

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DIVISIÓN DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

"DISEÑO DE UN MICROVIBRADOR PARA BIOAPLICACIONES"

T E S I S

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO

PRESENTA:

LAURA PRIMAVERA GARCÍA MARTÍNEZ

DIRECTOR DE TESIS:
M en I. EDUARDO RAMÍREZ SÁNCHEZ



CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO DF, 2007

En primer lugar a mi mamá que ha estado conmigo toda mi vida apoyándome y queriéndome MUCHO. Gracias mami. Te Quiero.

A Jorge quien siempre me ha apoyado y ha confiado en mi, por el amor tan bonito que me ha brindado a lo largo de este año juntos. Te Amo Nene.

A Bibis, mi tío Paco y toda la familia García porque a veces sin decirlo con palabras me han expresado su gusto por haber cumplido mi meta y... aunque también me ayudaron para que me apurara... Abue† esto también es para ti porque tú fuiste mi guía, mi apoyo y mi compañía, se que estarías muy orgulloso de tu ingeniera.

A mis amigos de la facultad: Jose Luis Ayala, Lorena Zamudio, Carolina Martínez, Ismael Rodríguez, César Arzate, Oswaldo Moreno, Mario Cortés, Carlos Sánchez y Gerardo Piña quienes a lo largo de la carrera me apoyaron, así como también me dieron uno que otro regaño y que sobre todo me han regalado grandes momentos juntos, gracias los quiero. A Raúl Ortega quien siempre me apoyó para que me titulara. A Marlem Juárez mi amiga de años que quiero mucho.

Al Dr. Lecanda quien con la frase de "apúrate, titúlate y te ayudo" me regaló algo que parecía haber olvidado... y es el tener paciencia, a quien le agradezco esas palabras que me hicieron ponerme las pilas y terminar, así como el hecho de sumar diez nuevos amigos .

A todos mis maestros de quienes aprendí algo más que matemáticas, ética e ingeniería. En especial al M en I. Eduardo Ramírez, mi director de tesis, por su paciencia y ayuda en la realización de este trabajo.

Laura

Agosto 2007

México D.F.

"DISEÑO DE UN MICROVIBRADOR PARA BIOAPLICACIONES"

Capítulo 1: 1

INTRODUCCIÓN 1

1.1. OBJETIVO 2

1.2. LA APNEA 3

1.3. VIBRACIONES 5

1.4. ACELERÓMETROS 7

1.4.1. Técnicas de detección de los acelerómetros 7

Capítulo 2: 9

ESTRUCTURA PROPUESTA 9

2.1. PROTOTIPO DISEÑADO CON CORTES A LOS LADOS 10

2.2. PROTOTIPO LISO 11

2.3. PROTOTIPO DISEÑADO CON CORTES A LOS LADOS ATENDIENDO AL TIPO DE MALLADO 11

Capítulo 3: 12

TÉCNICAS DE MICROFABRICACIÓN 12

3.1. REDUCCIÓN DE DIMENSIONES: LOS MICROSISTEMAS 12

3.2. VENTAJAS DEL SILICIO PARA FABRICAR MICROSISTEMAS 14

3.3. TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE TRANSDUCTORES MICROMECÁNICOS 15

3.4. TECNOLOGÍAS DE MICROMAQUINADO 15

3.4.1. Micromaquinado de superficie 16

3.4.2. Micromaquinado de volumen 17

3.5. TÉCNICAS LITOGRÁFICAS 18

3.5.1. Estado del arte de las técnicas litográficas 19

3.5.2. Técnicas de grabado 20

Capítulo 4: 21

MODELO ANALÍTICO 21

4.1. ESTRUCTURA DE UN MICROACELERÓMETRO 21

4.1.1. Propiedades mecánicas de los cantilevers 22

4.2. DISEÑO DEL MICROACELERÓMETRO 23

4.3. PARÁMETROS DE DISEÑO DE UN MICROACELERÓMETRO 24

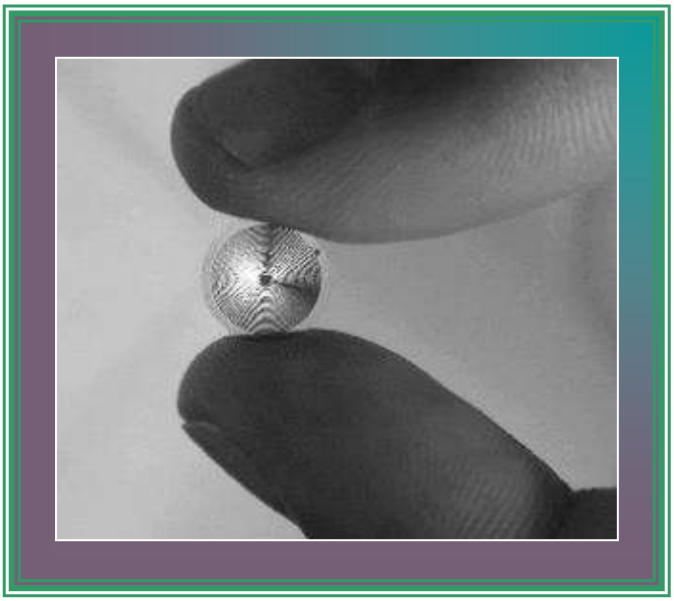
4.4. CÁLCULO DE AMORTIGUAMIENTO 24

4.5. PROCEDIMIENTO DE DISEÑO DEL CANTILEVER 24
4.6. PROCEDIMIENTO DE DISEÑO DEL PIEZORRESISTOR 26
4.6.1. Elemento sensor: El Piezorresistor 26
4.6.2. Principio de detección de la aceleración 28
4.6.3. Esfuerzo de superficie en un cantilever de una capa 31
4.6.4. Cálculo del factor de galga 32
4.6.5. Cálculo de la piezoresistencia. 33
4.7. LÍMITE ESTÁTICO PARA LA MINIATURIZACIÓN DE PIEZORRESISTORES DE POLISILICIO 35
Capítulo 5: 36
SIMULACIÓN 36
5.1. EL MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO 36
5.2 DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN 37
5.3. SIMULACIÓN DE LA FUERZA APLICADA SOBRE EL EXTREMO LIBRE DEL CANTILEVER PARA UNA VIGA LISA 45
5.3.1. Fuerza aplicada verticalmente a la viga (dirección –Z) 45
5.3.2. Fuerza aplicada horizontalmente a la viga (dirección –X) 47
5.4. SIMULACIÓN DE LA FUERZA APLICADA SOBRE EL EXTREMO LIBRE DEL CANTILEVER PARA UNA VIGA CON CORTES A LOS LADOS 48
5.4.1. Fuerza aplicada verticalmente a la viga (dirección –Z) 48
5.2.2. Fuerza aplicada horizontalmente a la viga (dirección –X) 50
Capítulo 6: 52
PROPUESTA DE CONSTRUCCIÓN 52
6.1 MICROMAQUINADO DE SUPERFICIE PARA LA VIGA Y EL PIEZORRESISTOR 52
6.2 MICROMAQUINADO DE VOLUMEN PARA LA MASA. 54
CONCLUSIONES 55
REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFIA 57
TÉRMINOS Y ABREVIATURAS 59

Figura 1. Acelerómetro microelectromecánico de la viga o cantilever y su modelo de parámetros concentrados [Balachandran-05]..... 6
Figura 2. Vista superior del prototipo 10
Figura 3. Vista lateral del prototipo 10
Figura 4. Prototipo viga lisa..... 11
Figura 5. Prototipo final considerando las propiedades del material y características del mallado 11
Figura 6. Esquema de los procesos de micromaquinado de superficie [Villarroya-06]16
Figura 7. Micromaquinado de canales y carriles 17
Figura 8. Ataque anisotrópico según los planos del cristal 17
Figura 9. Esquema del proceso de micromaquinado de volumen [Villarroya-06] 18
Figura 10. Comparación de distintas técnicas litográficas, tasa de exposición en función de la resolución alcanzable, en el caso de la litografía óptica se dan valores para distintas fuentes [Villarroya-06]..... 20
Figura 11. Principio de detección del acelerómetro 21
Figura 12. Vista tridimensional de la masa y la viga de silicio en el microacelerómetro 23
Figura 13. Arreglo del circuito del puente de Wheatstone 26
Figura 14. Arreglo de resistencias del puente de Wheatstone..... 27
Figura 15. Esfuerzo σ sobre la capa delgada t_1 en la superficie del cantilever. El esfuerzo de superficie σ_s es introducido como $t_1\sigma$. 28
Figura 16. La dirección longitudinal es a lo largo de las líneas de corriente y la dirección transversal es perpendicular a las líneas de corriente. El resistor de la derecha se encuentra en tensión..... 29
Figura 17. Geometría del piezorresistor. A la derecha se muestran las partes del piezorresistor. I es la corriente que va sobre el resistor 29
Figura 18. Deformación como función de la posición dentro de un cantilever simple con esfuerzo en la superficie. El esfuerzo de superficie está en la parte superior de la superficie en. $Z = t/2$. El eje neutral efectivo donde $\varepsilon = 0$ está en $Z = -t/6$. 31
Figura 19. Geometría del piezorresistor del microcantilever. Se muestra la sección transversal del cantilever y las dimensiones del piezorresistor..... 33

Figura 20. Ventana de diseño 37
Figura 21. Proceso utilizado 38
Figura 22. Layout del microcantilever con piezorresistor 38
Figura 23. Vista 3D del microcantilever mallado con Manhattan Bricks 39
Figura 24. Layout del microcantilever con cortes y piezorresistor 39
Figura 25. Vista 3D del microcantilever con cortes y mallado con Manhattan bricks 40
Figura 26. Ventana de análisis 40
Figura 27. Ventana de ajustes MemMech 41
Figura 28. Ventana MemMech BC 41
Figura 29. Ventana SurfaceBCs 42
Figura 30. Ventana de Estudio Paramétrico 42
Figura 31. Ventana de Trayectorias para ingresar los datos de Tipo de Trayectoria y Etiqueta 43
Figura 32. Ventana de propiedades del Materia 43
Figura 33. Ventana para asignar nombre al análisis 44
Figura 34. Ventana de resultados 44
Figura 35. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (Z) para una viga lisa 45
Figura 36. Vista 3D de la viga cantilever 46
Figura 37. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje Z 46
Figura 38. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (X) para una viga lisa 47
Figura 39. Vista 3D de la viga cantilever flexionada y matizada por colores según su desplazamiento con respecto al eje X 48
Figura 40. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (Z) para una viga con cortes 49
Figura 41. Vista 3D de la viga 49
Figura 42. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje Z 50
Figura 43. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (X) para una viga con cortes 51
Figura 44. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje X 51

TABLA 1. COMPARACIÓN DE LA RESOLUCIÓN EN MASA ALCANZABLE AL REDUCIR LAS DIMENSIONES DEL CANTILEVER PARA SENSORES RESONANTES Y CONSIDERANDO SILICIO COMO CAPA ESTRUCTURAL [Villarroya-06] 13
TABLA 2 RESOLUCIÓN Y CARACTERÍSTICAS DE LOS SISTEMAS PARA DETECCIÓN DE MASA [Villarroya-06] 13
TABLA 3. RESUMEN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL SILICIO COMPARADAS CON DISTINTOS MATERIALES [Villarroya-06]..... 14
TABLA 4. RESOLUCIÓN ALCANZABLE CON LAS DISTINTAS TÉCNICAS LITOGRÁFICAS [Villarroya-06]..... 19
TABLA 5. TABLA DE DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS 45
TABLA 6. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS 47
TABLA 7. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS 48
TABLA 8. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS 50



“DISEÑO DE UN MICROVIBRADOR PARA BIOAPLICACIONES”

Capítulo 1:

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de un sistema que permita detectar de manera eficiente la frecuencia respiratoria, en un recién nacido prematuro, de tal forma que se puedan atender los episodios apneicos que se pudieran llegar a presentar a lo largo de las primeras semanas de nacimiento, es una necesidad que debe ser cubierta desde el punto de vista medico, así como por parte de los padres. Esto no quiere decir que los sistemas actualmente utilizados no ofrezcan este beneficio; la desventaja que presentan es que son demasiado incómodos para el paciente; además, de que estos aparatos solo deben ser utilizados por gente especializada y dentro de una institución hospitalaria.

Siendo así que en esta tesis, se desarrolla un microsensor basado en un microacelerómetro para la detección de la apnea. A diferencia de los dispositivos utilizados en los hospitales este sensor de apnea deberá ser un sensor de muy bajo costo y su manejo no requerirá de un conocimiento especializado lo que puede brindar beneficios tales como: una fácil transportación y ser utilizado por cualquier persona; además, dicho sistema debe cubrir ciertos requerimientos tales como confiabilidad y comodidad entre otros, este microacelerómetro esta basado en un sistema microelectromecámico (MEMS), estos microsistemas se fabrican bajo la misma técnica de fabricación de los circuitos integrados por lo tanto en un área muy reducida se pueden fabricar muchos de ellos.

La utilización de sistemas microelectromecánicos, de menores dimensiones y más ligeros, para fabricar sensores, supone una ventaja al aumentar la sensibilidad, reducir el tiempo de respuesta, en ocasiones estos sistemas incluyen nuevas funciones, pudiendo además, suponer una reducción de costo significativo. Una gran ventaja de fabricar sensores y actuadores que ocupan volúmenes muy pequeños es que pueden crearse laboratorios en un chip.

Para el diseño de los sistemas microelectromecánicos actualmente se cuenta con programas que son una herramienta muy poderosa que nos permiten analizar, diseñar y simular mediante una computadora, desde el punto de vista mecánico, eléctrico, térmico, etcétera.

En este trabajo para lograr bajos costos de fabricación se ha seleccionado una geometría muy simple para el microacelerómetro, el cual está basado en un microcantilever.

En lo que respecta a la parte mecánica, los microcantilevers, son uno de los elementos transductores más usados para la fabricación de sensores de movimiento. Dentro de sus características mecánicas está su gran sensibilidad al movimiento; los microcantilevers se pueden usar desde el punto de vista estático o dinámico. Por esta razón, se opta por la utilización de estos elementos como transductores. Dicho microsensor se usará para detectar el movimiento de la respiración del cuerpo humano.

El método de sensado propuesto en esta tesis es diferente a los usados de manera convencional en los hospitales, por ejemplo, el sensado de la respiración se puede realizar mediante diferentes métodos de monitoreo, tales como la detección que se basa en 4 señales polisomnograficas: saturación del oxígeno (SaO2), circulación de aire nasal, movimiento de la pared del pecho y abdomen, entre otros métodos.

Desde el punto de vista de la ingeniería el movimiento toráxico de la pared del pecho y abdomen se representa como una vibración. Las vibraciones se presentan en muchos aspectos de nuestra vida. En el cuerpo humano, por ejemplo, hay oscilaciones de bajas frecuencias en los pulmones y en el corazón, oscilaciones de alta frecuencia en el oído, oscilaciones en la laringe cuando una persona habla y oscilaciones que son inducidas por el ritmo de los movimientos corporales al caminar, saltar o bailar.

Este conocimiento acerca de las vibraciones, así como las características de la apnea, nos permiten desarrollar un mecanismo altamente eficiente a base de silicio y polisilicio para la detección de la apnea.

La apnea se presenta en recién nacidos prematuros, que se caracteriza por la ausencia de respiración por mas de 20 segundos, esta enfermedad se deriva de la falta de madurez de los diferentes órganos y por ello o no funcionan bien o están más expuestos a agresiones externas. Los bebés que tengan esta enfermedad deben de estar en vigilancia constante y darle estímulos reflejos en las plantas de los pies cuando tengan estas paradas.

1.1. OBJETIVO

Diseño de un microsensor que detecte episodios apneicos, para poder conocer el momento en que un niño ha entrado en una fase crítica en la que ha dejado de respirar. Esto, mediante el sensado de la frecuencia respiratoria y en caso de paro emita una señal de alarma.

La meta principal de este trabajo es el diseño de un sensor de alta sensibilidad, eficiente, robusto y de bajo costo para que pueda ser usado por cualquier persona, basado en un microsensor utilizando tecnologías de silicio.

Esta meta se puede particularizar en los siguientes desarrollos:

- Establecimiento de la estructura propuesta.
- Realización del escalamiento necesario para la implementación.
- Determinación de la tecnología de fabricación óptima para la implementación de sensores basados en vigas.
- Desarrollo del modelo analítico correspondiente.
- Simulación.
- Detección.
- Propuesta final de construcción.

1.2. LA APNEA

Los recién nacidos prematuros (en general nos referimos a menos de 35 semanas de gestación), tienen riesgos propios en general derivados de la falta de madurez de los diferentes órganos y por ello o no funcionan bien o están más expuestos a agresiones externas.

Algunas de las enfermedades respiratorias que se pueden presentar en recién nacidos prematuros se encuentra el síndrome de dificultad respiratoria, la persistencia del conducto arterial, la displasia bronco pulmonar y la apnea. Está ultima se caracteriza por la inmadurez del sistema nervioso vegetativo (de movimientos involuntarios), no tiene ritmo para respirar adecuadamente y hacen paradas respiratorias prolongadas, asociadas a paradas cardiacas.

La apnea es un término que indica la ausencia de respiración por más de 20 segundos. Puede producirse en bebés nacidos a término, pero es más común en bebés prematuros. Cuanto más prematuro sea el bebé, mayor será el riesgo de padecer apnea. [*Healthsystem-07*].

Es posible que luego de la apnea se produzca una bradicardia (disminución de la frecuencia cardiaca). Cuando la respiración se hace más lenta, la frecuencia cardiaca disminuye.

La apnea del prematuro puede producirse debido a una alteración en el centro de control respiratorio del cerebro, denominada apnea central. En la apnea obstructiva, la respiración se detiene por el bloqueo de las vías respiratorias. El centro de control respiratorio también puede verse afectado por problemas presentes en otros órganos. Es posible que la apnea del prematuro no tenga otra causa identificable sino la inmadurez del sistema nervioso central. Sin embargo, pueden existir otras causas. Entre ellas se incluyen:

- Hemorragia o daño tisular en el cerebro.
- Enfermedad respiratoria.
- Infecciones.
- Problemas gastrointestinales como por ejemplo, reflujo (cuando el contenido del estómago regresa al esófago).
- Niveles excesivamente bajos o altos de sustancias químicas en el cuerpo, como por ejemplo, glucosa o calcio.
- Problemas cardíacos o problemas en los vasos sanguíneos.
- Sistema neurológico inmaduro.

- Estimulación de reflejos que pueden desencadenar la apnea, como por ejemplo, los tubos de alimentación o de aspiración, o flexión excesiva del cuello del bebé.
- Temperatura inestable.
- Causa desconocida.

La mayoría de los bebés que desarrollan apnea son prematuros. Parece ser más común durante el sueño activo, periodo en el cual el bebé presenta movimientos oculares rápidos (sus siglas en inglés es REM) mientras duerme. Cerca de la mitad de los bebés prematuros sufren apnea del prematuro.

La apnea del prematuro puede definirse de otro patrón de respiración que puede producirse en recién nacidos prematuros y no prematuros que se denomina respiración periódica (un patrón de pausas breves seguidas de una sucesión de respiraciones más rápidas). Si bien la respiración periódica es un tipo de respiración normal en los bebés, la apnea del prematuro puede ser un síntoma de un trastorno más grave.

A continuación se enumeran los síntomas más comunes de la apnea del prematuro. Sin embargo, cada bebé puede experimentarlos de una forma diferente. Los síntomas pueden incluir:

- Periodos de ausencia de respiración que pueden exceder los 20 segundos.
- Apnea del prematuro que comienza en la primera semana de vida o en las semanas posteriores.

Los síntomas de las formas más graves de apnea del prematuro pueden incluir:

- Periodos más largos de ausencia de respiración.
- Apnea que comienza inmediatamente después del nacimiento o luego de la segunda semana.
- Color azulado.
- Disminución severa de la frecuencia cardiaca (bradicardia).

Los síntomas de la apnea del prematuro pueden parecerse a los de otros trastornos o problemas médicos.

Es importante determinar si la apnea se debe principalmente al nacimiento prematuro o es originada por otro problema. Entre los procedimientos para el diagnóstico pueden incluirse los siguientes:

- Examen físico (la frecuencia respiratoria normal es entre 40 y 60 por minuto. Los recién nacidos son respiradores periódicos más que regulares, especialmente los prematuros, y pueden presentar pequeñas pausas no mayores de 5-10 segundos.) [*Monografías-06*].
- Hemogramas (control del recuento sanguíneo, los niveles de electrólitos y las infecciones).
- Medición de los niveles de oxígeno en la sangre del bebé.
- Radiografías (para verificar la existencia de problemas en los pulmones, el corazón y el sistema gastrointestinal).
- Estudio de la apnea: control del esfuerzo respiratorio, la frecuencia cardiaca y la oxigenación.

Al presentarse un episodio apneico, los padres pueden ayudar a su bebé a respirar nuevamente frotando su piel o dándole pequeñas palmadas muy suavemente. Sin embargo, es necesario identificar y tratar los problemas que podrían estar originando la apnea. Muchos bebés prematuros "superan" la apnea del prematuro al alcanzar las 36 semanas de gestación.
El tratamiento específico de la apnea del prematuro será determinado por el médico del bebé basándose en lo siguiente:

- La edad gestacional del bebé, su estado general de salud y sus antecedentes médicos.
- La gravedad del trastorno.
- La tolerancia de su bebé a determinados medicamentos, procedimientos o terapias.
- Las expectativas para la evolución del trastorno.
- Su opinión o preferencia.

El tratamiento para la apnea del prematuro puede incluir:

- El control de las frecuencias respiratoria y cardiaca.
- Medicamentos
    - Cafeína o teofilina para estimular el sistema nervioso central.

- Presión positiva continua en las vías respiratorias (sus siglas en inglés es CPAP) – respirador mecánico de aire u oxígeno a las vías respiratorias para mantener abiertos los pasajes aéreos en los pulmones.

Al llorar, especialmente los más prematuros, pueden tener retracción torácica discreta subdiafragmática y esternal.

La frecuencia cardiaca normal en reposo habitualmente corresponde a 120-160 por minuto, pero tiene un rango entre 90-195 por minuto y varía con los cambios de actividad del recién nacido. Las frecuencias mayores o menores de ese rango mantenidas por más de 15 segundos deben ser evaluadas. [*Tuotromedico-07*].

1.3. VIBRACIONES

El cuerpo humano es muy sensible a las vibraciones. Si bien el cuerpo humano puede sentir desplazamientos con amplitudes de centésimas de milímetro. En las frecuencias bajas de 1 a 10 Hz, se dice que la percepción del movimiento es proporcional a la aceleración, en frecuencias medias de 10 a 100 Hz, la percepción del movimiento es proporcional a la velocidad. Además, es necesario considerar también el nivel de estimulación. La respuesta de las diferentes partes del cuerpo humano depende así mismo de la frecuencia de la excitación. El sistema tórax-abdomen, por ejemplo, es muy sensible a las vibraciones que se encuentran entre 3 y 6 Hz.

En la ingeniería biomecánica y biomédica, hay un campo llamado *vibración del cuerpo entero* que se interesa por la respuesta de un cuerpo humano ante diferentes tipos de excitaciones vibratorias y aspectos médicos de exposiciones ocupacional para dichas excitaciones. Hay normas internacionales detalladas que proporcionan niveles aceptables de vibración desde el punto de vista de las magnitudes de la aceleración para las vibraciones horizontales y verticales basadas en tiempos de exposición y frecuencia.

Por muchos siglos se han estudiado los principios de las vibraciones. Con el paso de los años, la práctica de estos principios para entender y diseñar sistemas ha tenido gran crecimiento en la diversidad de sistemas que se diseñan pensando en las vibraciones: dispositivos y sistemas mecánicos, aeroespaciales, electromecánicos y microelectromecánicos, sistemas biomecánicos y biomédicos, barcos y submarinos y estructuras civiles.
Las vibraciones se presentan en muchos aspectos de nuestra vida; muchos sistemas creados por el hombre también experimentan o producen vibraciones, donde en algunas ocasiones estas vibraciones son indeseables, en cambio en otras ocasiones son beneficiosas, como en los relojes atómicos que se basan e vibraciones atómicas, alimentadores de partes vibratorias, mezcladoras de pintura, instrumentos ultrasónicos que se utilizan en intervenciones quirúrgicas del ojo y otras partes del cuerpo. [*Balachandran-05*]

En la **Figura 1** se ilustra un acelerómetro microelectromecánico junto con el modelo de parámetros concentrados. En este microacelerómetro, las dimensiones de la estructura soporte son del orden de los micrómetros y el peso de la masa del extremo es del orden de microgramos. Un revestimiento en la parte superior de la estructura funciona como piezorresistor. La deflexión de la viga provoca un microesfuerzo en la superficie de la viga en respuesta a la aceleración que experimenta el sensor, y esto provoca un cambio de resistencia en el elemento piezorresistor con lo cual se puede determinar la aceleración.

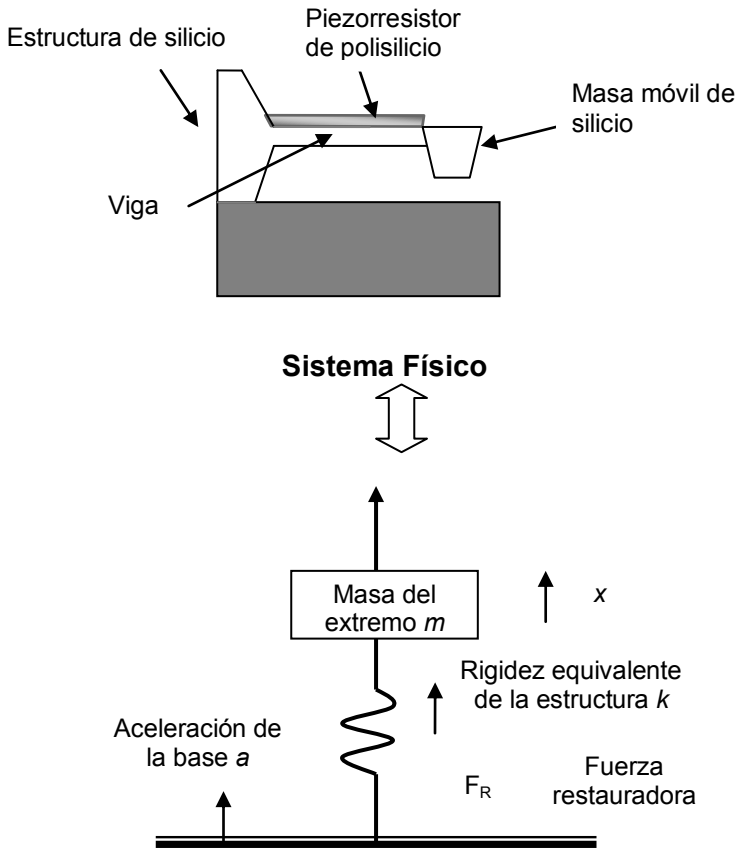


Figura 1. Acelerómetro microelectromecánico de la viga o cantilever y su modelo de parámetros concentrados [Balachandran-05]

Al construir el modelo vibratorio se ignora la inercia de la estructura soporte, por lo que esta estructura se representa por un resorte equivalente de rigidez ***k***. Se supone que la masa de esta estructura soporte es insignificante y la masa del extremo se modela como una masa puntual ***m***, en consecuencia el movimiento de este elemento de inercia se describe mediante una sola coordenada generalizada ***x***, por lo que este modelo es un sistema de un solo grado de libertad.

La fuerza restauradora del resorte actúa de manera directa en la masa, en tanto que la aceleración ***a*** que se va a medir actúa en la base del modelo vibratorio. La fuerza restauradora que actúa directamente en el elemento de inercia es la *excitación directa*, en tanto que la aceleración que actúa en la base es la *excitación de la base*. En un modelo refinado del sistema, la masa de la estructura soporte se puede agrupar también con la masa extremo para obtener una masa puntual efectiva. En la construcción del modelo vibratorio se pueden considerar elementos de amortiguamiento, aunque el sistema físico tiene niveles de amortiguamiento "muy bajos".

1.4. ACELERÓMETROS

Los acelerómetros son posiblemente el ejemplo más emblemático de los microsistemas. El primer acelerómetro de silicio lo realizó Roylance en 1978, su primera aplicación fue en los marcapasos. En los años 80 empezaron a proliferar y actualmente están implantados en la mayoría de los automóviles como activadores de bolsa de aire. La parte mecánica de un acelerómetro es la masa puntual, es decir, una masa muy sensible a cualquier movimiento. En el caso sencillo del sensor de masa puntual está colgada de una viga en la cual se integra una resistencia cuyo valor cambia con la dirección de movimiento. *[Wtec-94].*

1.4.1. Técnicas de detección de los acelerómetros

La resolución en la variación de la deflexión dependerá de la técnica de detección utilizada. Existen cuatro métodos más generalizados para la detección estática:

Capacitivo. *En este método se miden cambios en la capacitancia formada por la viga y otro electrodo separados por algún material (normalmente aire) debidos a la variación de la distancia de separación entre los electrodos cuando la viga se mueve.*

Piezorresistivo. *Se basa en la medida de las variaciones de resistencia que se producen en un material piezorresistivo sobre la viga cuando se somete al estrés producido por la deflexión.*

Tunelaje. *La detección se hace con un solo electrón entre una extremidad metálica de la punta de prueba de la exploración y una superficie del aislador que es demostrada por un método electrostático de fuerza y mide los desplazamientos entre la extremidad y la superficie por la variación en la corriente del túnel. [*Klein-02*].*

Piezoeléctrico. *Se trata de depositar una capa de material piezoeléctrico sobre la viga y medir el potencial debido al esfuerzo producido.*

Diseños mas sofisticados, donde la masa puntual se cuelga de puentes con dos o más anclajes permiten aumentar la sensibilidad en una dirección de movimiento. Normalmente se integran dentro de un sistema varios acelerómetros capaces de detectar independientemente varias direcciones de movimiento. Actualmente la mayoría de acelerómetros tienen un sistema de prueba de forma que mediante un actuador se comprueba el desplazamiento de la masa en ausencia de aceleración.

Algunos ejemplos de acelerómetros piezoeléctricos con sus variantes son los siguientes:

a) Acelerómetros piezoeléctricos de fines generales

Conector lateral.
Amplia gama de temperaturas.
Altas temperaturas $+ 750°F$
Conector superior.
Alta sensibilidad.
Baja frecuencia.
Alto choque.

b) Acelerómetros piezoeléctricos del uso especial

Alta sensibilidad.
Alta temperatura.
Conector BNC.
De forma anular.
Criogénico.
Alta sensibilidad.
Biaxial impermeable.
Bajo ruido.
De calibración estándar.

c) Acelerómetros piezoeléctricos miniatura

Generadores de vibración.
Alto choque.
Triaxial –2 puntos Mtg.
Pegamento triaxial Mtg.
Perno prisionero renovable.
Perno prisionero integral.
Amplia frecuencia.

d) Acelerómetros piezoeléctricos integrados

Conector superior.
Alto choque.
360° de rotación.
Conector lateral.
Alta sensibilidad.
Sensor sísmico.
Triax aislado.
Amplia frecuencia [Columbiare-06].

Capítulo 2:

ESTRUCTURA PROPUESTA

Como se expuso en el Capítulo 1, en la investigación de la presente tesis se propone fabricar un sensor de masa formado por un sistema microelectromecánico que consta de un cantilever y una masa en su extremo libre. Como introducción al trabajo realizado y con el fin de dar a conocer el proceso de transformación del prototipo inicial hasta llegar al diseño final desarrollado durante la presente tesis, se muestran a detalle las modificaciones realizadas. La estructura que se propone desarrollar está diseñada con base en las características del silicio, así como del polisilicio. El silicio es utilizado para la viga, la masa y el anclaje del cantilever, mientras que el polisilicio es utilizado para el piezorresistor.

Antes de diseñar por computadora es necesario elaborar un modelo que nos permita conocer los desplazamientos máximos y mínimos de la masa, al aplicarle una fuerza externa; dicha fuerza será de excitación para que el cantilever se mueva. Por ello es importante realizar un modelo físico (prototipo) que nos permita conocer la respuesta de este material ante la excitación. También nos interesa conocer hasta que punto la viga se rompe, y de ser así, saber que modificaciones hay que hacer al diseño para que esto no suceda.

Considerando el caso de que la estructura propuesta durante la simulación indique que existe una deflexión excesiva se considera la implementación de una viga sin cortes para que la deflexión sea menor. Por tal motivo se simularán ambas vigas para poder compararlas y obtener la viga que se ajuste a nuestras necesidades de diseño e implementación.

2.1. PROTOTIPO DISEÑADO CON CORTES A LOS LADOS

El prototipo que nos ayuda a conocer las dimensiones que se requieren implementar en la simulación. Para este fin, se construye una viga con madera balsa, la cual, por sus características es similar al silicio, comparadas entre el mundo macro y el mundo micro, esto nos permite conocer el comportamiento de la viga con una visión macro. La **Figura 2** muestra el diseño preliminar del cantilever, así como sus dimensiones.

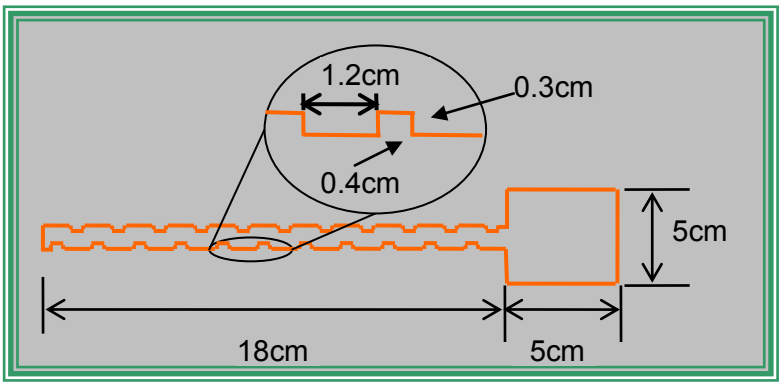


Figura 2. Vista superior del prototipo

La madera balsa no permite cortes muy próximos entre sí a lo largo de la viga, dado que ésta se rompe, por ello la proximidad mínima es de 3 mm como se observa en la **Figura 2**.

En una vista lateral podemos observar el diseño del cantilever prototipo como se muestra en la **Figura 3**. El diseño de la masa es de una pirámide invertida y trunca, de base cuadrada; este diseño se realizó pensando en que la base de la masa tenga la menor área de contacto con el fin de evitar que se quede pegado en el encapsulado; además de que el micromaquinado de volumen solo permite cortes en diagonal con una inclinación de 52.64°.

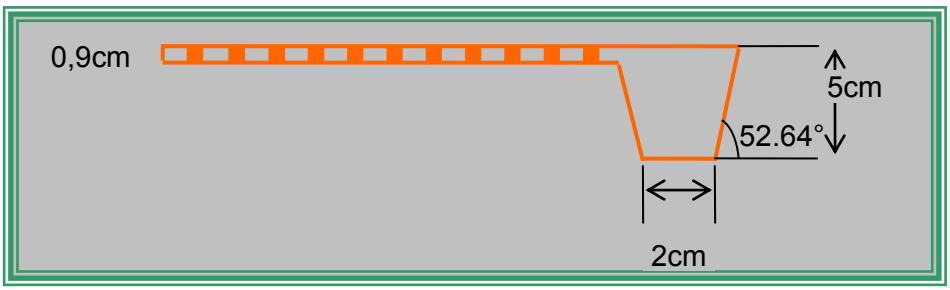


Figura 3. Vista lateral del prototipo

2.2. PROTOTIPO LISO

El prototipo alternativo se muestra a continuación en la **Figura 4**, en este diseño la masa conserva su forma piramidal; además de que se conservan todas las demás dimensiones, sólo con la diferencia de que no tiene cortes.

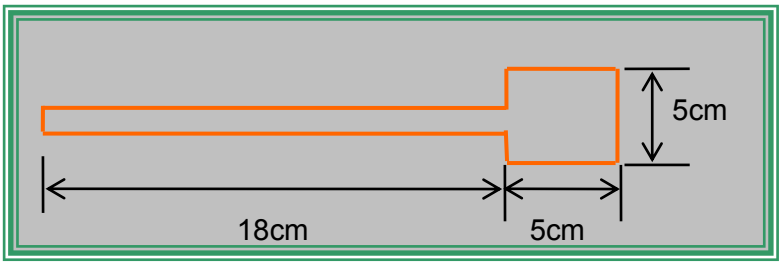


Figura 4. Prototipo viga lisa

Este prototipo alternativo nos va a servir para comparar la deflexión de una viga a otra, o bien, podremos saber en que proporción se flexiona una viga con cortes a los lados con respecto a una viga lisa.

2.3. PROTOTIPO DISEÑADO CON CORTES A LOS LADOS ATENDIENDO AL TIPO DE MALLADO

Las dos estructuras anteriores atienden perfectamente a las características físicas de los materiales utilizados, pero hay que considerar las limitantes que nos impone el software COVENTOR, ya que en el momento de realizar el mallado correspondiente para realizar el análisis, conlleva a ciertos cambios en los cortes de la viga, dado que los cortes están muy próximos entre si y provocan un error al correr el programa. La **Figura 5** muestra estos cambios.

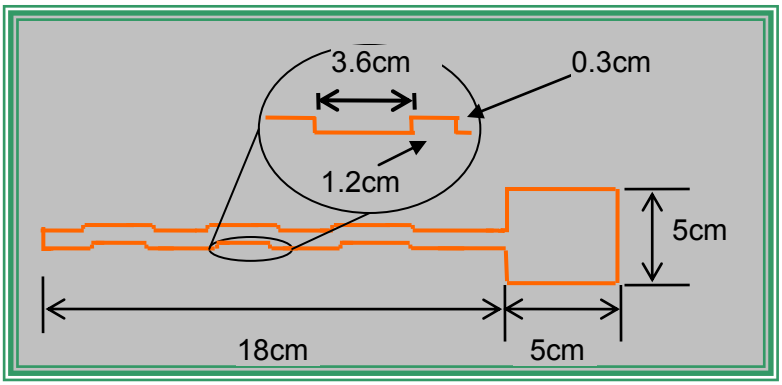


Figura 5. Prototipo final considerando las propiedades del material y características del mallado

Capítulo 3:

TÉCNICAS DE MICROFABRICACIÓN

La utilización de sistemas MEMS, de menores dimensiones y más ligeros, para fabricar sensores, supone una ventaja al aumentar la sensibilidad, reducir el tiempo de respuesta, en ocasiones los MEMS incluyen nuevas funciones, pudiendo además suponer una significativa reducción del costo. Una gran ventaja de fabricar sensores que ocupan volúmenes muy pequeños es que son de fácil transportación. Precisamente en lo que se refiere a la reducción de dimensiones del sensor, esto además da una ventaja significativa porque será prácticamente imperceptible para el recién nacido.

3.1. REDUCCIÓN DE DIMENSIONES: LOS MICROSISTEMAS

La reducción de las dimensiones del transductor mecánico ha generado los sistemas microelectromecánicos (MEMS, *Microelectromechanical System*) o microsistemas, donde las dimensiones abarcan desde las centenas de micrómetro hasta las unidades de micrómetro. Actualmente la definición de MEMS es algo más extensa y admite sistemas donde al menos una de las tres dimensiones sea inferior a los $100\ \mu m$. Esta reducción de tamaño de los componentes aumenta las funciones y aplicaciones de estos sistemas, proporcionando mayor resolución, velocidad de respuesta y sensibilidad, además disipan muy poca energía. Actualmente se pueden obtener MEMS con masas próximas a unos pocos femtogramos ($10^{-15}\ g$).

La gran importancia de los MEMS, sobre todo en el caso de los sensores, es que al reducir las dimensiones de las estructuras permiten alcanzar una mayor resolución. La ***TABLA 1*** muestra como al reducir las dimensiones del transductor (en este caso un

cantilever de silicio) de dimensiones micrométricas a nanométricas se consigue un aumento de sensibilidad del sensor de cinco órdenes de magnitud.

TABLA 1. COMPARACIÓN DE LA RESOLUCIÓN EN MASA ALCANZABLE AL REDUCIR LAS DIMENSIONES DEL CANTILEVER PARA SENSORES RESONANTES Y CONSIDERANDO SILICIO COMO CAPA ESTRUCTURAL [*Villarroya-06*]

Viga	L(μm)	W(μm)	T(μm)	Masa(g)	Sensibilidad (g/Hz)
Micro	125	30	4	$3.45X10^{-8}$	$4.9X10^{-14}$

La miniaturización del sensor reporta que las magnitudes a detectar (fuerza, capacidad, etc.) sean cada vez más pequeñas y por tanto ha de ir acompañada de una mejora en las técnicas de detección. Sistemas capaces de detectar variaciones de masa de sub-picogramos han aparecido recientemente. La ***TABLA 2*** resume el estado del arte de los sensores de masa. Indicando los dispositivos existentes comercialmente y en desarrollo científico, las características, las técnicas de excitación y detección utilizada, condiciones de medida de presión y temperatura, así como se muestra la sensibilidad del dispositivo y la mínima masa que puede alcanzar, en caso de que haya sido reportada.

TABLA 2 RESOLUCIÓN Y CARACTERÍSTICAS DE LOS SISTEMAS PARA DETECCIÓN DE MASA [*Villarroya-06*]

Dispositivo	**Características**	**Condiciones P, T**	**Excitación**	**Detección**	**Sensibilidad Máxima**	**Mínima masa reportada**
Materiales piezoeléc-tricos	Microbalanza de cuarzo	Condiciones ambiente	Electrostática	Eléctrica	$0.18\ ng/cm^2$	$0.9\ ng/cm^2$
	Membranas resonantes	Condiciones ambiente	Electrostática	Eléctrica	$0.27\ pg/Hz$	
Cantilevers resonantes	Caracterización por AFM	Condiciones ambiente	Mecánica	Óptica	$37\ fg/Hz$	$10\ pg$
	Caracterización mediante láser	$P = 10^{-7}$ Pa T, sin especificar	Electrostática	Óptica	$5\ ag$	
	Caracterización mediante láser	Condiciones ambiente	Fototérmica	Óptica	5.7×10^{-16}	$5.5\ fg$
Nanotubos resonantes	Caracterización mediante SEM	$P \sim 10^{-5}$ Pa T, sin especificar	Piezoeléctrica	SEM	$100\ zg$	$150\ ag$
	Caracterización de un TEM^2	P: vacío T, sin especificar	Electrostática	Eléctrica		$22\ fg$
Puentes resonantes	Caracterización de un criostato	Ultra alto vacío, $t \sim 17$ K	Electromagnética	Eléctrica	$0.4\ ag/Hz$	$2.5\ ag$
	Caracterización de un criostato	Ultra alto vacío, $t < 10$ K	Electromagnética	Eléctrica	$1\ zg/Hz$	$7\ zg$

($1\ fg = 10^{-15}\ g$, $1\ ag = 10^{-18}\ g$, $1\ zg = 10^{-21}\ g$). [2] TEM, Microscopio Electrónico por Transmisión.

Las características de la tabla anterior permiten analizar y comparar los diferentes sistemas de detección de masa. Ninguno de estos sistemas es completamente integrable. Cabe destacar que en condiciones ambientales la mínima masa reportada es de $5.5\,fg$. Modificando las condiciones de medida, es decir, en alto vacío (presión menor que $10^{-11}\,Pa$) y baja temperatura se consiguen resoluciones de varios órdenes de magnitud superiores $7\,zg$.

3.2. VENTAJAS DEL SILICIO PARA FABRICAR MICROSISTEMAS

Las excelentes propiedades mecánicas del silicio hacen que sea un material óptimo para ser utilizado como capa estructural de un micro o nanosistema. Además al ser el silicio el material base de la tecnología CMOS, facilita la compatibilización con los circuitos electrónicos. Por ello, se deduce que las características del silicio son óptimas para su utilización como capa estructural transductora. En la fabricación de MEMS otros materiales típicos son los vidrios, cuarzo, cerámicas, nitruro y carburo de silicio, metales y otros materiales en casos de aplicaciones específicas.

En la ***TABLA 3*** se muestran las propiedades mecánicas del silicio comparadas con otros materiales que también podrían utilizarse como capas estructurales. En concreto, se compara con diversos metales, utilizados como capa estructural en diversas aplicaciones. Conviene destacar el alto módulo de Young del silicio próximo al del acero inoxidable. Es importante considerar que algunas propiedades mecánicas de los materiales, varían en función de las dimensiones del mismo, esto es, el módulo de Young de un material puede variar sustancialmente en componentes macroscópicos y microscópicos. Además el método utilizado para la determinación puede influir ligeramente en los resultados. Existen diversos estudios sobre como afecta el módulo de Young a las dimensiones, además se siguen desarrollando nuevos procedimientos para obtener medidas exactas del módulo de Young en estructuras micrométricas y manométricas. [*Petersen-82*]

TABLA 3. RESUMEN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL SILICIO COMPARADAS CON DISTINTOS MATERIALES [*Villarroya-06*]

Propiedad Mecánica	Silicio	Otros materiales		
		Acero inoxidable	Aluminio	Hierro
Coeficiente de expansión (/°C)	2.33E-6	17.3E-6	2.50E-05	1.20E-05
Densidad (g/cm³)	2.3	7,9	2,7	7.8
Módulo de Young (GPa)	190	200	70	196
Punto de fluencia (GPa)	70	21	1,7	126
Dureza (kg/cm²)	850	660	130	400
Conductividad térmica (W/cm °C)	1.57	0.329	2036	0.803

El silicio, además de en forma cristalina, se presenta en forma policristalina (polisilicio) y amorfa. El silicio amorfo no tiene ningún tipo de ordenación cristalina y contiene muchos defectos, sus mayores aplicaciones son celdas solares, fotosensores y pantallas de cristal líquido. Tanto el silicio como el silicio amorfo pueden depositarse en capas finas, normalmente inferiores a las cinco micras [*Beeby-04*].

La principal ventaja del polisilicio es que se puede depositar fácilmente sobre diversos sustratos, al ser compatible con la tecnología CMOS se ha utilizado como capa estructural en muchas aplicaciones. El polisilicio tiene un módulo de Young inferior al del silicio, además su valor depende altamente de la técnica de crecimiento de silicio utilizada, del dopaje de la muestra, de las características, de la estructura y en ocasiones del método utilizado para calcularlo [*Obermeier-97,Serre-98*]. Valores entre los 90 y los 160 GPa son los más frecuentes, pero en ocasiones pueden ser aún menores.

El principal inconveniente del polisilicio es la rugosidad de su superficie; debido a su estructura granular, que limita la definición de estructuras de dimensiones en el orden de los centenares de nanómetros.

3.3. TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE TRANSDUCTORES MICROMECÁNICOS

En esta sección se muestra el estado del arte de las técnicas y tecnologías de fabricación de sistemas micro y nanoelectromecánicos. Se presentan las tecnologías de micromaquinado (de superficie y de volumen) y las técnicas necesarias para llevarlas a cabo; así como el estado del arte de las técnicas litográficas, comenzando por la litografía óptica, hasta llegar a las técnicas emergentes con resolución nanométrica y a continuación se presentarán las técnicas de grabado utilizadas. El resto de técnicas empleadas en la fabricación como implantaciones, depósito o crecimiento de capas y oxidaciones, al ser estándar en procesado microelectrónico y de microsistemas no se detallan. Por último, se presenta el estado del arte de las técnicas de caracterización para analizar sistemas micro/nano electromecánicos.

3.4. TECNOLOGÍAS DE MICROMAQUINADO

En la fabricación de sistemas MEMS utilizando tecnología de silicio, el micromaquinado es la fabricación de estructuras tridimensionales de dimensiones micrométricas. Existen dos tecnologías distintas: *micromaquinado de volumen* donde se definen estructuras que abarcan un grosor de la obleas considerable y *micromaquinado de superficie (o superficial)*, donde se esculpen capas delgadas previamente depositadas.

En general el proceso de micromaquinado consta de varias etapas. El número de etapas dependerá del proceso concreto y del tipo de micromaquinado que se realice. En cualquier caso, siempre se incluirá una etapa para definir los detalles que se quieran crear, para ello se pueden utilizar diversas técnicas litográficas. Otra etapa, también necesaria, es el grabado para crear los detalles. En las siguientes secciones se presentarán las distintas características de estas etapas de litografía y de grabado. [*Villarroya-06*]

3.4.1. Micromaquinado de superficie

En el micromaquinado de superficie los elementos se definen sobre capas depositadas o crecidas previamente sobre el sustrato de partida. La **Figura 6** presenta un esquema en sección de las etapas más significativas de las dos posibilidades de implementación del micromaquinado de superficie.

Los procesos correspondientes a una o dos capas se refieren a los niveles necesarios para definir la forma de la capa estructural. En el proceso de una capa denominada de sacrificio (**Figura 6 A**) en primer lugar se crece sobre el sustrato una primera capa superficial, que se eliminará posteriormente. A continuación se deposita la capa estructural, ésta será la capa que forme la microestructura. Sobre esta capa se define el patrón de la estructura y así se libera la estructura.

En el proceso de dos capas **(Figura 6 B)** se deposita en primer lugar la capa de sacrificio y sobre ésta se define un patrón que será el contacto de la capa estructural con el sustrato y a la vez hará de anclaje de la estructura. A continuación se deposita la capa estructural, sobre la que se define la estructura y con el mismo procedimiento que en el proceso anterior se libera la estructura.

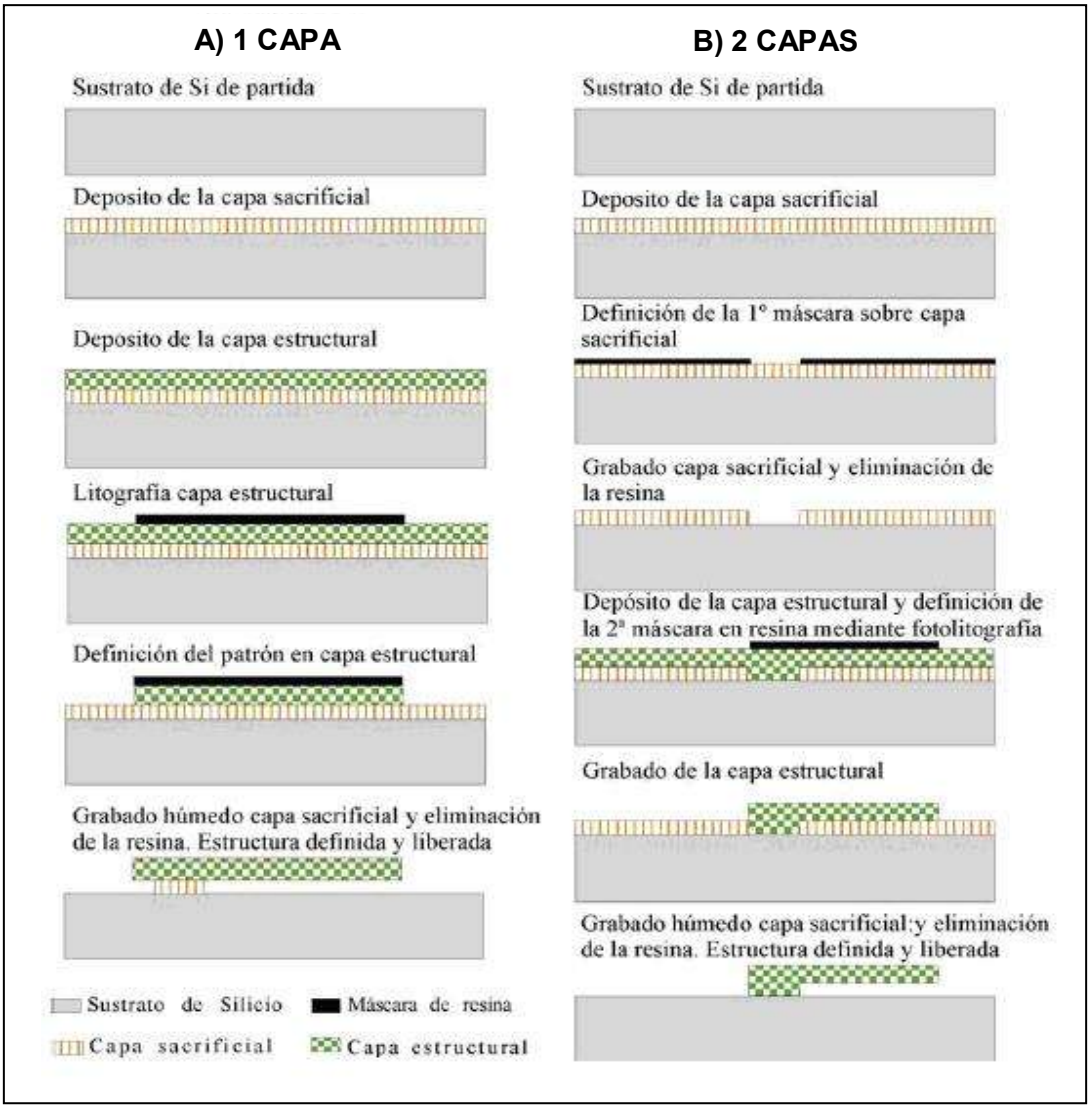


Figura 6. Esquema de los procesos de micromaquinado de superficie [Villarroya-06]

Normalmente en tecnologías de silicio, un material habitual para utilizar como capa de sacrificio es el óxido de silicio (SiO_2), la capa estructural puede ser polisilicio, silicio cristalino, nitruro de silicio o un metal (Aluminio, Cobre, Oro, etc.).

3.4.2. Micromaquinado de volumen

El micromaquinado en volumen (bulk micromachining) es una técnica de fabricación substractiva para la construcción de microestructuras por eliminación de material sobrante de un substrato base, principalmente mediante micromaquinado de canales y carriles. Ver **Figura 7**.

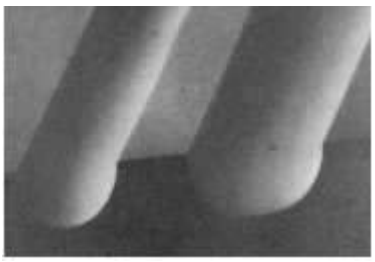


Figura 7. Micromaquinado de canales y carriles

El método más típico es el de fototransmisión del patrón seguido de un ataque químico del substrato. Es muy frecuente usar materiales monocristalinos (especialmente obleas de silicio) sobre los que se aplica un ataque anisotrópico que permite crear en el substrato cavidades profundas con paredes muy verticales; se usa también dopado del material para acelerar o frenar la reacción química en las regiones de interés. Ver **Figura 8** Muchos microsistemas son creados mediante el maquinando en volumen sobre ambas caras de una misma oblea, o uniendo varias obleas maquinadas en volumen en estructuras multicapa.

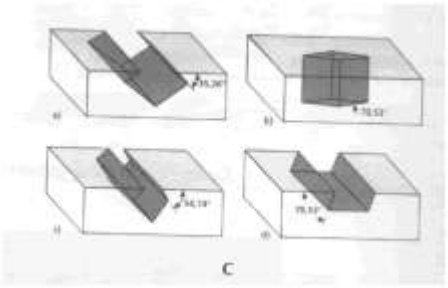


Figura 8. Ataque anisotrópico según los planos del cristal

El substrato utilizado para micromaquinado en volumen suele ser bastante grueso. Al aplicar ataque químico anisotrópico sobre el material cristalino, la mínima resolución alcanzable queda limitada por el agrandamiento del patrón debido a la propagación de éste por los planos del cristal. El micromaquinado en volumen permite crear con facilidad estructuras de altura mucho mayor que las obtenidas por micromaquinado en superficie, usándose frecuentemente, por ejemplo, para sensores de presión o acelerómetros. Sin embargo, para estructuras menores o de mayor complejidad, resulta más útil el micromaquinado superficial. Por otra parte, el empaquetado de estructuras maquinadas en volumen suele presentar mayores dificultades.

Debe recordarse que ambas técnicas (micromaquinado en superficie y en volumen) no son necesariamente excluyentes, por lo que pueden desarrollarse microestructuras combinando ambas (por ejemplo, microdispositivos micromaquinado en superficie sobre un substrato con la circuitería de control implantada dentro del mismo substrato).

Mediante grabados, generalmente en la capa inferior del sustrato, se pueden obtener cavidades útiles en la fabricación de membranas y otro tipo de transductores para la fabricación de sensores. Este tipo de micromaquinado, donde se atraviesa prácticamente toda la oblea, se conoce como micromaquinado de volumen.

La **Figura 9** muestra las etapas de fabricación de un proceso de micromaquinado de volumen. En la cara superior de la oblea se definen estructuras o contactos, el número de capas o niveles definidos dependerá de la estructura y la tecnología utilizada; puede tener lugar hasta un proceso CMOS completo. A continuación se define una máscara en la cara dorso de la oblea, que puede ser de aluminio, óxido, nitruro o resina según el tipo de ataque que se realice. Por último se realiza el ataque de volumen de casi toda la profundidad del sustrato, puede ser un ataque anisotrópico o isotrópico. Tras esta etapa se pueden realizar más procesos en la cara componente o en la cara dorso, si es preciso.

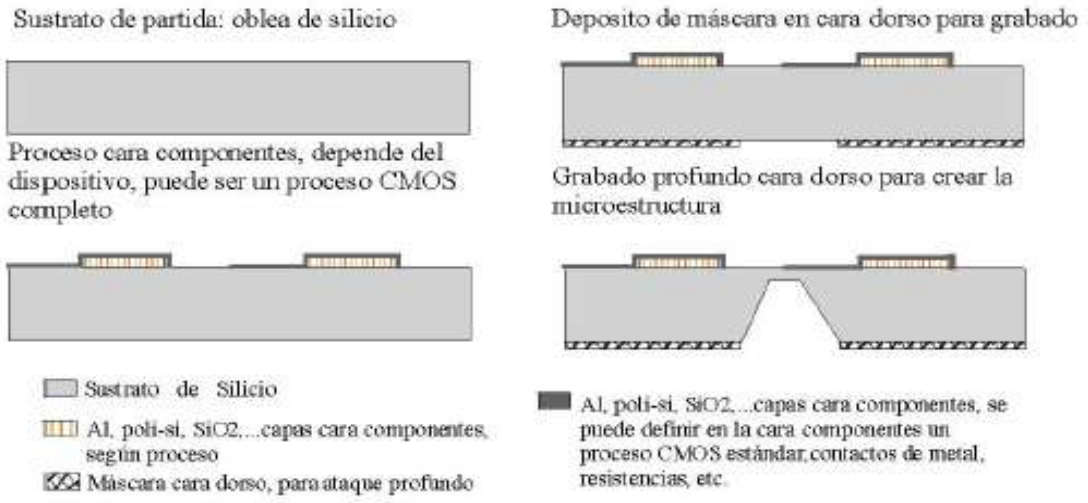


Figura 9. Esquema del proceso de micromaquinado de volumen [Villarroya-06]

Originalmente, el micromaquinado de volumen se realizaba mediante ataques húmedos. Los avances en los grabados por iones reactivos (*Reactive Ion Etching*, RIE) en el control de velocidad de ataque y la profundidad que se consigue, así como la verticalidad de los mismos, han permitido la utilización de ataques secos para este tipo de micromaquinado.

3.5. TÉCNICAS LITOGRÁFICAS

Según el Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española "**Litografía** *(de lito- y –grafía) Arte de dibujar o grabar en piedra al efecto, para reproducir, mediante impresión, lo dibujado o grabado"*. En el ámbito de la microelectrónica se define como litografía a la técnica utilizada para transferir copias de un patrón a una superficie sólida, como por ejemplo una oblea de silicio. A continuación se presenta el estado del arte de las técnicas litográficas aplicables al diseño de sistemas micro/nano mecánicos

y se explican en detalle las características de las técnicas más relevantes para la realización de esta tesis.

3.5.1. Estado del arte de las técnicas litográficas

En general las técnicas litográficas se agrupan en dos grandes clases: técnicas de proyección y técnicas de escritura directa. Las primeras utilizan una máscara para definir las estructuras y permiten además procesados en paralelo de varios motivos a la vez. En las técnicas de escritura directa es el propio elemento el que define el motivo, sin máscara adicional; el proceso litográfico es en serie (se define un motivo a continuación del otro).

La ***TABLA 4*** muestra la clasificación de las técnicas litográficas disponibles, indicando las características de la técnica, la resolución alcanzable y si utilizan una fuente de luz como herramienta de litografía (fotolitográficas) o son técnicas más novedosas de nanofabricación. Los procesos de fotolitografía, así como los de impresionado y tintado son procesos en paralelo[1], el resto son procesos en serie. Estos últimos tienen una menor productividad.

TABLA 4. RESOLUCIÓN ALCANZABLE CON LAS DISTINTAS TÉCNICAS LITOGRÁFICAS [*Villarroya-06*]

	Características de la técnica		Resolución	Longitud de onda
Fotolitografía	Lámpara de mercurio	Línea G	400 nm	436 nm
		Línea I	300 nm	365 nm
	Láser	KrF	180 nm	248 nm
		ArF	100 nm	193 nm
		F_2	70 nm	157 nm
	Litografía de Inmersión		35 nm	193 nm
	Ultra Violeta Extremo		45 nm	13 nm
Técnicas nanométricas	Rayos X		50 nm	1-10 nm
	Haz de iones		30-50 nm	
	Haz de electrones		40-50 nm	
	Estampación[2]		20-40 nm	
	Tintado[3]		30-50 nm	
	STM[4]/AFM[5]		15 nm	

Los factores que influyen en la utilización de una u otra técnica son la resolución que se quiere alcanzar, el área que se puede litografiar y la productividad. La más extendida de la litografía es la fotolitografía. En la fabricación de circuitos integrados la fotolitografía ha sido casi la única técnica para transferir patrones de una máscara en finas capas, cada vez se necesita aumentar la resolución del proceso litográfico, ya que hay mayor demanda de dispositivos de dimensiones fuera del límite de resolución de fotolitografía. Para aumentar la resolución se han ido utilizando dispositivos con

[1] En los procesos en paralelo se definen simultáneamente varios motivos, en contraposición con procesos en serie donde se define un motivo tras otro.
[2] En inglés, *imprinting* o *nanoimprinting.*
[3] En inglés, *inking.*
[4] STM *Scanning Tunneling Microscope,* Microscopio de barrido por efecto túnel.
[5] AFM *Atomic Force Microscope,* Microscopio de Fuerzas Atómicas.

longitudes de onda más cortas (ultra-violeta, rayos X), pero para obtener dimensiones inferiores a los 35 nm, hay que recurrir a otras técnicas.

En la **Figura 10** se observan una comparación entre las distintas técnicas litográficas en cuanto a la tasa de exposición en función de la resolución.

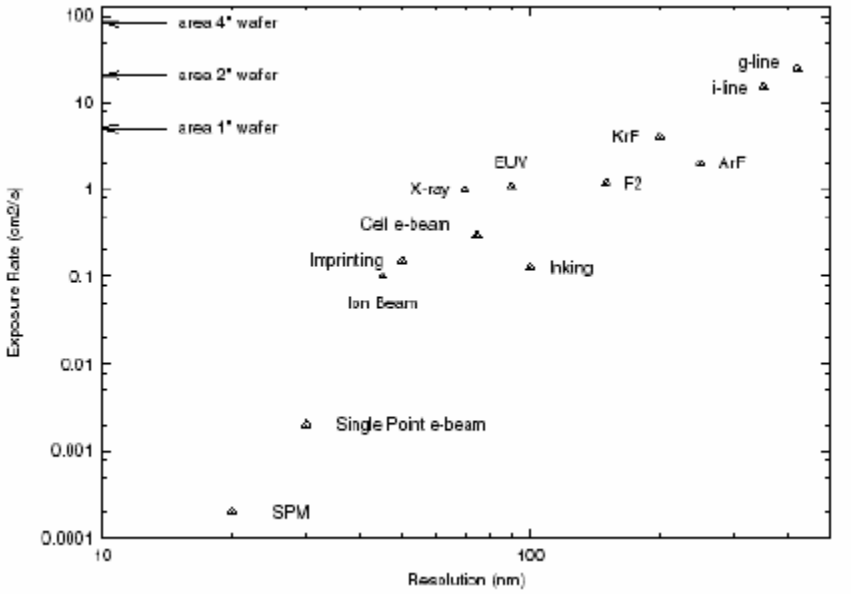


Figura 10. Comparación de distintas técnicas litográficas, tasa de exposición en función de la resolución alcanzable, en el caso de la litografía óptica se dan valores para distintas fuentes [Villarroya-06]

3.5.2. Técnicas de grabado

Dentro de las técnicas utilizadas en los procesos de fabricación de los transductores micro/nanomecánicos, cabe destacar (junto con la litografía) el papel determinante en las dimensiones definidas de las técnicas utilizadas para transferir los patrones, es decir, las técnicas de grabado. [*Villarroya-06*]

Capítulo 4:

MODELO ANALÍTICO

Muchos sistemas dinámicos ya sean mecánicos, eléctricos, térmicos, hidráulicos, económicos, biológicos, etc., pueden ser caracterizados por ecuaciones diferenciales. Se puede obtener la respuesta de un sistema dinámico a una entrada (o función excitadora), si se resuelven esas ecuaciones diferenciales, para luego obtener en el caso de un sistema mecánico la ecuaciones que describen las leyes físicas del movimiento que gobiernan al sistema como las leyes de Newton.

4.1. ESTRUCTURA DE UN MICROACELERÓMETRO

Según las indicaciones de la **Figura 11**, el modelo más simple de un acelerómetro es un sistema del masa-resorte-amortiguador contenido en una cubierta. La aceleración aplicada a la cubierta hace moverse a la masa, y este movimiento se puede utilizar para determinar la magnitud de la aceleración.

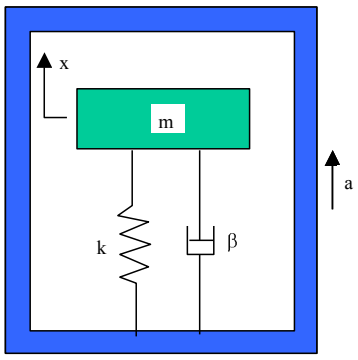


Figura 11. Principio de detección del acelerómetro

Donde ***x*** es el desplazamiento de la masa ***m***, cuando la masa tiene aceleración ***a***, la ecuación del movimiento para la masa es:

$$m\ddot{x} + \beta\dot{x} + kx = -ma \qquad \textit{[4.1]}$$

Donde β y k son el coeficiente de amortiguamiento y la constante del resorte respectivamente; F_e es la fuerza de excitación del sistema. Así, la aceleración puede ser determinada midiendo ***x***, es decir, el estiramiento o la compresión neta del resorte.

4.1.1. Propiedades mecánicas de los cantilevers

El comportamiento de este sistema dinámico es determinado por dos parámetros: la frecuencia natural:

$$\omega_n = \sqrt{k/m} \qquad \textbf{[4.2]}$$

Y coeficiente de amortiguamiento:

$$\zeta = \beta / \sqrt{4mk} \qquad \textbf{[4.3]}$$

Usando estos parámetros (ecuaciones **[4.2]** y **[4.3]**), la ecuación **[4.1]** del movimiento se convierte:

$$\ddot{x} + 2\zeta\omega_n\dot{x} + \omega_n^2 x = -a \qquad \textbf{[4.4]}$$

La solución a esta ecuación consiste en una respuesta transitoria que depende de las condiciones iniciales específicas, y una respuesta de estado estacionario, que es independiente de condiciones iniciales. Si la respuesta del sistema es suficientemente rápida, es razonable no hacer caso de la respuesta transitoria.

Centrándose en la respuesta del estado permanente, introducimos dos parámetros para la optimización del tratamiento importante como sigue.

Aceleración perceptible mínima. La aceleración aplicada debe ser una constante. La respuesta del estado permanente es entonces:

$$x = a/\omega_n^2 \qquad \textbf{[4.5]}$$

Es decir el estiramiento neto de estado estacionario o la compresión del resorte es directamente proporcional a la aceleración aplicada. Se supone que la desviación medible mínima del resorte es x_{min}, entonces la aceleración perceptible mínima del acelerómetro está dada por:

$$a_{\min} = x_{\min}\omega_n^2 \qquad \textbf{[4.6]}$$

Ancho de banda. La aceleración aplicada es sinusoidal de frecuencia circular ω, es decir, $a = a_0\cos(\omega)$ la desviación en estado estacionario del resorte está de la forma que la magnitud $x = x_0\cos(\omega t + \phi)$. Por lo que la desviación se relaciona con la magnitud de la aceleración aplicada a_0 por:

$$x_0(\omega) = \frac{a_0}{\omega_n} \cdot \frac{1}{\sqrt{[(\omega/\omega_n)^2 -]^2 + 4\zeta^2(\omega/\omega_n)^2}} \qquad \textbf{[4.7]}$$

Según lo indicado por la notación, x_0 depende de la frecuencia que conduce ω particularmente, x_0 llega a ser pequeña cuando ω es suficientemente grande, y el acelerómetro dejará de ser útil para las aceleraciones en tal frecuencia. En la práctica, el ancho de banda dentro de las cuales el acelerómetro es útil es dado por ω_c de la frecuencia de corte. Esta frecuencia es definida por la ecuación:

$$x_0(\omega_c)/x_0(0) = /\sqrt{2} \qquad \textbf{[4.8]}$$

Y dada cerca:

$$\omega_c = \gamma\omega_n \qquad \textbf{[4.9]}$$

Donde el factor γ se expresa como:

$$\gamma = \sqrt{1 - 2\zeta^2 + \sqrt{(1 - 2\zeta^2)^2 + }} \qquad \textbf{[4.10]}$$

4.2. DISEÑO DEL MICROACELERÓMETRO

Dado que se desea que la masa sea bastante grande para que la deflexión de la viga sea lo suficientemente grande, usando tecnología de micromaquinado de volumen, la masa del silicio se forma como una pirámide truncada según las indicaciones de la **Figura 12.**

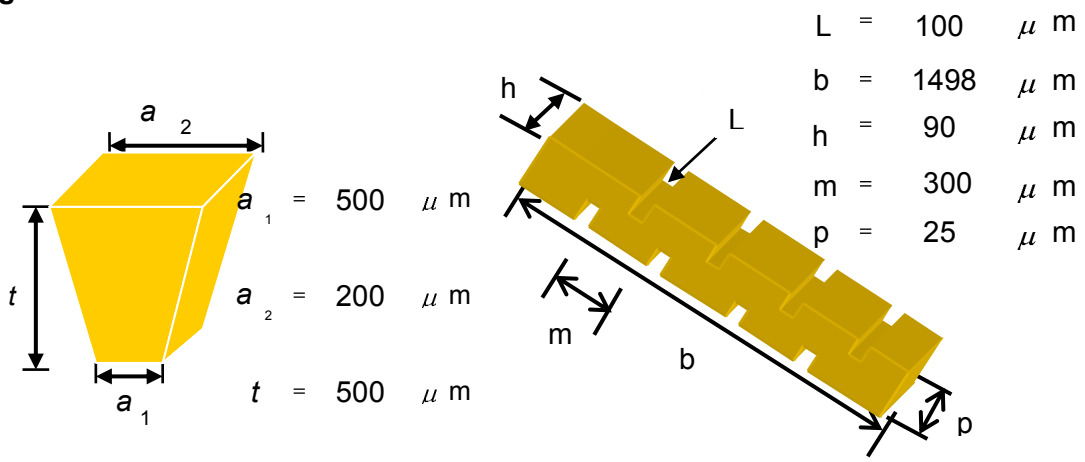


Figura 12. Vista tridimensional de la masa y la viga de silicio en el microacelerómetro

Por la naturaleza del proceso de micromaquinado usado, las longitudes del borde de las dos superficies horizontales de la masa del silicio son a_1 y $a_2 = a_1 - /\sqrt{2}$, donde t es el espesor de la masa. La masa se puede calcular de la fórmula

$$m = \frac{1}{3}\rho(a_1^3 - a_2^3)/(a_1 - a_2) \qquad \textbf{[4.11]}$$

Donde $\rho = 2.3 \times 10^3 [kg/m^3]$ es la densidad del silicio. La masa está suspendida por una viga, que también se fabrica con silicio. El piezorresistor se utiliza para la medición de la deflexión en la viga que sensa la masa y así poder determinar la aceleración, se

fabrica en la superficie de cada viga (en el extremo de la viga donde la tensión debido a la flexión alcanza un máximo), y se utilizan para medir la desviación de la viga.

El amortiguamiento en el sensor se debe principalmente al volumen de aire desplazado durante el movimiento de la masa (discutido mas adelante).

4.3. PARÁMETROS DE DISEÑO DE UN MICROACELERÓMETRO

El diseño del acelerómetro implica la selección de los parámetros siguientes. Las dimensiones de la masa del silicio (a_1), las dimensiones de la viga de silicio (l, b, d y h). Estos parámetros de diseño fueron elegidos de la siguiente forma de acuerdo a la tecnología de micromaquinado de volumen:

Para la viga:
$$\begin{cases} l = 100\ \mu\text{m} \\ b = 498\ \mu\text{m} \\ d = 300\ \mu\text{m} \\ h = 90\ \mu\text{m} \end{cases}$$

Para la masa:
$$\begin{cases} a_1 = 500\ \mu\text{m} \\ a_2 = 200\ \mu\text{m} \\ t = 500\ \mu\text{m} \end{cases}$$

Observar que el espesor $(t = 500\ \mu\text{m})$ de la masa de silicio es dado por el de la oblea de silicio.

4.4. CÁLCULO DE AMORTIGUAMIENTO

La fuerza de amortiguamiento que se presenta del efecto de la compresión, es decir, la interacción de la masa del silicio y de la película del aire que envuelve a la masa. A condición de que el "número de compresión"

$$\sigma = 2\mu l\omega / (Pd^2) << 1 \qquad \textbf{[4.12]}$$

Dentro del ancho de banda del acelerómetro, el coeficiente de amortiguamiento se puede calcular de

$$\beta = 0.42\,\mu l^2 / d^3 \qquad \textbf{[4.13]}$$

Aquí $\mu = 1.85\,x10^{-5}\,kg/m\cdot s$ es la viscosidad dinámica del aire, y el $P = 1.013\,x10^5\,Pa$ es la presión atmosférica, $A = a_2^2$ es el área de la película del aire, la cual es de $4 \times 10^{-8}\,\text{m}^2$ si consideramos la longitud de la viga más a_1 y ω es la frecuencia que conduce de una excitación sinusoidal.

4.5. PROCEDIMIENTO DE DISEÑO DEL CANTILEVER

El diseño del microacelerómetro se logra explorando el espacio de parámetros de diseño usando las ecuaciones apropiadas de diseño. Se sigue el procedimiento siguiente:

Obtener las ecuaciones necesarias del diseño. Estas ecuaciones necesitan permitir el cálculo del siguiente:

- **La masa del silicio.**

$$m = \frac{1}{3}\rho \cdot t(a_1^3 - a_2^3)/(a_1 - a_2)$$

Sustituyendo los valores: $\rho = 2.3 \times 10^{3}[kg/m^3]$, $t = 500 \times 0^{-6}[m]$, $a_1 = 500 \times 0^{-6}[m]$ y $a_2 = 200 \times 0^{-6}[m]$

$$m = 1.495 \times 10^{-} \text{ kg}$$

- **El coeficiente de amortiguamiento dentro del ancho de banda.**

$$\beta = 0.42\,\mu l^2/d^3$$

$$\beta = 0.42\,kg^{-} \cdot (1.85 \times 10^{-} kg/m \cdot s)(4 \times 10^{-8}\,\text{m}^2)^2/(1.71596 \times 0^{-7}\,\text{m})^3$$

$$\beta = 51.84266 \times 10^{-} kg/s$$

- **La constante del resorte teórica de la viga (Nota: se considerará $k_L = 500\ N/m$)**

De la ecuación ***[4.2]*** la frecuencia natural del sistema es diferente si el movimiento de la masa es longitudinal o transversal, debido a la rigidez de la viga [*Andrew-01*].

$$\omega_{nL} = \sqrt{k_L/m} \qquad \textbf{[4.2a]}$$

$$\omega_{nT} = \sqrt{k_T/m} \qquad \textbf{[4.2b]}$$

Para :

$$k_T = k_L = k \qquad \textbf{[i]}$$

Sustituyendo valores en ***[4.2a]***

$$\omega_{nL} = \sqrt{(500\ N/m)/1.495 \times 0^{-}\,\text{kg}}$$

$$\omega_{nL} = 57.831 \times 10^{3}\ Hz$$

El coeficiente de amortiguamiento longitudinal y transversal queda de la siguiente forma:

$$\zeta_L = \beta/\sqrt{4mk} \qquad \textbf{[4.3a]}$$

Al sustituir el coeficiente de amortiguamiento en ***[4.3a]***:

$$\zeta_L = 51.84266 \times 0^{-6}\,s^{-}/\sqrt{4(1.495 \times 0^{-}\,\text{kg})(500\ N/m)}$$

$$\zeta_L = 2.99813 \times 0^{-3}\,1^{-}$$

Sustituyendo valores correspondientes en la ecuación **[4.4]**

$$x + 346.769\,x + 3.3444 \times 0^{9}\,x = -.81 \qquad \textbf{[4.4a]}$$

La ecuación de la constante de rigidez que describe el movimiento de la viga en función de la fuerza y del desplazamiento está dada por la siguiente ecuación:

$$F = kx \pm F \qquad \textit{[4.14]}$$

Donde la pendiente representa la constante de rigidez de la viga y está dada por la ecuación:

$$k = \frac{F_2 - F_1}{x_2 - x_1} \qquad \textit{[4.15]}$$

Dónde $k = 500\ N/m$

Esto es:

$$F = (500\ N/m)x \pm \varepsilon \qquad \textit{[4.16]}$$

4.6. PROCEDIMIENTO DE DISEÑO DEL PIEZORRESISTOR

4.6.1. Elemento sensor: El Piezorresistor

La detección de la aceleración del acelerómetro que se planea diseñar está basado en el efecto piezorresistivo del polisilicio. Esta propiedad que presenta el polisilicio consiste en el cambio del valor de su conductividad cuando está sometida a un esfuerzo mecánico. De esta forma, se pueden definir resistencias que dependiendo del signo del coeficiente piezoresistivo y de si la resistencia está sometida a tracción o compresión, el valor de esta resistencia aumente o disminuya. Los esfuerzos mecánicos que se inducen en la superficie del cantilever producen variaciones muy pequeñas de resistencia las cuales pueden medirse usando un puente de Wheatstone sobre las resistencias.

Cuando es aplicada una fuerza de deformación en un material de prueba, el resultado de la deformación es traducido al factor de galga (FG) a través del desplazamiento de los puntos de carga. Estos desplazamientos generan una deformación del aro central de la estructura, y de ahí una elongación o compresión de los piezorresistores que producen un cambio de la resistencia eléctrica. Para los resistores con dopado tipo p, una elongación (presión positiva) conduce a un incremento positivo en la resistencia. El radio del cambio fraccional en la resistencia eléctrica $\Delta R/R$ al cambio fraccional en longitud $\Delta l/l$ es relacionado por el factor de galga de una galga para medir el esfuerzo en una superficie

$$FG = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \qquad \textbf{[4.20]}$$

Donde $\varepsilon = \Delta l/l$ es la definición del esfuerzo.

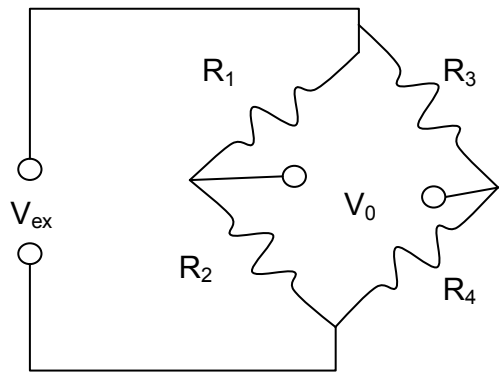


Figura 13. Arreglo del circuito del puente de Wheatstone

Al medir exactamente los pequeños cambios de resistencia, las cuatro resistencias son conectadas dentro del circuito del puente de Wheatstone la configuración física del puente se muestra en la **Figura 13**, la salida de voltaje del puente, V_0 , será igual a:

$$V_0 = \left[\frac{R_4}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_2 + R_1} \right] \cdot V_{ex} \qquad \textit{[4.21]}$$

Donde V_{ex} es el voltaje de excitación aplicado al puente y R_1 a R_4 son los valores de resistencia. Si $R_1 / R_2 = R_3 / R_4$ donde el esfuerzo es aplicado, luego el voltaje de salida es cero y se dice que el puente está balanceado. Un cambio de resistencia es medido como un cambio en V_0 **.**

$$Vout = \frac{1}{4}\frac{\Delta}{R}Vcc \qquad \textit{[A]}$$

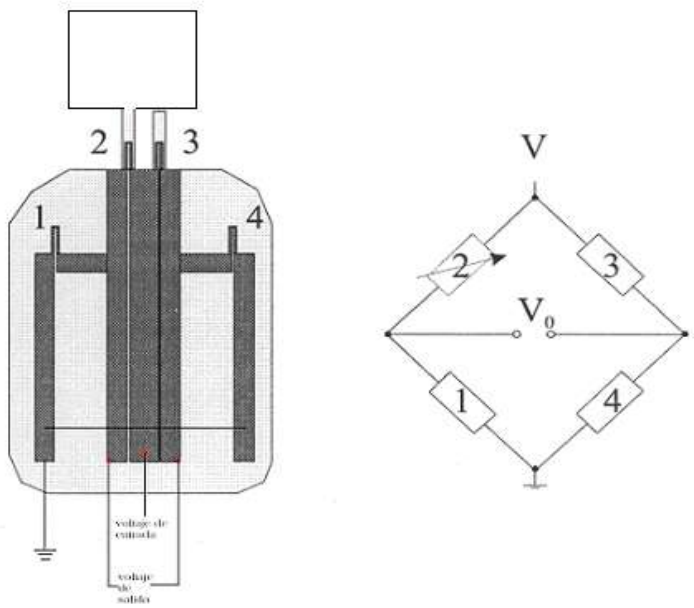


Figura 14. Arreglo de resistencias del puente de Wheatstone

De la **Figura 14** se puede ver que el sensor consta de cuatro piezorresistores dos puesto sobre cantilevers y dos puestos sobre el substrato. Con este diseño uno de los cantilevers es un cantilever activo el cual es el que reacciona a la aceleración, midiendo la señal de interés, mientras el otro cantilever es pasivo y sirve como referencia para filtrar las señales que son idénticas en ambos piezorresistores, así lo que se esta formando con este arreglo de cantilevers es un par diferencial mecánico el cual permite realizar mediciones diferenciales y eliminar señales de modo común. Por ejemplo estas señales de modo común pueden ser ruido mecánico o cambio de resistencia causado por desplazamientos de temperatura.

4.6.2. Principio de detección de la aceleración

Detección piezorresistiva

Para ilustrar un esfuerzo en la superficie de un cantilever, la capa delgada tiene un esfuerzo en el plano σ como se muestra en la **Figura 15** en este caso existe una fuerza trabajando en el plano alrededor del eje neutral del cantilever, pero aun existe un momento flexionante perpendicular al plano xz.

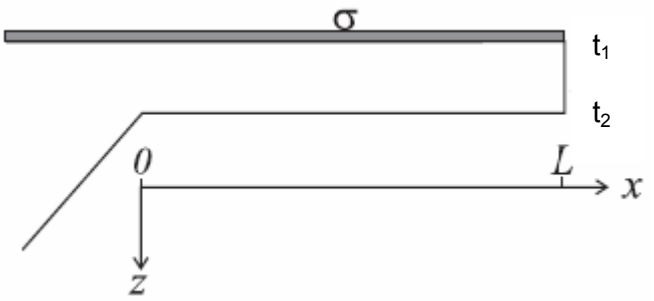


Figura 15. Esfuerzo σ sobre la capa delgada t_1 en la superficie del cantilever. El esfuerzo de superficie σ_s es introducido como $t_1\sigma$.

Así con $F = Wt_1\sigma$ y $M = Wt_1\sigma \cdot z$, donde $z = -_2/2$ y la deflexión es ahora:

$$z(x) = \frac{Wt_2x^2}{4\,E/(1-\nu)\,L}\sigma_s \qquad \textbf{[4.25]}$$

Donde el esfuerzo de superficie es $\sigma_s = t_1\sigma$, aplicable para un esfuerzo biaxial a lo largo del eje x , $E/(1-\nu)$ donde E es el módulo de Young y ν es la razón de Poisson del material del cantilever. La constante de resorte para el esfuerzo de superficie K_{σ_s} se define como

$$\sigma_s = K_{\sigma_s} z(l) \qquad \textbf{[4.26]}$$

Que está dada por:

$$K_{\sigma_s} = \frac{4EI}{(1-\nu)Wt_2l^2} = \frac{Et_2^2}{(1-\nu)3l^2} \qquad \textbf{[4.27]}$$

Piezorresistividad

Cuando los efectos geométricos son omitidos, el cambio de la resistencia relativa por un piezorresistor se describe como

$$\frac{\Delta R}{R} = K_L\varepsilon_L + K_T\varepsilon_T \qquad \textbf{[4.28]}$$

Los subíndices L y T significan longitudinal y transversal con respecto a la dirección de la corriente que fluye en el resistor, ver **Figura 16**.

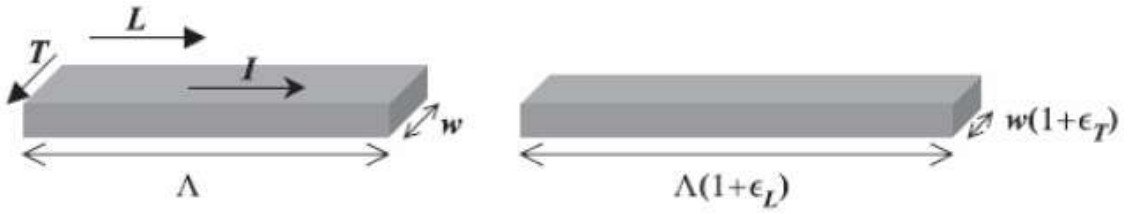


Figura 16. La dirección longitudinal es a lo largo de las líneas de corriente y la dirección transversal es perpendicular a las líneas de corriente. El resistor de la derecha se encuentra en tensión

Geometría del piezorresistor

La geometría del piezorresistor que se empleara se muestra en la **Figura 17**.

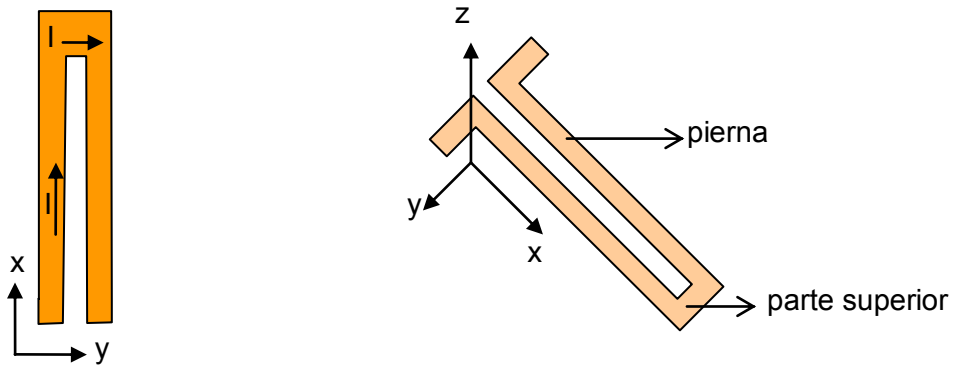


Figura 17. Geometría del piezorresistor. A la derecha se muestran las partes del piezorresistor. I es la corriente que va sobre el resistor

El resistor puede dividirse en dos regiones: las piernas donde se asume que las líneas de corriente van a lo largo de la dirección x y la parte superior donde las líneas de corriente se asumen que van en la dirección x. De esto se deduce que la deformación en la dirección x de la pierna, se considera como la componente longitudinal de la deformación y la componente transversal de la deformación es la de la parte superior. Usando la ecuación **[4.28]** sobre las piernas y la parte superior del resistor separadamente, nos conduce a las siguientes relaciones:

$$\left.\frac{\Delta}{R}\right|_{pierna} = K_L \varepsilon_x + K_T \varepsilon_y \qquad \textbf{[4.29]}$$

$$\left.\frac{\Delta}{R}\right|_{sup\ erior} = K_L \varepsilon_y + K_T \varepsilon_x \qquad \textbf{[4.30]}$$

El cambio de la resistencia relativa total experimentada por el resistor se encuentra por medio de las dos contribuciones de sus resistencias relativas

$$\frac{\Delta}{R} = A \left.\frac{\Delta}{R}\right|_{pierna} + B \left.\frac{\Delta}{R}\right|_{sup\ erior} \qquad \textbf{[4.31]}$$

Sustituyendo la ecuación **[4.31]** en la **[4.28]**

$$\frac{\Delta}{R} = \varepsilon_x (AK_L + BK_T) + \varepsilon_y (AK_T + BK_L) \qquad \textbf{[4.32]}$$

Donde

$A = \frac{R_{pierna}}{R_{total}}$ y $B = \frac{R_{\sup erior}}{R_{total}}$; R_{pierna} es la resistencia de los dos piernas del resistor.

Por diseño o por la alta concentración de dopado se puede hacer que $A \approx$ y $B \approx$.

Esfuerzo en el plano de un cantilever

Un esfuerzo uniforme en el plano, como el medido en el acelerómetro se deberá resolver con $\sigma_s = \sigma_y$. Por tanto, la deformación en x y en y será igual a:

$$\varepsilon_x = \varepsilon_y = (1 - \nu)\frac{\sigma_x}{E} \qquad \textbf{[4.33]}$$

Lo que significa que el radio de curvatura para el desplazamiento del cantilever es el mismo en x y y y $E/(1-\nu)$ se refiere al modulo biaxial.

El cambio relativo de resistencia o sensitividad se encuentra introduciendo ε_x y ε_y en la ecuación ***[4.29]***.

Señal mínima detectable

Para poder estimar el desempeño de un sensor no es suficiente conocer la sensibilidad del sensor si no también la figura de mérito que es la mínima señal que puede ser detectada con un valor requerido de la relación señal a ruido. En el caso del lector de salida, la señal es el esfuerzo sobre la superficie del microcantilever.

Resolución

La sensitividad puede ser representada por $\frac{\Delta R}{R}\sigma_s$. Esta es una medición del cambio relativo de la resistencia por unidad de desplazamiento z o por esfuerzo por unidad de superficie σ_s, respectivamente. Para poder encontrar el desplazamiento o esfuerzo mínimo de superficie detectable, se asume que el minino voltaje de salida detectable es igual a la señal de voltaje causado por el ruido $V_{ont\,\min} = V_{ruido}$, entonces de la ecuación ***A*** el desplazamiento mínimo detectable $z_{\min}$ y el esfuerzo de superficie mínimo detectable $\sigma_{s_\min}$ son

$$z_{\min} = \frac{V_{ruido}}{\frac{1}{4}\left(\frac{\Delta R}{R}z^{-1}\right)V_{in}} \qquad \textbf{[4.34]}$$

$$\sigma_{s_\min} = \frac{V_{ruido}}{\frac{1}{4}\left(\frac{\Delta R}{R}\sigma_s^{-1}\right)V_{in}} \qquad \textbf{[4.35]}$$

Estas son las mediciones de la resolución del sensor con respecto del desplazamiento y esfuerzo de superficie.

4.6.3. Esfuerzo de superficie en un cantilever de una capa

La deformación en un cantilever de una sola capa y con un esfuerzo de superficie sobre la superficie superior es

$$\varepsilon = -\frac{\sigma_s}{Yt} - \frac{6\sigma_s}{Yt^2}Z \qquad \textbf{[4.36]}$$

La deformación en la superficie superior ε_T y la deformación en la superficie inferior ε_B son entonces

$$Z = t/2: \qquad \varepsilon_T = -\frac{4\sigma_s}{Yt} \qquad \textbf{[4.37]}$$

$$Z = -t/2: \qquad \varepsilon_B = -\frac{2\sigma_s}{Yt} \qquad \textbf{[4.38]}$$

En la **Figura 18** también se muestra como el eje neutral efectivo es situado a 2/3 alejado de la superficie en lugar de 1/2 del espesor respecto de un cantilever libre de esfuerzo.

La importancia de incluir el término de elongación/contracción ε_0 en la expresión para la deformación es ilustrada por el hecho de que constituye el 25% de la deformación en la superficie superior. En adición, si esta contribución fue omitida en una aproximación puramente de deflexión, el modelo deberá mostrar que la deformación es simétrica en el cantilever.

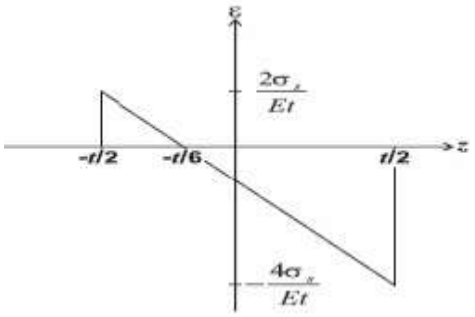


Figura 18. Deformación como función de la posición dentro de un cantilever simple con esfuerzo en la superficie. El esfuerzo de superficie está en la parte superior de la superficie en $Z = t/2$ ***. El eje neutral efectivo donde*** $\varepsilon = 0$ ***está en*** $Z = -t/6$

Para la estructura simple, la deformación en la superficie superior es tan alta como el doble de la deformación de la superficie inferior. La conclusión general para cualquier cantilever es que para obtener un gran cambio de resistencia y por tanto una sensitividad alta, el piezorresistor deberá ser puesto lo más cerca de la superficie y del esfuerzo de superficie aplicado, como sea posible.

Con un esfuerzo de superficie de igual magnitud sobre la parte alta y la parte baja de la superficie del cantilever, la deformación en el cantilever de una sola capa es

$$\varepsilon = \varepsilon_0 = -\frac{2\sigma_s}{Yt} \qquad \textbf{[4.39]}$$

El diseño del cantilever y el piezorresistor considerando sus dimensiones se encuentra minimizando el esfuerzo de superficie.

De la ecuación **[4.28]** se deduce que:

$$\frac{\Delta R}{R} = \varepsilon_x (K_L + K_T) \qquad \textbf{[4.40]}$$

Donde el esfuerzo $\varepsilon_x = \varepsilon_0 + \beta z$.

4.6.4. Cálculo del factor de galga

Para determinar el factor de galga se usara la sensitividad de la deflexión para determinar la relación entre la deformación y el cambio de resistencia con la ecuación:

$$\frac{\Delta R}{R} z^{-1} \alpha (K_L (A - B) + K_T (A - B)) \qquad \textbf{[4.41]}$$

El cambio de resistencia como función de los factores de galga esta descrito para una fuerza que actúa sobre la punta del cantilever. El procedimiento es entonces flexionar el cantilever a una distancia conocida z y registrar el cambio de resistencia $\frac{\Delta R}{R}$. Con la aproximación de que la parte longitudinal de la resistencia es mucho más grande que la transversal $A > B$, entonces $\frac{\Delta R}{R} \alpha K_L - \nu K_T$. Si la contracción de Poisson $\varepsilon_T = \nu \varepsilon_L$ es ignorada entonces $\frac{\Delta R}{R} \alpha K_L$. Al considerar que $K_L - \nu K_T \approx K_L$.Por lo que:

$$\frac{\Delta R}{R} = \varepsilon_x K_T \qquad \textbf{[4.42]}$$

Donde R está dada por:

$$R = 2\frac{\rho\lambda}{t_r w_r} + \frac{\rho}{t_r \lambda_r} \qquad \textbf{[4.43]}$$

Para una deflexión Z. La K efectiva resulta de la combinación de los efectos longitudinal y transversal y está dada por

$$\frac{\Delta R}{R} = FG \frac{(1 - 1/2)\, l\, t_{NR} K}{EI} Z \qquad \textbf{[4.44]}$$

Donde t_{NR} la distancia entre el eje neutro y la parte media de la resistencia.

Cuando el voltaje de excitación V_{ex} es aplicado sobre el puente. La sensibilidad de la deflexión del microcantiliver cuando un piezorresistor es insertado en el puente de Wheaston se describe en la ecuación **[4.45]** λ integra la longitud del piezorresistor y l es la longitud del cantiléver [*Biop-05*]:

$$\frac{V_0}{V_s} = FG \frac{3(1 - 1/2)\, \lambda / l\, t_{NR} K}{4l^2} Z \qquad \textbf{[4.45]}$$

4.6.5. Cálculo de la piezoresistencia.

Los parámetros de ajuste disponibles cuando se minimiza $\sigma_{s\ \min}$ se detallan en la Incluyen los espesores de las películas delgadas y las dimensiones del cantilever y el resistor.

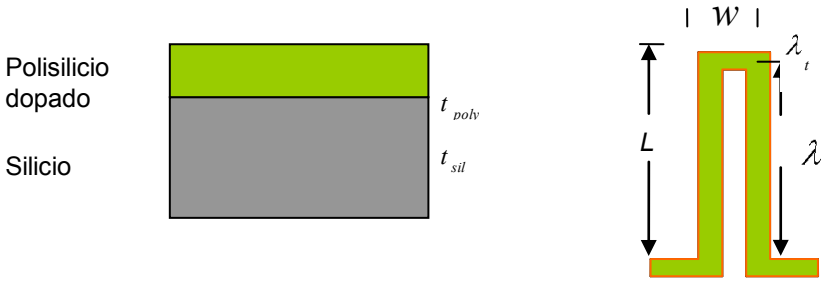


Figura 19. Geometría del piezorresistor del microcantilever. Se muestra la sección transversal del cantilever y las dimensiones del piezorresistor

Esto nos da los seis parámetros de ajuste: t_{poli} , t_{sil} λ y λ_t. Para este diseño únicamente se determinara el espesor del piezorresistor $t_{ni\ \sup erior}$ y se darán las dimensiones de los otros parámetros basados en el proceso a usar.

El factor de galga para el silicio policristalino es de 30 [*Aslam 92*], además $\nu = 0.22$ [*Tripp-04*]

De la ecuación ***[4.27]*** la constante de resorte para el esfuerzo de superficie K_{σ_s} al sustituir valores queda de la siguiente forma:

$$K_{\sigma_s} = \frac{4EI}{(1-\nu)Wt_2 l^2} = \frac{Et_2^2}{(1-\nu)3l^2}$$

$$K_{\sigma_s} = \frac{160 \times 10^{12}\ Pa\ (0.2 \times 10^{-6}\ m)^2}{(1-0.22)\cdot 3\cdot (1498 \times 10^{-6}\ m)^2}$$

$$K_{\sigma_s} = 0.246811 \times 10^{12}\ Pa$$

Para el esfuerzo superficial de la ecuación **[4.26]** al aplicarla longitudinalmente (x) para la viga lisa:

$$\sigma_x = (0.246811 \times 10^{12}\ Pa)\cdot(1.091325 \times 10^{-6}\ m)$$

$$\sigma_x = 0.269351 \times 10^{12}\ Pa\cdot m$$

Ahora para la viga con cortes:

$$\sigma_x = (0.246811 \times 10^{12}\ Pa)\cdot(1.216139 \times 10^{-6}\ m)$$

$$\sigma_x = 0.300157 \times 10^{12}\ Pa\cdot m$$

Según la ecuación **[4.33]** la deformación en x y en y para una viga lisa es igual a:

$$\varepsilon_x = \varepsilon_y = (1-0.22)\frac{0.269351 \times 10^{12}\ Pa\cdot m}{160 \times 10^{12}\ Pa}$$

$$\varepsilon_x = \varepsilon_y = 1.313086 \times 10^{-6}\ m$$

Para la viga con cortes la deformación en x y en y es igual a:

$$\varepsilon_x = \varepsilon_y = (1 - 0.22)\frac{0.300157 \times 10^{12}\ Pa \cdot m}{160 \times 10^{12}\ Pa}$$

$$\varepsilon_x = \varepsilon_y = 1.463265 \times 10^{-3}\ m$$

De la ecuación **[4.43]** *d*onde al sustituir valores R está dada por:

$$R = 2\frac{\rho\lambda}{t_r w_r} + \frac{\rho_r}{t_r}\lambda_r - \rho = 5 \times 10^{-6}[\Omega\ m]$$

$$R = 2\frac{6 \times 10^{-6}[\Omega\ m]1475\ x10^{-3}\ m}{2x10^{-3}\ m \cdot 46\ x10^{-3}\ m} + \frac{6 \times 10^{-6}[\Omega\ m]46\ x10^{-3}\ m}{2x10^{-3}\ m \cdot 23\ x10^{-3}\ m}$$

$$R = 102.1956\ \Omega$$

Dado que $K_L = K_T = 200\ (\Omega\ m)^{-1} = K$, al sustituir estos valores en la ecuación ***[4.32]***

$$\frac{\Delta}{R} = \varepsilon_x(AK + BK) + \varepsilon_y(AK + BK)$$

Considerando que:

$A = \frac{R_{pierna}}{R_{total}}$ y $B = \frac{R_{superior}}{R_{total}}$; R_{pierna} es la resistencia de los dos piernas del resistor. Además que $A \approx$ 1 y $B \approx$ 0. La Δ para la viga lisa es:

$$\Delta = [\varepsilon_x(K) + \varepsilon_y(K)] \cdot R$$

Sustituyendo valores se obtiene:

$$\Delta R = [1.313086 \times 10^{-3}\ m(200\ (\Omega\ m)^{-1}) + 1.313086 \times 10^{-3}\ m(200\ (\Omega\ m)^{-1})] \cdot 102.1956\ \Omega$$

$$\Delta R = 53.6766\ 1$$

Para la viga con cortes tenemos que:

$$\Delta R = [1.463265 \times 10^{-3}\ m(200\ (\Omega\ m)^{-1}) + 1.463265 \times 10^{-3}\ m(200\ (\Omega\ m)^{-1})] \cdot 102.1956\ \Omega$$

$$\Delta R = 59.8314\ 1$$

Con un voltaje de excitación de 0.28V en la ecuación ***[A]***; por lo que el voltaje de salida para la viga lisa es:

$$V_o = \frac{1}{4}Vcc\ 0.5854\ (\Omega^{-}) = 5V$$

Para:

$$V_{cc} = 34.1646\ [V]$$

4.7. LÍMITE ESTÁTICO PARA LA MINIATURIZACIÓN DE PIEZORRESISTORES DE POLISILICIO

El modelo de un piezorresistor de polisilicio consiste de un limitado número de cristales en el que tienen que ser consideradas las orientaciones al azar. Esto es, muestra las variaciones estáticas del decremento del factor de galga con el incremento del número de cristales en el piezorresistor.

Estudios recientes en piezoresistencias de polisilicio muestran que esta es una ventaja de un factor de galga relativamente alto y la fácil deposición sobre substratos de aislamiento. Sin embargo, el factor de galga es altamente dependiente en la estructura de la película de polisilicio.

En este documento se hace un estimado estático de la variación longitudinal del factor de galga en la consideración del número de cristales constituidos en el piezorresistor de polisilicio.

Capítulo 5:

SIMULACIÓN

5.1. EL MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO

Los métodos numéricos son técnicas mediante las cuales es posible resolver, aproximadamente, complejos problemas matemáticos de integración, diferenciación, resolver sistemas de ecuaciones y encontrar raíces de ecuaciones, por medio del simple uso de operaciones aritméticas. Ya que casi todos los procesos físicos se pueden representar matemáticamente mediante ecuaciones o algún conjunto de ecuaciones, es por lo tanto posible resolver problemas complicados con técnicas numéricas.

Dentro de los métodos numéricos existe una gran variedad de éstos, dependiendo de la aplicación que tiene el método y del concepto del que se parte para hacer la simplificación, es decir, cambiar el problema complejo por una serie de operaciones aritméticas.

El método del elemento finito es un método numérico, que surgió como tal en la década de los 60's, desde entonces a la fecha ha pasado a ser de una herramienta novedosa a necesaria tanto a nivel académico como industrial. Se ha aplicado en casi todos los campos del saber con éxito, alcanzando sus mayores aplicaciones en el campo de la ingeniería. Èste método nos servirá de herramienta para poder analizar el microacelerómetro mediante el programa especializado COVENTOR.

El concepto básico de éste método es el de dividir el continuo en un número finito de elementos (de ahí su nombre), es decir discretizar el continuo y resolver sobre cada uno de los elementos las ecuaciones del sistema para después ensamblar la solución total.

Para construir un modelo numérico se define un número finito de puntos, los cuales podrán estar unidos después por líneas para formar superficies y sólidos; de esta manera la geometría a estudiar. Estos puntos son llamados nodos, éstos se encuentran en las fronteras de los elementos que se generaron por la discretización del continuo, además son los responsables de mantener la continuidad al mantener unidos a los elementos. El sistema es ahora un conjunto de elementos unidos mediante nodos. Donde en cada nodo las ecuaciones definidas son representadas por ecuaciones algebraicas

Ahora bien, las ecuaciones algebraicas que reemplazan a las ecuaciones diferenciales que gobiernen al sistema objeto de estudio, se conocen como ecuaciones de discretización. Para llegar a ellas se utilizan diversas técnicas matemáticas, las más comunes son: aproximación directa, método variacional, método de residuos ponderados, series de Taylor y balance de energía.

Para obtener la solución de un problema mediante el método de elemento finito se siguen los pasos genéricos: generación de la geometría, asignación del tipo de material o materiales, definición de cargas y condiciones de frontera, y solución del conjunto de ecuaciones. [*Guerrero-99*]

5.2 DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN

La primera ventana que despliega COVENTOR para el diseño y análisis del microcantilever se muestra en la **Figura 20**. Esta ventana nos permite seleccionar los materiales, diseño del proceso, diseño de las máscaras y la visualización en 3D del modelo.

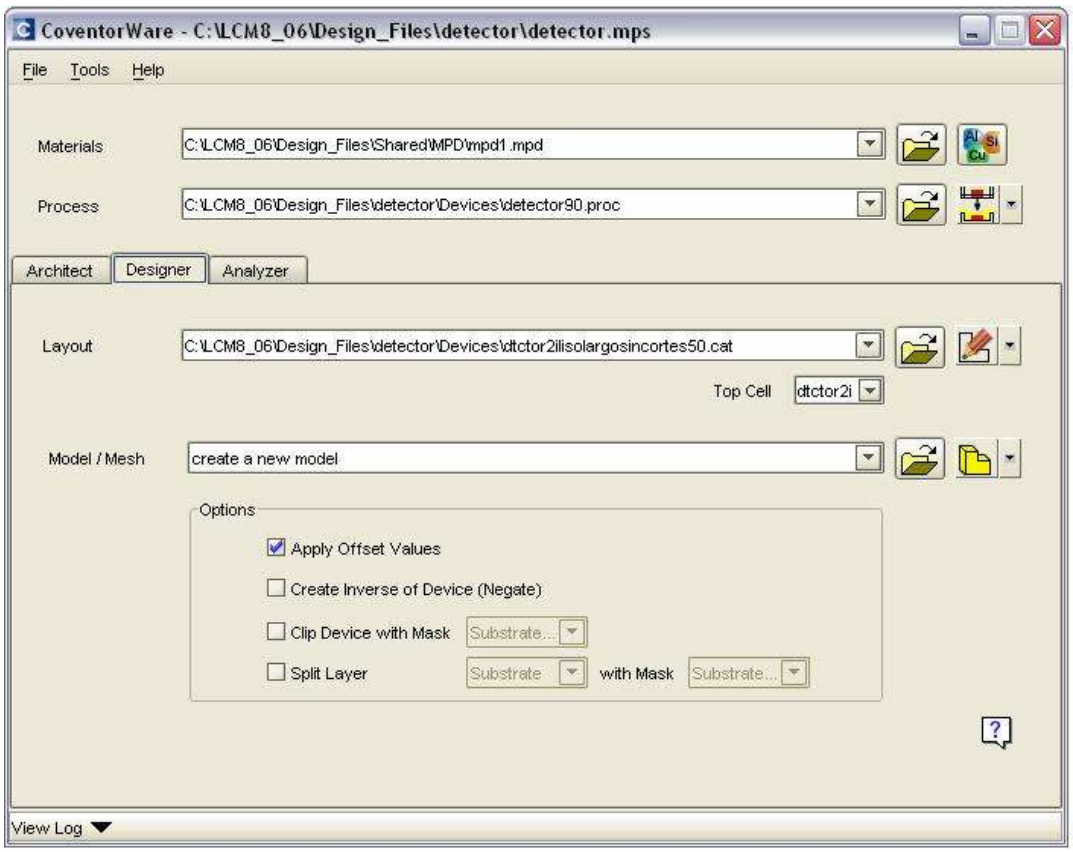


Figura 20. Ventana de diseño

En la **Figura 21** se muestra el proceso de deposición.

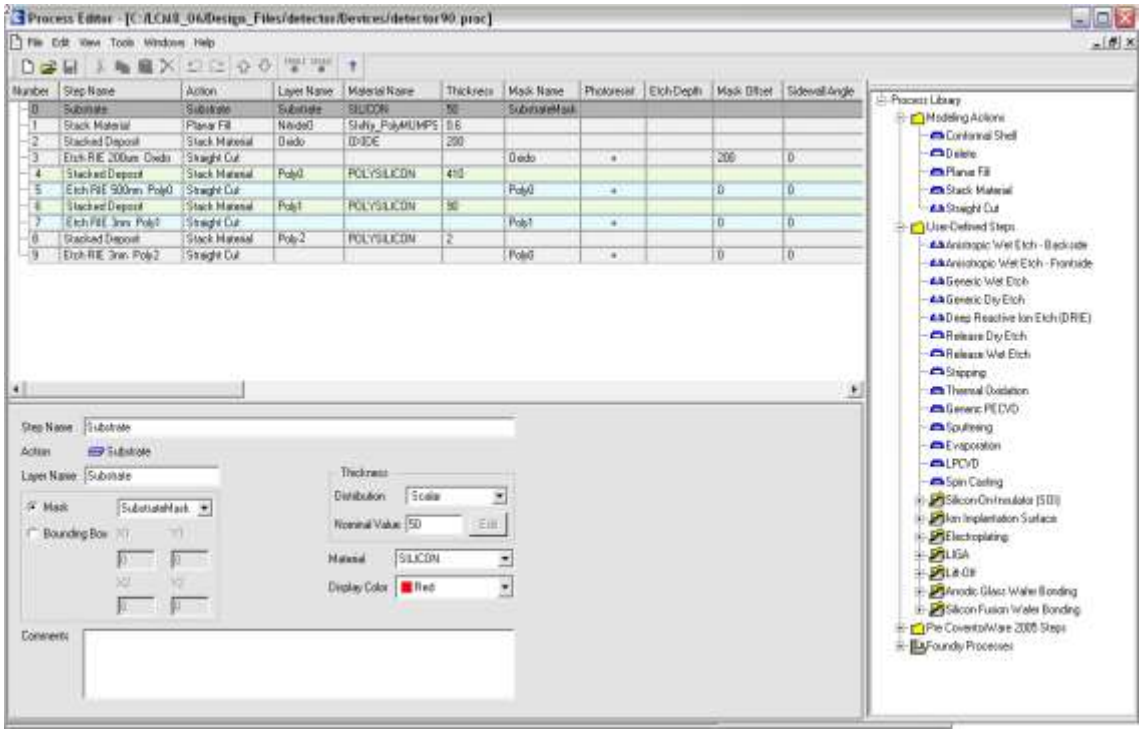


Figura 21. Proceso utilizado

El Layout para las máscaras de las capas de sacrificio fue diseñado de tal forma que la viga sea muy larga y que tenga una masa proporcionalmente mayor. Ver **Figura 22**.

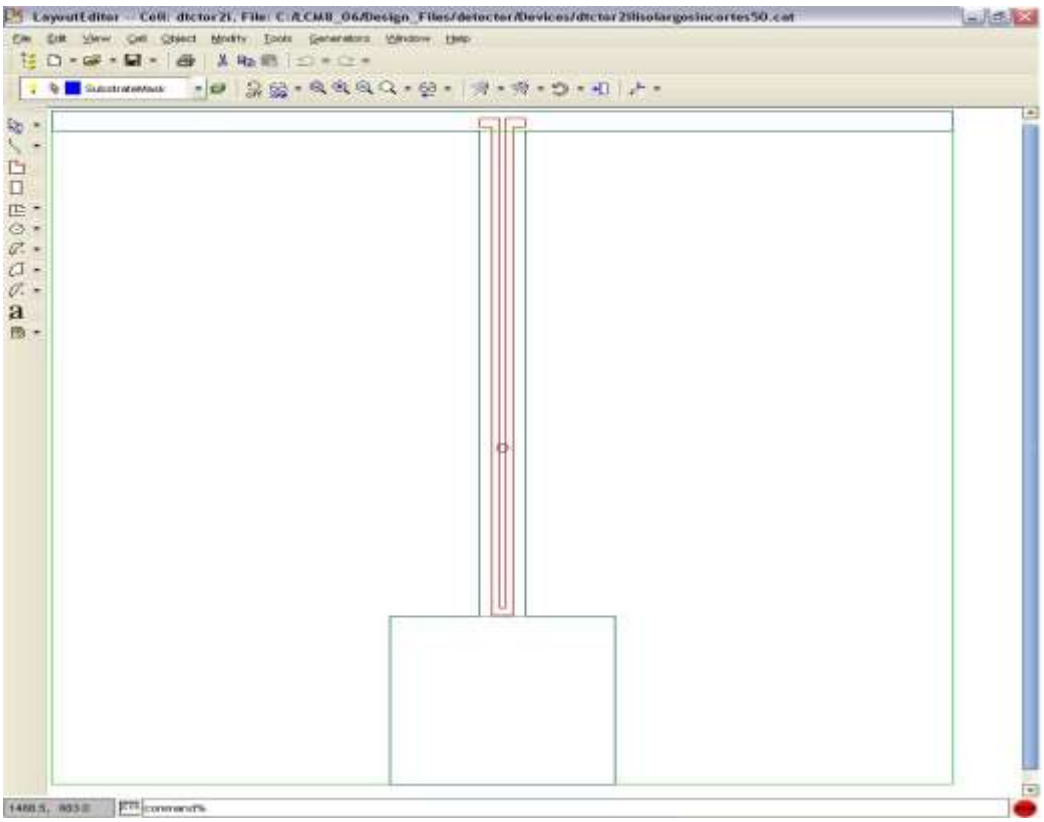


Figura 22. Layout del microcantilever con piezorresistor

La geometría es muy importante al simular, porque si la viga es demasiado angosta y larga la flexión será excesiva, esto es, se quiebra. Para un del elemento finito se empleó Manhattan Bricks para mallar la viga con dimensiones de 50x50x50 μm. Como se observa en la **Figura 23**. Además se asignaron los nombres respectivos a cada cara desde el anclaje hasta la masa del cantilever.

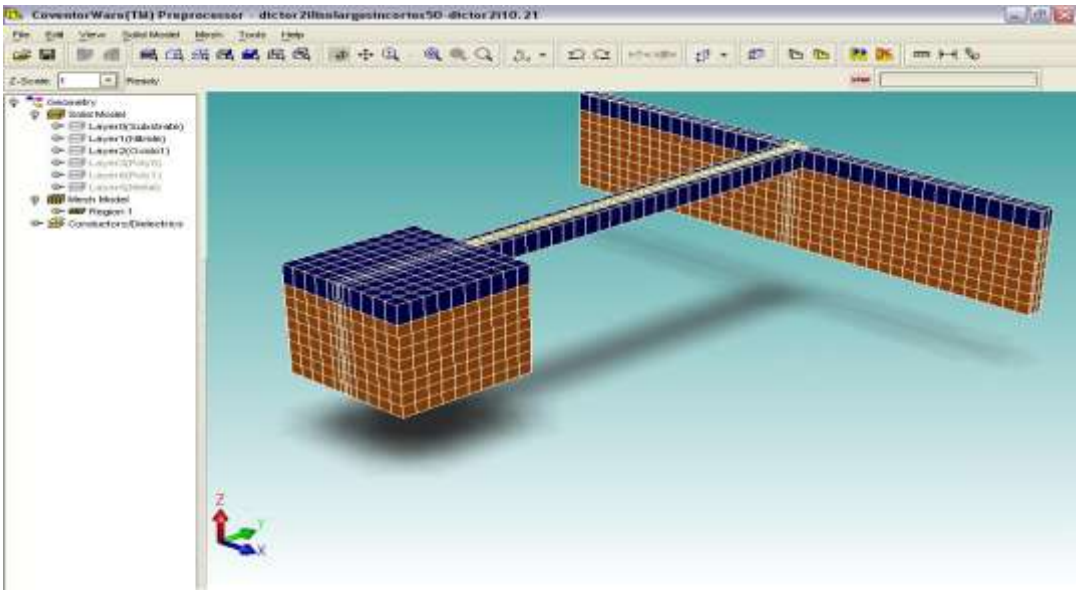


Figura 23. Vista 3D del microcantilever mallado con Manhattan Bricks

Al hacer unos cortes laterales a la viga, esto le proporciona a la viga un mayor elasticidad al aplicar la misma fuerza, con esto aumenta considerablemente la sensibilidad del sensor. Ver **Figura 24**.

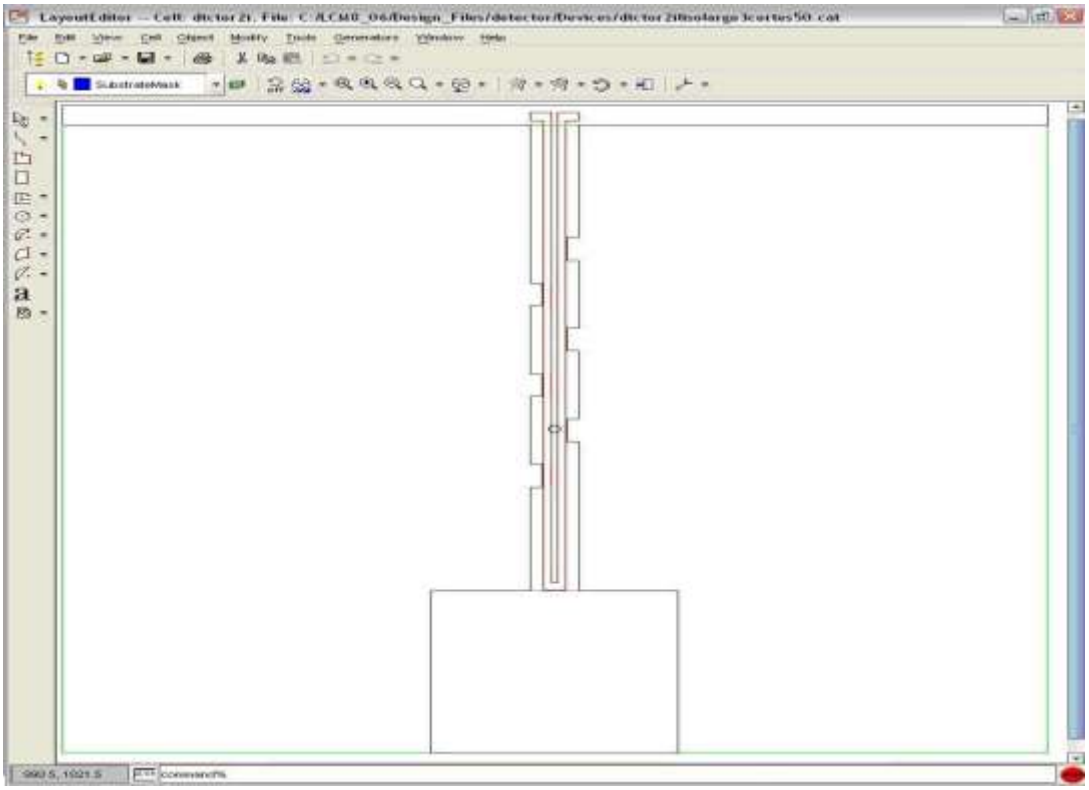


Figura 24. Layout del microcantilever con cortes y piezorresistor

Para esta viga con cortes se siguió el mismo procedimiento para el mallado y la asignación de nombres por cada cara. En la **Figura 25**, se observa el mallado de la viga.

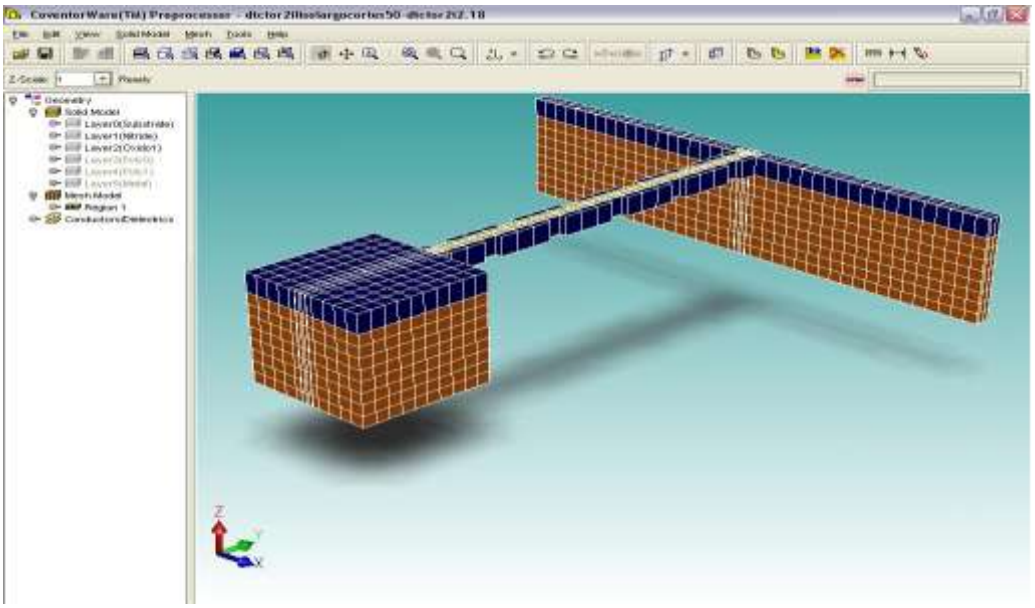


Figura 25. Vista 3D del microcantilever con cortes y mallado con Manhattan bricks

Una vez mallada la viga se abre la ventana de análisis donde aparece el archivo de la viga ya mallada. Ver **Figura 26**.

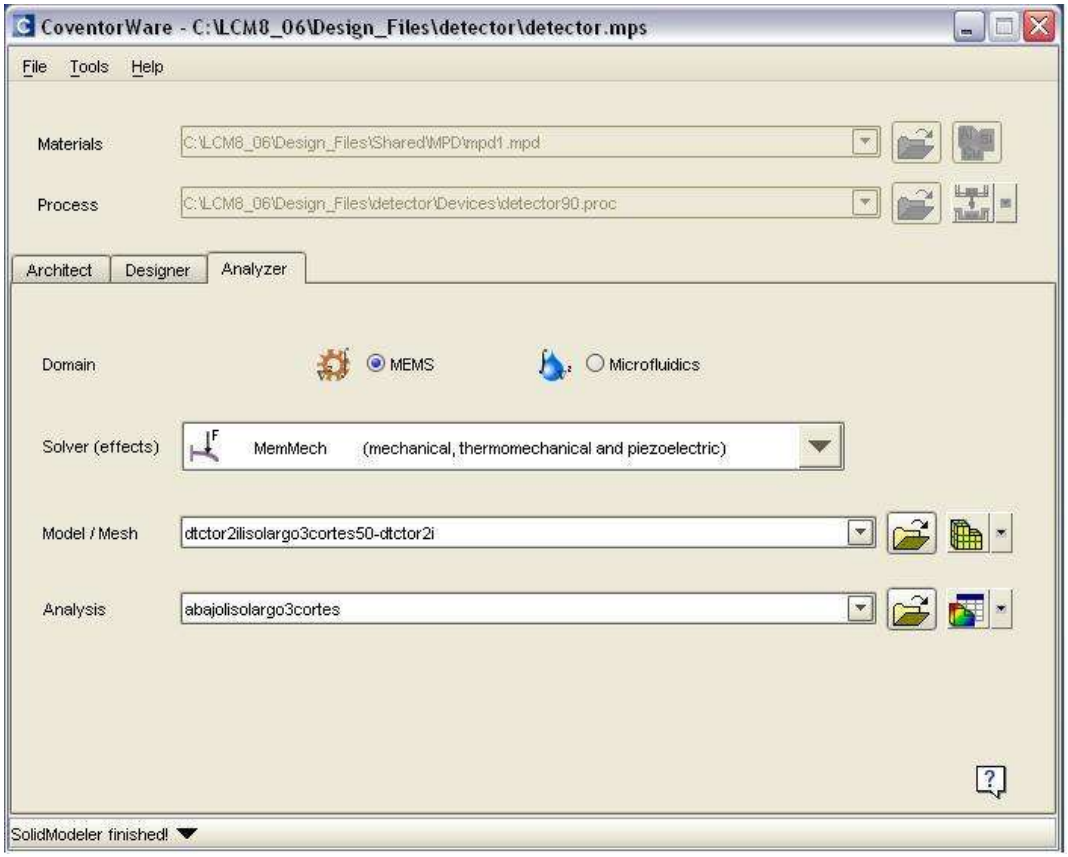


Figura 26. Ventana de análisis

El tipo de análisis empleado es MemMech, debido a que la masa se simula como una fuerza puntual en el extremo de la viga. Una vez creado el nuevo análisis se despliega una ventana de ajustes donde hay que especificar el tipo de análisis, la linealidad, el número de nodos y la frecuencia de interés. Ver **Figura 27**.

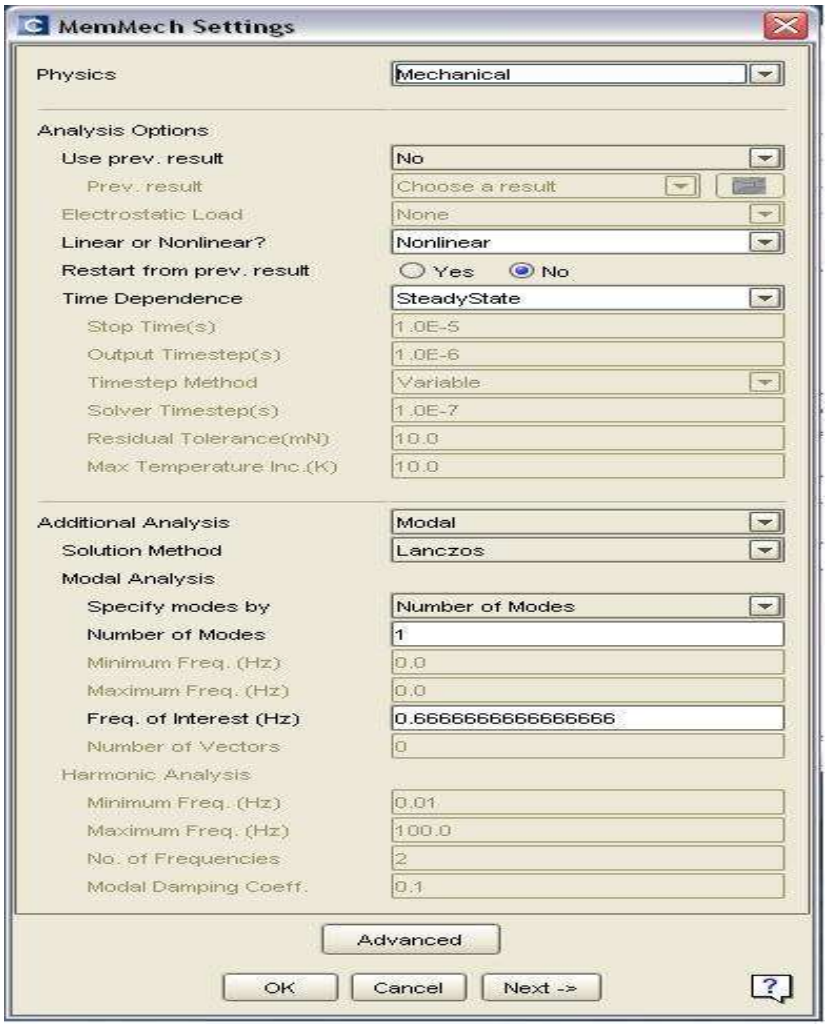


Figura 27. Ventana de ajustes MemMech

A continuación se despliega la ventana MemMech BCs. Ver **Figura 28**.

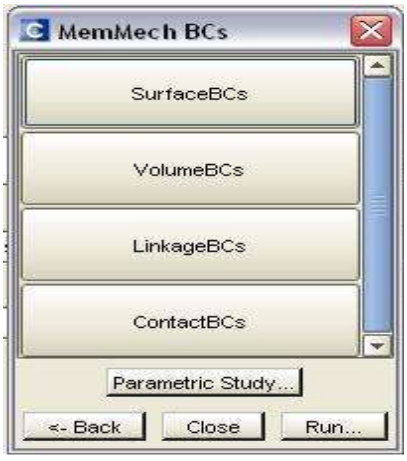


Figura 28. Ventana MemMech BC

Al seleccionar SurfaceBCs se despliega una ventana donde se indican las caras que quedan fijas, el lugar donde se aplica la fuerza y el valor de la misma. Ver **Figura 29**.

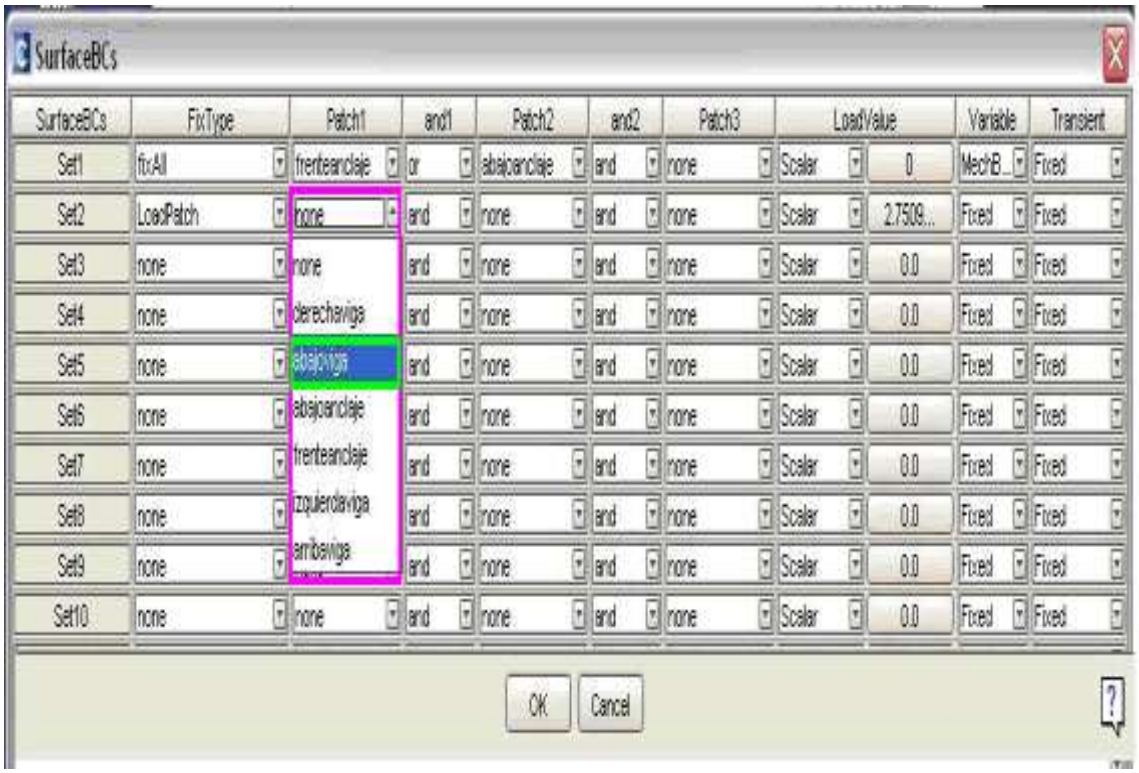


Figura 29. Ventana SurfaceBCs

A continuación se selecciona el Estudio Paramétrico se despliega la ventana que se muestra en la ***Figura 30***.



Figura 30. Ventana de Estudio Paramétrico

Al seleccionar Trayectorias se despliega una ventana donde se ingresan los datos de la delta para poder determinar el número de modos y su amplitud, así como la etiqueta para la trayectoria. Ver **Figura 31**.

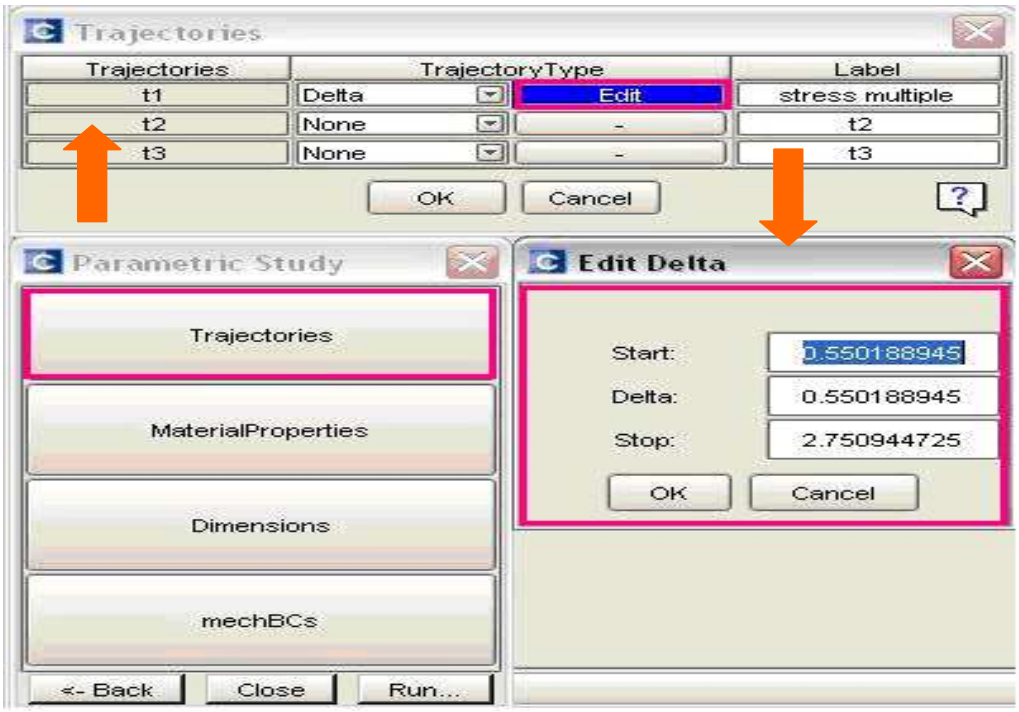


Figura 31. Ventana de Trayectorias para ingresar los datos de Tipo de Trayectoria y Etiqueta

A continuación se seleccionan las Propiedades del Material, donde se despliega su ventana correspondiente. Dónde se selecciona la propiedad que nos interesa para el análisis, la trayectoria y al material al que es aplicado el análisis. Ver **Figura 32**.

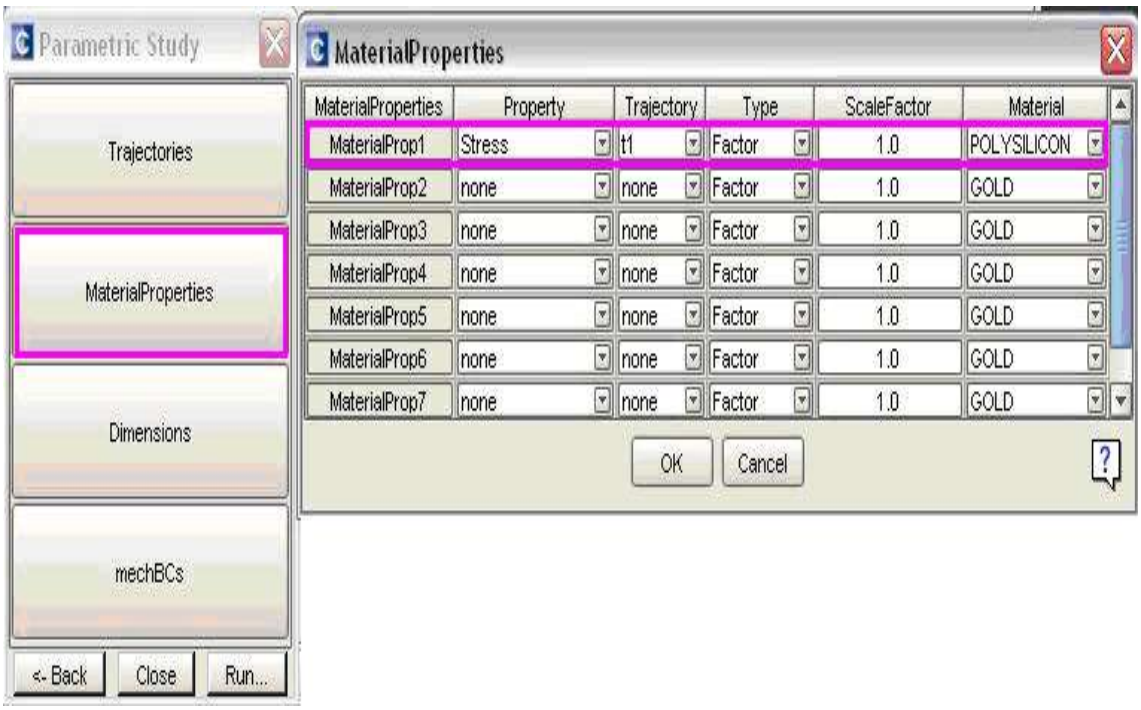


Figura 32. Ventana de propiedades del Materia

Antes de poner a correr el programa, se despliega una ventana para asignarle un nombre al análisis. Ver **Figura 33**.

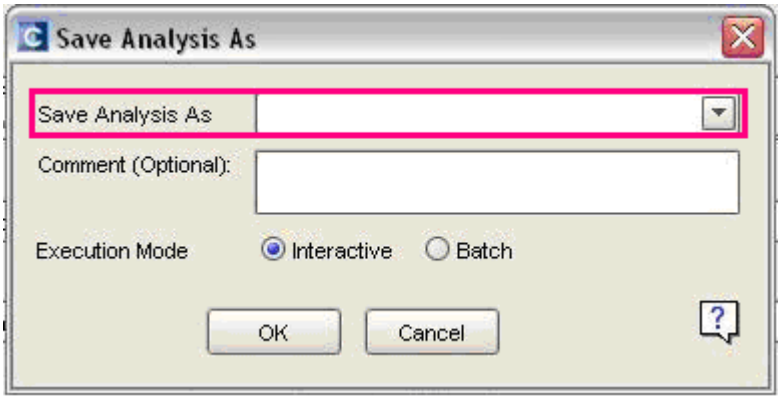


Figura 33. Ventana para asignar nombre al análisis

Una vez terminada la simulación se despliega una ventana de resultados en la cual se observan los datos en forma de tabla, de gráficas en 2D y 3D. Ver **Figura 34**.



Figura 34. Ventana de resultados

Dado que es de nuestro interés sensar el movimiento respiratorio en cualquier posición en la que el bebé se encuentre, la simulación estará dividida en dos partes: el análisis del desplazamiento de la viga al aplicar una fuerza horizontal y otra al aplicar la fuerza verticalmente, así como el análisis nodal.

5.3. SIMULACIÓN DE LA FUERZA APLICADA SOBRE EL EXTREMO LIBRE DEL CANTILEVER PARA UNA VIGA LISA

5.3.1. Fuerza aplicada verticalmente a la viga (dirección –Z)

La tabla de resultados de la simulación al aplicar la fuerza arriba de la masa se muestra en la ***TABLA 5***.

TABLA 5. TABLA DE DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS

mechDomain

	stress multiple	Node	Displacement_Max	Node	Displacement_Min	Node X Displacement_Max	Node X Displacement_Min	Node Y Displacement_Max	Node Y Displacement_Min	Node Z Displacement_Max	Node Z Displacement_Min
Step 1	6.62175E-01		1.091325E03	0		5.655449E-01	-5.655449E-01	6.497352E02	-8.805759E00	5.623035E-01	-1.091316E03
Step 2	1.32435E00		1.091325E03	0		5.655449E-01	-5.655449E-01	6.497352E02	-8.805759E00	5.623035E-01	-1.091316E03
Step 3	1.986525E00		1.091325E03	0		5.655449E-01	-5.655449E-01	6.497352E02	-8.805759E00	5.623035E-01	-1.091316E03
Step 4	2.6487E00		1.091325E03	0		5.655449E-01	-5.655449E-01	6.497352E02	-8.805759E00	5.623035E-01	-1.091316E03
Step 5	3.310875E00		1.091325E03	0		5.655449E-01	-5.655449E-01	6.497352E02	-8.805759E00	5.623035E-01	-1.091316E03

En esta tabla se observa que el desplazamiento máximo es de 1.091325 mm, el cual es constante para todos los pasos.

En la gráfica que se muestra a continuación **Figura 35**, indica que la fuerza se encuentra en función del desplazamiento en (Z) en forma lineal.

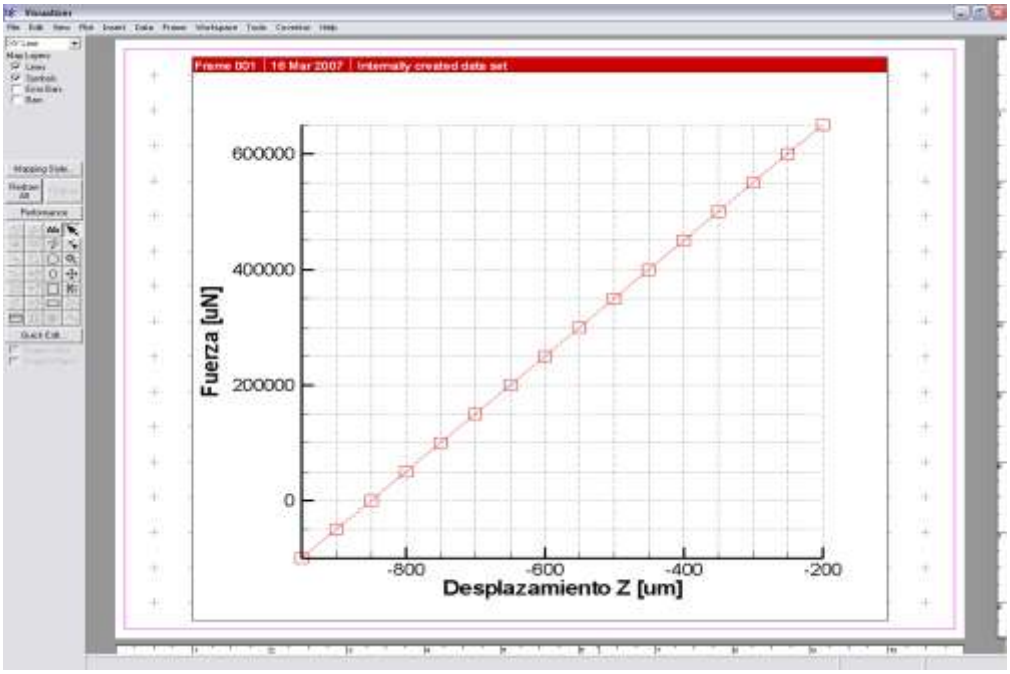


Figura 35. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (Z) para una viga lisa

La gráfica 3D que se observa en la **Figura 36** se observan dos aspectos muy importantes de esta simulación: el mallado de la viga y mediante una gama de colores, la identificación de las zonas de mayor a menor desplazamiento (de azul a rojo en el anclaje) sobre el eje Z.

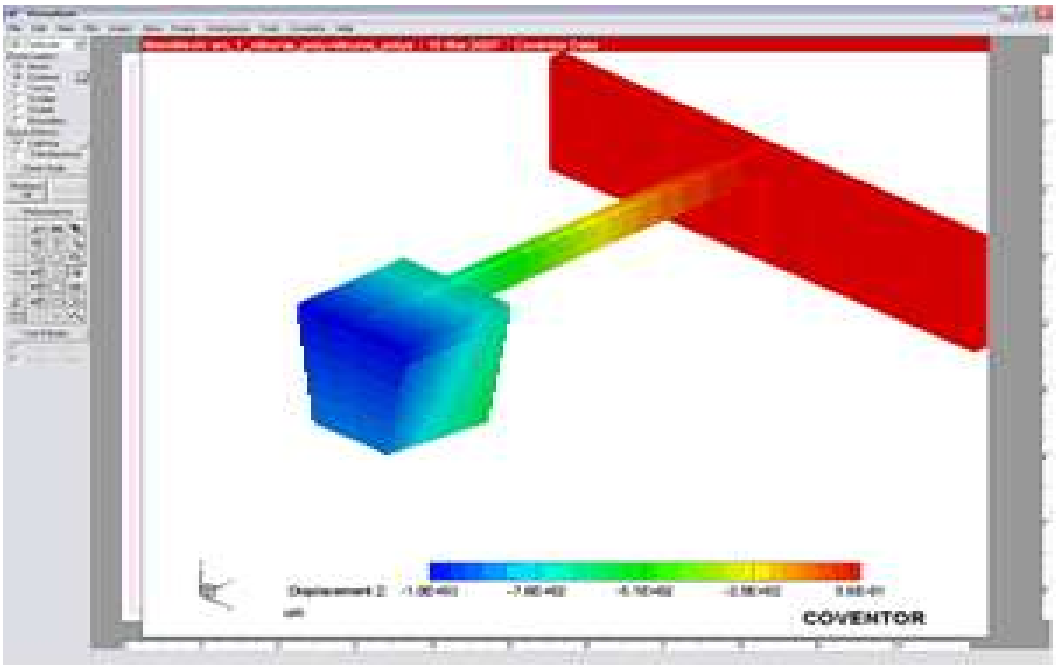


Figura 36. Vista 3D de la viga cantilever

COVENTOR nos da la facilidad de ver la viga flexionada, al ingresar los parámetros necesarios. Ver **Figura 37**.

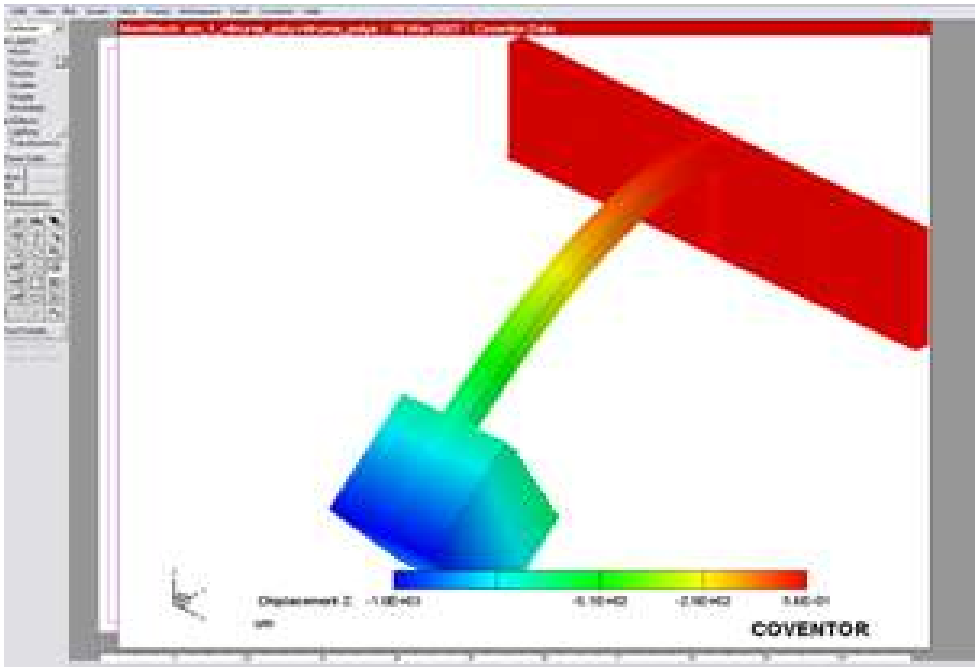


Figura 37. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje Z

5.3.2. Fuerza aplicada horizontalmente a la viga (dirección –X)

La tabla de resultados de la simulación al aplicar la fuerza a la derecha (a un lado de la masa) arriba de la masa se muestra en la ***TABLA 6.***

TABLA 6. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS

mechDomain

	stress multiple	Node	Displacement_Max	Node	Displacement_Min	Node X Displacement_Max	Node X Displacement_Min	Node Y Displacement_Max	Node Y Displacement_Min	Node Z Displacement_Max	Node Z Displacement_Min
Step 1	6.62175E-01		1.495965E02		0	2.619653E-02	-1.492983E02	3.269781E01	-2.241512E01	1.312624E-01	-8.888639E-02
Step 2	1.32435E00		1.495965E02		0	2.619653E-02	-1.492983E02	3.269781E01	-2.241512E01	1.312624E-01	-8.888639E-02
Step 3	1.986525E00		1.495965E02		0	2.619653E-02	-1.492983E02	3.269781E01	-2.241512E01	1.312624E-01	-8.888639E-02
Step 4	2.6487E00		1.495965E02		0	2.619653E-02	-1.492983E02	3.269781E01	-2.241512E01	1.312624E-01	-8.888639E-02
Step 5	3.310875E00		1.495965E02		0	2.619653E-02	-1.492983E02	3.269781E01	-2.241512E01	1.312624E-01	-8.888639E-02

En esta tabla se observa que el desplazamiento máximo es de 0.1495965 mm, el cual es constante para todos los pasos.

En la gráfica que se muestra a continuación **Figura 38** indica que la fuerza se encuentra en función del desplazamiento en (X) en forma lineal.

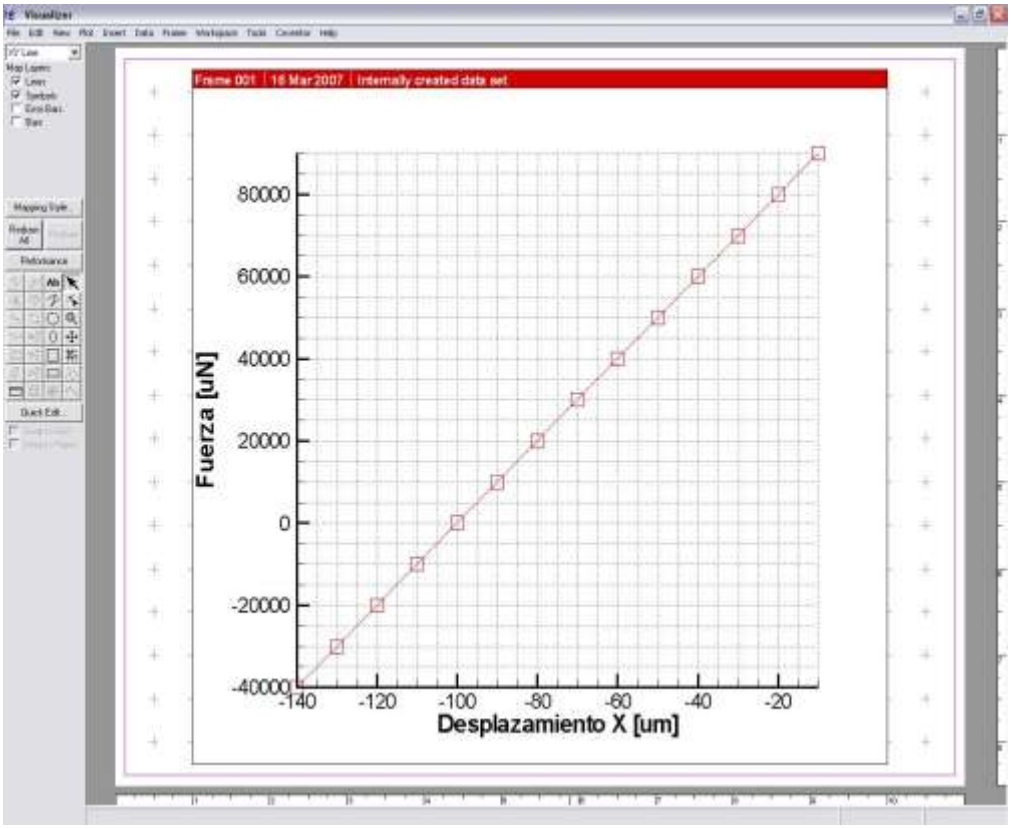


Figura 38. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (X) para una viga lisa

En la gráfica 3D se observa: el mallado de la viga y mediante una gama de colores, la identificación de las zonas de mayor a menor desplazamiento sobre el eje X. La viga flexionada la podemos ver en la ***Figura 39***.

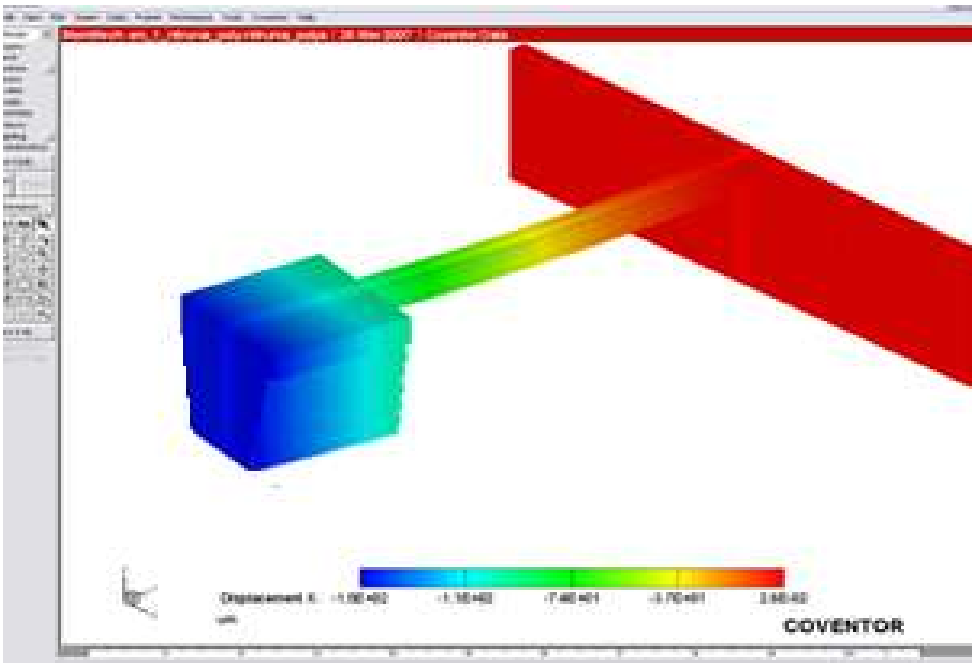


Figura 39. Vista 3D de la viga cantilever flexionada y matizada por colores según su desplazamiento con respecto al eje X

5.4. SIMULACIÓN DE LA FUERZA APLICADA SOBRE EL EXTREMO LIBRE DEL CANTILEVER PARA UNA VIGA CON CORTES A LOS LADOS

5.4.1. Fuerza aplicada verticalmente a la viga (dirección –Z)

La tabla de resultados de la simulación al aplicar la fuerza arriba de la masa se muestra en la ***TABLA 7.***

TABLA 7. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS

mechDomain

	stress multiple	Node Displacement_Max	Node Displacement_Min	Node X Displacement_Max	Node X Displacement_Min	Node Y Displacement_Max	Node Y Displacement_Min	Node Z Displacement_Max	Node Z Displacement_Min
Step 1	6.62175E-01	1.216139E03	1.981735E-45	2.019103E00	-5.574211E-01	7.745554E02	-8.787216E00	5.438557E-01	-1.115975E03
Step 2	1.32435E00	1.216139E03	1.981735E-45	2.019103E00	-5.574211E-01	7.745554E02	-8.787216E00	5.438557E-01	-1.115975E03
Step 3	1.986525E00	1.216139E03	1.981735E-45	2.019103E00	-5.574211E-01	7.745554E02	-8.787216E00	5.438557E-01	-1.115975E03
Step 4	2.6487E00	1.216139E03	1.981735E-45	2.019103E00	-5.574211E-01	7.745554E02	-8.787216E00	5.438557E-01	-1.115975E03
Step 5	3.310875E00	1.216139E03	1.981735E-45	2.019103E00	-5.574211E-01	7.745554E02	-8.787216E00	5.438557E-01	-1.115975E03

En esta tabla se observa que el desplazamiento máximo es de 1.216139 mm, el cual es constante para todos los pasos.

En la gráfica que se muestra a continuación **Figura 40** indica que la fuerza se encuentra en función del desplazamiento en (Z) en forma lineal.

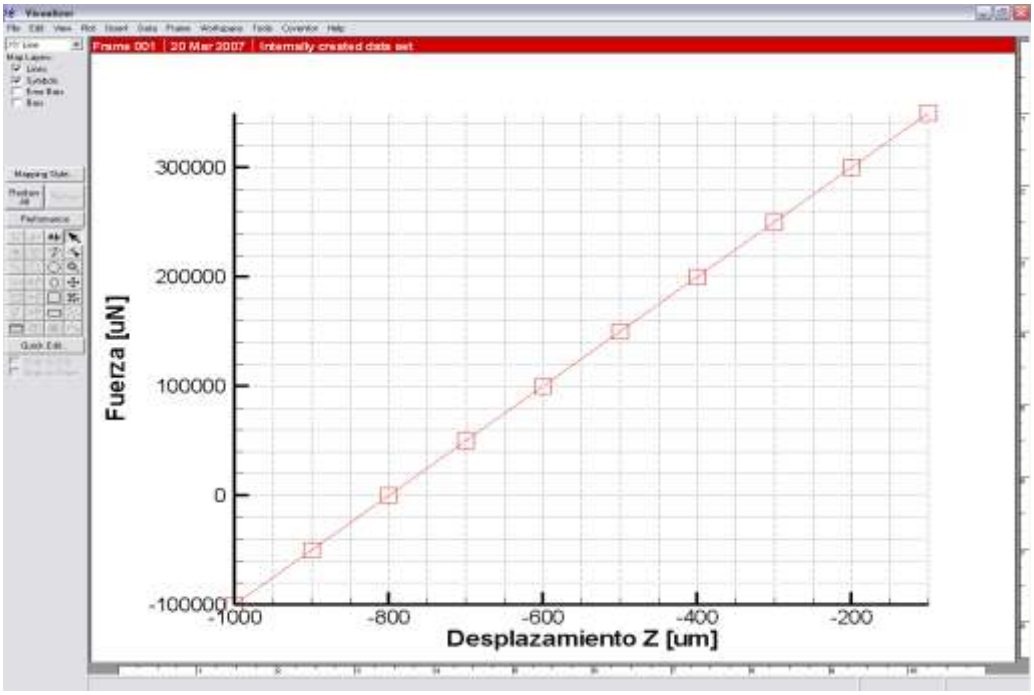


Figura 40. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (Z) para una viga con cortes

La gráfica 3D que se observa en la **Figura 41** se observa: el mallado de la viga y la identificación de las zonas de mayor a menor desplazamiento sobre el eje Z.

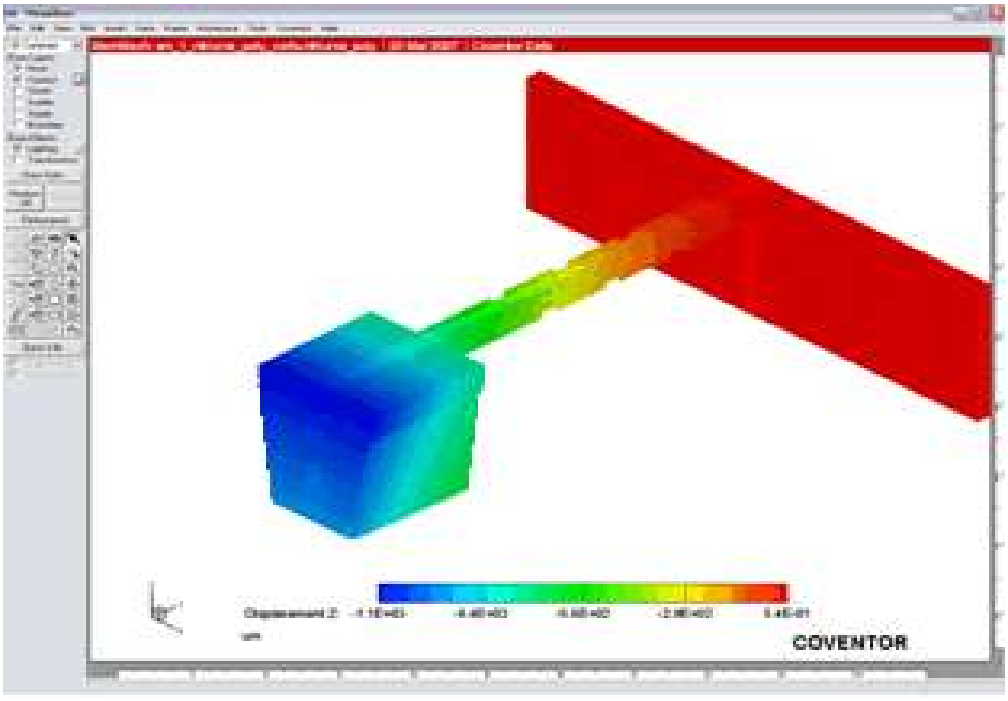


Figura 41. Vista 3D de la viga

COVENTOR nos da la facilidad de ver la viga flexionada, al ingresar los parámetros necesarios. Ver **Figura 42**.

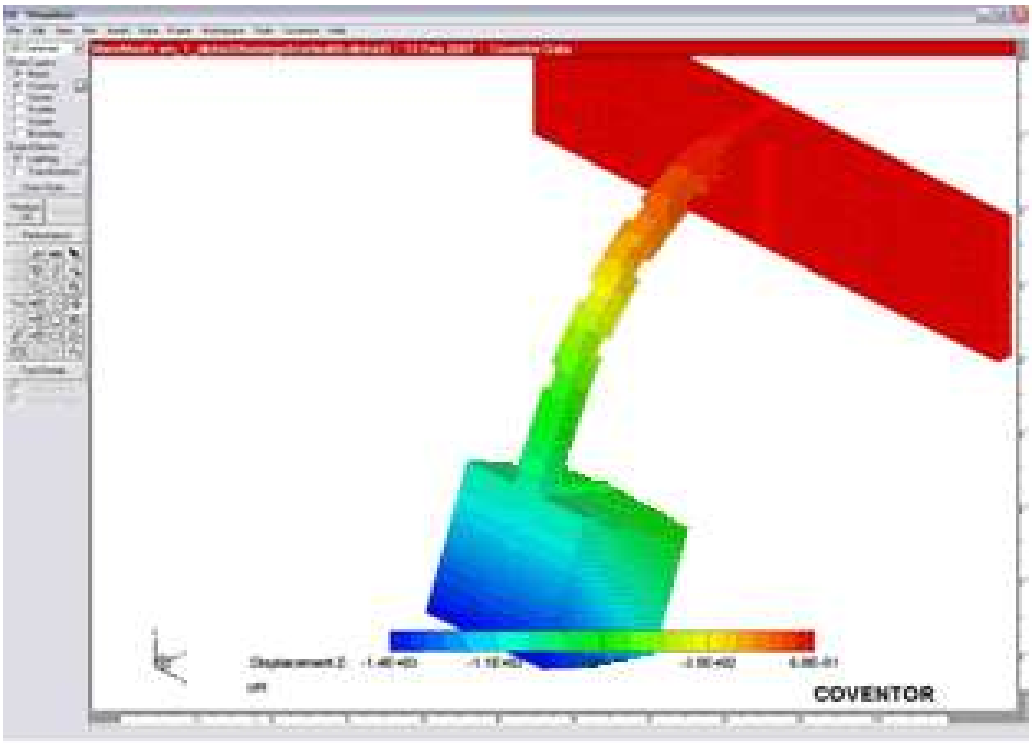


Figura 42. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje Z

5.2.2. Fuerza aplicada horizontalmente a la viga (dirección –X)

La tabla de resultados de la simulación al aplicar la fuerza arriba de la masa se muestra en la ***TABLA 8***.

TABLA 8. DESPLAZAMIENTOS CON RESPECTO A LOS TRES EJES DE REFERENCIA VS. PASOS

mechDomain

	stress multiple	Node	Displacement_Max	Node	Displacement_Min	Node X Displacement_Max	Node X Displacement_Min	Node Y Displacement_Max	Node Y Displacement_Min	Node Y Displacement_Min	Node Z Displacement_Max	Node Z Displacement_Min
Step 1	6.62175E-01		2.287615E02	0		2.616045E-02	-2.273945E02	5.719151E01	-3.239881E01	-3.239881E01	2.683685E-01	-1.107461E-01
Step 2	1.32435E00		2.287615E02	0		2.616045E-02	-2.273945E02	5.719151E01	-3.239881E01	-3.239881E01	2.683685E-01	-1.107461E-01
Step 3	1.986525E00		2.287615E02	0		2.616045E-02	-2.273945E02	5.719151E01	-3.239881E01	-3.239881E01	2.683685E-01	-1.107461E-01
Step 4	2.6487E00		2.287615E02	0		2.616045E-02	-2.273945E02	5.719151E01	-3.239881E01	-3.239881E01	2.683685E-01	-1.107461E-01
Step 5	3.310875E00		2.287615E02	0		2.616045E-02	-2.273945E02	5.719151E01	-3.239881E01	-3.239881E01	2.683685E-01	-1.107461E-01

En esta tabla se observa que el desplazamiento máximo es de 0.2287615 mm, el cual es constante para todos los pasos.

En la gráfica que se muestra a continuación **Figura 43**, indica que la fuerza se encuentra en función del desplazamiento en (X) en forma lineal.

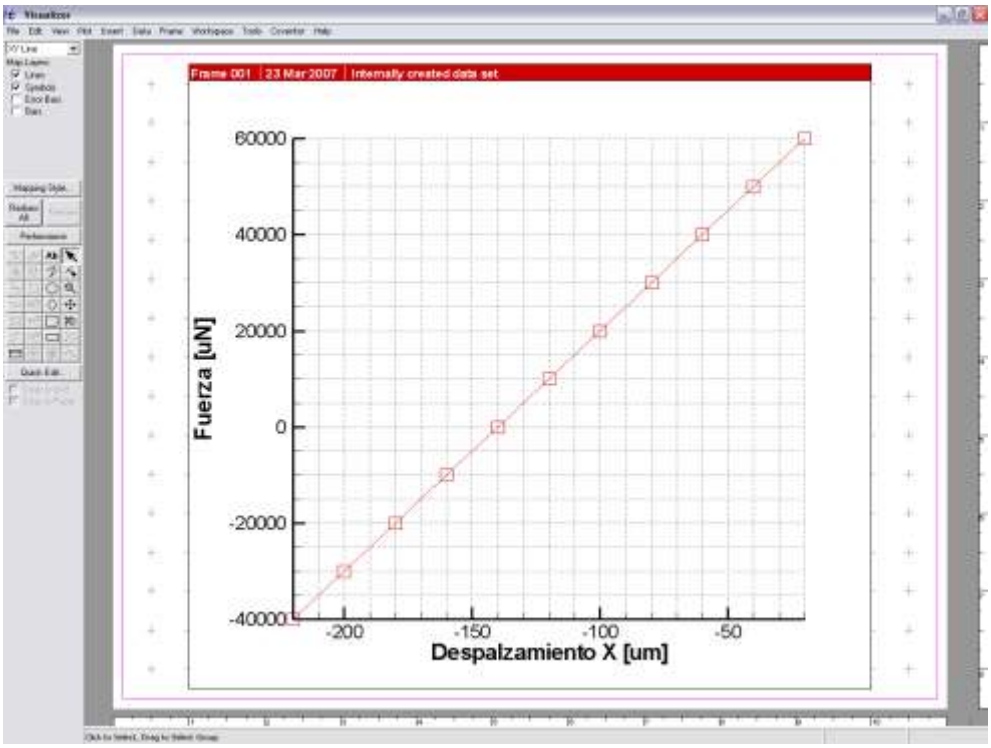


Figura 43. Gráfica de Fuerza vs. Desplazamiento (X) para una viga con cortes

La gráfica 3D muestra: el mallado de la viga y la identificación de las zonas de mayor a menor desplazamiento sobre el eje X. La viga flexionada se muestra en la **Figura 44**.

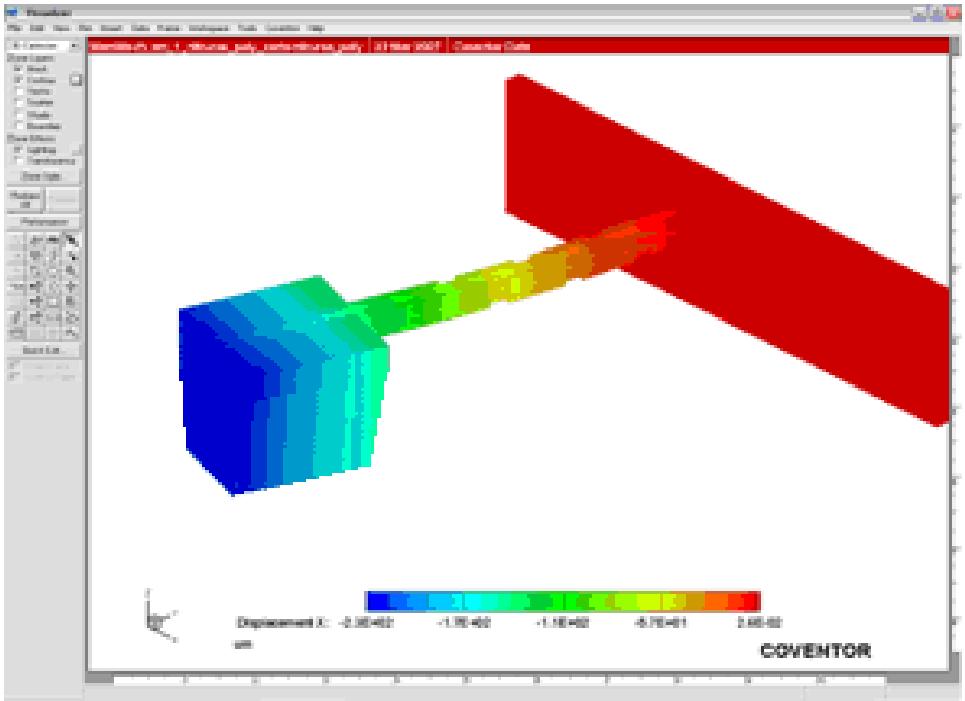


Figura 44. Vista 3D de la viga cantilever flexionada con respecto al eje X

Capítulo 6:

PROPUESTA DE CONSTRUCCIÓN

La viga está construida con tecnología de micromaquinado de superficie y volumen, estas tecnologías al combinarse nos permiten cumplir con las especificaciones de diseño. Si se aplicara solamente una tecnología, el modelo tendría deficiencias tales como una masa que estuviera muy por debajo de lo la optima o bien, la ausencia del piezorresistor. Por ello la construcción se divide en dos bloques: micromaquinado de superficie para la viga y el piezorresistor y micromaquinado de volumen para la masa:

6.1 MICROMAQUINADO DE SUPERFICIE PARA LA VIGA Y EL PIEZORRESISTOR

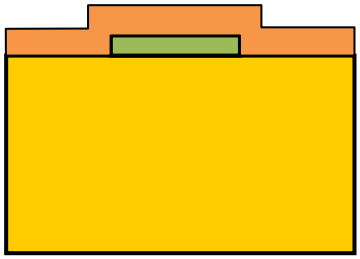
Sustrato de silicio con espesor de $675\ \mu\text{m}$.



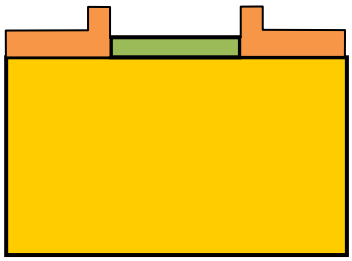
Deposición estaqueada de polisilicio con espesor de $0.2\ \mu\text{m}$.



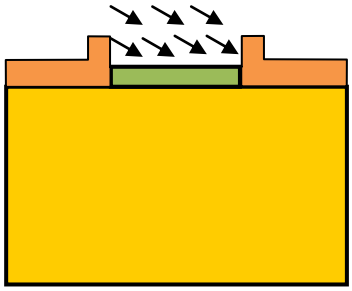
Deposición estaqueada de oxido con espesor de $0.2\ \mu\text{m}$.



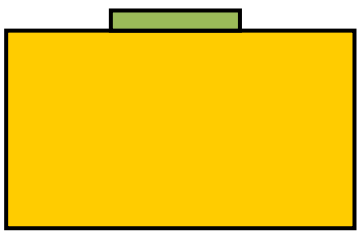
Atacado húmedo del óxido con fotoresist positivo.



Dopado de polisilicio con boro.



Atacado húmedo del óxido con fotoresist positivo.



Vista de perfil del piezorresistor



6.2 MICROMAQUINADO DE VOLUMEN PARA LA MASA

Atacado húmedo del silicio con KOH.



La propuesta final de construcción consiste en una viga con tres cortes laterales, los cuales le brindan una elasticidad de diez veces mayor para una deflexión vertical con respecto a la deflexión horizontal, más que en el caso de la viga lisa.

La viga que se propone construir tendrá una deflexión vertical de 1,216139mm y 0,2287615mm horizontalmente.

Las dimensiones de la masa son: $500 \times 500\ \mu\text{m}$ de lado en la cara superior, $200 \times 200\ \mu\text{m}$ de lado en la cara interior y $500\ \mu\text{m}$ de altura. La longitud total de la viga es de $1485\ \mu m$, el espesor de la viga es de $90\ \mu m$, mientras que los cortes tienen $23\ \mu m$ de profundidad por $100\ \mu m$ de ancho.

Las dimensiones del piezorresistor son: $1485\ \mu m$ de longitud en las piernas y $10\ \mu m$ de ancho.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha analizado la viabilidad de las tecnologías de micromaquinado del silicio para el diseño de estructuras mecánicas simples como los son los cantilevers que se aplicarán en la detección del movimiento toráxico de un bebé prematuro.

Las principales conclusiones que se desprenden de este trabajo han sido:

Para el caso del establecimiento de la estructura propuesta.

La determinación de la estructura propuesta consta de una viga voladiza (o cantilever) con una masa atada a un extremo cuyas dimensiones permitan detectar de manera eficiente el movimiento de la masa, ya sea horizontalmente o verticalmente, con respecto al eje neutro de referencia.

El cantilever que se diseñó tiene como principio de actuación el movimiento toráxico producido por la respiración del recién nacido, esto se ve reflejado como una variación en la masa del cantilever.

Para la realización del escalamiento necesario para la implementación:

El escalamiento que se realizo, fue pensando en las limitantes del proceso como es el caso de una posible ruptura en la viga, las limitantes del programa al simular o bien que la masa se quedara pegada en las paredes del encapsulado.

Para el caso de la determinación de la tecnología de fabricación óptima para la implementación de sensores basados en vigas:

En la determinación de la tecnología de fabricación óptima para la fabricación se propone desarrollar un proceso mixto donde se emplea el micromaquinado de superficie para la viga y el piezorresistor y micromaquinado de volumen para la masa.

Para el desarrollo del modelo analítico correspondiente.
El desarrollo del modelo analítico involucra el diseño del microacelerómetro, el amortiguamiento producido dentro del encapsulado el diseño del piezorresistor y la viga, así como las resistencias del puente de Wheatstone y el factor de galga.

Para el caso de la simulación:

La simulación se llevó acabo con COVENTOR mediante la utilidad de Mem Mech donde se analizó el comportamiento mecánico de las dos vigas. Se obtuvieron las deflexiones máximas y mínimas de ambas vigas, así como una visualización en 3D de las vigas mallas.

Para la detección:

La deflexión de la viga tiene como transductor un piezorresistor, el cual presenta variaciones de resistencia con el movimiento, estas variaciones se detectan mediante un puente de Wheatstone, estas variaciones de resistencia se traducen a variaciones de voltaje que entran a un amplificador, lo cual permite generar una alarma para el caso en que el niño tenga un episodio apneico.

En este trabajo únicamente se presenta el diseño del microsensor y el piezorresistor. El piezorresistor que sensa el movimiento de la masa debe estar dopado con boro para que conduzca la corriente eléctrica, de esta forma, el resto del cantilever actúa como un material aislante.

Para el caso de la propuesta final de construcción:

La estructura que se propone implementar para su construcción es el cantilever con cortes a los lados de la viga, dado que le dan mayor flexibilidad tanto horizontalmente como verticalmente. Un piezorresistor colocado en la parte superior de la viga, que sea dopado con boro.

Para el caso del rango de fuerzas:

El diseño que se presenta en esta tesis esta pensado para que funcione un microacelerómetro de baja gravedad.

Para el caso del encapsulado:

Aunque la parte del encapsulado se encuentra fuera de los alcances de esta tesis, se recomienda que el encapsulado resista el impacto de una caída y que limite el movimiento de la viga en caso de un movimiento brusco.

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFíA

[*Andrew-01*] Servicio web de publicación y acceso al conocimiento
Desarrollo de un proyecto que consiste en microcantilevers.
http://www.andrew.cmu.edu/course/24-351/project/project.doc

[*Aslam 92*] ASLAM M, TAHERI ;MASOOD A.;TAMOR M. A. ; POTTER T. J. ;
Piezoresistivity in vapor-deposited diamond films.
http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=5335223

[*Balachandran-05*] Balakumar Balachandran y Edgard B. Magrab.
Vibraciones Editorial Thomson, pp 50-53, México, 2005.

[*Beeby-04*] Stephen Bebí, Graham Ensell, Michael Kraft, Neil White.
MEMS Micromechanical Systems.
Ed. Artech House, Boston. (2004)

[*Biop-05*] Servicio web de publicación y acceso al conocimiento
http://www.biop.dk/biophotonics05/Notes/Bornhop/Biop_1_Cantilever.pdf

[*Columbiare-06*] Laboratorios de investigación de ©2006 Colombia.
http://64.233.179.104/translate_c?hl=es&langpair=en%7Ces&u=http://www.columbiaresearchlab.com/prodO.asp%3Fcid%3D16

[*Guerrero-99*] Martha Guerrero, Sergio Valderrábano Rolando Campos y Miren Ainoa Isasi Larrea. Aplicación del elemento finito al análisis nodal.
www.ingenierias.uanl.mx/3/pdf/3_Martha_Guerrero_et_al_Aplicacion_metodo.pdf -

[*Healthsystem-07*] © 2007 by the Rector and Visitors of the University of Virginia
http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/peds_respire_sp/apneapre.cfm

[*Klein-02*] Copyright © 2007articulo American Institute of Physics Single-electron tunneling to insulator surfaces detected by electrostatic force L. J. Klein and C. C. Williams *Department of Physics, University of Utah, Salt Lake City, Utah 84112*
(Received 9 September 2002; accepted 5 October 2002).
http://scitation.aip.org/getabs/servlet/GetabsServlet?prog=normal&id=APPLAB000081000024004589000001&idtype=cvips&gifs=yes

[*Korus-02*] KORUS-2002. Proceedings. The 6th Russian-Korean International Symposium on Volume. Statistical limit for miniaturization of polysilicon piezorresistors Spoutai, S.V. Science and Technology, 2002., Issue , 2002 Page(s): 387 – 388. Digital Object Identifier 10.1109/KORUS.2002.1028046
http://ieeexplore.ieee.org/iel5/7979/22070/01028046.pdf?isnumber=22070&arnumber=1028046

[*Kyungho-95*] Kyungho Lee; Kyunsoon Kang; Yungsoo Jang; Soonkwon Lim
Solid-State and Integrated Circuit Technology, 1995 4th International Conference on Volume, Optimization of boron doped polysilicon resistors Issue , 24-28 Oct 1995 Page(s):659 – 661.Digital Object Identifier 10.1109/ICSICT.1995.503382
http://ieeexplore.ieee.org/iel3/3736/10934/00503382.pdf?isnumber=10934&arnumber=03382

[*Marinaro-06*] *Damian Marinaro, Phillip McMahon and Alan Wilson*
The Effects of Ionising Radiation on MEMS Silicon Strain Gauges: Preliminary Background and Methodology. Septiembre 2006.

http://203.10.217.104/publications/4770/DSTO-TN-0713.pdf
[*Monografías-06*] Servicio web de publicación y acceso al conocimiento.
Autores: Ester Noemí y Ricardo Berríos.
http://www.monografias.com/trabajos10/neon/neon.shtml

[*Morata-06*] Marta Morata Cariñeta
Trabajo de tesis "Resonadores micromecanizados para su aplicación en la detección de gases". Bellaterra, España. Marzo 2004.
http://www.tdx.cesca.esTESIS_UABAVAILABLETDX-0117105-172237mmc3de3.pdf

[*Obermeier-97*] E. Obemeier. Proceedings of Material Research.
Mechanical and Thermophysical properties of thin film materials for MEMS: Tecniques and devices.
Society Symposium, Vol 444, pp 39-57. (1997).

[*Petersen-82*] Kart E. Petersen.
Silicon as a Mechanical Material.
Proceedings of IEEE, Vol 70, Nº 5. pp 420-457. (Mayo1982).

[*Robotiker-06*] ©2006 ROBOTIKER-Tecnalia Integrado en la Corporación Tecnológica TECNALIA
http://revista.robotiker.com/revista_estudios/microsistemas.html

[*Serre-98*] C. Serre, P. Gorostiza, A. Pérez-Rodríguez, F. Sanz, J. R. Morante.
Measurement of micromechanical properties of polysilicon microstructures with an atomic force microscope.
Sensors and Actuators A, Vol 67, pp 215-219. (1998).

[*Tripp-04*] Marie K. Tripp Multilayer coating method for x-ray reflectivity enhancement of polysilicon micro-mirrors at 1.54 E wavelength Octubre 2004.
http://www.colorado.edu/chemistry/GeorgeResearchGroup/pubs/229.pdf

[*Tuotromedico-07*] © copyright Pulsomed, S.A. Servicio web sobre salud, en español; extensa enciclopedia médica, contenidos realizados y mantenidos por un grupo de profesionales médicos con experiencia en asistencia sanitaria.
http://www.tuotromedico.com

[*Villarroya-06*] María Villarroya Gaudó
Trabajo de tesis "Diseño y fabricación de sistemas micro/nano electromecánicos integrados monolíticamente para aplicaciones de sensores de masa y sensores biológicos con palancas como elementos transductores". Bellaterra, España. Junio 2005.
http://www.tdx.cesca.esTESIS_UABAVAILABLETDX-0215106-144704mvg3de3.pdf

[*Wtec-94*] Wtec Hyper-Librarian *COMPARISON WITH SENSOR DEVELOPMENT IN THE UNITED STATES Published: September 1994.*
http://www.wtec.org/loyola/mems/c3_s3.htm

2D	Gráfico en Dos Dimensiones X y Y
3D	Gráfico en Tres Dimensiones X, Y, Z.
AC	Modo de funcionamiento dinámico, el modo resonante de las vigas.
AFM	*(sus siglas en inglés)* Microscopio de Fuerzas Atómicas.
BNC	*(sus siglas en inglés)* Conector Naval Británico es un tipo de conector para uso con cable coaxial
CMOS	*(sus siglas en inglés)* Metal Oxido Semiconductor Complementario
CPAP	*(sus siglas en inglés)* Presión positiva continua en las vías respiratorias.
DC	Modo de funcionamiento estático de las vigas.
FG	Factor de galga
LPCVD	*(sus siglas en inglés)* Deposición química de vapor a baja presión
MEMS	*(sus siglas en inglés)* sistema microelectromecánico.
MUMPS	*(sus siglas en inglés)* Proceso Multiusuario MEMS de Micromaquinado de Superficie en Polisilicio.
REM	*(sus siglas en inglés)* movimientos oculares rápidos.
RIE	*(sus siglas en inglés)* Grabado por Iones Activos
SaO2	saturación del oxígeno.
SEM	*(sus siglas en inglés)* Microscopio Electrónico de Barrido.
SPM	*(sus siglas en inglés)* Microscopio de Campo Próximo.
STM	*(sus siglas en inglés)* Microscopio de Barrido por Efecto Túnel.
TEM	*(sus siglas en inglés)* Microscopio Electrónico por Transmisión