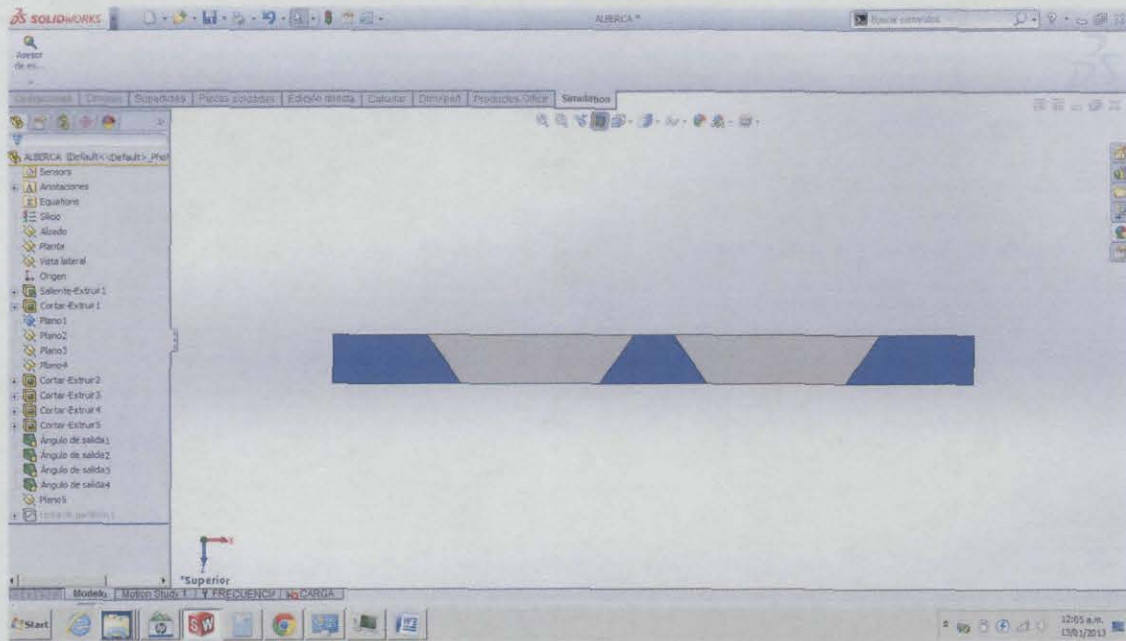


Figura 7.18, Vista transversal del grabado del BioMEMS, el ángulo del plano cristalino corresponde al silicio (100).

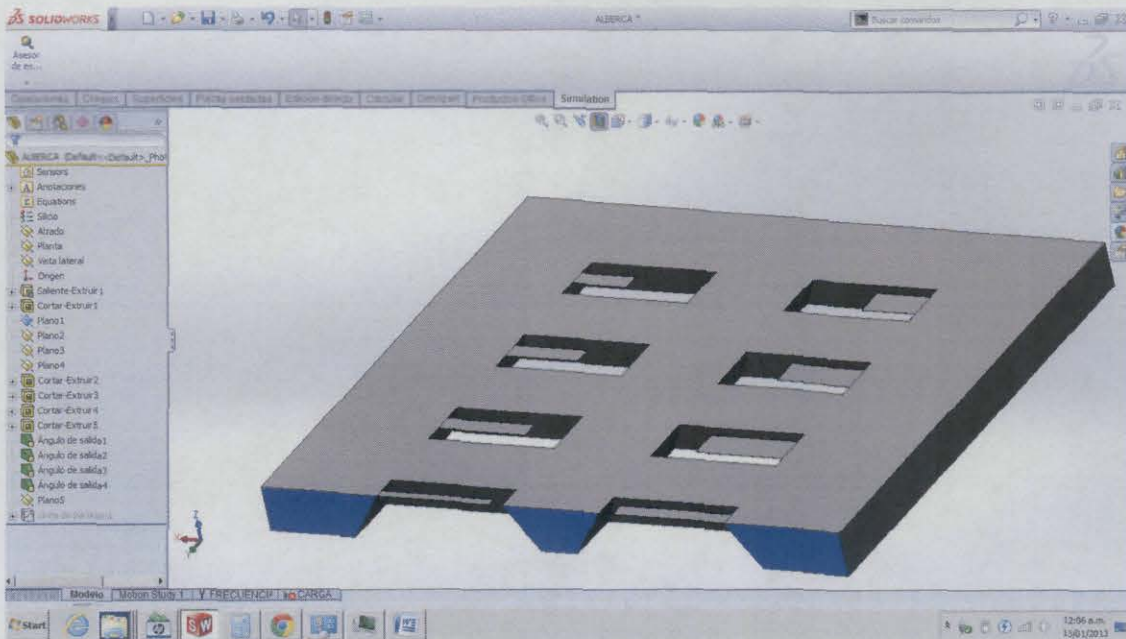


Figura 7.19, Vista superior del BioMEMS, con un ángulo de rotación.

Tabla VII.IA

Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 1 al 10), frecuencias (Hz) y estabilidad. Resonancia en el quinto modo.

Modo número	Frecuencia Hz	Estabilidad	SOLIDWORKS
1	0.00E+00	6.08E-15	0.00E+00
2	0.00E+00	9.47E-15	0.00E+00
3	0.00E+00	9.47E-15	0.00E+00
4	0.00E+00	1.40E-14	0.00E+00
5	7.82E-02	1.23E-14	8.44E-02
6	1.98E-01	1.41E-15	
7	3.92E+03	1.54E-12	
8	4.19E+03	2.05E-12	
9	9.20E+03	5.66E-12	
10	1.36E+04	6.16E-12	

Tabla VII.IB

Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 11 al 20), Frecuencia (Hz) y estabilidad.

Modo número	Frecuencia Hz	Estabilidad
11	1.55E+04	0.00E+00
12	5.28E+04	9.32E-11
13	8.01E+04	2.57E-09
14	8.48E+04	3.63E-07
15	8.90E+04	7.03E-07
16	1.00E+05	2.18E-09
17	1.17E+05	1.13E-07
18	1.43E+05	1.37E-09
19	1.54E+05	1.54E-08
20	1.55E+05	2.41E-09

Tabla VII.IC

Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 21 al 30), Frecuencia (Hz) y estabilidad.

Modo número	Frecuencia Hz	Estabilidad
21	2.13E+05	7.32E-06
22	2.24E+05	1.68E-09
23	2.30E+05	5.03E-08
24	2.46E+05	2.81E-07
25	2.59E+05	3.38E-09
26	2.74E+05	3.50E-07
27	2.90E+05	1.41E-09
28	2.95E+05	4.36E-09
29	3.30E+05	2.30E-05
30	3.47E+05	4.15E-05

Tabla VII.ID

Simulación con Solid Works, 10 modos de vibración (de 31 al 40), Frecuencia (Hz) y estabilidad.

Modo número	Frecuencia Hz	Estabilidad
31	3.65E+05	4.77E-06
32	3.68E+05	3.40E-08
33	3.76E+05	6.86E-08
34	3.88E+05	6.03E-08
35	4.12E+05	7.39E-08
36	4.18E+05	1.93E-07
37	4.22E+05	7.38E-05
38	4.71E+05	1.02E-06
39	4.94E+05	1.89E-05
40	5.04E+05	1.04E-05

COMSOL Multiphysics

211

Software de análisis con resolución por elementos finitos para varias aplicaciones físicas y de ingeniería, especialmente fenómenos acoplados, o multifísicos, cuenta con una interfaz a MATLAB y herramientas denominadas toolboxes que proporcionan una amplia variedad de posibilidades de programación, preprocesado y postprocesado. COMSOL Multiphysics, antes conocido como FEMLAB, se utilizó la plataforma Windows. Cuenta con interfaces de usuario convencionales basadas en físicas, COMSOL Multiphysics también permite entrar sistemas acoplados de ecuaciones en derivadas parciales (EDP). Las EDP se pueden ejecutar directamente o utilizar la forma débil en los análisis de elemento finito. Además de contener varios módulos de los cuales se emplearon los siguientes:

Módulo de transferencia de calor.

Consta de modos de aplicación para el análisis de transferencia de calor por conducción, convección y radiación. Útil para aplicaciones en refrigeración de electrónica e ingeniería de procesos.

Biblioteca de Materiales

212

Contiene una base de datos interna de propiedades de materiales con más de 2,500 materiales y 20,000 propiedades. La base de datos contiene dependencias con la temperatura de propiedades eléctricas, térmicas y estructurales de materiales sólidos.

La librería de materiales acepta archivos generados por la base de datos de propiedades de materiales MatWeb. Se trata de una base de datos con capacidades de búsqueda sobre más de 59,000 de datos de materiales, que incluyen información de propiedades sobre termoplásticos y polímeros termoestables, metales, y entre otros materiales.

Módulo MEMS

Representa procesos acoplados en dispositivos micro electro mecánicos (MEMS) y microfluídicos. Incorpora acoplamientos multifísicos específicos para aplicaciones tales como flujo electroosmótico, amortiguamiento pelicular, piezoelectricidad e interacción fluido-estructura.

Módulo de RF

213

Permite realizar un extenso post procesado como cálculo de parámetros S y análisis de campo lejano. Caracteriza campos electromagnéticos, corrientes y ondas para RF, microondas, óptica y otros dispositivos de alta frecuencia.

Módulo de mecánica estructural

Permite el análisis de deformación-tensión con capacidades multifísicas completas. Consta de modelos de materiales no lineales, y capacidades para grandes deformaciones y contactos; todo susceptible de ser acoplado libremente a otras físicas.

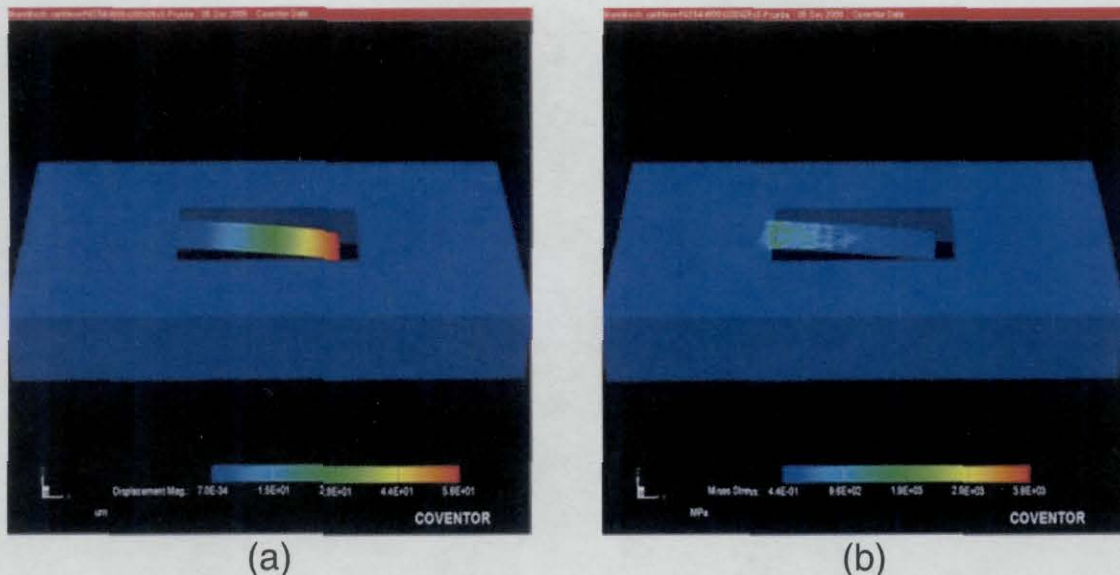


Figura 7.20, Simulación de esfuerzos en un cantiléver utilizando COMSOL, (a) la región roja está cometida a mayor tensión, (b) tensión de ruptura en el cantiléver.



Figura 7.21, Vista normal de la simulación de esfuerzos en un cantiléver utilizando COMSOL, (a) la región roja está sometida a mayor tensión, (b) dibujo del cantiléver en la alberca.

Cadence

Es un software para la automatización de diseño electrónico (EDA, Electronic Design Automation), desarrollado en 1988 para el diseño de producción de chips y circuitos impresos.

Cadence ofrece diversas tareas de diseño y verificación que incluye: una plataforma virtual con herramientas para el diseño completo de circuitos integrados, diagramas esquemáticos lógicos y electrónicos, modelización del comportamiento del circuito integrado completo de acuerdo a los estándares (Verilog-AMS), simulación de circuitos, diseño personalizado completo, verificación física, extracción

y compilación. Se utiliza para grabación analógica, de señales mixtas y RF, con la opción de llamar durante el diseño a la librería celdas estándar, así como también la memoria y diseños de arreglos de compuertas programables en campo, (FPGA, Field Programmable Gate Array).

Conclusiones

216

La aplicación de los simuladores mencionados en este capítulo es útil para ajustar todos los parámetros que deben tomarse en cuenta durante el proceso tecnológico de la fabricación de los BioMEMS. El ahorro en tiempo y dinero es significativo. Sin embargo, es necesario no depender de las empresas que los desarrollan sino generar nuestras propias herramientas de software.

Referencias Bibliográficas

1. Jess Chen, Michael Henrie, Monte F. Mar, Ph.D., Mladen Nizic, *et al.*, "Mixed-Signal Methodology Guide: Advanced Methodology for AMS IP and SOC Design", Verification and Implementation, Lulu, USA, 2011.
2. Bishnupriya Bhattacharya, John Decker, Gary Hall, Nick Heaton, Yaron Kashai, Neyaz Khan, Zeev Kirshenbaum, Efrat Shneydor, "Advanced Verification Topics", Cadence Design System, Inc., ISBN 978-1-105-11375-8 , USA, 2011.
3. Saito at Aizu, "Cadence TLM-Driven Design and Verification Methodology", Cadence Design System, Inc., 2011.

CAPÍTULO 8

Resultados y Conclusiones

Se fabricó el BioMEMS, con la tecnología disponible en México. El BioMEMS es un contenedor que se identifica como alberca y 8 surtidores que se denominan trampolines. Se realizó el micromaquinado de la “alberca” con los trampolines o cantilevers en silicio monocristalino. Después de realizar un estudio minucioso de las características de este material semiconductor. La fabricación empieza con la adquisición de la oblea de silicio con orientación cristalina (100) y de 400 μm de espesor. Se realiza una oxidación húmeda con vapor de agua desionizada, generando una película epitaxial de 10 μm de espesor a 950 °C. El proceso de oxidación térmica húmeda se llevó a cabo en un horno de oxidación durante 9 horas. Se realizó un grabado o micromaquinado húmedo. El depósito de aluminio se realizó en una evaporadora a alto vacío. Todo el proceso de construcción de esta fase del proyecto se realizó en el Laboratorio de Microelectrónica del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE).

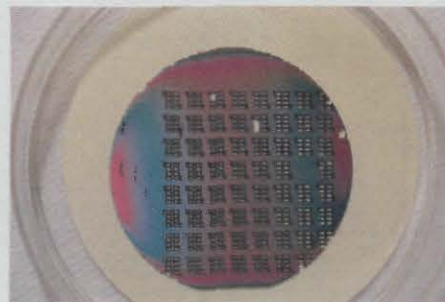
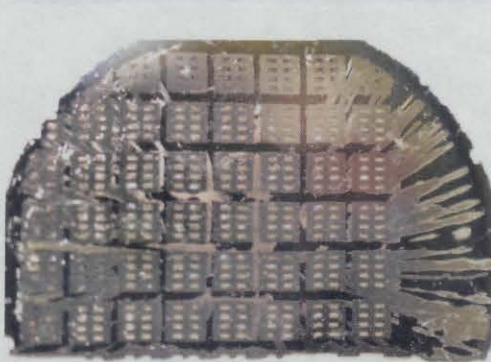
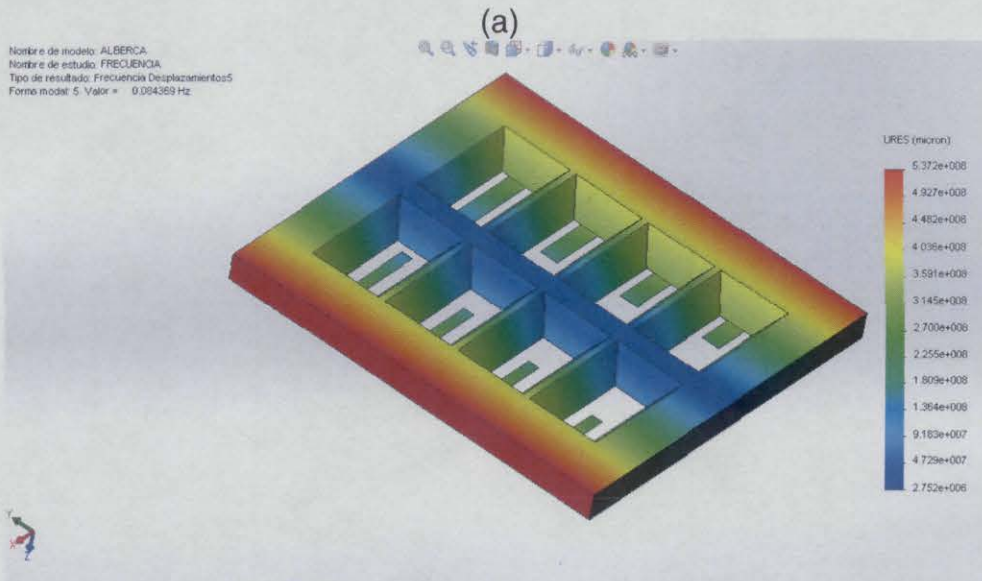
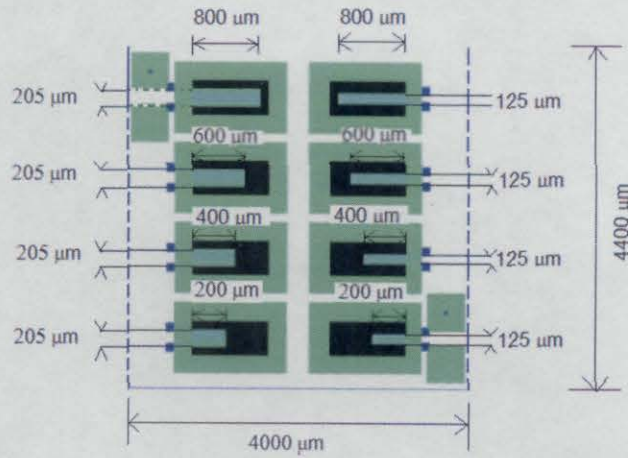


Figura 8.1, (a) Geometría y dimensiones del BioMEMS, (b) Simulación del BioMEMS con Solid Works, (c) Oblea de Si con la alberca y los trampolines, aluminizada y (d) Oblea de silicio monocristalino con 8x8 BioMEMS.

En la figura 8.1 se muestran las dimensiones y la estructura geométrica del BioMEMS, el resultado de una de las simulaciones frente a esfuerzos mecánicos y su respuesta ante en frecuencias. En esta figura se muestra un fragmento de oblea de silicio ya procesada con los BioMEMS y aluminizada, también se muestre la oblea completa que contiene varios BioMEMS.

Las siguientes figuras de la 8.2 a la 8.4 se muestran las obleas procesadas.

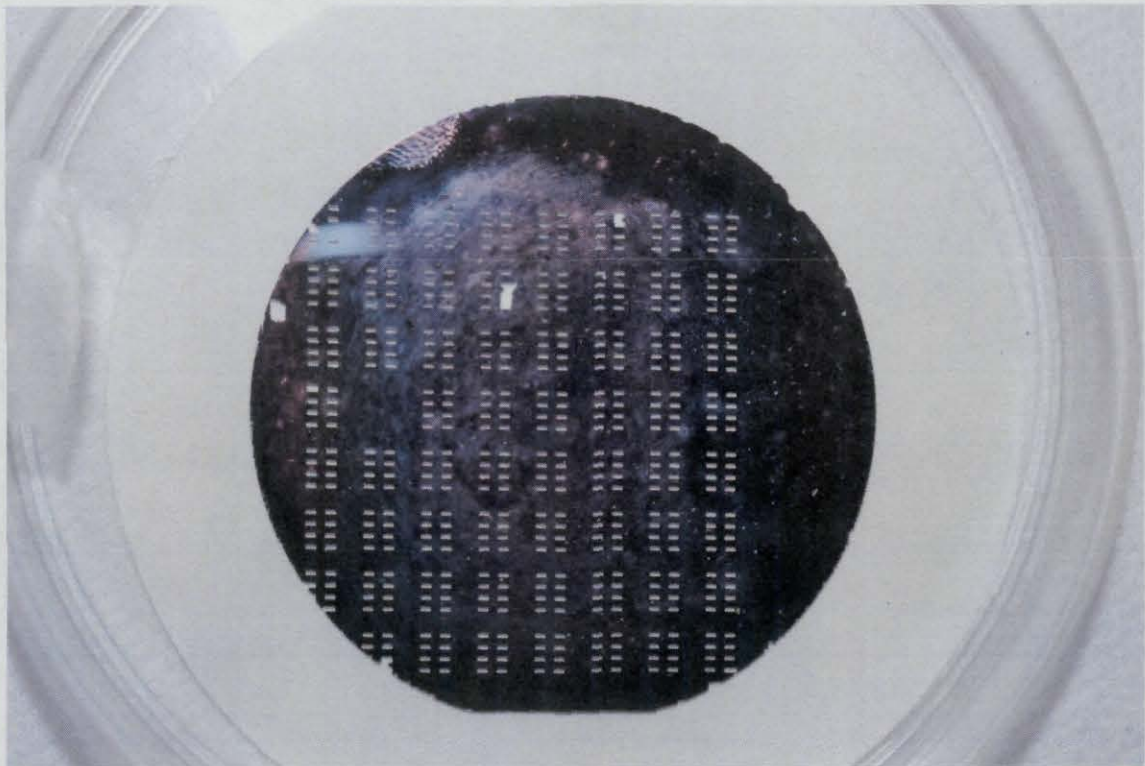


Figura 8.2, Oblea de silicio con BioMEMS, vista superior.

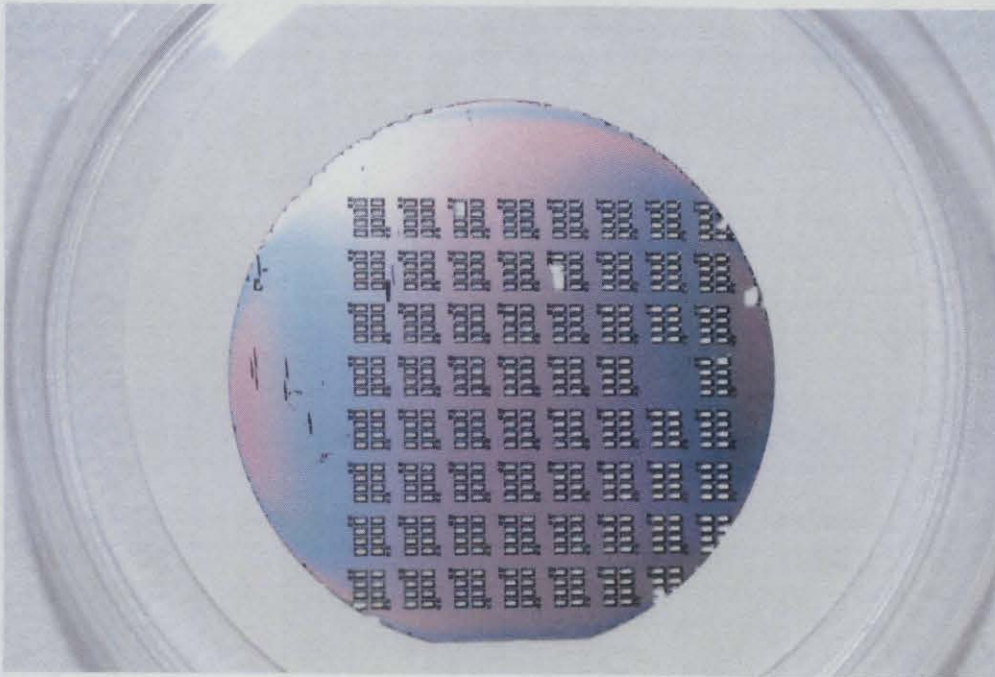


Figura 8.3, Vista anterior de la oblea de silicio con BioMEMS.

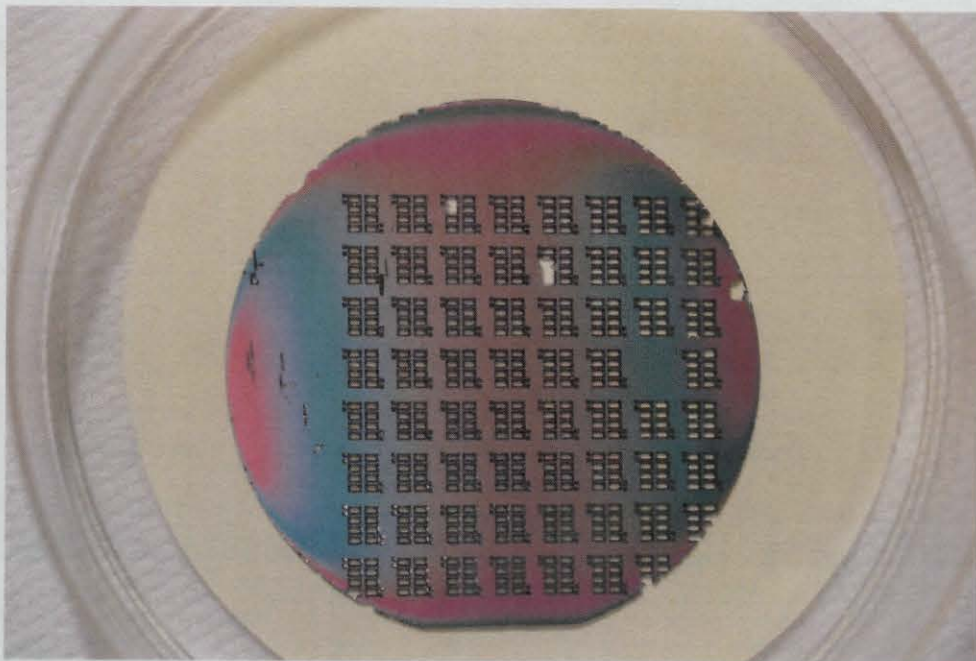


Figura 8.4, Oblea de silicio con cantilevers reaccionando a la exposición de la luz BioMEMS.

Los cantilevers tienen diferentes dimensiones, el mismo espesor, pero diferente longitud y ancho, por lo tanto reaccionan con diversas cantidades de material depositado en ellos. La configuración de los microcanales se elige dependiendo de la densidad del material a analizar y del reactivo a dosificar. Las figuras 8.5 a la 8.8 son una representación artística del funcionamiento del BioMEMS.



Figura 8.5, Cantilevers reaccionando ante un esfuerzo mecánico, térmico, resistivo u óptico.

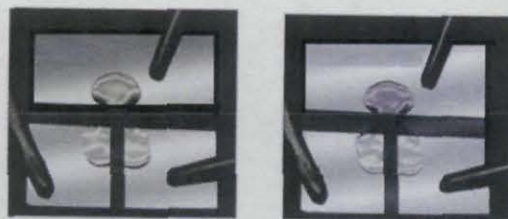


Figura 8.6, Dibujo de la alberca con tintas diluidas con alcohol para simular la reacción del reactivo en acción.

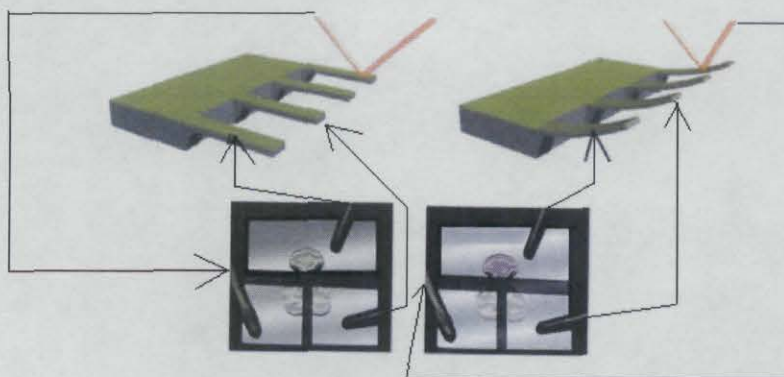


Figura 8.7, BioMEMS en operación con muestras interactuando con los reactivos contenidos en la alberca.

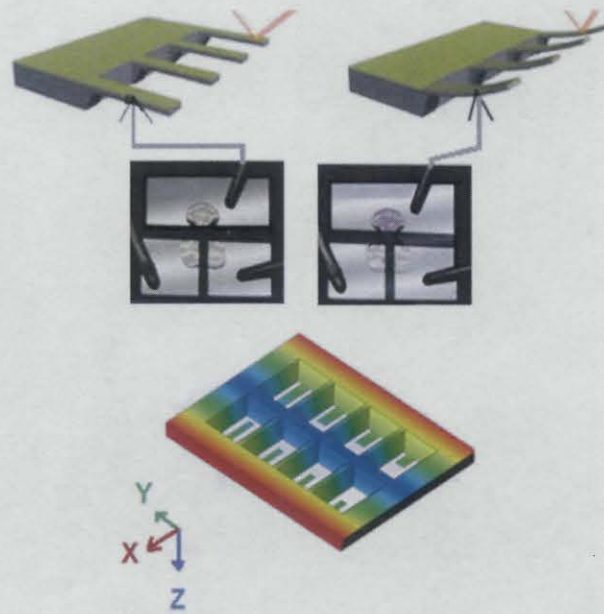


Figura 8.8, Esquema del funcionamiento del BioMEMS.

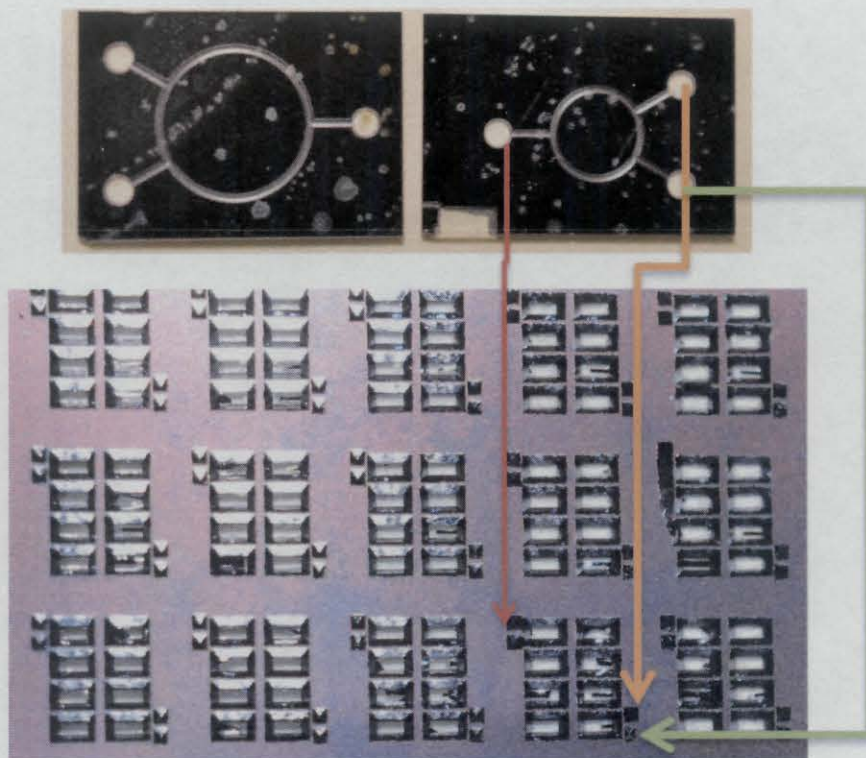


Figura 8.9, Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.

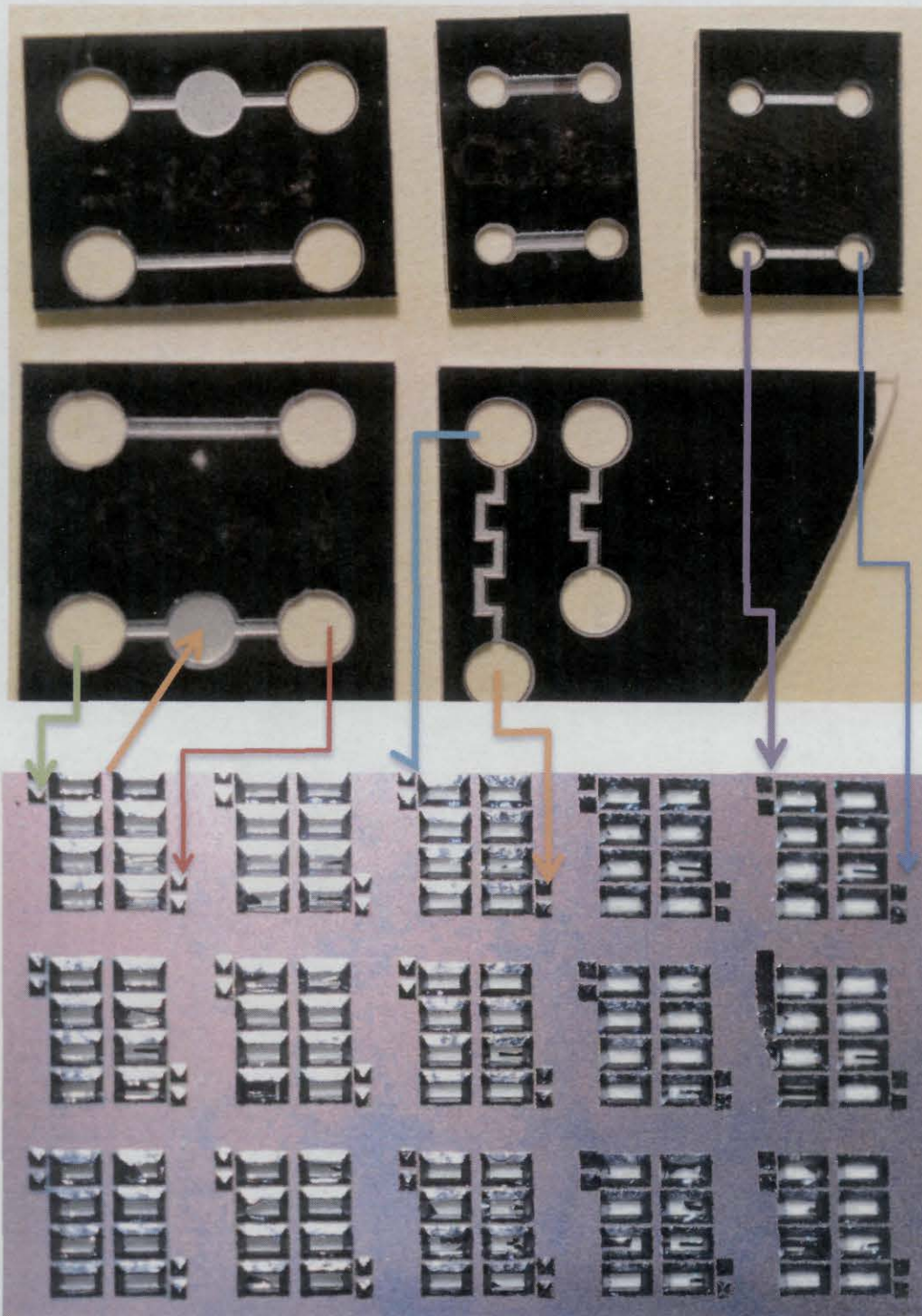


Figura 8.10, Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.

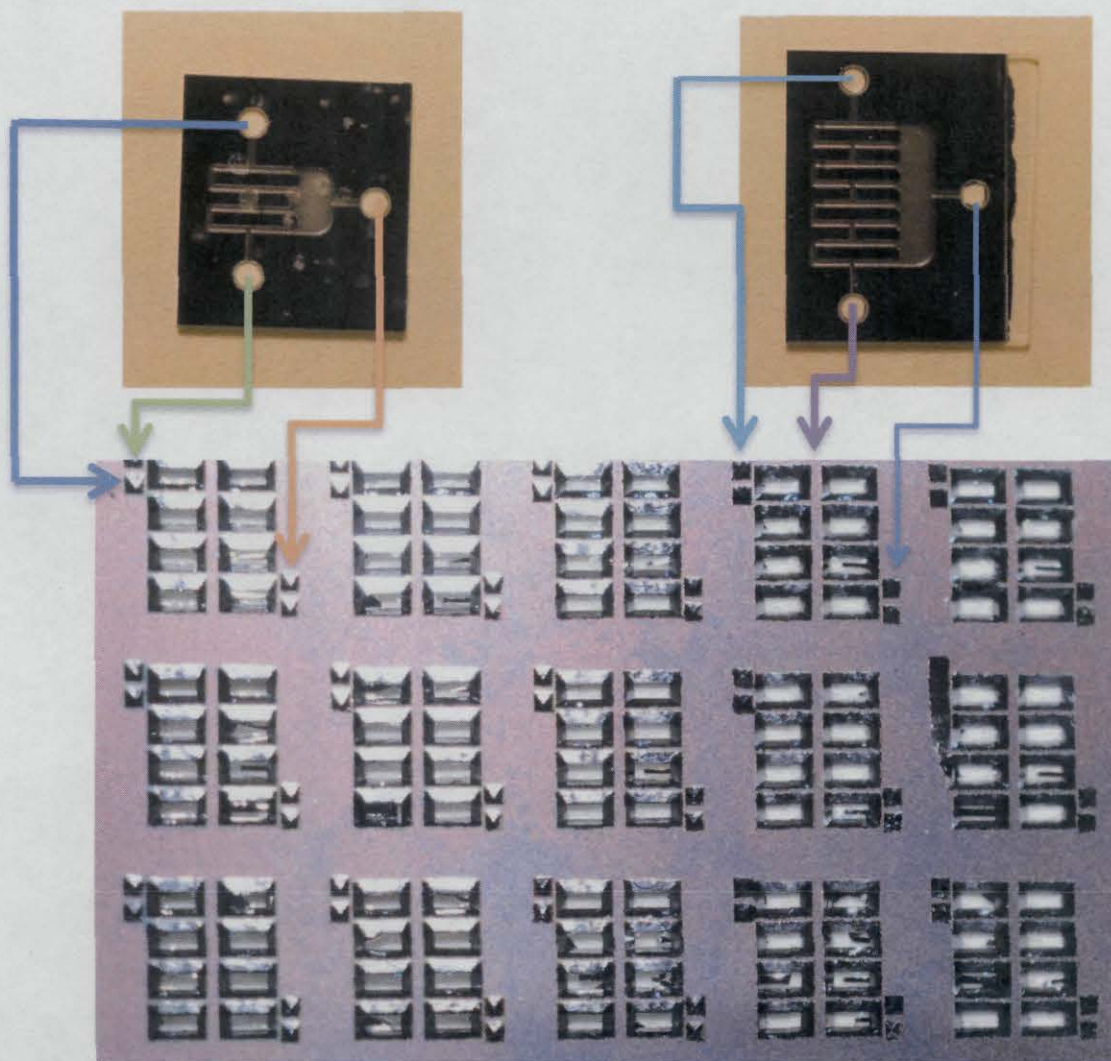
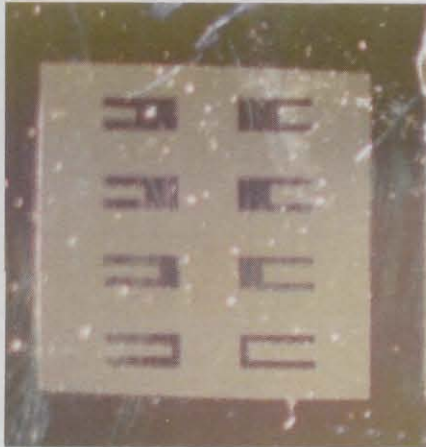


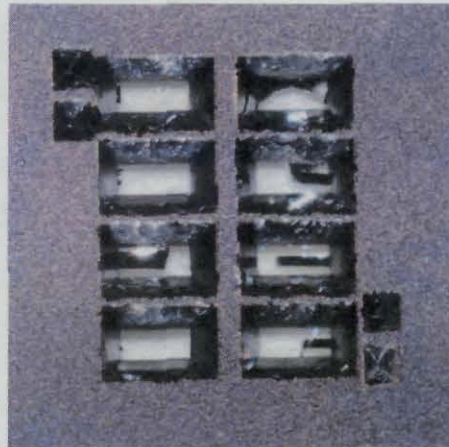
Figura 8.11, Microcanales surtidores de reactivos a las albercas y trampolines.

En las figuras 8.9 a la 8.11 se muestran varios microcanales que se utilizarán dependiendo de la viscosidad del fluido que se transportará en estos. Los microcanales se fabricaron en el Centro Nacional de Microelectrónica campus Barcelona, España, CNM-Barcelona.

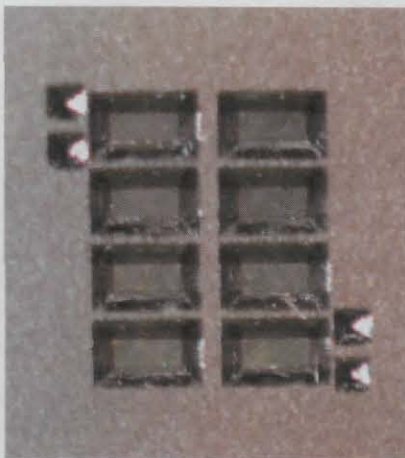
La alberca y los trampolines se fabricaron en el Laboratorio de Microelectrónica del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, INAOE.



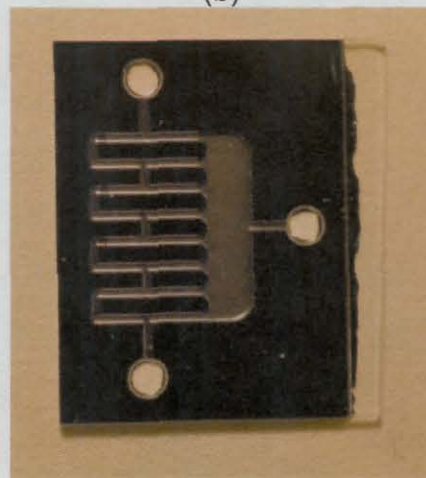
(a)



(b)



(c)

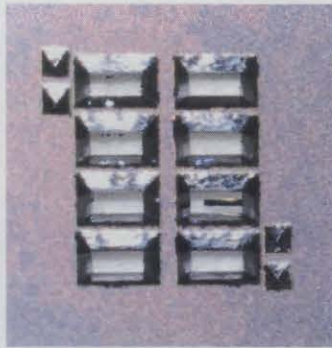


(d)

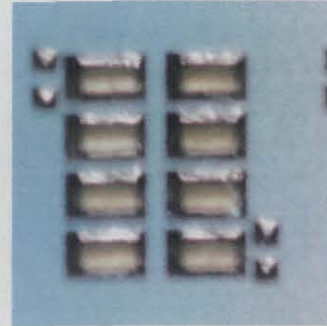
Figura 8.12, (a) Vista superior de 8 trampolines y albercas, (b) vista anterior de la alberca con trampolines, (c) alberca sellada, (d) microcanales de silicio sellada con vidrio porta objetos.

En las figuras 8.12 a 8.14 se muestra un solo BioMEMS con microcanales para transportar los fluidos de análisis y dosificación del medicamento. La dimensión de un BioMEMS que incluye los

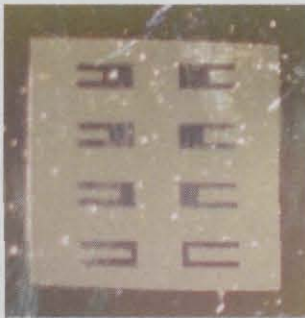
microcanales tiene una superficie de $5 \times 5 \text{ mm}^2$. El espesor 2mm incluyendo el vidrio portaobjetos. 226



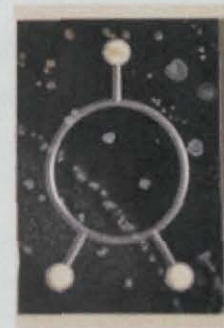
(a)



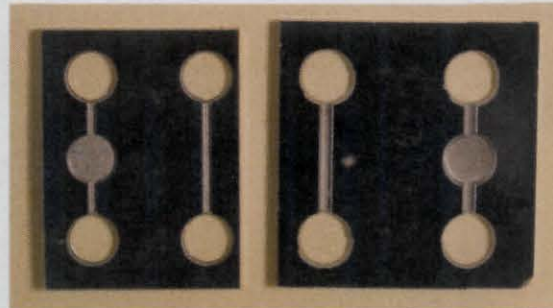
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 8.13, (a) vista posterior de alberca con un solo trampolín, (b) trampolines sellados, (c) BioMEMS, (d) microcanal circular, (e) microcanales en línea recta.

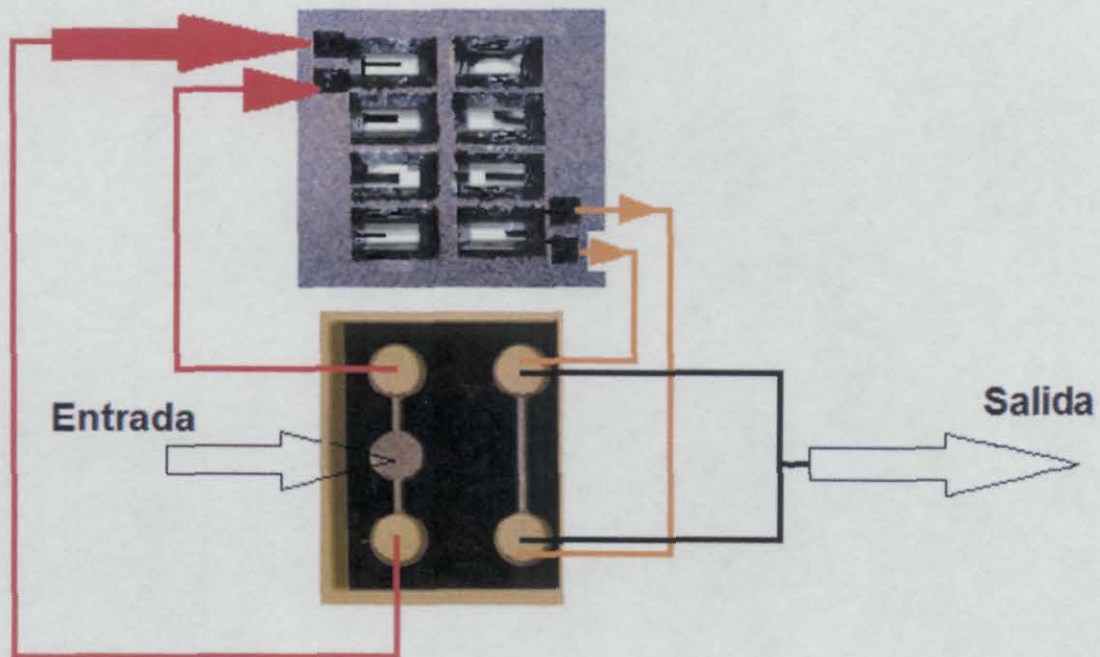


Figura 8.14, Funcionamiento de BioMEMS, entrada de la muestra, que fluye por los microcanales para llegar a la alberca en donde reacciona y salida del medicamento a demanda del usuario.

El diseño de y configuración de este BioMEMS, se tiene la posibilidad de configurar este para analizar simultáneamente 2^4 estados diferentes en la entrada y obtener 16 valores a la salida. Esto es cada trampolín tendrá dos estados, alto y bajo que se asocia a un parámetro de la variable de interés, sensible a la corriente eléctrica, voltaje, temperatura, luz, esfuerzo mecánico, interacción magnética. Que se discutió en el capítulo 6, ver figura 6.11.

En la configuración de contactos esquematizados en la figura 8.15 proporcionará la respuesta a la acción piezorresistiva del

BioMEMS, para otras propiedades se adaptan y reconfiguran los contactos. El encapsulado será adaptado a la aplicación específica del BioMEMS.

Este trabajo abre un gran espectro de aplicaciones en diversos campos de la biología y la medicina.

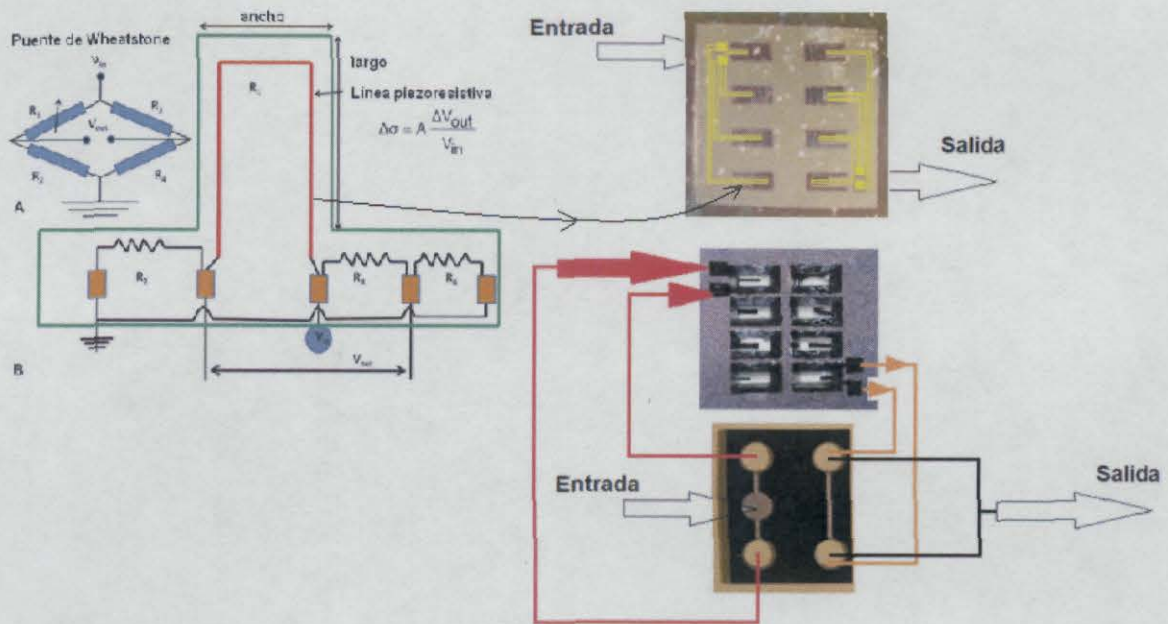


Figura 8.15, Esquemático del BioMEMS, con los contactos de aluminio conectados al puente de Wheatstone en cada trampolín, entrada de la muestra, que fluye por los microcanales para llegar a la alberca en donde reacciona a la salida.

GLOSARIO

A

Agua desionizada, Agua son iones necesaria para el proceso de limpieza de las obleas de silicio durante la micro fabricación, con una resistividad de 18 a 21MΩ-cm.

Anodizado, proceso electrolítico de *pasivación* utilizado para incrementar el espesor de la capa natural de óxido en la superficie de piezas metálicas. Esta técnica suele emplearse sobre el aluminio para generar una capa de protección artificial mediante el óxido protector del *aluminio*, conocido como *alúmina*. La capa se consigue por medio de procedimientos electroquímicos, y proporciona una mayor resistencia y durabilidad del aluminio. La protección dependerá en gran medida del espesor de esta capa (en micras). El nombre del proceso deriva del hecho que la pieza a tratar con este material hace de *ánodo* en el *circuito eléctrico* de este proceso *electrolítico*.

APCVD, Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition, depósito químico en fase de vapor a presión atmosférica.

B

Baño electrolítico, en El principio básico de los procesos de recubrimientos electrolíticos consiste en la conversión del metal del ánodo en iones metálicos que se distribuyen en la solución. Estos iones se depositan en el cátodo (pieza que será recubierta) formando una capa metálica en su superficie. Existen en galvanotecnia procesos en los cuales el metal se deposita sin fuente externa de corriente eléctrica. En ambos procesos de recubrimientos la capa depositada forma cristales metálicos. En función del tipo de estructura cristalina se derivan las diferentes propiedades del recubrimiento y así los campos

de aplicación más adecuados. El recubrimiento electrolítico de las piezas se produce casi exclusivamente por inmersión en un baño. Para ello se introducen las piezas en las cubas donde se encuentra el electrolito, se les aplica la corriente como cátodo, se recubren y se secan. Al extraer las piezas del baño arrastran una cantidad del electrolito sobre la superficie de las piezas. Esa película superficial arrastrada se elimina en un proceso de lavado posterior para que no interfiera en las siguientes operaciones o presente las condiciones de acabado exigidas.

BioMEMS, Biochemical Micro Electro Mechanics Systems, Sistemas Micro Electro Mecánico Bioquímico para aplicaciones médicas y biológicas.

C

CAD, diseño asistido por computadora.

Cantilever, en ingeniería, el término ménsula refiere a un tipo de *viga* denominado más comúnmente **voladizo** (en inglés **cantilever**) que se caracteriza por estar apoyada en sólo uno de sus extremos mediante un *empotramiento*. Debido a la necesidad de dicho empotramiento, los voladizos suelen ser prolongaciones de vigas continuas de varios apoyos, y su longitud ideal oscila entre $1/4$ y $1/5$ de la longitud de los vanos intermedios, pues de esta manera se consigue equilibrar el peso en los pilares externos. Las vigas en voladizo también se usan con frecuencia en la construcción de puentes, especialmente hasta la aparición de la técnica del *puente colgante*.

CATIA, Computer-Aided Three Dimensional Interactive Application, Computación Asistida Inter Activa Tridimensional.

COMSOL, Software de análisis con resolución por elementos finitos para varias aplicaciones físicas y de ingeniería, especialmente fenómenos acoplados, o multifísicos, cuenta con una interfaz a MATLAB

CVD, Chemical Vapor Deposition, depósito químico en fase de vapor.

231

E

EDP, Ecuaciones en Derivadas Parciales.

Epitaxial, Película muy delgada depositada sobre la superficie de la oblea.

F

Factor Q, se define como la frecuencia de resonancia (f_0) dividida por el ancho de banda (f_2-f_1).

Fotorresina, Polímero sensible a la luz ultravioleta UV, que se deposita sobre la oblea para grabar las áreas en las que se realizarán las difusiones atómicas, los contactos metálicos o las regiones de micrograbado.

H

Hibridación, la hibridación *in situ* es una técnica utilizada para determinar la presencia de una secuencia de ADN o ARN o estudiar la expresión de una proteína en una célula. Consiste en marcar una sonda que va a detectar nuestra molécula de interés con una sustancia trazadora ya sea radiactiva o fluorescente. La sonda es incubada con la célula para luego ser detectada y visualizada en un microscopio. De esta manera podemos ver el sitio en particular de la célula donde se localiza esta secuencia o se expresa esa proteína de interés. Esta es una técnica realmente útil para mapear genes en los cromosomas y para estudiar la expresión de los mismos.

Hibridación genómica comparada o CGH, (de sus siglas en inglés *Comparative Genomic Hybridization*) es un método de análisis citogenético derivado del *FISH* convencional, utilizado principalmente

para determinar las reorganizaciones cromosómicas de las células tumorales y predecir la severidad del *cáncer*. Actualmente se está usando en biotecnología animal para estudiar la [variación en el número de copias] (CNV) de humanos y animales. Esta técnica detecta la pérdida o duplicación de regiones genómicas, pero es ineficaz para detectar translocaciones o inversiones. Además, si hay mosaicismo en el sujeto estudiado, la detección se puede ver contaminada.

HTS, High Throughput Screening, también referido como *diagnóstico de alto rendimiento*. Concebido para un gran número de aplicaciones, por ejemplo, high-throughput screening (HTS), análisis generales que exijan una placa base, cultivo de células y tejidos, diluciones en serie, transferencias de reactivos, conservación de muestras a temperaturas de hasta -80 °C. Las placas de exámenes a fondo, *deep well*, se han fabricado en formato SBS, Save British Science, y puede apilarse para ahorrar espacio.

Hueco, cuasi partícula con la misma carga del electrón en magnitud, (1.6×10^{-19} Coulomb) pero con carga positiva, presente en la banda de valencia de un material semiconductor.

L

LIGA, utilizado para hacer el espectrómetro de masa próxima generación, con antecedentes en el Lawrence Livermore National Laboratories (LLNL).

LPCVD, Low Pressure Chemical Vapor Deposition, depósito químico en fase de vapor a baja presión.

M

Mascarilla, Placa de vidrio con emulsión fotográfica de alto contraste. Contiene los arreglos de patrones (layout) usados en el proceso fotolitográfico. Cada patrón consiste de áreas opacas o claras que impiden o permiten el paso la luz en las regiones predeterminadas en el proceso de la microfabricación. Las mascarillas se alinean con

patrones existentes en las obleas de silicio (marca de referencia de la oblea) y se usan para exponer la fotorresina antes del grabado con óxido de silicio o metal.

MBE, Molecular Beam Epitaxy, crecimiento epitaxial por haz molecular.

MEMS, Micro-Electro-Mechanical Systems, Sistemas Micro Electro Mecánicos.

Microfabricación, Técnicas utilizada para la fabricación de microcircuitos o sistemas micro electro mecánicos a escala micrométrica.

MOCVD, Organo-Metallic Chemical Vapor Deposition, depósito químico en fase de vapor de metales orgánicos.

MOEMS, Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems, *Sistemas Micro Opto Electro Mecánicos*, es una clase especial de MEMS, que se fusionó con micro-óptica que implica la detección o la manipulación de señales ópticas en una escala de tamaño muy pequeño. La utilización de los sistemas mecánicos, ópticos y eléctricos. MOEMS incluye una amplia variedad de dispositivos, incluyendo *interrupción óptica*, *óptica de conexión cruzada*, sintonizable *VCSEL*, *micro-bolómetros* entre otros. Estos dispositivos normalmente son fabricados utilizando micro-óptica y las tecnologías estándar de micro-mecanizado utilizando materiales como silicio, dióxido de silicio, nitruro de silicio y arseniuro de galio, entre otros semiconductores.

Módulo de Young, el *módulo de Young* o *módulo de elasticidad longitudinal* es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un *material elástico*, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Este comportamiento fue observado y estudiado por el científico inglés Thomas Young. Para un material *elástico lineal* e *isótropo*, el módulo de Young tiene el mismo valor para una *tracción* que para una *compresión*, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado *límite elástico*, y es siempre mayor que cero: si se jala o tracciona una barra, aumenta de

longitud. Tanto el módulo de Young como el límite elástico son distintos para los diversos materiales. El módulo de elasticidad es una *constante elástica* que, al igual que el límite elástico, puede encontrarse empíricamente mediante ensayo de tracción del material. Además de este módulo de elasticidad longitudinal, puede definirse el *módulo de elasticidad transversal* de un material.

MOS, Metal Óxido Semiconductor.

N

NEMS, Nano-Electro-Mechanical Systems, Sistemas Nano Electro Mecánicos.

P

PVD, Physical vapor deposition, depósito físico de vapor, como: evaporación térmica, sputtering, rocío, evaporación y pulverización catódica comparada, MBE, pulverización con LASER, plateado iónico, haz iónico.

S

Semiconductor, Material que se comporta como un pésimo conductor o excelente aislante. Con dos portadores de carga responsables de la conducción eléctrica, que son las cargas negativas o electrones (e^-) y las cargas positivas, llamadas huecos (e^+). Son sensibles a cambio térmicos, concentración de impurezas y a la radiación electromagnética, esto es luz. Existen semiconductores simples como el Silicio y el Germanio. Los semiconductores binarios son la combinación de elementos de la tabla periódica II-V y III-VI. También hay semiconductores ternarios, cuaternarios, tierras raras, inclusive semiconductores orgánicos.

Silicio (Si), Elemento químico del grupo IVA de la tabla periódica, por tener 4 electrones de valencia. Es el material semiconductor que se

utiliza como base fundamental para 90% en la fabricación de dispositivos semiconductores, microcircuitos, celdas fotovoltaicas, MEMS, BioMEMS.

SOI, Silicon-on-insulator, silicio sobre aislante.

Sustrato, Base en la que se fabrican los circuitos integrados, BioMEMS y varios dispositivos semiconductores, también llamadas obleas.

T

Tecnología planar, Todos los dispositivos electrónicos se desarrollan y fabrican en la superficie del sustrato, en un plano.

Transductor, Dispositivo electrónico que tiene la capacidad de traducir o transformar una señal registrada por un sensor y convertirla una señal eléctrica, esto es, en voltaje, resistencia o corriente.

Transistor, Dispositivo electrónico que amplifica una señal, puede usarse como interruptor y seguidor.

Transistor bipolar, Está constituido de tres regiones denominadas: emisor, base y colector.

Transistor MOS, Está constituido de tres regiones denominadas: drenaje, compuerta y fuente, ver MOS.

Z

Zona Flotante (FZ), Técnica para hacer crecimiento de cristales semiconductores, en la que el cristal no está contenido en ningún recipiente. Por lo que a diferencia del método de Czochralski se genera menor contaminación por oxígeno.