



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---

FACULTAD DE INGENIERÍA

“DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ELECTROMECAÁNICO  
PARA MEDIR PRESIÓN INTRAOCULAR  
UTILIZANDO TECNOLOGÍA MEMS”

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
INGENIERO MECÁNICO  
P R E S E N T A  
JORGE RODRIGO VÁZQUEZ ÁLVAREZ

ASESORA: DRA. LAURA A. OROPEZA RAMOS

MÉXICO, D.F.

2009



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# Índice

<b>Introducción.....</b>	<b>2</b>
<b>Capítulo I – Antecedentes .....</b>	<b>4</b>
1.1 - Escalamiento en la Naturaleza .....	4
1.2 – BioMEMS.....	6
1.3 - El Glaucoma.....	10
1.4 - El Glaucoma en México.....	15
1.5 - Tratamiento del Glaucoma.....	16
1.6 - Antecedentes de los Sensores de Presión Intraocular .....	18
1.7 - Dispositivos Existentes .....	20
<b>Capitulo II – Modelado y Criterios de Diseño .....</b>	<b>22</b>
2.1 - Fundamentos y Análisis Geométrico .....	22
2.2 – Ecuación Diferencial para Deflexión Cilíndrica en Placas .....	26
2.3 - Principio de Capacitancia en Placas Paralelas .....	33
2.4 - Colapso entre Placas Paralelas .....	34
2.5 - Comportamiento Dinámico de la Placa Móvil.....	36
<b>Capitulo III – Materiales y Procesos de Manufactura para MEMS.....</b>	<b>38</b>
3.1 - Materiales Utilizados para Fabricar BioMEMS.....	38
3.2 - Materiales Propuestos para el Dispositivo .....	39
3.3 - Procesos de Manufactura para MEMS.....	40
<b>Capítulo IV - Propuesta de Diseño y Manufactura .....</b>	<b>45</b>
4.1 - Propuesta de Diseño del Dispositivo.....	45
4.2 - Propuesta de Manufactura.....	55
4.3 - Simulación Mediante Elemento Finito.....	62
<b>Capítulo V - Análisis de Resultados y Conclusiones .....</b>	<b>65</b>
<b>Anexo I .....</b>	<b>73</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>74</b>

## Introducción

El glaucoma es una de las principales causas de ceguera a nivel mundial y ha sido estudiado desde hace mucho tiempo. Una de las principales formas de detectar el glaucoma es mediante la medición de cambios en la presión intraocular. Antiguamente estos cambios se detectaban mediante palpación y el médico tenía que desarrollar una gran sensibilidad para poder detectar esos cambios. Después, con la invención de dispositivos capaces de medir la presión teniendo un parámetro físico se dejó de depender de la pericia de los médicos para poder detectar dichos cambios. En el campo de la mecatrónica se han desarrollado dispositivos cada vez más eficientes y que han facilitado el trabajo de los médicos pero que no han alcanzado a cubrir todas las necesidades en el ramo del diagnóstico. El campo de la microtecnología es un área emergente en la que aún se pueden hacer grandes cosas.

En 1960 Richard P. Feynman escribió un artículo llamado "There's Plenty of Room at the bottom" ("Hay suficiente espacio en el fondo") en donde hacía una invitación a adentrarse en un nuevo campo de la física [1]. Lo que planteaba en ese entonces era el problema de la manipulación y control de objetos a escalas pequeñas. En ese tiempo la gente hablaba de la miniaturización y lo lejos que había llegado. Hablaban de los motores eléctricos que eran del tamaño de una uña de un dedo pequeño y también hablaban de un dispositivo capaz de escribir el "Padre Nuestro" en la cabeza de un alfiler.

Sin embargo Feynman decía que eso no era nada comparado con lo que el intentaba plantear. Decía que en el año 2000, cuando la gente mirara hacia esa época, se preguntaría por que habría sido hasta 1960 que alguien comenzó a moverse en dirección micrométrica.

La pregunta que Feynman se planteaba era: "¿por qué no podemos escribir los 24 volúmenes de la Enciclopedia Británica en la cabeza de un alfiler?". Con este planteamiento, el problema no solo implicaba escribir en miniatura, sino también después poder leer lo que se había escrito. Para resolver el asunto de la escritura en miniatura Feynman planteaba utilizar tecnología de su época. Se refería a utilizar los lentes de un microscopio electrónico en sentido inverso, es decir, que podían utilizarse para demagnificar, en vez de magnificar. Una fuente de iones enviada a través de los lentes del microscopio dispuestos en sentido inverso podría ser enfocado en un punto pequeño y se podría escribir con ese punto de manera similar a como lo hacía un osciloscopio y teniendo un ajuste que determinase la cantidad de material que sería depositado.

En 1969, Investigadores de Phillips sugirieron que sería útil desarrollar avances en óptica para grabar imágenes. Ellos trabajaron sobre la idea de una pista en espiral con bits y pits y seis años después crearon el disco de video "Laservision". A lo largo de la década de los setentas el disco compacto fue desarrollado por un trabajo en conjunto por empresas Phillips y Sony. En un disco compacto la información se almacena en formato digital, es decir, utiliza un sistema binario para guardar los datos. Estos datos se graban en una única espiral que comienza desde el interior del disco y finaliza en la parte externa. Los datos binarios se almacenan en forma de llanuras y salientes diminutas (casi del tamaño de una

bacteria), de tal forma que al incidir el haz del láser, el ángulo de reflexión es distinto en función de si se trata de una saliente o una llanura [2].

Hoy en día, tecnologías como los discos compactos, unidades de memoria USB, entre otras, nos resultan familiares y parecen lejanos los días en que llegaban al mercado. Sin embargo, al echar un vistazo al pasado, podemos entender que se trata de la materialización de los sueños de personas que fueron precursores de investigaciones y desarrollos que hoy en día continúan. Hoy en día se elaboran instrumentos a escala cada vez más pequeña, que son capaces de concentrar información en objetos cada vez más pequeños, haciendo a la información cada vez más manejable, de manera que un mayor número de personas pueda tener acceso a ella.

Si en la actualidad podemos aprovechar todos los avances que se han logrado en el área de la microfabricación y logramos conjuntarlo con otras tecnologías para llevar al mercado un sensor capaz de medir la presión intraocular de una persona de manera continua y almacenar dicha información, estaremos dando un paso importante que permitirá hacer diagnósticos más tempranos y tener un control más exacto de la terapia farmacológica de mantenimiento que ayudarán a evitar que más gente pierda la vista debido al glaucoma.

# Capítulo I – Antecedentes

## 1.1 - Escalamiento en la Naturaleza

Manejar cosas cada vez más pequeñas nos permite hacer máquinas cada vez más complejas. A medida que los tabiques que utilizamos se vuelven más pequeños, las estructuras que podemos construir pueden ser más complejas. Nosotros somos la prueba viviente de lo anterior, es decir, los seres vivos somos máquinas complejas formadas por microestructuras llamadas células que contienen toda la información necesaria para conformarnos y permitirnos tener dicha complejidad.

Pero a medida que disminuimos en tamaño surgen una serie de problemas que debemos resolver para poder manipular objetos a tal escala. La física no necesariamente cambia a escalas micrométricas, pero hay consideraciones que debemos tener en cuenta que normalmente en macroescala consideramos despreciables. Como la tensión superficial en el caso de los fluidos o las fuerzas de Van der Waals, que son despreciables a escalas micrométricas pero no a escalas nanométricas.

Marc J. Madou, en [3], explica la manera de la naturaleza de manejar las distintas escalas. En dicho libro se menciona la forma de escalar en distintos casos de gran importancia para el diseño de MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) e ilustra con ejemplos de la naturaleza.

### Escalamiento de Longitud, Área Superficial y Volumen

Si un sistema es reducido de manera isomorfa en tamaño, es decir, con todas las dimensiones del sistema a escala de manera uniforme, los cambios en las relaciones de longitud, área y volumen alteran la influencia de diversos efectos físicos que determinan el funcionamiento del sistema de maneras inesperadas.

A medida que los objetos se encogen, la relación de área superficial contra volumen incrementa, volviendo las fuerzas superficiales más relevantes. En la amplia gama de animales no existen animales terrestres mas grandes que el elefante africano de 3.80 m de altura. Los animales terrestres de grandes dimensiones son muchas veces torpes e ineficientes, además existen pocos lugares en la tierra a los que se puedan adaptar, de manera que existen mucho menos animales terrestres grandes que pequeños. Por otro lado, en los animales marinos no existe la misma barrera física. El animal marino mas voluminoso es la ballena con una longitud mayor a los 20 m, es mucho más grande que el elefante, poniendo en evidencia las limitaciones de tamaño, debidas a la gravedad, en los animales terrestres.

En el extremo opuesto se tiene a los animales pequeños, como las aves, que son más rápidas y ágiles. Los insectos son los más abundantes, pero existen problemas significativos relacionados con ser pequeños. Por ejemplo la musaraña debe comer continuamente o congelarse hasta morir. La pérdida de calor de una

criatura viviente es proporcional a su área superficial, y la tasa de compensación de calor generado a través de la comida es proporcional al volumen, de manera que mientras más pequeños sean los animales mayor será el porcentaje de ingesta energética requerida para balancear su pérdida de calor. Un animal de sangre caliente más pequeño que la musaraña es improbable que exista, ya que no podría obtener ni digerir comida suficiente para mantener su temperatura corporal.

Los insectos le dan la vuelta a este problema siendo de sangre fría. Las leyes para escalar y la variedad de lugares en donde pueden esconderse y sobrevivir los convierte en las especies animales más exitosas. Las leyes para escalar imponen un límite más bajo para la vida en un ambiente seco, aún para animales de sangre fría, limitándolos a dimensiones de 25 a 30  $\mu\text{m}$  de longitud. Organismos más pequeños son incapaces de retener sus fluidos vitales el suficiente tiempo para sobrevivir, y ningún organismo viviente independiente (excluyendo a los virus) es más pequeño que la bacteria de menor tamaño con 0.2  $\mu\text{m}$  de longitud.

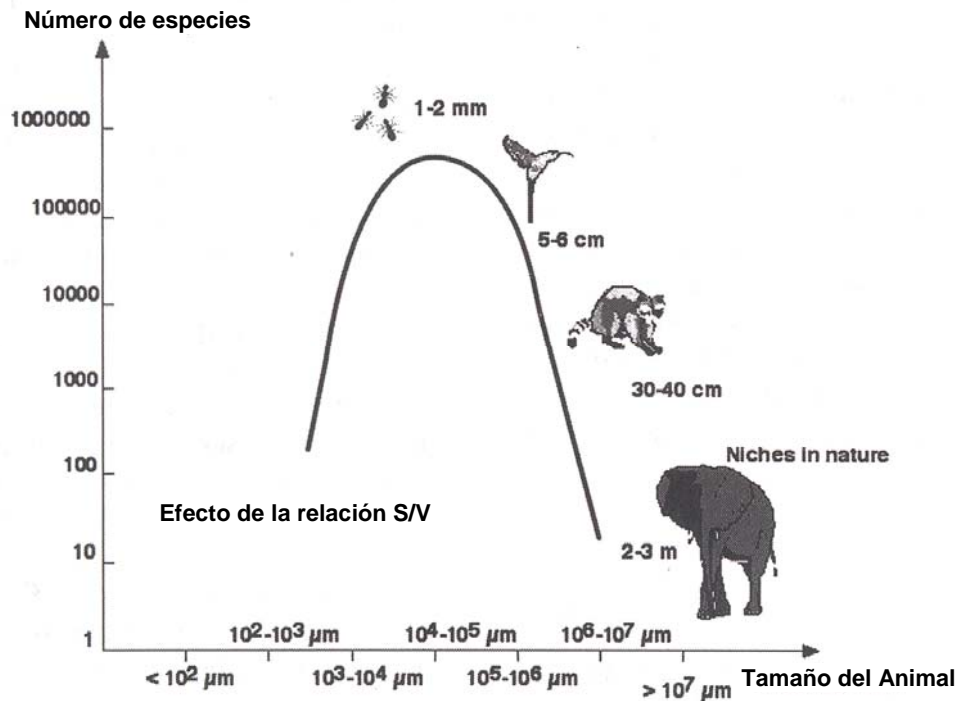


Fig. 1.1.1. Gráfica que muestra la cantidad de especies en relación a su tamaño. Fuente: Adaptado de [3]

## Escalamiento en Tensión Superficial

El enorme y torpe elefante es indiferente ante la viscosidad y más aún ante la tensión superficial y la difusión, pero los insectos son de un tamaño similar a muchas de las máquinas en miniatura hechas por el hombre y la tensión superficial y la difusión juegan un papel importante en ambos casos.

Las fuerzas capilares son ocasionadas por la tensión superficial y proporcionan un buen ejemplo de las leyes para escalar. La masa de un líquido en un tubo capilar y consecuentemente el peso se escala en proporción a  $l^3$  y decrece más rápidamente que la tensión superficial que se escala con respecto a  $l$  a medida que el sistema se vuelve más pequeño. Esta es la razón por la cual es más difícil vaciar líquidos de un capilar que derramar café de una taza.

Se puede reconocer fácilmente como los insectos toman ventaja de la tensión superficial y muchos otros fenómenos del escalamiento. Algunos insectos pueden caminar sobre el agua, y muchos brincan mucho más lejos que el hombre en proporción a su tamaño. Caminar sobre el agua se basa en la tensión superficial del agua ( $l^1$ ), que fácilmente puede soportar el peso de un insecto ( $l^3$ ). Un insecto del tamaño de un mosquito de 10 mg necesita un milímetro del total de las puntas de sus patas para ser sostenido por la tensión superficial; un hombre de 60 kg necesitaría 8000 m de longitud en sus pies. La energía que se requiere para brincar es proporcional a la masa ( $m$ ) y a la altura ( $h$ ) a la cual el peso es levantado. En otras palabras,  $E \sim m \times h$ . La fuerza biológica disponible en un músculo para realizar este trabajo es proporcional a la masa muscular o a la masa del animal. Por consiguiente  $h$  es, o tiende a ser constante. En otras palabras, los animales tienden a brincar a la misma altura independientemente de su tamaño. Como hemos visto, los insectos tienen otras ventajas; para evitar problemas relativos a la excesiva pérdida de calor, los insectos son de sangre fría. Habiéndose adaptado tan bien a tantos lugares en la naturaleza, no hay duda de que los insectos son los animales más abundantes [3].

### 1.2– BioMEMS

Los BioMEMS pueden definirse como los dispositivos o sistemas, construidos utilizando técnicas basadas en la micro y nano fabricación, que son utilizados para procesamiento, entrega, manipulación, análisis o construcción de entidades biológicas y químicas [4].

La historia de estos dispositivos parte de inicios de los 70s con la aparición de los MEMS cuando se notó la importancia de la aplicación de estos dispositivos en el área biomédica. Sin embargo, varias décadas antes de la aparición de los MEMS ya se contaba con propuestas ingeniosas para elaborar dispositivos para aplicaciones biomédicas pero que no podían ser fabricados debido a las limitantes que existían en los procesos de manufactura de esas épocas.

Un ejemplo de lo anterior es el dispositivo propuesto por C.C. Collins [5] que consistía en colocar un sensor en la cámara anterior del ojo y adquirir, inalámbricamente, información del sensor, a través de un acoplamiento inductivo



de tal forma que un lector externo registrara las variaciones de presión intraocular. Este dispositivo sirvió como fundamento para las propuestas actuales de sensores de presión intraocular.

Los BioMEMS se han ido desarrollando en distintas áreas. El segmento más amplio y más investigado es el de aquellos que sirven para diagnóstico también conocidos como “BioChips”, utilizados para detectar células, microorganismos, virus, proteínas, ADN y sus ácidos nucleicos asociados, y pequeñas moléculas de importancia e interés bioquímico. El uso de estos dispositivos se justifica ya que se reducen los elementos del sensor a la escala de las especies objetivo y por lo tanto se obtiene mayor sensibilidad, se reducen los volúmenes de reactivos utilizados y los costos inherentes a los mismos, se reduce el tiempo de espera para los resultados debido a los pequeños volúmenes utilizados además de las ventajas de la reducción y portabilidad de los equipos utilizados [6].

Los principales métodos de detección utilizados en este tipo dispositivos son:

- **Detección Mecánica:** Consiste en utilizar vigas en cantilever a micro y nano escala. Una reacción bioquímica ocurre en un extremo de la viga haciendo que ocurra un cambio en el esfuerzo superficial y en la masa de la micro-estructura, de tal manera que se origina un cambio en la deflexión de la viga que puede ser detectado utilizando métodos ópticos (un láser reflejado en la superficie de la viga) o por métodos eléctricos (e.g. utilizando un piezo resistor incorporado al extremo fijo de la viga). El método se ilustra mejor en la figura 1.2.1.

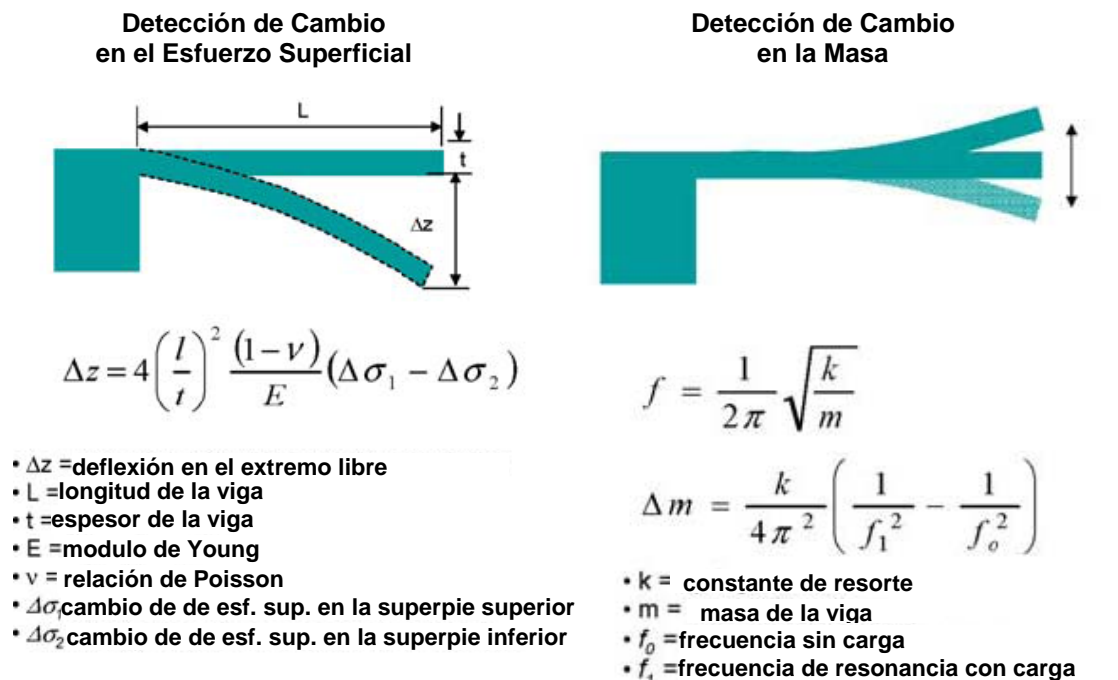


Fig.1.2.1. Métodos de detección mecánica. Fuente: Adaptado de [6]

- **Detección Eléctrica:** Consiste en detectar los cambios en la corriente asociados a los procesos de reducción u oxidación en las sustancias que se desean analizar; también se pueden medir cambios de voltaje debido a reacciones químicas o iónicas en un electrodo o el cambio en la conductividad de un medio entre dos electrodos. El método se ilustra mejor en la figura 1.2.2.

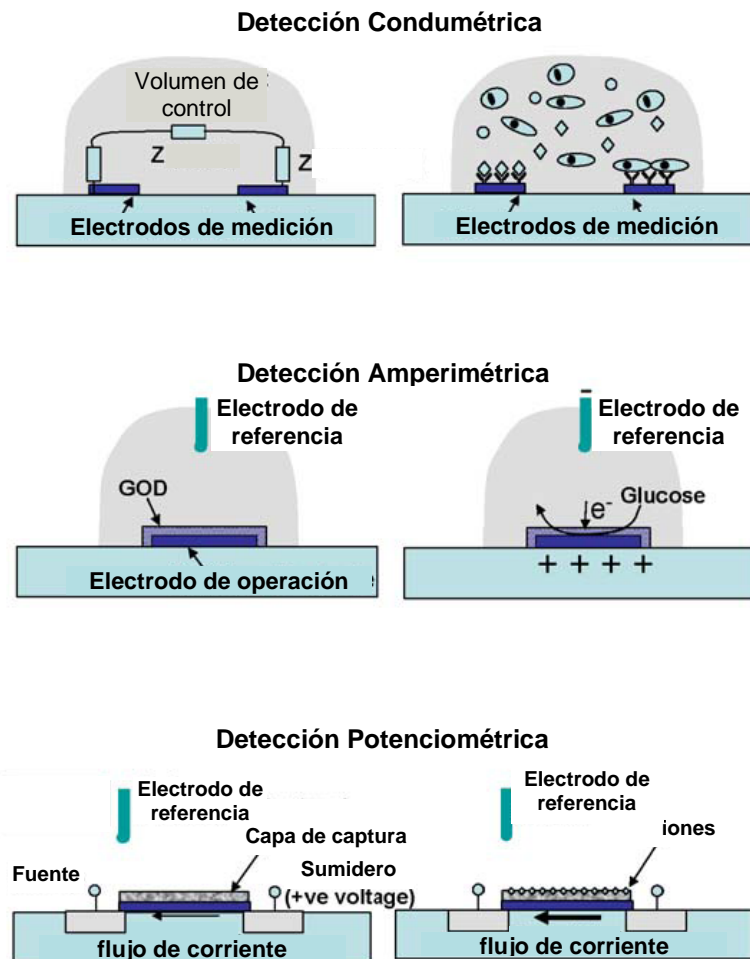


Fig.1.2.2. Métodos de detección eléctrica. Fuente: Adaptado de [6]

- **Detección Óptica:** Consiste en utilizar marcadores fluorescentes que emiten luz a una frecuencia de onda específica y el aumento o disminución de la señal óptica puede indicar una reacción de síntesis. El método se ilustra mejor en la figura 1.2.3.

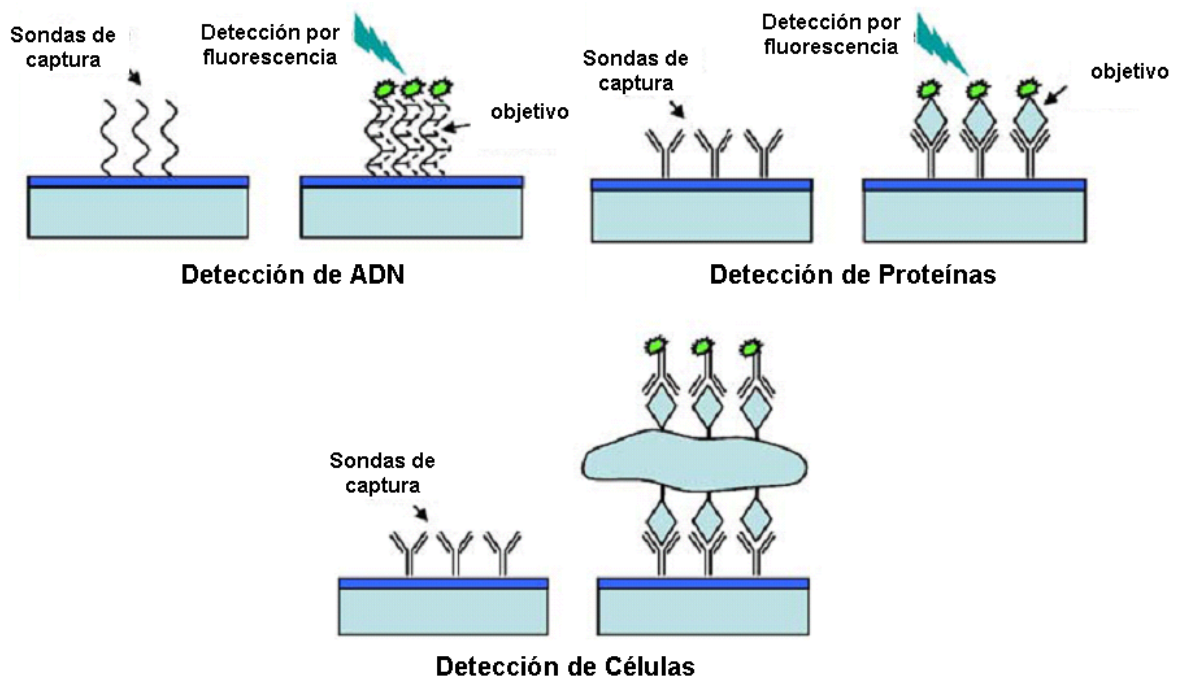


Fig.1.2.3. Métodos de detección óptica. Fuente: Adaptado de [6]

Los métodos de detección antes descritos pueden utilizarse en serie para llevar a cabo varias pruebas de laboratorio con un solo dispositivo, el cual puede ir montado en un disco para hacer pasar la muestra por todas las etapas del análisis como se muestra en la figura 1.2.4. A este tipo de dispositivos se les ha llamado “ $\mu$ TAS” o “Lab on a Chip” y constituyen una de las aplicaciones más importantes de los BioMEMS en el área de la biomédica y también una de las que más se ha desarrollado.

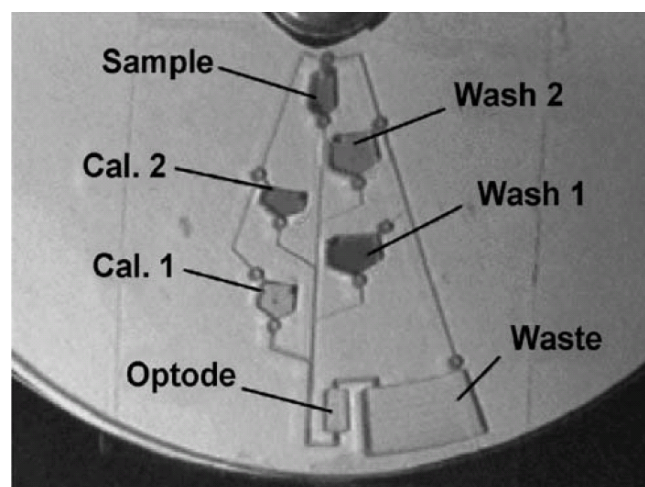


Fig.1.2.4. Dispositivo para realizar pruebas de laboratorio montado en un disco compacto. Fuente: Adaptado de [6]

También se han desarrollado otras áreas como resultados de la unión de las micro y nano tecnologías y las ciencias biológicas y biomédicas: BioMEMS para terapia, que consisten en dispositivos capaces de suministrar dosis exactas de medicamentos en partes específicas del cuerpo; bio-dispositivos híbridos que consisten en ingeniería y desarrollo de tejidos orgánicos; Dispositivos auto ensamblaje basados en proteínas y ADN; materiales bio-inspirados capaces de auto repararse y de tener una respuesta ante un estímulo.

### **1.3 - El Glaucoma**

El glaucoma no es solamente una enfermedad, sino un grupo de condiciones que ocasionan un daño en el nervio óptico, que va desde la disminución de la visión hasta la pérdida total de la misma. Normalmente, la presión elevada dentro del ojo (presión intraocular) ocasiona dicho daño, aunque no siempre es así.

El glaucoma es la segunda causa más común de ceguera. Algunas veces llamado el silencioso ladrón de la vista, el glaucoma puede dañar la visión de manera tan gradual que la pérdida de visión no es evidente hasta que la enfermedad se encuentra en una fase avanzada. El tipo más común de glaucoma, el glaucoma de ángulo abierto o crónico, no tiene síntomas notorios excepto la pérdida gradual de visión [7].

El diagnóstico en etapas tempranas y su tratamiento pueden minimizar o prevenir el daño al nervio óptico y limitar la pérdida de visión relacionada a esta enfermedad. Es importante revisar los ojos con regularidad y asegurarse de que el oftalmólogo mida la presión intraocular.

Si el glaucoma permanece sin tratamiento, esto ocasionará la pérdida gradual de la vista normalmente en las siguientes etapas.

- Puntos ciegos en la visión periférica.
- Visión de túnel
- Ceguera total [8].

#### **Síntomas**

Existen dos tipos fundamentales de glaucoma: el glaucoma de ángulo abierto o crónico y el glaucoma de ángulo cerrado o agudo

- **Glaucoma de ángulo cerrado o agudo:** Su sintomatología consiste en intenso dolor, acentuado enrojecimiento del ojo, pupila dilatada y enturbiamiento corneal, que toma un aspecto verdoso y de donde deriva el nombre de la enfermedad (glaucoma proviene del griego *γλαυχος* que quiere decir verde [9]). La agudeza visual desciende de manera rápida, llegando a veces a distinguirse solamente luz y sombras. Si el tratamiento adecuado no se instaura a tiempo, lo habitual es la pérdida completa de la visión.

- **Glaucoma de ángulo abierto o crónico:** Su sintomatología es menor en intensidad a la del glaucoma de ángulo cerrado y su evolución es lenta, pero al igual que ocurre en la forma aguda puede llegar también a constituir causa de ceguera si el diagnóstico no se ha hecho correctamente a tiempo y si el tratamiento no se lleva con el rigor que estos casos exigen. Aunque en un número considerable de pacientes, el tratamiento farmacológico deja de funcionar con el paso del tiempo, por causas que van desde la progresión de las enfermedades concomitantes hasta las idiopáticas.

La forma aguda, además, suele ir acompañada de náuseas y vómitos, lo cual en ocasiones hace pensar que se trata más de un cólico hepático que de glaucoma. La forma crónica en sus distintos tipos se caracteriza, aparte de la pérdida de visión, por una disminución de la extensión del campo visual, disminución de la visión nocturna y algunos dolores de cabeza [10].

Ambos casos pueden ser de condiciones primarias o secundarias. Son llamadas primarias cuando la causa es desconocida y secundarias cuando la condición puede ser atribuida a una causa conocida, tal como lesión del ojo, inflamación, tumoración, cataratas avanzadas o diabetes y enfermedades vasculares de diversos orígenes. En el glaucoma de condiciones secundarias, los signos y síntomas pueden incluir tanto aquellos de condición primaria así como los síntomas típicos de glaucoma [8].

## **Causas**

En todas las formas de glaucoma la presión ocular aumenta. Las cifras normales de presión ocular oscilan entre 15 y 20 mm de mercurio, los valores por encima son siempre sospechosos, pero sobrepasados los 30 mm, con toda seguridad se trata de presiones patológicas [10].

Por razones que los médicos no entienden por completo, el incremento en la presión ocular normalmente está asociada con el daño al nervio óptico que caracteriza al glaucoma. Esta presión proviene de un incremento en el humor acuoso, un fluido que se produce de manera natural y continua en el segmento anterior del ojo.

El humor acuoso normalmente sale del ojo a través de un sistema de drenaje en el ángulo formado entre el iris y la córnea. Cuando el sistema de drenaje no funciona de manera apropiada, el humor acuoso no puede filtrarse hacia el exterior del ojo a una tasa normal de flujo, y la presión se incrementa dentro del ojo.

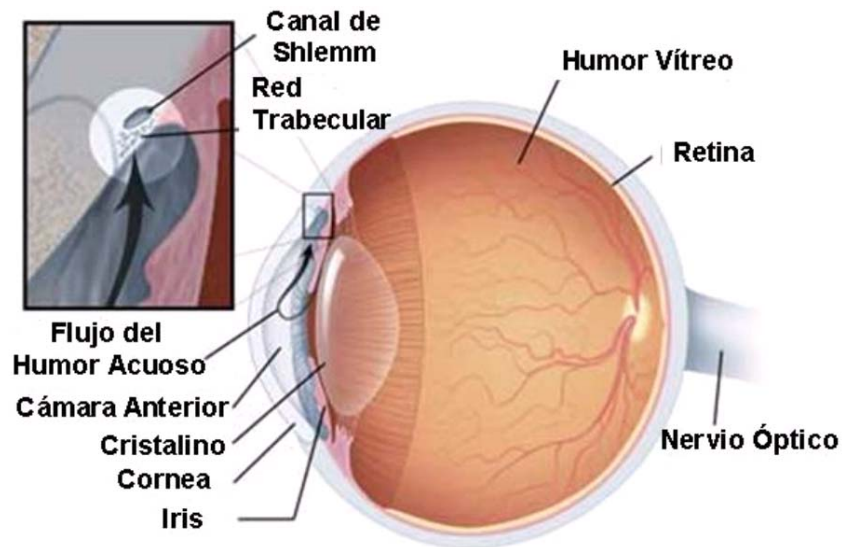


Fig. 1.3.1. Esquema del ojo. Fuente: Adaptado de [8]

En condiciones primarias de glaucoma de ángulo abierto, el ángulo de drenaje formado por la córnea y el iris permanece abierto, pero los canales microscópicos de drenaje en dicho ángulo (llamados red trabecular) se encuentran parcialmente obstruidos, ocasionando que el humor acuoso sea drenado del ojo lentamente. Esto provoca que el fluido se estanque y provoque un incremento gradual de la presión ocular. El daño al nervio ocular no es doloroso y es tan lento que una gran parte de la visión puede perderse antes de que se advierta el problema. La causa exacta del glaucoma de ángulo abierto aún se desconoce.

El glaucoma pigmentario es un tipo de glaucoma de ángulo abierto que puede ser desarrollado en jóvenes y adultos de mediana edad y es asociado a una dispersión de los gránulos de pigmento dentro del ojo. Estos gránulos parecen surgir de la parte trasera del iris. Cuando los gránulos de pigmento se acumulan dentro y fuera de la red trabecular pueden interferir con el flujo saliente de humor acuoso y ocasionar una elevación en la presión.

La actividad física, como trotar, en ocasiones puede remover los gránulos de pigmento, depositándolos en la red trabecular y ocasionando elevaciones inminentes en la presión intraocular. Este tipo de glaucoma normalmente puede ser fácilmente diagnosticado por el oftalmólogo [8].

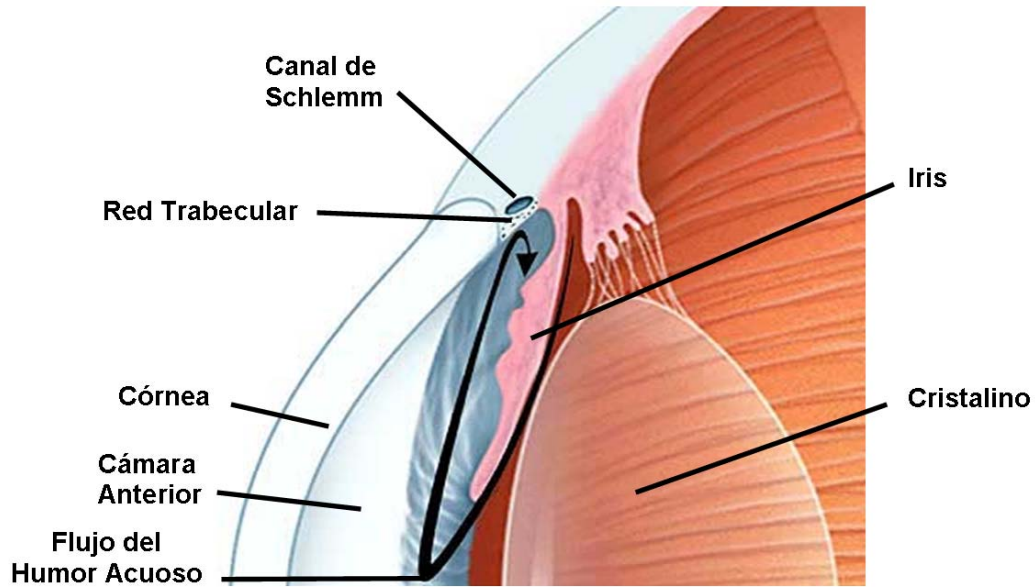


Fig. 1.3.2. Esquema del flujo del humor acuoso en un ojo con glaucoma de ángulo abierto .  
Fuente: Adaptado de [8]

El glaucoma de ángulo cerrado ocurre cuando el iris sobresale haciendo más angosto o bloqueando el ángulo de drenaje formado por la córnea y el iris. Como consecuencia, el fluido acuoso ya no es capaz de acceder a la red trabecular en el ángulo, de manera que la presión ocular se incrementa repentinamente. El glaucoma de ángulo cerrado normalmente ocurre repentinamente, pero también puede ocurrir gradualmente.

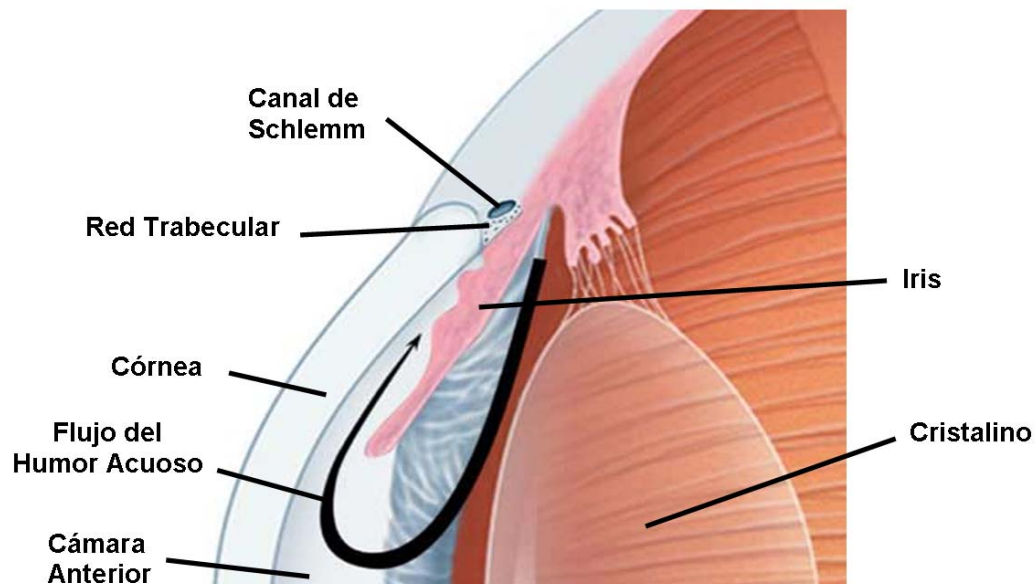


Fig. 1.3.3. Esquema del flujo del humor acuoso en un ojo con glaucoma de ángulo cerrado .  
Fuente: Adaptado de [8]

Mucha gente que desarrolla glaucoma de ángulo cerrado tiene un ángulo de drenaje anormalmente estrecho desde un inicio. Dicho ángulo estrecho puede no ocasionar problemas y de esta manera pasar desapercibido la vida entera.

Si se tiene un ángulo de drenaje estrecho, la dilatación repentina de las pupilas puede disparar un caso agudo de glaucoma de ángulo cerrado. Las pupilas se dilatan en respuesta a la oscuridad, la luz tenue, el estrés, la excitación y a ciertos medicamentos.

Otra forma de la enfermedad, poco entendida pero no poco común, es el glaucoma de baja presión. En esta forma, el daño al nervio óptico ocurre a pesar de que la presión intraocular se mantiene en un rango normal. Las causas de que esto ocurra son desconocidas. Algunos expertos creen que la gente con glaucoma de baja presión pueden tener un nervio óptico anormalmente sensible o un suministro bajo de sangre al nervio óptico debido a arterioesclerosis, una acumulación de depósitos de grasa en las arterias u otra condición que limita la circulación. Así, incluso bajo condiciones normales de presión, el nervio óptico puede sufrir daño.

## **Factores de Riesgo**

Debido a que las formas crónicas de glaucoma pueden destruir la visión antes de que los síntomas sean visibles, en la página de la Clínica Mayo [8] se recomienda observar los siguientes factores:

- **Presión intraocular elevada:** Si la presión intraocular es mayor a la normal, el riesgo de desarrollar glaucoma es elevado, a pesar de que no todas las personas con presión intraocular elevada desarrollan glaucoma.
- **Edad:** Cualquier persona mayor de 60 años tiene un riesgo elevado de padecer glaucoma. Para ciertos grupos de la población, descritos más adelante, el riesgo es mas elevado y el proceso de desarrollo del glaucoma puede ser detectado a una edad más temprana que en el resto de la población dichos grupos deben comenzar a monitorear su presión desde antes de cumplir 30 años.
- **Antecedentes familiares:** Si se tiene un historial familiar en el que alguno o varios miembros de la familia padecen o han padecido glaucoma, se tiene un riesgo mucho mayor de desarrollar la enfermedad. El glaucoma puede tener relación con la genética, es decir, que existe un defecto en uno o más genes y esto puede ocasionar que ciertos individuos sean anormalmente susceptibles a la enfermedad. Una forma de glaucoma crónico juvenil ha sido vinculado a anomalías genéticas.
- **Condiciones médicas:** La diabetes, un historial de presión arterial elevada, así como enfermedades del corazón y el hipotiroidismo pueden incrementar el riesgo de sufrir glaucoma.



- Otras condiciones del ojo: Lesiones severas del ojo pueden ocasionar que la presión intraocular se eleve. La lesión puede luxar el cristalino, cerrando el ángulo de drenaje. Otros factores de riesgo pueden ser el desprendimiento de retina, tumores oculares e inflamaciones del ojo, tales como la uveítis y la iritis crónicas. Ciertos tipos de cirugía ocular pueden disparar un glaucoma secundario.
- Miopía: Tener miopía, que generalmente significa que los objetos distantes se vean borrosos si no se usan anteojos, incrementa el riesgo de desarrollar glaucoma debido a que el ojo miope tiene un eje longitudinal antero-posterior más largo que somete al globo ocular a mayor tensión.
- El uso prolongado de corticosteroides: Aparentemente al utilizarse corticosteroides por periodos prolongados puede ocasionar el riesgo de padecer glaucoma secundario. Esto ocurre especialmente si se utilizan corticosteroides en gotas para los ojos [8].

#### **1.4 - El Glaucoma en México**

Dependiendo de la fuente consultada, los datos sobre el glaucoma en México varían; el problema principal es que no existen cifras de cuántas personas han perdido la vista debido a esta enfermedad.

Sin embargo se estima que entre el 2 y el 4 por ciento de la población mayor de 40 años padece glaucoma y esta cifra se eleva al 9 por ciento cuando se habla de la población mayor de 80 años [11].

Según Alfonso García López, de la Asociación Mexicana de Glaucoma, “la persona no llega a notar que está perdiendo la visión de los lados, pero cada día empieza a tropezarse más, a tirar las cosas de la mesa y a chocar con su vehículo por el mismo lado”. Dijo que estos podrían ser algunos síntomas que alerten a la persona a acudir al médico, “pero lamentablemente llegan a los consultorios en etapas avanzadas, cuando ya casi perdieron la totalidad de su campo visual” (en una entrevista con el periódico “El Universal” en marzo de 2008 [11]).

Bernardo Bidart Ramos, coordinador de los Hospitales Federales de la Secretaría de Salud, aseguró que esta enfermedad es un problema de salud pública que tiende a incrementarse en la población porque sus síntomas pasan desapercibidos ya que “no hay síntomas suficientes para que el paciente acuda al médico” también en entrevista con el periódico “El Universal” en marzo de 2008 [11].

Otro problema importante es el costo de los tratamientos para la enfermedad ya que varían entre los 4,000 pesos y los 8,500 pesos y se pueden triplicar en caso de requerir hospitalización.

En una entrevista realizada por el autor de este trabajo con la Dra. Leticia Plaza, de la “Clínica Oftalmológica Anzures” explicó que lo más importante para el especialista en glaucoma es el diagnóstico oportuno, ya que la enfermedad es

degenerativa y no hay hasta hoy manera de revertir el daño, por lo que es importante un diagnóstico a tiempo y un tratamiento adecuado con lo que se puede evitar que el nervio óptico continúe deteriorándose.

Si el glaucoma no es tratado a tiempo, toma alrededor de 20 años para que la persona quede totalmente ciega y se estima que en México el 90 por ciento de las personas que padecen glaucoma no se dan cuenta de su enfermedad.

A nivel mundial, el glaucoma es considerada la segunda causa de ceguera después de las cataratas y la primera causa de ceguera irreversible dado que la ceguera por cataratas es reversible [12].

### **1.5 - Tratamiento del Glaucoma**

Los tratamientos para el glaucoma reducen la presión intraocular ya sea mejorando el drenaje de humor acuoso al exterior del ojo, o reduciendo la producción del humor acuoso, o ambos. El glaucoma no puede ser curado totalmente y el daño ocasionado no es reversible, pero el tratamiento y las revisiones regulares pueden prevenir la pérdida de la vista en personas con glaucoma en etapas tempranas. Si la pérdida de la vista ya ha comenzado, el tratamiento puede disminuir o prevenir una mayor pérdida de visión.

Los tratamientos para glaucoma inician con la prescripción de gotas para los ojos. Es necesario asegurarse de que las gotas sean usadas exactamente como fueron prescritas; de otra manera, el daño en el nervio óptico podría empeorar. Si el médico prescribe más de un tipo de gotas para ojos, es necesario que indique el tiempo que se debe esperar entre aplicaciones. Debido a que algunas de las gotas son absorbidas en el flujo sanguíneo, es posible experimentar efectos secundarios que no estén relacionados con los ojos. Para reducir dicha absorción se deben cerrar los ojos por uno o dos minutos después de ponerse las gotas. Presionar ligeramente en la orilla del ojo cercana a la nariz para cerrar el lagrimal y retirar cualquier excedente del párpado. Los tipos de gotas prescritas comúnmente y sus características se encuentran descritas en el "Anexo I" de el presente trabajo.

Si las gotas no son capaces de llevar la presión intraocular al nivel deseado, el médico también puede prescribir medicamentos vía oral.

La reducción de la presión intraocular solo provee una solución parcial cuando se trata de preservar la vista en gente con glaucoma. Puede ser necesaria una cirugía si no se es tolerante a los medicamentos o si estos son ineficientes. Algunas veces un simple procedimiento quirúrgico puede no reducir la presión intraocular lo suficiente, en ese caso será necesario el uso continuo de gotas o someterse a otra operación. Algunas posibles complicaciones de la cirugía de glaucoma pueden ser: infección, sangrado, aumento o disminución anormal de la presión intraocular y pérdida de la vista. Tener una cirugía ocular también puede acelerar el desarrollo de cataratas. La mayoría de estas complicaciones pueden ser tratadas con eficiencia. Las cirugías utilizadas para tratar el glaucoma son:

- Cirugía Láser: En las dos últimas décadas, un proceso llamado trabeculoplastia ha tenido un importante papel en el tratamiento de

glaucoma de ángulo abierto. Después de aplicar gotas anestésicas, el médico utiliza un láser para abrir los canales de drenaje obstruidos y ayudar a que el humor acuoso sea drenado del ojo con facilidad. Este es un procedimiento que toma de 10 a 20 minutos, y es posible realizar las actividades normales sin incomodidad. El médico deberá revisar la presión ocular en repetidas ocasiones en las semanas siguientes. Puede tomar algunas semanas antes de que los resultados de la cirugía sean notorios.

En casi todos los casos, la cirugía láser para glaucoma disminuye la presión intraocular en un inicio. Después de un tiempo la presión intraocular puede comenzar a aumentar nuevamente, debido a los procesos de cicatrización que propician la recidiva del problema .

- Cirugía de Incisión o Cirugía de Filtrado: Si las gotas y la cirugía láser no son efectivas para controlar la presión ocular, puede ser necesaria esta operación normalmente en forma de una trabeculectomía. En este procedimiento se suministran gotas, se da una prescripción para ayudar al paciente a relajarse y normalmente una inyección de anestesia para dormir el ojo. Utilizando instrumentos delicados bajo un microscopio quirúrgico, el cirujano hace una incisión en la esclera, la parte blanca del ojo, y remueve una pequeña porción de la red trabecular. El humor acuoso ahora puede salir libremente del ojo a través de este orificio. Como resultado, la presión del ojo disminuye. El orificio es cubierto por la conjuntiva, de manera que la trabeculectomía no deja ningún orificio abierto en el ojo. Este procedimiento funciona mejor si no se ha tenido anteriormente una cirugía de ojo, ya que las cirugías previas pueden propiciar la aparición de adherencias. El médico revisará la presión ocular durante una serie de visitas para seguimiento y será necesario utilizar antibióticos y antiinflamatorios para combatir infecciones y ayudar a cicatrizar la apertura de drenaje recién creada. Un nuevo procedimiento realizado en el ojo extrae una tira de la red trabecular con un pequeño instrumento de electrocauterización. Dicho instrumento es introducido en el canal de drenaje a través de una incisión en el margen corneal. Con este instrumento una sección predeterminada de la red trabecular puede ser extraída del interior del ojo.
- Implantes de Drenaje: Otro tipo de operación, llamado cirugía de implante de drenaje, puede ser una opción para gente con glaucoma secundario o para niños con glaucoma. La cirugía de implante de drenaje consiste en insertar un pequeño tubo de silicio en el ojo para ayudar a drenar el humor acuoso. Después de la cirugía se coloca un parche que debe ser utilizado por 24 horas y se deben utilizar gotas para prevenir infección y ayudar a la cicatrización.

El glaucoma de ángulo cerrado es una urgencia médica. Cuando se llega al médico en estas condiciones, los médicos pueden administrar varios medicamentos para reducir la presión ocular tan rápido como sea posible. También se realiza una iridiotomía, un procedimiento con láser que crea un

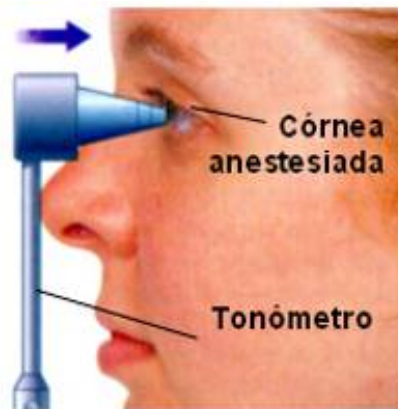
pequeño orificio en el iris de manera que el humor acuoso puede pasar a través de la red trabecular. Muchos médicos recomiendan una iridiotomía en el otro ojo en una fecha posterior debido al alto riesgo de que el ángulo de drenaje también se cierre.

## **1.6 - Antecedentes de los Sensores de Presión Intraocular**

### **Tonometría**

La forma en que se detecta la presión intraocular elevada asociada al daño en el nervio óptico actualmente es mediante el uso del tonómetro [13, 14]. Existen tres tipos principales de tonómetros:

- Tonómetro de Goldman o Tonómetro de Aplanación: éste es el método más utilizado y que actualmente ofrece una mayor precisión en la determinación de la presión intraocular. Esta técnica utiliza un aparato especial denominado lámpara de hendidura que sirve para aplanar parte de la córnea. Puesto que el aparato toma contacto con el ojo, es necesario suministrar unas gotas de anestesia al paciente lo que puede resultarle incómodo.



**Fig. 1.6.1. Esquema de un tonómetro de aplanación. Fuente [13]**

- Tonómetro de no contacto: Este tonómetro funciona disparando un chorro de aire para aplanar la córnea. Este tipo de tonometría es la que proporciona menos precisión. A menudo se usa por su facilidad para detectar rápidamente casos de presión intraocular alta, y es la manera más fácil de realizar la prueba a niños pequeños.
- Tonómetro de Indentación: Este tipo de tonómetro se usaba antiguamente para determinar la presión intraocular. Este método hace uso de un peso conocido, de manera que se indenta la córnea con una graduación que es

proporcional a la presión intraocular. Para realizar esta prueba se requiere utilizar una plantilla para comparar el área aplanada asociada la presión intraocular. La principal desventaja es que tiene mayor posibilidad de producir una lesión, y además tiene menor precisión que el tonómetro de aplanación.

El principio de funcionamiento de estos dispositivos es muy similar y consiste en aplanar un área determinada de la córnea,  $A$ , mediante el empleo de una fuerza conocida,  $F$ , con un instrumento transparente, de manera que es posible observar las dimensiones del área aplanada. Al conocer la fuerza y el área se puede calcular la presión aplicada. El área aplanada se encuentra en equilibrio estático, es decir, la presión interna es igual a la presión externa con un pequeño margen de error debido al espesor de la córnea. Dicho margen de error ha sido calculado en aproximadamente 1 mm de mercurio. Este principio de funcionamiento puede observarse mejor en la figura 1.6.2.

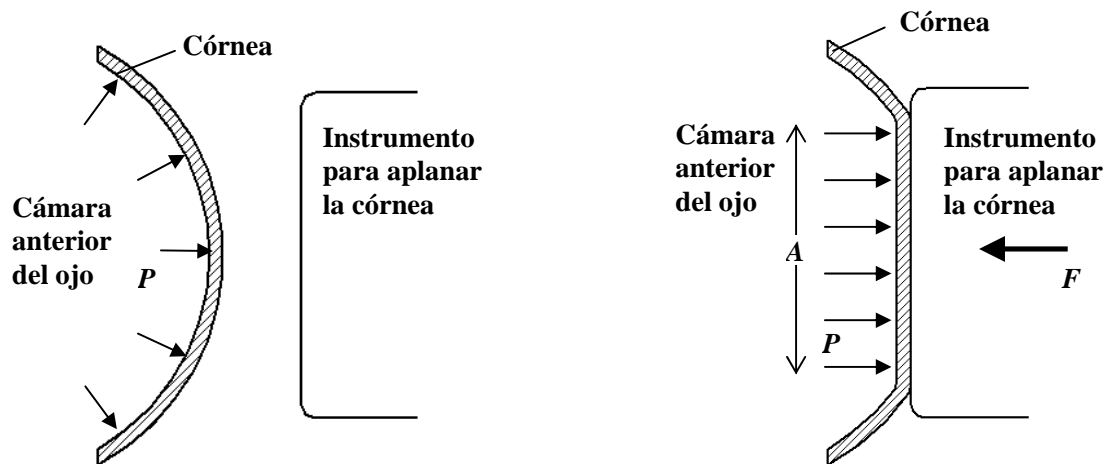


Fig. 1.6.2. Principio de funcionamiento de los tonómetros de aplanación.

Uno de los principales problemas relacionados a la medición de la presión intraocular se da en aquellos casos en los que los pacientes presentan una presión intraocular normal en sus consultas con el oftalmólogo, pero que aún así presentan un deterioro del nervio óptico. En estos casos el aumento de presión intraocular se da durante las primeras horas de la mañana, motivo por el cual es necesario hacer un estudio llamado "Curva Horaria" en el que se debe internar a el paciente para realizarle mediciones periódicas a lo largo de un día, utilizando un tonómetro y así determinar las variaciones de presión intraocular a lo largo del día.

Debido a lo anterior, uno de los objetivos de técnicos, profesionistas, científicos e investigadores en el área de micro y nano tecnologías ha sido crear un sensor de presión intraocular portátil, que no requiera de cirugía ni anestesia, capaz de realizar una medición continua de las variaciones de presión intraocular.

## 1.7 - Dispositivos Existentes

En el tema 1.6 se habló de los tipos de tonómetros y su principio de funcionamiento. A partir de las necesidades generadas por la industria médica en el campo de la oftalmología y la evolución de las técnicas utilizadas para medir la presión intraocular se han generado diversas propuestas de sensores de presión intraocular.

Una de estas propuestas es el sensor propuesto por Po-Jui Chen [15] y cuyo principio de funcionamiento será esbozado en el siguiente capítulo. Además de esa propuesta se han generado otras propuestas y algunas patentes. Como la propuesta hecha por Lynn Fuller [16] que es idéntica a la de Po-Jui Chen o la patente US006579235B1 [18] que plantea un sensor de presión intraocular montado en una válvula Ahmed y que utiliza un sistema parecido al propuesto por Po-Jui Chen para interrogar al sensor.

La válvula Ahmed es un dispositivo artificial que drena el humor acuoso hacia el espacio conjuntival a través de un tubo de silicón que se encuentra unido a un plato de polipropileno. Este plato contiene un mecanismo valvular del tipo venturi-flow, el cual teóricamente se colapsa en el aire a una presión crítica de 8-10 mm Hg. El borde del plato posee dos orificios para la inserción de las suturas esclerales de fijación. El tubo abre hacia la superficie superior del plato. La válvula Ahmed luce como se muestra en la figura 1.7.1.

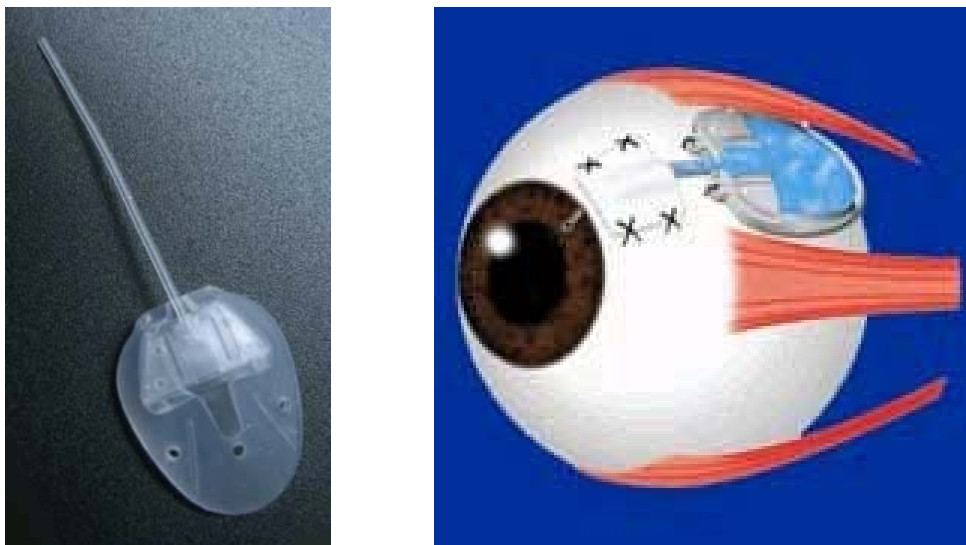


Fig. 1.7.1. Válvula de Ahmed suelta en el lado izquierdo y colocada en el ojo en el lado derecho. Fuente [19] y [20] respectivamente.

En la actualidad existen algunos dispositivos comerciales portátiles para medir la presión intraocular, el más conocido es el llamado “Tonopen” [21] que es un tonómetro portátil con un principio de funcionamiento parecido al del “Pascal” pero sin tanta precisión. En la figura 1.7.2 se puede apreciar uno de estos dispositivos. Mayor información acerca de este dispositivo puede ser encontrada en la página de la referencia.



**Fig. 1.7.2. Tonómetro portátil “Tonopen”. Fuente [21]**

En México el dispositivo “Tonopen” solo es utilizado por los oftalmólogos para medir la presión intraocular del paciente, siendo este operado por el oftalmólogo y no por el paciente, lo que impide que sea utilizado para realizar el estudio de la curva horaria de manera alternativa.

Además el paciente no podría tomar su propia presión intraocular, con la ayuda del Tonopen, mientras se encuentra dormido.

## Capítulo II – Modelado y Criterios de Diseño

### 2.1 - Fundamentos y Análisis Geométrico

Para establecer ciertos criterios de diseño para el sensor de presión intraocular es necesario definir el método que será utilizado para hacer dicha medición.

El método propuesto en este trabajo está basado en la propuesta hecha por Po-Jui Chen [15], que consiste en un sensor basado en un efecto de capacitancia variable.

El sensor propuesto por Po-Jui Chen [15] está diseñado para ser colocado dentro de la cámara anterior del ojo. Dicho sensor consta de un inductor conectado en sus extremos a un par de placas paralelas que hacen la función de un capacitor. Una de las placas del inductor está integrada a una viga que se flexiona a medida que aumenta la presión intraocular como se muestra en la figura 2.1.1.

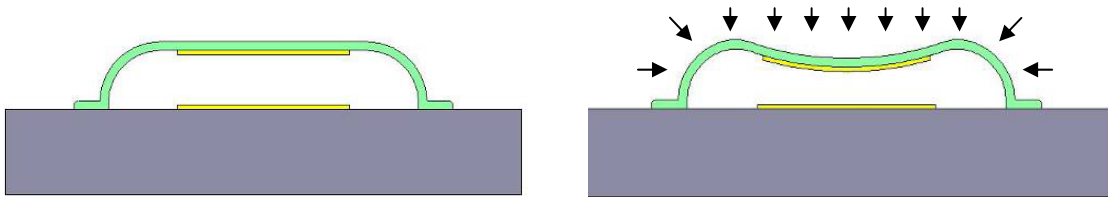


Fig. 2.1.1. Esquema del operación del sensor sin presión aplicada a la izquierda y bajo presión a la derecha. Fuente: Adaptado de [15]

El principio de funcionamiento de dicho sensor es el siguiente: al haber variaciones en la presión dentro de la cámara anterior del ojo, la viga se flexiona haciendo cambiar el valor de la capacitancia en las placas que están conectadas al inductor. Esta señal se detecta de manera inalámbrica por un efecto inductivo generado entre el inductor conectado a las placas y un dispositivo externo que puede ir montado en un armazón de anteojos. El principio de funcionamiento puede observarse en la figura 2.1.2.



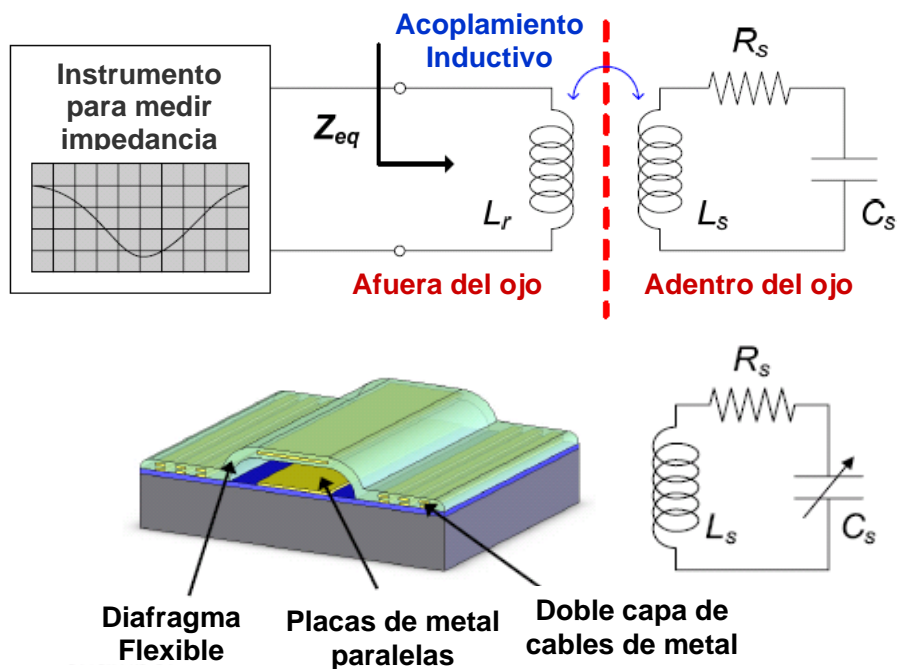


Fig. 2.1.2. Principio de funcionamiento de el sensor de presión intraocular propuesto por Po-Jui Chen. Fuente: Adaptado de [15]

A partir de una serie de entrevistas llevadas a cabo con distintos oftalmólogos, especialistas en glaucoma, se llegó a la conclusión de que lo más importante para el diseño de un dispositivo es que sea lo menos invasivo posible. En este sentido y dado que el principal objetivo en este trabajo es hacer una propuesta de diseño de un dispositivo capaz de realizar una lectura continua de las variaciones de presión intraocular a lo largo de un día, es importante que el dispositivo no requiera de una intervención quirúrgica para ser colocado y menos aún para ser retirado.

La propuesta de este trabajo es diseñar un sensor de presión intraocular similar al propuesto por Po-Jui Chen pero integrado a un lente de contacto con la finalidad de que sea colocado y retirado con facilidad. Además se propone utilizar una placa o membrana en lugar de una viga, para obtener una mayor capacitancia nominal. Dado que la siguiente propuesta no está diseñada para permanecer inmersa en el humor acuoso, es necesario tomar en cuenta las características geométricas del ojo, por lo que se consideraron las siguientes relaciones geométricas:

Debido a que la placa estará en contacto con la córnea tratando de aplanarla, lo máximo que se puede flexionar la placa depende del radio de curvatura de la córnea y de la longitud de la placa como se muestra en la figura 2.1.3.

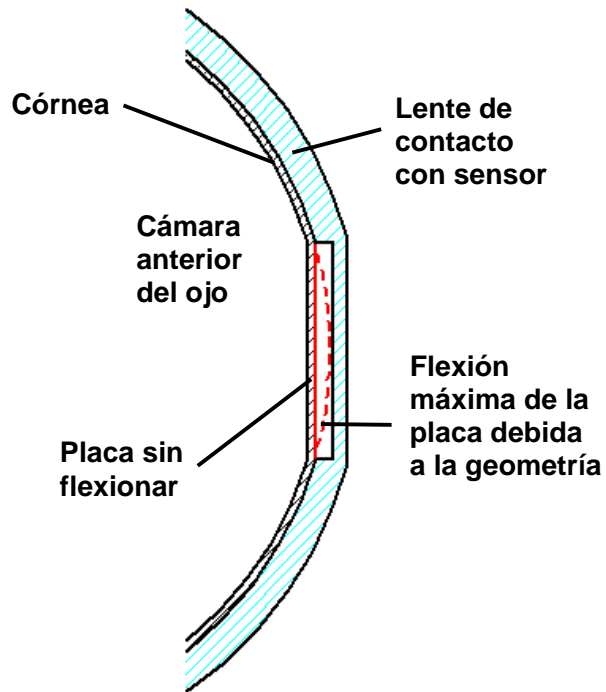
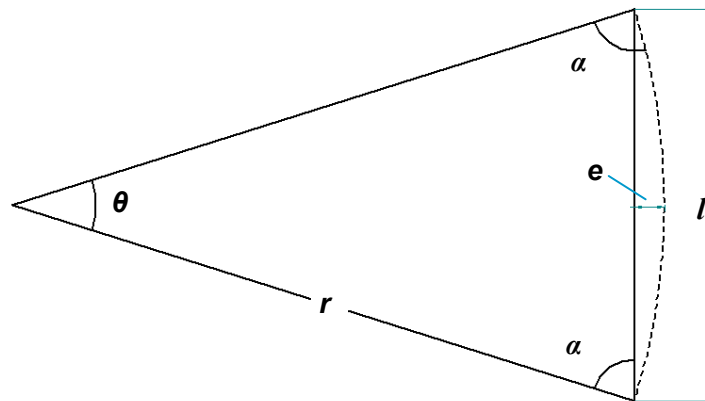


Fig. 2.1.3. Esquema de un lente de contacto con un micro sensor integrado

A continuación se presenta un análisis geométrico de lo anterior

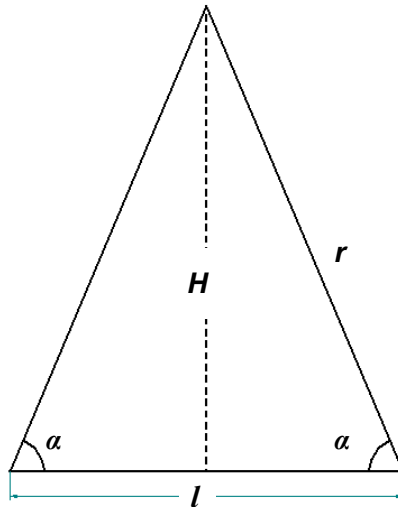


en donde:

$r$  = radio de curvatura de la córnea

$l$  = longitud de la placa

$e$  = máximo desplazamiento de la placa debido a la geometría



De las figuras se puede observar que:

$$e = r - H \quad (2.1.1)$$

$$H = r - e \quad (2.1.2)$$

$$r \cos \alpha = \frac{1}{2}l \quad (2.1.3)$$

$$H = r \sin \alpha \quad (2.1.4)$$

Al despejar  $\alpha$  de la ecuación (2.1.4) se obtiene

$$\alpha = \sin^{-1} \frac{H}{r} \quad (2.1.5)$$

Si se sustituye  $h$  de la ecuación (2.1.2) en la ecuación (2.1.5) se tiene que

$$\alpha = \sin^{-1} \frac{r - e}{r} \quad (2.1.6)$$

Despejando  $e$  de la ecuación (2.1.6) se obtiene

$$e = r - r \sin \alpha \quad (2.1.7)$$

Si despejamos  $\alpha$  de la ecuación (2.1.3) se tiene que

$$\alpha = \cos^{-1} \left( \frac{l}{2r} \right) \quad (2.1.8)$$

Finalmente al sustituir  $\alpha$  de la ecuación (2.1.8) en la ecuación (2.1.7) obtenemos una expresión que nos da el máximo desplazamiento que tendrá la placa, debido a

la geometría de la córnea, en función de la longitud de la placa y del radio de la córnea.

$$e = r - r \sin \left[ \cos^{-1} \left( \frac{l}{2r} \right) \right] \quad (2.1.9)$$

En la figura 2.1.4 se observa la deflexión máxima de la placa debido a sus características geométricas y a las características geométricas de la córnea.

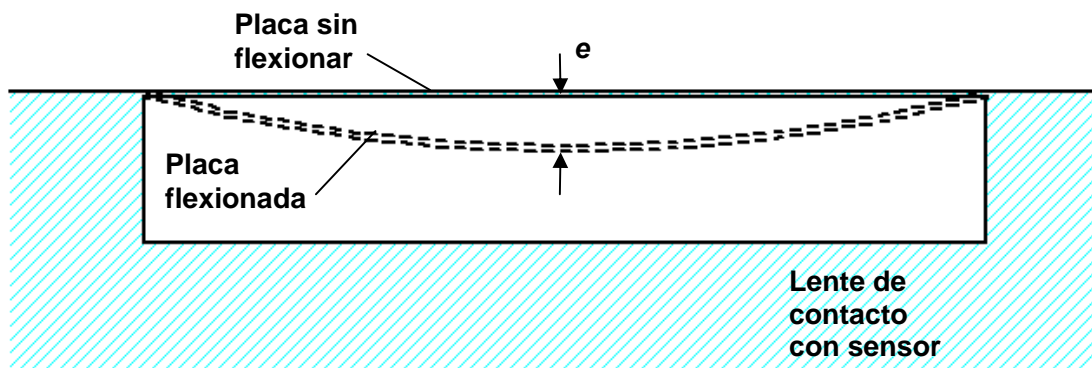


Fig. 2.1.4. Deflexión máxima de la placa debido a características geométricas.

Es importante que el rango de operación de la placa sea menor que el máximo desplazamiento debido a la geometría  $e$ .

Para hacer el modelado de la placa flexible se tomó en cuenta la teoría de vigas expuesta en [22] y se presenta a continuación.

## 2.2– Ecuación Diferencial para Deflexión Cilíndrica en Placas

Comenzaremos presentando un problema simple de flexión de una placa rectangular larga sometida a una carga transversal que no varía a lo largo de la longitud de la placa. La superficie flexionada de una porción de dicha placa a una distancia considerable de los extremos puede considerarse cilíndrica, con el eje del cilindro paralelo al ancho de la placa. Ahora es posible limitar el problema al estudio de la flexión de una tira elemental limitada entre dos planos perpendiculares al ancho de la placa y con una unidad de distancia. La deflexión de esta tira está dada por una ecuación diferencial que es similar a la ecuación de deflexión de una viga flexionada.

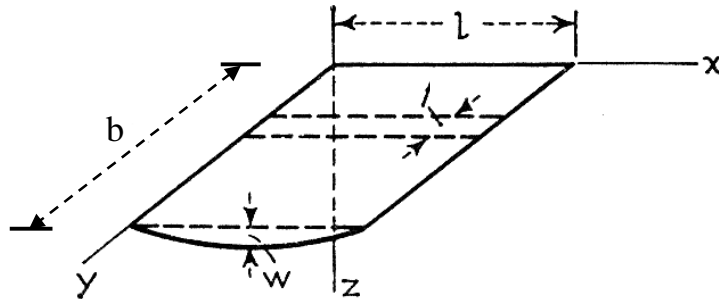


Fig. 2.2.1. Deflexión cilíndrica en una placa. Fuente: Adaptado de [22].

Para obtener la ecuación para la deflexión, se considera una placa de espesor uniforme, igual a  $h$ , y se toma el plano  $xy$  como el plano medio de la placa antes de ser sometida a una carga. Si el eje  $y$  coincide con uno de los extremos y la dirección positiva de el eje  $z$  se establece hacia abajo como se muestra en la figura 2.2.1, la tira elemental puede ser considerada como una barra de sección transversal rectangular que tiene una longitud  $l$  y un espesor  $h$ . Al calcular los esfuerzos de flexión en dicha barra se supone, de la misma manera que en la teoría simple de barras, que las secciones transversales de la barra permanecen planas durante la flexión, de manera que solamente sufrirán una rotación con respecto a sus ejes neutros. Si no es aplicada ninguna fuerza normal a los extremos de la barra, la superficie neutra de la barra coincide con la superficie media de la placa y la elongación unitaria de una fibra paralela al eje  $x$  es proporcional a su distancia  $z$  de la superficie media. La curvatura de la curva de deflexión puede tomarse como  $-d^2w/dx^2$ , en donde  $w$ , la deflexión de la barra en dirección de  $z$ , se supone pequeña comparada con la longitud de la barra  $l$ . La elongación unitaria  $\varepsilon_x$  de una fibra a una distancia  $z$  de la superficie media es entonces  $-zd^2w/dx^2$ .

Utilizando la Ley de Hooke, las elongaciones unitarias  $\varepsilon_x$  y  $\varepsilon_y$  en términos de los esfuerzos normales  $\sigma_x$  y  $\sigma_y$  que actúan en el elemento que se muestra sombreado en la figura 2.2.2 son:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_y}{E} \quad (2.2.1)$$

$$\varepsilon_y = \frac{\sigma_y}{E} - \frac{\nu\sigma_x}{E} = 0$$

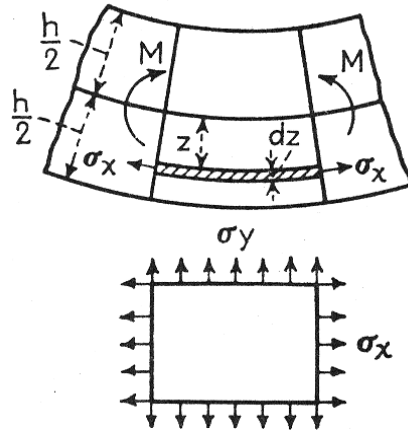


Fig. 2.2.2. Deflexión cilíndrica en un elemento diferencial de una placa. Fuente [22]

En donde  $E$  es el módulo de elasticidad del material y  $\nu$  es la relación de Poisson. El esfuerzo lateral en la dirección  $y$  debe ser cero para mantener la continuidad en el plano durante la flexión. De la segunda ecuación del conjunto (2.2.1) se puede deducir que  $\sigma_y = \nu\sigma_x$ . Sustituyendo este valor en la primera ecuación del conjunto (2.2.1), se obtiene que

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{(1-\nu^2)\sigma_x}{E} \\ \sigma_x &= \frac{E\varepsilon_x}{1-\nu^2} = -\frac{Ez}{1-\nu^2} \frac{d^2w}{dx^2} \end{aligned} \quad (2.2.2)$$

Si la placa está sometida a la acción de fuerzas de tensión o compresión que actúan en dirección  $x$  y que están uniformemente distribuidas a lo largo de los extremos longitudinales de la placa, los esfuerzos correspondientes deben ser agregados al esfuerzo debido a flexión en (2.2.2).

De la expresión para esfuerzos de flexión  $\sigma_x$ , se obtiene mediante integración el momento de flexión en la tira elemental:

$$M = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_x z dz = -\int_{-h/2}^{h/2} \frac{Ez^2}{1-\nu^2} \frac{d^2w}{dx^2} dz = -\frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} \frac{d^2w}{dx^2}$$

Introduciendo la notación

$$\frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} = D \quad (2.2.3)$$

se representa la ecuación para la curva de deflexión de la tira elemental de la siguiente forma:

$$D \frac{d^2 w}{dx^2} = -M \quad (2.2.4)$$

En donde  $D$ , toma el lugar de la cantidad  $EI$  en el caso de vigas y es llamada "Rigidez de Flexión de una placa". Se puede observar que el cálculo de la deflexión de la placa se reduce a la integración de la ecuación (2.2.4), que tiene la misma forma que la ecuación diferencial para la deflexión en vigas.

Si solo existe una carga lateral que actúa sobre la placa y los extremos pueden aproximarse libremente entre sí a medida que ocurre la deflexión, la expresión para el momento de flexión  $M$  se puede derivar de manera simple y la curva de deflexión se obtiene mediante la integración de la ecuación (2.2.4). En la práctica el problema es más complicado, debido a que, con frecuencia, la placa se encuentra sujeta a extremos fijos y estos no pueden moverse libremente. Este método de soporte genera reacciones de tensión a lo largo de los extremos a medida que ocurre la deflexión. Estas reacciones dependen de la magnitud de la deflexión y afectan la magnitud del momento flector  $M$  de la ecuación (2.2.4).

El problema se reduce al estudio de la flexión de una tira elemental de ancho unitario sometida a la acción de una carga lateral y a una fuerza axial  $S$  que depende de la deflexión de dicha tira. Si se supone que los extremos longitudinales de la placa están fijos de tal manera que no pueden rotar y denotamos con  $M_0$  el momento de flexión por unidad de longitud, que actúa sobre los extremos longitudinales de la placa, las fuerzas que actúan en la tira se encontrarán como se muestra en la figura 2.2.3. El momento flector en cualquier sección transversal de la tira estará dado por

$$M = \frac{ql}{2} x - \frac{qx^2}{2} - Sw + M_0$$

En donde la magnitud de  $S$  es el equivalente a la fuerza de reacción necesaria para evitar el deslizamiento de los extremos sobre el eje  $x$ .

Sustituyendo la expresión anterior en la ecuación (2.2.4), se obtiene

$$\frac{d^2 w}{dx^2} - \frac{S}{D} w = -\frac{qlx}{2D} + \frac{qx^2}{2D} - \frac{M_0}{D} \quad (a)$$

Introduciendo la notación

$$\frac{S l^2}{D 4} = u^2 \quad (2.2.5)$$

La solución general de la ecuación (a), utilizando la notación (2.2.5), se representará de la siguiente manera

$$w = C_1 \sinh \frac{2ux}{l} + C_2 \cosh \frac{2ux}{l} + \frac{ql^3 x}{8u^2 D} - \frac{ql^2 x^2}{8u^2 D} - \frac{ql^4}{16u^4 D} + \frac{M_0 l^2}{4u^2 D} \quad (b)$$

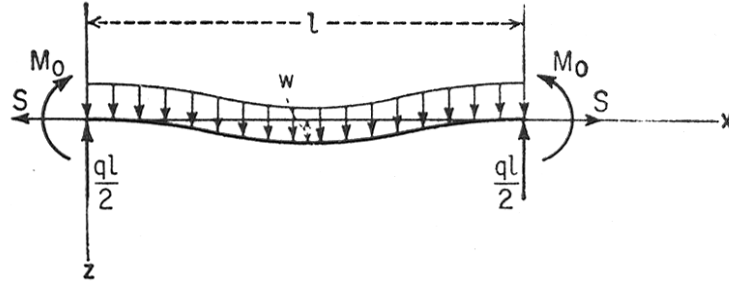


Fig. 2.2.3. Deflexión de una placa fija en los extremos y sometida a presión. Fuente [22]

Observando que la curva de deflexión es simétrica con respecto a la mitad de la tira, se pueden determinar las constantes de integración  $C_1$ ,  $C_2$  y el momento  $M_0$  a partir de las siguientes tres condiciones:

$$\begin{aligned} \frac{dw}{dx} &= 0 && \text{para } x=0 \quad \text{y} \quad x = \frac{l}{2} \\ w &= 0 && \text{para } x=0 \end{aligned} \quad (c)$$

Sustituyendo la expresión (b) para  $w$ , de las condiciones anteriores se obtiene

$$\begin{aligned} C_1 &= -\frac{ql^4}{16u^3 D} \\ C_2 &= \frac{ql^4}{16u^3 D} \coth u \\ M_0 &= \frac{ql^2}{4u^2} - \frac{ql^2}{4u} \coth u = -\frac{ql^2}{12} \psi_1(u) \end{aligned} \quad (2.2.6)$$

en donde

$$\psi_1(u) = \frac{3(u - \tanh u)}{u^2 \tanh u}$$

Entonces la deflexión  $w$  esta dada por la expresión

$$w = -\frac{ql^4}{16u^3 D} \sinh \frac{2ux}{l} + \frac{ql^4}{16u^3 D} \coth u \cosh \frac{2ux}{l} + \frac{ql^3 x}{8u^2 D} - \frac{ql^2 x^2}{8u^2 D} - \frac{ql^4}{16u^3 D} \coth u$$



que puede ser simplificada de la siguiente forma

$$w = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{\cosh \left[ u \left( 1 - \frac{2x}{l} \right) \right]}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^2(l-x)x}{8u^2 D} \quad (2.2.7)$$

Las deflexiones de la tira elemental dependen de la cantidad  $u$  que, como podemos ver en la ecuación (2.2.5), es una función de la fuerza axial  $S$ . Esta fuerza se puede determinar de la condición en la que los extremos de la tira no pueden moverse a lo largo del eje  $x$ . Por lo tanto la extensión de la tira producida por la fuerza  $S$  es igual a la diferencia entre la longitud de arco a lo largo de la curva de deflexión y la longitud de la cuerda  $l$ . Dicha diferencia para pequeñas deflexiones puede ser representada por

$$\lambda = \frac{1}{2} \int_0^l \left( \frac{dw}{dx} \right)^2 dx \quad (2.2.8)$$

Al calcular la extensión de la tira producida por la fuerza  $S$ , si se supone que el esfuerzo lateral de la tira en la dirección  $y$  no existe y utilizamos la segunda ecuación del conjunto (2.2.2). Entonces

$$\lambda = \frac{S(1-\nu^2)l}{hE} = \frac{1}{2} \int_0^l \left( \frac{dw}{dx} \right)^2 dx \quad (d)$$

Sustituyendo la expresión (2.2.7) para  $w$  y resolviendo la integral, se obtiene la siguiente ecuación para calcular  $S$ :

$$\frac{S(1-\nu^2)l}{hE} = \frac{q^2 l^7}{D^2} \left( \frac{5}{256} \frac{\tanh u}{u^9} + \frac{1}{256} \frac{\tanh^2 u}{u^6} - \frac{5}{256u^6} + \frac{1}{384u^4} \right)$$

si se sustituye  $S = 4u^2 D / l^2$ , de la ecuación (2.2.5), y la expresión para  $D$ , de la ecuación (2.2.3), finalmente se tiene la ecuación

$$\frac{E^2 h^8}{(1-\nu^2)^2 q^2 l^8} = \frac{135}{16} \frac{\tanh u}{u^9} + \frac{27}{16} \frac{\tanh^2 u}{u^8} - \frac{135}{16u^8} + \frac{9}{8u^6} \quad (2.2.9)$$

Para un material, una relación  $h/l$  dada y una carga  $q$  dados el lado izquierdo de la ecuación puede ser calculado, y el valor  $u$  que satisface la ecuación puede encontrarse mediante un método de prueba y error. Para simplificar esta solución se pueden utilizar las curvas que se muestran en la figura 2.2.4. El eje de las

abscisas de estas curvas representa los valores de  $u$  y el eje de las ordenadas representa las cantidades  $\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0})$ , en donde  $U_0$  denota el valor numérico de el lado derecho de la ecuación (2.2.9).

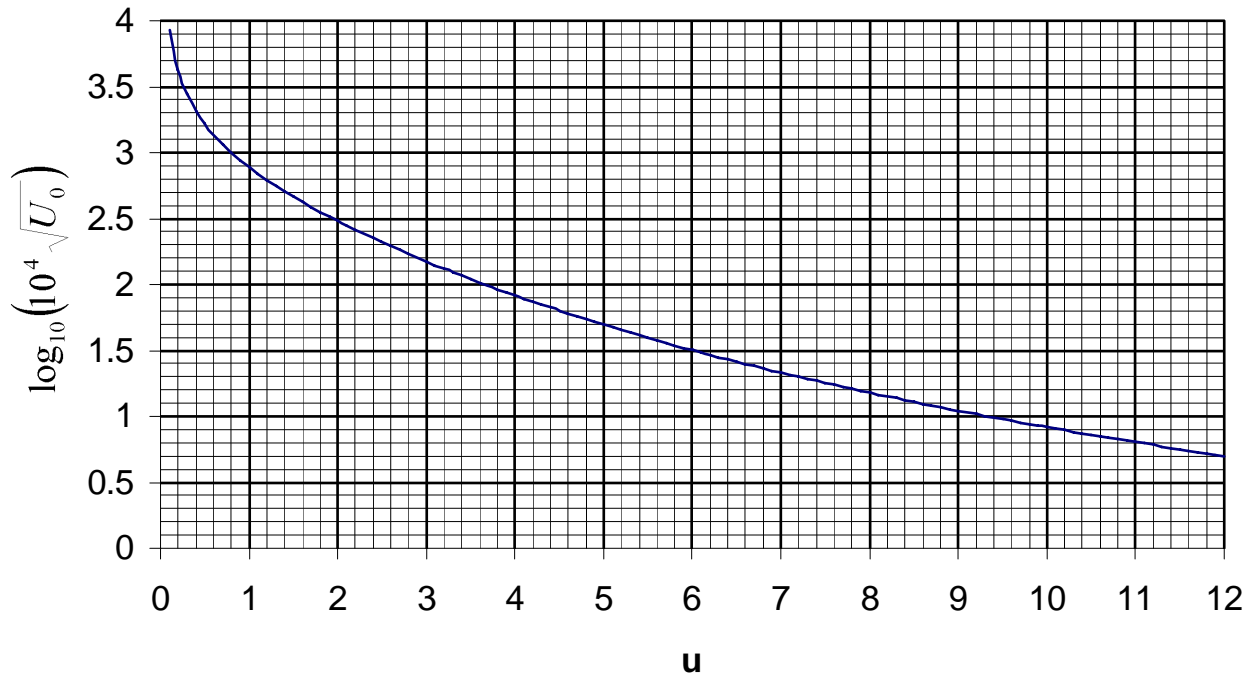


Fig. 2.2.4. Valores de  $u$  que satisfacen la ecuación (2.2.9). Fuente: Modificado de [22]

El máximo esfuerzo ocurre a la mitad de la tira, en donde el momento flector es máximo. De la ecuación diferencial (2.2.4) el máximo momento flector es

$$M_{\max} = -D \left( \frac{d^2 w}{dx^2} \right)_{x=l/2}$$

Sustituyendo la expresión (2.2.7) para  $w$  se obtiene

$$M_{\max} = \frac{ql^2}{8} \psi_0(u) \quad (2.2.10)$$

en donde

$$\psi_0 = \frac{1 - \operatorname{sech} u}{\frac{u^2}{2}} \quad (e)$$

El esfuerzo de tensión  $\sigma_1$  y el máximo esfuerzo flector  $\sigma_2$  ahora pueden expresarse en términos de  $u$ ,  $q$  y las constantes de placa como se muestra

$$\sigma_1 = \frac{S}{h} = \frac{4u^2 D}{hl^2} = \frac{Eu^2}{3(1-\nu^2)} \left(\frac{h}{l}\right)^2 \quad (2.2.11)$$

$$\sigma_2 = \frac{6}{h^2} M_{\max} = \frac{3}{4} q \left(\frac{l}{h}\right)^2 \psi_0 \quad (2.2.12)$$

Entonces el máximo esfuerzo en la placa es

$$\sigma_{\max} = \sigma_1 + \sigma_2 \quad (2.2.13)$$

Hasta este punto se han presentado las expresiones necesarias para analizar el comportamiento mecánico de la placa. A continuación se presenta la parte teórica correspondiente al comportamiento eléctrico del dispositivo.

### 2.3 - Principio de Capacitancia en Placas Paralelas

A continuación se explicará el principio de la fuerza electrostática en placas paralelas, el cual se propone como método de transducción del cambio de presión en una señal de voltaje.

En este sentido, es importante tener en cuenta que la capacitancia depende de el área de las placas y la distancia entre ellas. El valor de la capacitancia, para un par de placas paralelas dispuestas como se muestra en la figura 2.3.1, se calcula calculado mediante la siguiente expresión [23]

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.3.1)$$

en donde

$A$  = Área de las placas

$d$  = Distancia entre las placas

$\epsilon_0$  = Permitividad del espacio libre =  $8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$

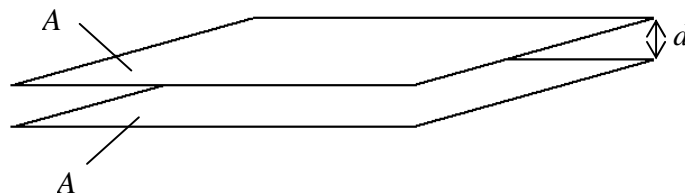


Fig. 2.3.1. Esquema de capacitor de placas paralelas.

## 2.4 - Colapso entre Placas Paralelas

Otro aspecto que hay que tener en cuenta es el fenómeno de inestabilidad en donde ocurre un colapso de las placas, también conocido como “pull-in” [24]. Para explicarlo es necesario tener en cuenta la estabilidad de el equilibrio que debe existir entre la fuerza electrostática que trata de hacer que las placas se junten y la fuerza de resorte que evita que eso ocurra como se muestra en la figura 2.4.1. Un análisis de estabilidad consiste en modificar la posición con pequeños incrementos y encontrar un punto en el que la fuerza neta ya no tienda a regresar al punto de equilibrio.

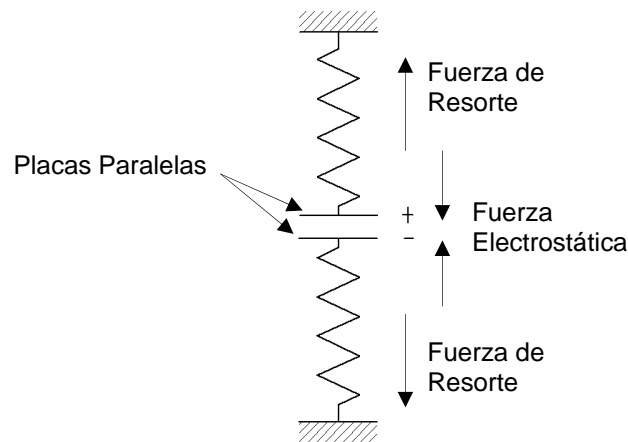


Fig. 2.4.1. Principio de equilibrio entre la fuerza electrostática y la fuerza de resorte en un capacitor de placas paralelas.

La fuerza neta  $F_{net}$  en la placa superior con un voltaje  $V$  y un espacio entre placas  $g$ , utilizando una convención de signos en donde las fuerzas positivas incrementan el espacio, es

$$F_{net} = \frac{-\epsilon AV^2}{2g^2} + k(g_0 - g) \quad (2.4.1)$$

En donde  $g_0$  es el espacio nominal entre las placas. En el punto de equilibrio,  $F_{net}$  es cero. Si se buscan las variaciones de  $F_{net}$  con respecto a pequeñas perturbaciones de el espacio entre placas  $g + \delta g$ , se puede escribir

$$\delta F_{net} = \left. \frac{\partial F_{net}}{\partial g} \right|_V \delta g \quad (2.4.2)$$

Si  $\delta F_{net}$  es positiva para  $\delta g$  positivos, entonces  $g$  se encuentra en un punto de equilibrio inestable, debido a que un pequeño incremento de  $\delta g$  crea una fuerza

que tiende a incrementar aun más. Si  $\delta F_{net}$  es negativa, entonces  $g$  se encuentra en un punto de equilibrio estable. Se puede evaluar  $\delta F_{net}$  utilizando la ecuación (2.3.2).

$$\delta F_{net} = \left( \frac{\epsilon AV^2}{g^3} - k \right) \delta g \quad (2.4.3)$$

Para que  $g$  se encuentre en equilibrio estable, la expresión dentro del paréntesis debe ser negativa, lo que significa que

$$k > \frac{\epsilon AV^2}{g^3} \quad (2.4.4)$$

Se puede observar que a medida que el espacio decrece al incrementar el voltaje, habrá un voltaje específico en el cual la estabilidad del equilibrio se pierde. Éste es el voltaje de colapso  $V_{PI}$ . En este colapso hay dos condiciones que deben satisfacerse: el que  $F_{net} = 0$ , y

$$k = \frac{\epsilon AV_{PI}^2}{g_{PI}^3} \quad (2.4.5)$$

Se demuestra entonces que el efecto de colapso ocurre cuando

$$g_{PI} = \frac{2}{3} g_0 \quad (2.4.6)$$

Es posible analizar gráficamente el fenómeno de colapso examinando las dos componentes de la fuerza neta  $F_{net}$ , que se muestra en la figura 2.4.1. Es de gran ayuda utilizar variables normalizadas. Específicamente, se normaliza el voltaje a el voltaje de colapso, y se examina el desplazamiento normalizado de la placa de su posición de equilibrio, utilizando  $g_0$  como la constante de normalización. Entonces

$$v = \frac{V}{V_{PI}} \quad (2.4.7)$$

$$\zeta = 1 - \frac{g}{g_0} \quad (2.4.8)$$

Utilizando estas variables, la condición de equilibrio es

$$\frac{4}{27} \frac{v^2}{(1-\zeta)^2} = \zeta \quad (2.4.9)$$

La figura 2.4.2 muestra las dos partes de esta ecuación graficadas simultáneamente para el valor  $\nu = 0.8$ . Hay dos intersecciones que representan los puntos de equilibrio. Solamente uno de ellos es estable.

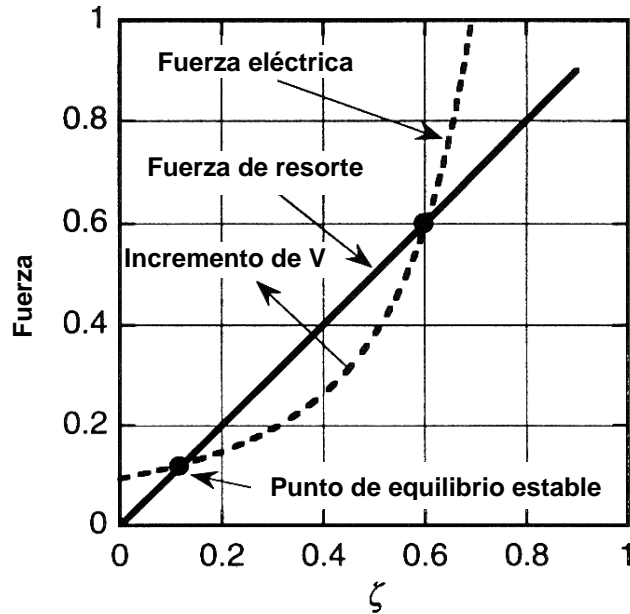


Fig. 2.4.2. Fuerzas eléctrica y de resorte. Fuente: Adaptado de [24]

## 2.5 - Comportamiento Dinámico de la Placa Móvil

Por último, es importante considerar la frecuencia natural de oscilación de la placa móvil para poder comparar los resultados del análisis teórico con los resultados obtenidos en la simulación mediante elemento finito.

Dado que el comportamiento de la placa puede compararse con el de un sistema masa-resorte-amortiguador, para determinar la frecuencia natural de oscilación es posible calcular la constante de resorte partiendo de:

$$F = kx$$

en este caso el desplazamiento corresponde a la deflexión, por lo que

$F = kw$ , y se deriva que  $w = \frac{F}{k}$ , en donde  $k$  es la constante de resorte

Comparando con la ecuación (2.2.7),  $w = \frac{F}{k} = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^4}{32u^2 D}$

en donde  $F = qlb$ . Es importante notar que  $b$  representa el ancho de la placa como se muestra en la figura 2.1.5 y que había sido despreciado en el análisis anterior en donde se consideró únicamente una tira unitaria. Así, se tiene que

$$\frac{1}{k} = \frac{1}{b} \left[ \frac{l^3}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{l^3}{32u^2 D} \right]$$

$$k = \frac{b}{\frac{l^3}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{l^3}{32u^2 D}} \quad (2.5.1)$$

Para calcular la frecuencia natural de oscilación también es necesario conocer la masa, que está dada por:

$$m = \rho b l h \quad (2.5.2)$$

en donde  $\rho$  es la densidad del material de la placa.

La frecuencia natural del movimiento armónico simple de un sistema masa-resorte-amortiguador no amortiguado es [24]:

$$f = \frac{1}{2\pi} \omega \text{ en unidades de } \left( \frac{\text{ciclos}}{s} \right) \text{ o } (Hz), \text{ donde } \omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (2.5.3) [25].$$

## Capítulo III – Materiales y Procesos de Manufactura para MEMS

### 3.1 - Materiales Utilizados para Fabricar BioMEMS

Actualmente existe poca información sobre los datos de biocompatibilidad de los materiales utilizados para construcción de MEMS por parte de las agencias regulatorias reconocidas.

En un artículo publicado por Geoffrey Kotzar [26] se presenta un análisis sobre seis materiales que son candidatos para dispositivos implantables MEMS y un material de encapsulamiento utilizando una serie de pruebas para biocompatibilidad internacionalmente reconocida (ISO 10993). Los materiales que se presentan en dicho artículo son: Silicio (Si), dióxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ ), nitruro de silicio ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ), Poli silicio, Carburo de silicio (3C-SiC), Titanio (Ti) y SU-8.

Las pruebas a las que fueron sometidos dichos materiales fueron las siguientes: pruebas fisicoquímicas acuosas y no acuosas, pruebas de cito toxicidad, implantación con histopatología y revisión mediante microscopía electrónica. Los resultados arrojaron que todos los materiales antes mencionados son biocompatibles y son candidatos para fabricar dispositivos implantables. Otro material biocompatible, utilizado para encapsular dispositivos BioMEMS es el material conocido como parylene [27]. Existen muchos otros materiales que pueden ser biocompatibles o que pueden servir para fabricar BioMEMS como el polydimetilsiloxano (PDMS) y algunos materiales biológicos dependiendo de la finalidad de el dispositivo que se vaya a construir [6]. No todos los materiales que son biocompatibles sirven para fabricar BioMEMS ya que no solo deben ser biocompatibles sino que además deben de ser microfabricables. Por otra parte tampoco es necesario que todos los materiales utilizados en la fabricación de BioMEMS sean biocompatibles ya que algunos dispositivos pueden ser encapsulados con materiales biocompatibles, aunque lo ideal es que todos los materiales utilizados en este tipo de dispositivos sean biocompatibles por si existiera una falla o llegaran a romperse.

En este trabajo se presenta una propuesta para un dispositivo que no es implantable pero que permanecerá en contacto con el ojo por un lapso de al menos 24 horas, por lo que tenemos que tener en cuenta algunos materiales utilizados para la fabricación de lentes de contacto.

Los primeros lentes de contacto que fueron fabricados en el siglo XIX fueron hechos de cristal con un espesor de aproximadamente 2mm, por lo que no podían ser tolerados por más de 30 minutos. Después se probó con cuarzos. A partir de 1936 se comenzaron a proponer modelos en polimetilmetacrilato (PMMA) con 500  $\mu\text{m}$  de espesor que hicieron que los lentes de contacto se volvieran mas cómodos, aunque a la larga podían ocasionar hipoxia, y dominaron el mercado hasta que aparecieron los lentes de hidrogel en 1971. Estos últimos tenían un espesor de alrededor de 200  $\mu\text{m}$  lo que hacía que los lentes fueran más blandos y adaptables [28]. Actualmente se fabrican lentes de contacto de nelfilcon A (polímero derivado



del alcohol polivinílico), Iotraficon A (hidrogel de silicona), HEMA, polymacon, phemfilcon A, balafilcon A, hilafilcon B, alphafilcon A, hefilcon B con espesores de hasta 90  $\mu\text{m}$  [29, 30] y muchos otros materiales dependiendo de la compañía que los fabrica.

### **3.2 - Materiales Propuestos para el Dispositivo**

Dadas las características del dispositivo que se quiere diseñar, lo primero que hay que tener en cuenta es que se trata de un dispositivo que va montado en un lente de contacto por lo que se debe de procurar que el material del sustrato sea el mismo que el del lente de contacto, de manera que el dispositivo sea fabricado directamente sobre el material utilizado para formar el lente.

Haciendo una revisión de las características de los materiales utilizados en los lentes de contacto y dado que es necesario que se mantenga un espacio entre las placas que funcionarán como capacitor variable, el material que se propone para el sustrato es el poli metil metacrilato (PMMA) ya que es el material que era utilizado para crear lentes rígidos. Se eligió PMMA debido a que sus propiedades permiten una mayor facilidad para la manufactura que el vidrio. Los lentes fabricados anteriormente a partir de este material demostraron ser más cómodos para el usuario que los lentes fabricados a partir de cristal. La rigidez del PMMA asegura el funcionamiento adecuado del dispositivo, lo cual no sería posible utilizando materiales utilizados para lentes de contacto blandos. Aún cuando los lentes de contacto fabricados a partir de PMMA son capaces de producir hipoxia, este efecto solo se presenta después de varios años de hacer uso de los lentes, y ya que el dispositivo está planeado para utilizarse a lo largo de 24 horas, el PMMA resulta un material ideal para el sustrato. Además el PMMA ya ha sido probado en lentes de contacto con circuitos integrados, como en el trabajo presentado por H. Ho [31] en donde se presenta un proceso de manufactura para integrar un circuito y LEDs en lentes de contacto.

Para formar el inductor y las placas paralelas que funcionarán como capacitor variable necesitamos un material conductor. Un material comúnmente utilizado para este tipo de dispositivos debido a su alta conductividad y a su ductilidad es el oro y resulta un buen candidato para el dispositivo propuesto en este trabajo.

El material de sacrificio utilizado para crear el espacio entre las placas debe ser de fácil remoción además de que el agente utilizado para remover dicho material no debe de atacar al oro o al PMMA por lo que el material que se propone para el material de sacrificio es el poliimide que puede ser eliminado en un dispositivo llamado “grabador de plasma”, mejor conocido como “plasma etcher”

### **3.3 - Procesos de Manufactura para MEMS**

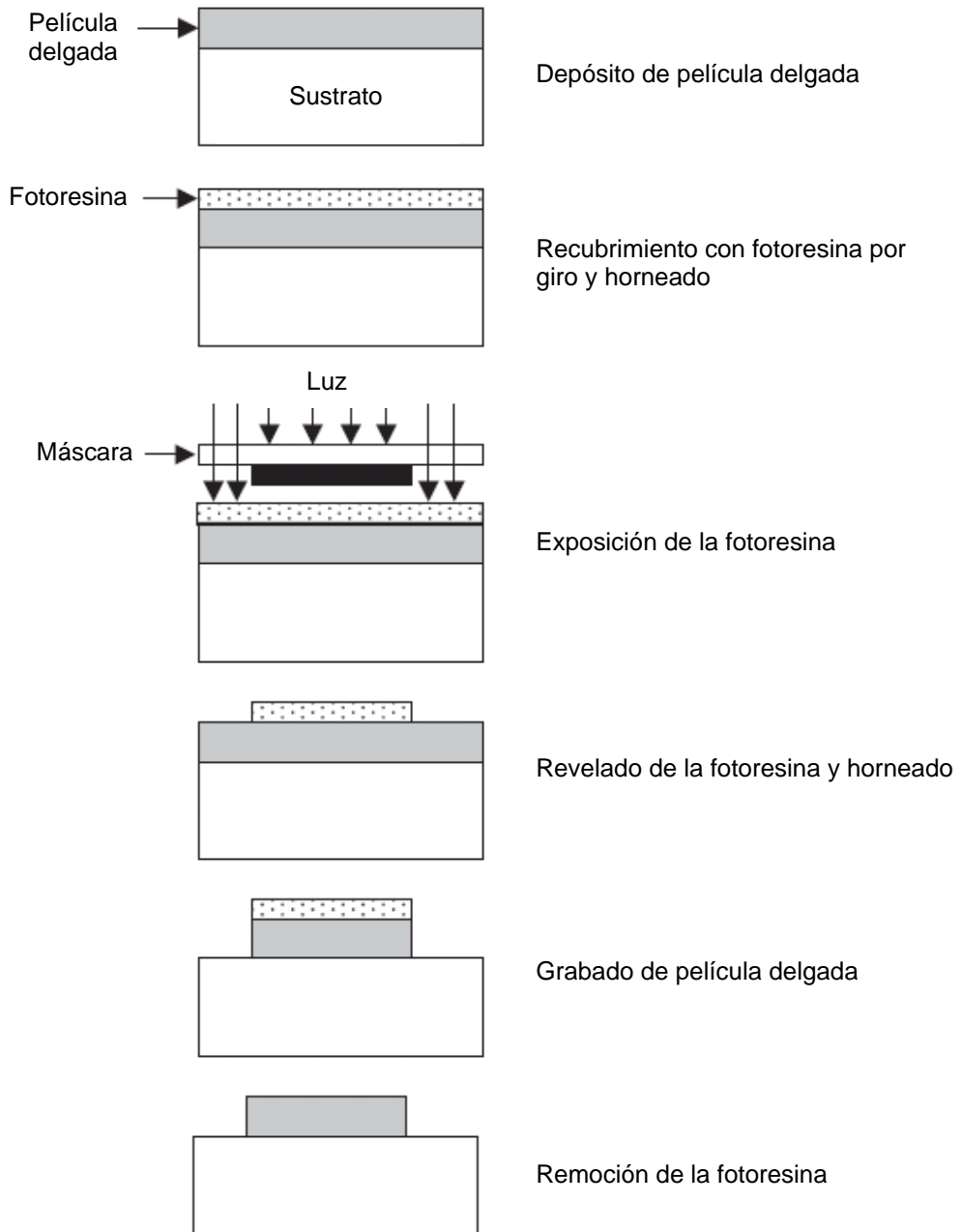
La mayoría de las técnicas de fabricación de MEMS tienen sus orígenes en los métodos desarrollados por la industria de los semiconductores. Es por esto que es necesaria una comprensión de dichas técnicas para cualquiera que comience a hacer investigación y desarrollo en el área de la microfabricación. Los principales métodos de manufactura utilizados para la creación de MEMS se pueden encontrar en el trabajo de Babak Ziaie [32]. Las técnicas utilizadas normalmente son: depósito de película delgada, litografía, grabado y unión de sustratos. Las películas delgadas son depositadas utilizando varias técnicas físicas y químicas y son utilizadas para propósitos estructurales, de enmascarillado y de aislamiento. Después de depositar la película delgada, el paso de litografía se lleva a cabo para transferir el patrón diseñado al sustrato. Estos pasos son muy parecidos a las técnicas utilizadas en la fotografía. El sustrato con el patrón es grabado utilizando varios químicos en fase líquida o plasma. Finalmente la unión de sustratos es usada tanto para integrar múltiples funcionalidades como para propósitos de empaquetamiento. Estos pasos pueden repetirse tantas veces como sean necesarias dependiendo de la complejidad del diseño y del proceso. A continuación se explica cada proceso mas detalladamente.

- Depósito de película delgada: Para llevar a cabo este proceso con distintos materiales se utiliza una gran variedad de técnicas. Dado que las propiedades de la película dependen en gran medida del proceso utilizado, es necesario escoger el proceso adecuado además del material. Las cuatro principales técnicas utilizadas son:
  - Oxidación: Normalmente utilizada en sustratos semiconductores calentándolos a temperaturas de entre 800 y 1200 °C en una atmosfera rica en O<sub>2</sub> ó vapor de H<sub>2</sub>O. Como resultado se obtiene una alta calidad en la película de óxido [32].
  - Deposición química por vapor (CVD por sus siglas en inglés, Chemical Vapor Deposition): En este proceso se usa la reacción de químicos en fase gaseosa para formar películas delgadas. Las técnicas mas comunes de CVD utilizadas en microfabricación son CVD de baja presión (LPCVD por sus siglas en ingles, Low Pressure CVD) y CVD de crecimiento por plasma (PECVD por sus siglas en ingles, Plasma Enhanced CVD). Estos métodos son utilizados normalmente para depositar materiales inorgánicos tales como dióxido de silicio, nitrito de silicio y poli silicio [32].
  - Deposición física por vapor (PVD por sus siglas en ingles, Physical Vapor Deposition): Este proceso se basa en dos principios diferentes: evaporación y pulverizado. En el principio de evaporación,

una pieza del material que se desea depositar es calentada en una cámara de vacío que contiene al sustrato. El material evaporado es esparcido por toda la cámara y una pequeña capa se deposita sobre el sustrato. En el principio de pulverizado, el material sobre el cual se quiere depositar es bombardeado con iones inertes de alta energía (normalmente argón). El resultado del bombardeo es que átomos individuales o grupos de átomos son removidos de la superficie y lanzados hacia el sustrato. Debido a la direccionalidad del material depositado, las películas depositadas por PVD no son uniformes en las paredes por lo que no sirve para recubrimientos sobre segmentos laterales. Los metales son fácilmente depositados por este método aunque también puede utilizarse esta técnica con muchos otros materiales [32].

- Electro deposición o electrólisis: Es un proceso normalmente usado para obtener estructuras gruesas de metal (decenas de micrómetros). En este proceso electroquímico, se disuelve el electrolito en un determinado solvente, con el fin de que dicha sustancia se separe en iones, el sustrato es introducido en dicha solución. Se aplica una corriente eléctrica continua mediante un par de electrodos conectados a una fuente de alimentación eléctrica y sumergidos en la disolución. El electrodo conectado al polo positivo se conoce como ánodo, y el conectado al negativo como cátodo. Los iones son reducidos en la superficie del sustrato y los átomos no solubles de metal son depositados [32].
- Recubrimiento por giro. Mejor conocido por su nombre en inglés, *spin coating*, es un proceso utilizado para aplicar capas delgadas uniformes a sustratos planos. Una cantidad determinada de solución es colocada sobre el sustrato, el cual rota a una alta velocidad para esparcir el fluido por la fuerza centrífuga. La rotación continúa mientras el fluido es despedido por las orillas del sustrato hasta que se alcanza el espesor deseado de la película. La máquina utilizada para llevar a cabo esta tarea es conocida como “spin coater” o simplemente “spinner” [16].
- Litografía: Es una técnica utilizada para transferir un patrón generado por computadora a un sustrato. Dicho patrón es utilizado para grabar una capa delgada para distintos propósitos. El punto de partida después de la creación del diseño por computadora para una secuencia de fabricación específica es la generación de máscaras. Esto involucra una secuencia de procesos fotográficos (utilizando generadores de patrones ópticos o e-beam) que generan una placa de vidrio con el patrón deseado en forma de una capa delgada de cromo (aproximadamente 100 nm). Después de la generación de las máscaras el proceso puede continuar como se muestra en la figura 3.3.1. Después de depositar el material deseado en el sustrato, el proceso de fotolitografía comienza creciendo una capa de una resina

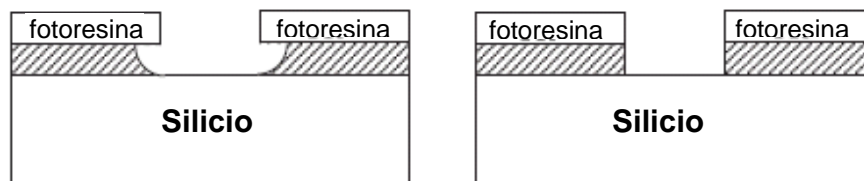
fotosensible sobre el sustrato mediante recubrimiento por giro. Después del recubrimiento, el sustrato es horneado para remover los solventes de la resina y mejorar la adhesión. Posteriormente, la máscara es alineada con la oblea y la fotoresina es expuesta a una fuente de UV [32].



**Fig. 3.3.1. Proceso de Litografía. Fuente: Adaptado de [32]**

Después de la exposición, la fotoresina se revela lavando las partes expuestas o no expuestas dependiendo si la resina es positiva o negativa respectivamente. (Este proceso es similar al revelado de película fotográfica). La resina es horneada nuevamente pero por más tiempo y a mayor temperatura para mejorar la adhesión. Con este paso se concluye la secuencia de fotolitografía creando el patrón deseado en la oblea. Después, la capa de abajo es grabada y la fotoresina es retirada con acetona o algún otro solvente orgánico [32].

- Grabado: Hay dos conceptos importantes que hay que tener en cuenta en este proceso, la selectividad y la direccionalidad. La selectividad es el grado en el cual el agente utilizado ataca a un material específico sin atacar otros materiales con los que entra en contacto. La direccionalidad tiene que ver con el perfil formado por el grabado bajo la máscara. En un grabado isotrópico, la tasa de disolución depende de direcciones específicas, en un grabado anisotrópico se pueden obtener paredes laterales rectas como se muestra en la figura 3.3.2 [32].



**Fig. 3.3.2. Grabado isotrópico a la izquierda y anisotrópico a la derecha. Fuente: Adaptado de [32]**

También se pueden dividir las técnicas de grabado en húmedas y secas. Los agentes húmedos son de una gran reactividad isotrópica y muestran una mayor selectividad en comparación con las técnicas de grabado en seco. Debido a los cortes laterales se recomienda que los cortes con agentes húmedos se limiten a menos de 3  $\mu\text{m}$ . Los materiales de enmascaramiento más comunes para agentes de grabado húmedos son dióxido de silicio y nitrito de silicio [32].

El grabado en seco tiene muchas ventajas comparado con las técnicas húmedas de grabado. Estas incluyen un menor corte en las paredes y mayor anisotropía. Además en este método de grabado se utilizan cantidades pequeñas de químicos y elimina la necesidad de manejar solventes y ácidos peligrosos. Aunque la selectividad es menor que con las técnicas húmedas de grabado. Las tres técnicas básicas de grabado en seco son: Grabado de plasma de alta presión, Grabado iónico de reacción (RIE por sus siglas en inglés, Reactive Ion Etching) y Fresado iónico [32].

El fresado iónico es un proceso puramente físico que utiliza iones inertes acelerados que se estrellan perpendicularmente con la superficie para remover material [32].

En el grabado de plasma de alta presión especies altamente reactivas son creadas y reaccionan con el material a ser grabado. Los productos de la reacción son volátiles de manera que se dispersan por la que nuevo material queda expuesto [32].

El método RIE (*Reactive Ion Etching*) es una combinación de procesos físicos y químicos. En esta técnica, las especies reactivas reaccionan con el material solo cuando las superficies están “activadas” por la colisión de iones incidentes del plasma. La dirección de los iones produce más colisiones con las superficies horizontales que con las paredes, generando así una tasa más rápida de grabado que en las direcciones verticales [32].

- Unión de sustratos (*wafer bonding*): Esta es una de las técnicas de fabricación más importantes en la tecnología de microsistemas. Es frecuentemente utilizada para fabricar estructuras complejas en 3-D y para empaquetamiento. Las dos técnicas de unión más importantes son la fusión de silicio-silicio y la unión electrostática de silicio-vidrio. Además de estas técnicas, muchos otros métodos alternativos que utilizan capas intermedias han sido investigadas [32].

## Capítulo IV - Propuesta de Diseño y Manufactura

### 4.1 - Propuesta de Diseño del Dispositivo

El diseño del dispositivo se definió de tal manera que la deflexión de la placa suspendida fuera lo suficientemente grande para generar un cambio de capacitancia susceptible de detectarse y al mismo tiempo que dicha deflexión no excediera los límites impuestos por la geometría del ojo y que no generara el fenómeno conocido como *pull in*. Como se explicó en el tema 2.4, dicha inestabilidad se produce al aplicar una diferencia de potencial eléctrico entre dos placas paralelas. Para cumplir con todos estos criterios, se consideraron las expresiones analíticas presentadas a lo largo del capítulo II y se desarrollan a continuación.

Para determinar la deflexión en la placa superior debida a la presión intraocular, se utiliza la ecuación 2.2.7 de la teoría de placas:

$$w = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{\cosh \left[ u \left( 1 - \frac{2x}{l} \right) \right]}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^2(l-x)x}{8u^2 D} \quad (2.2.7)$$

Recordemos que la expresión anterior describe la deflexión en cualquier punto de la longitud de la placa. Debido a la simetría del diseño, la deflexión máxima ocurre en la mitad de la longitud de la placa, es decir en  $x = \frac{l}{2}$

Sustituyendo  $x = \frac{l}{2}$  en (2.2.7) obtenemos:

$$w = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{\cosh[u(1-1)]}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^4}{32u^2 D} = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^4}{32u^2 D}$$
$$w = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^4}{32u^2 D} \quad (4.1.1)$$

Recordemos que

$$D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} \quad (2.2.3)$$

$u$  se obtiene de la tabla 2.1.7, calculando el valor de  $\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0})$  en donde

$$U_0 = \frac{E^2 h^8}{(1-\nu^2)^2 q^2 l^8} \quad (4.1.2)$$

Como se mencionó con anterioridad, el cambio en la deflexión de la placa por la variación de presión intraocular produce una variación en la distancia entre las placas paralelas, lo que a su vez ocasiona una diferencia en la capacitancia. Esta deflexión diferencial se represente por medio de la siguiente expresión

$$\Delta w = w_2 - w_1 \quad (4.1.3)$$

La deflexión máxima que puede sufrir la placa está limitada por las características geométricas del ojo humano. La expresión (2.1.9) relaciona la máxima deflexión con el radio de curvatura de la córnea y la longitud de la placa.

$$e = r - r \sin \left[ \cos^{-1} \left( \frac{l}{2r} \right) \right] \quad (2.1.9)$$

De no considerarse este criterio la placa no sufrirá una mayor deflexión aun cuando la presión aumente arriba de su límite y dicha presión no podrá ser detectada por el dispositivo. Por esta razón será de utilidad conocer el valor de la diferencia

$$e - w_2$$

El valor de la diferencia anterior siempre debe ser positivo para que el dispositivo pueda detectar la deflexión de la placa.

El esfuerzo máximo tolerado por la placa está dado por la ecuación 2.2.13. Sustituyendo las ecuaciones 2.2.11 y 2.2.12 en la ecuación 2.2.13 se obtiene la siguiente expresión.

$$\sigma_{\max} = \frac{4u^2 D}{hl^2} + \frac{3}{4} q \left( \frac{l}{h} \right)^2 \psi_0 \quad (4.1.4)$$

en donde

$$\psi_0(u) = \frac{3(u - \tanh u)}{u^2 \tanh u}$$

Para calcular el valor de la capacitancia para una deflexión dada se utiliza la expresión (2.3.1). El cambio de capacitancia debido al cambio en la deflexión de la placa se puede medir mediante la diferencia

$$C_2 - C_1$$

La distancia mínima entre las placas está dado por la diferencia entre la distancia inicial entre las placas menos la deflexión debida a la presión intraocular elevada.



$$g_2 = d - w^2 \quad (4.1.5)$$

Finalmente la frecuencia natural de oscilación de la placa se calcula mediante la expresión (2.5.3)

$$f = \frac{1}{2\pi} \omega \quad (2.5.3)$$

en donde

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

y  $k$  está dada por la expresión (2.5.1)

$$k = \frac{b}{\frac{l^3}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{l^3}{32u^2 D}} \quad (2.5.1)$$

Para encontrar las dimensiones adecuadas que permitan a la placa satisfacer todas las condiciones mencionadas es necesario proponer distintas dimensiones, utilizar las ecuaciones anteriores y comparar los resultados con dichas condiciones, en un proceso iterativo.

Con este propósito se utilizó una hoja de cálculo en la cual se programaron todas las expresiones anteriores. De esta manera se evaluó el comportamiento de la placa con respecto a pequeñas variaciones en las dimensiones propuestas. En la figura 4.1.1 se muestra la hoja de cálculo con los resultados del análisis de una placa de PMMA. Cada renglón de dicha tabla registra las variables correspondientes al comportamiento de la placa para un conjunto de dimensiones propuestas.

En las primeras tres columnas (A, B y C) se pueden observar los valores propuestos para ancho  $b$ , espesor  $h$  y longitud  $l$ , respectivamente, que pueden ser observados en las figuras 2.2.1 y 2.2.2. En la columna D se observan los valores obtenidos para la ecuación (2.2.3) y en la columna F se observan los valores obtenidos para  $\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0})$  en donde  $U_0$  se obtiene de la ecuación (4.1.2). En la columna G se observa el valor de  $u$  que no puede ser calculado mediante una ecuación pero se obtiene de la tabla 2.1.7 para cada valor correspondiente de  $\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0})$ . En la columna H se reporta el valor de  $x$  que corresponde a la distancia con respecto al borde en la que se evalúa la deflexión. En este caso, puesto que el valor que nos interesa es la deflexión máxima, el valor de  $x$  en la tabla siempre corresponderá a la mitad de  $l$ . En las columnas I y J se observan los valores obtenidos para la expresión (4.1.1) evaluando para  $q_1$  y  $q_2$  respectivamente, en donde  $q_1$  corresponde a la presión intraocular normal y  $q_2$  a la presión intraocular elevada. Los valores de presión intraocular  $q_1$  y  $q_2$

mencionados en el tema 1.3 están dados en mm de mercurio, por lo que es necesario pasarlos a Pascales, por lo que

$$q1 = 15mm_{Hg} \cdot \frac{1m}{1000mm} \cdot 9.81 \frac{m}{s^2} \cdot 13600 \frac{kg}{m^3} = 2001.24Pa$$

$$q2 = 20mm_{Hg} \cdot \frac{1m}{1000mm} \cdot 9.81 \frac{m}{s^2} \cdot 13600 \frac{kg}{m^3} = 2668.32Pa$$

En la columna K se calcula el cambio de deflexión  $\Delta w$  de la expresión (4.1.3). En la columna L se observan los valores obtenidos para el factor geométrico expresado en la ecuación (2.1.9) y que se utiliza en la columna M para calcular la diferencia  $e - w2$ . La columna N corresponde al esfuerzo máximo gobernado por la expresión (4.1.4).

Los cálculos de las capacitancias para cada conjunto de dimensiones se muestran en las columnas O y P, donde se evalúa la expresión (2.3.1) para  $w1$  y  $w2$  respectivamente. En la columna Q se calcula la diferencia  $C2 - C1$  y en la columna R se registra el espacio entre placas definido en (4.1.5). Finalmente, la rigidez de la placa (expresión (2.5.1)) y la frecuencia natural de la misma (expresión (2.5.3)), se muestran en las columnas S y T respectivamente.

Los valores para las propiedades mecánicas del PMMA varían dependiendo de la fuente, por lo que tomaremos en cuenta un valor promedio para cada propiedad siendo el módulo de Young  $1.185[GPa]$ , el módulo de Poisson  $0.4$ , la densidad  $1.25 \times 10^{-15} \left[ \frac{kg}{\mu m^3} \right]$  y esfuerzo de cedencia  $50[MPa]$ [33].

Para calcular  $e$  es necesario conocer el radio de curvatura de la córnea. Dado que dicho radio varía dependiendo de cada persona y las mediciones publicadas por los optometristas varían dependiendo de sus pacientes, se tomó en cuenta un radio de curvatura promedio de  $7.85[mm]$ [34].

	A	B	C	D	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T
1	<b>Análisis para PMMA</b>																		
2	<b>E (PMMA) (Pa)</b>			<b>M. Poisson</b>		<b>q1(Pa)</b>		<b>q2(Pa)</b>		<b>ρ (kg/μm<sup>3</sup>)</b>		<b>ε0 (F/μm)</b>		<b>d (μm)</b>		<b>σ max (MPa)</b>			
3	1,185,000,000			0.40		2001.24		2668.32		1.2E-15		8.85E-18		7		50			
4																			
5	<b>b</b> (μm)	<b>h</b> (μm)	<b>l</b> (μm)	<b>D</b> (Pa*μm <sup>3</sup> )	<b>log 10<sup>4</sup></b> <b>raiz U0</b>	<b>u</b> (tabla)	<b>x</b> (μm)	<b>w1</b> (μm)	<b>w2</b> (μm)	<b>Δw</b> (μm)	<b>e</b> (μm)	<b>e-w2</b> (μm)	<b>σ max</b> (MPa)	<b>C1</b> (fF)	<b>C2</b> (fF)	<b>C2-C1</b> (fF)	<b>g2</b> (μm)	<b>k</b> (N/m)	<b>f</b> (kHz)
6	500	15	500	3.9676E+11	3.63168617	0.2	250	0.8177	1.0902	0.2726	3.98	2.892	2.2346	357.88	374.38	16.5053	5.9098	611.866	58.68703
7	500	14	500	3.2258E+11	3.51183328	0.26	250	1.003	1.3373	0.3343	3.98	2.645	2.5661	368.93	390.71	21.7811	5.6627	498.837	54.84978
8	500	13	500	2.5828E+11	3.38309454	0.35	250	1.2459	1.6612	0.4153	3.98	2.321	2.9755	384.51	414.42	29.9095	5.3388	401.574	51.07059
9	500	12	500	2.0314E+11	3.24404612	0.47	250	1.5688	2.0917	0.5229	3.98	1.89	3.4841	407.37	450.77	43.4002	4.9083	318.918	47.37057
10	500	11	500	1.5647E+11	3.09289188	0.66	250	1.9948	2.6598	0.6649	3.98	1.322	4.1186	442.04	509.76	67.7225	<b>4.3402</b>	250.804	43.87638
11	500	10	500	1.1756E+11	2.92732114	0.92	250	2.5547	3.4063	0.8516	3.98	0.576	4.901	497.72	615.65	117.937	<b>3.5937</b>	195.84	40.66398
12	500	9	500	8.5701E+10	2.74429117	1.3	250	3.2522	4.3362	1.0841	3.98	<b>-0.35</b>	5.8341	590.34	830.59	240.245	<b>2.6638</b>	153.839	37.99022
13	500	8	500	6.019E+10	2.53968108	1.83	250	4.0578	5.4104	1.3526	3.98	<b>-1.43</b>	6.8925	752	1391.9	639.898	<b>1.5896</b>	123.295	36.07341
14																			
15	441	10	441	1.1756E+11	3.14544679	0.59	221	1.6204	2.1605	0.5401	3.1	0.937	3.8888	319.94	355.65	35.7069	4.8395	240.196	51.05922
16	442	10	442	1.1756E+11	3.14151208	0.59	221	1.6351	2.1801	0.545	3.11	0.931	3.9057	322.27	358.72	36.4431	4.8199	239.111	50.82844
17	443	10	443	1.1756E+11	3.13758625	0.6	222	1.6481	2.1974	0.5494	3.13	0.928	3.9225	324.52	361.64	37.1205	4.8026	238.306	50.62829
18	444	10	444	1.1756E+11	3.13366927	0.6	222	1.663	2.2173	0.5543	3.14	0.922	3.9395	326.9	364.79	37.8884	4.7827	237.234	50.40049
19	445	10	445	1.1756E+11	3.12976111	0.61	223	1.6761	2.2348	0.5587	3.15	0.919	3.9564	329.18	367.77	38.5935	4.7652	236.444	50.20349
20	446	10	446	1.1756E+11	3.12586172	0.61	223	1.6912	2.2549	0.5637	3.17	0.913	3.9734	331.6	371	39.3948	4.7451	235.385	49.97862
21	447	10	447	1.1756E+11	3.12197106	0.61	224	1.7064	2.2752	0.5688	3.18	0.907	3.9904	334.05	374.26	40.2145	4.7248	234.333	49.75525
22	448	10	448	1.1756E+11	3.1180891	0.62	224	1.7197	2.2929	0.5732	3.2	0.904	4.0073	336.39	377.35	40.965	4.7071	233.565	49.56271
23	449	10	449	1.1756E+11	3.11421579	0.62	225	1.7351	2.3135	0.5784	3.21	0.897	4.0244	338.88	380.7	41.8207	4.6865	232.525	49.34219
24	450	10	450	1.1756E+11	3.1103511	0.62	225	1.7506	2.3341	0.5835	3.23	0.891	4.0416	341.4	384.09	42.6963	<b>4.6659</b>	231.493	49.12313
25	500	10	500	1.1756E+11	2.92732114	0.92	250	2.5547	3.4063	0.8516	3.98	0.576	4.901	497.72	615.65	117.937	<b>3.5937</b>	195.84	40.66398
26	510	10	510	1.1756E+11	2.89292045	0.99	255	2.7317	3.6422	0.9106	4.14	0.501	5.0712	539.29	685.54	146.246	<b>3.3578</b>	190.551	39.32461
27	520	10	520	1.1756E+11	2.85918778	1.05	260	2.9198	3.8931	0.9733	4.31	0.414	5.243	586.51	770.24	183.732	<b>3.1069</b>	185.331	38.03643

Fig. 4.1.1. Hoja de cálculo que muestra el proceso de diseño de una placa.

En la figura 4.1.1 se observa el proceso que se siguió para elegir un conjunto de dimensiones adecuadas para la placa. En el primer conjunto de valores se partió de proponer una placa cuadrada con la finalidad de tener un área máxima que permita tener una capacitancia máxima, por lo que  $b$  y  $l$  tienen el mismo valor. Se propuso un valor de  $7\mu m$  para la distancia entre placas en el reposo  $d$ ,  $15\mu m$  para el espesor de la placa  $h$  y  $500\mu m$  para los lados de la placa  $b$  y  $l$ . Se hicieron variaciones de  $1\mu m$  en el espesor de la placa  $h$ .

En la columna correspondiente a la diferencia  $e - w^2$  (columna M) se agregó un formato condicional de manera que las celdas automáticamente se colorean de rojo cuando la diferencia resulta en un valor negativo. Esto nos indica que la deflexión debida a la presión intraocular rebasa la máxima deflexión limitada por la geometría del ojo, por lo que los valores geométricos propuestos en las filas con dichas celdas coloreadas en rojo no son viables.

En la columna correspondiente a  $g_2$  (columna R) se agregó otro formato condicional de manera que las celdas se colorean de azul cuando  $g_2 < \frac{2}{3}d$ . Esto nos indica que la deflexión de la placa excede el límite máximo permitido antes de que las placas colapsen. Por esta razón, los valores geométricos propuestos en las filas con dichas celdas coloreadas en azul no son viables.

En una primera aproximación se seleccionó el conjunto de valores de la fila correspondiente a  $h = 10\mu m$  (fila 11), de manera que se maximice  $\Delta w$  antes de que la deflexión rebase el límite geométrico. Sin embargo, el límite máximo antes de que ocurra el colapso o *pull-in* entre placas si es rebasado, de tal manera que fue necesario modificar la longitud de los lados  $b$  y  $l$ .

En la segunda aproximación, partimos de los valores elegidos en el primer conjunto y hacemos variaciones en la longitud del largo y el ancho de la placa, con la finalidad de encontrar un grupo de valores que permitan tener una deflexión máxima sin exceder el límite establecido para evitar el colapso de las placas.

Los valores seleccionados para las dimensiones de la placa en este segundo caso son:  $l = 446\mu m$ ,  $b = 446\mu m$ ,  $h = 10\mu m$  y  $d = 7\mu m$  (fila 20).

Con la finalidad de mostrar la utilidad de la hoja de cálculo, a continuación se muestra el proceso paso por paso para los valores seleccionados solo para el caso en el que la presión intraocular se encuentra elevada.

Los datos para una placa como se muestra en la figura 4.1.2 son los que se presentan en la tabla de la figura 4.1.3.

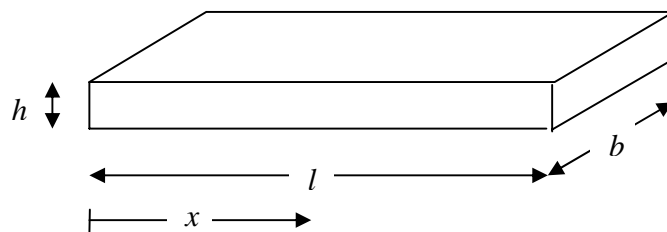


Fig. 4.1.2. Esquema de las dimensiones de la placa.

Parámetro	Descripción	Cantidad
$b$	Ancho de la placa	$446\mu m$
$h$	Longitud de la placa	$446\mu m$
$l$	Espesor de la placa	$10\mu m$
$d$	Distancia inicial entre las placas del capacitor	$d = 7\mu m$
$r$	Radio de curvatura de la córnea promedio	$7.85[mm]$
$E$	Módulo de Young del PMMA	$1.185[GPa]$
$\nu$	Módulo de Poisson del PMMA	0.4
$\rho$	Densidad del PMMA	$1.25 \times 10^{-15} \left[ \frac{kg}{\mu m^3} \right]$
$\sigma$	Esfuerzo de cedencia del PMMA	$50[MPa]$
$\epsilon_0$	Permitividad del espacio libre	$8.85 \times 10^{-12} F / m$

**Fig. 4.1.3. Tabla de datos necesarios para obtener los resultados teóricos.**

para  $q_2 = 2668.32[Pa]$

Sustituyendo  $E$ ,  $h$  y  $\nu$  en la expresión (2.2.3) se obtiene:

$$D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} = \frac{1,185,000,000[Pa](10[\mu m])^3}{12(1-0.4^2)} = 1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3]$$

Sustituyendo  $E$ ,  $h$ ,  $\nu$ ,  $q_2$  y  $l$  en (4.1.2) se obtiene:

$$U_0 = \frac{E^2 h^8}{(1-\nu^2)^2 q_2^2 l^8} = \frac{(1,185,000,000[Pa])^2 (10[\mu m])^8}{(1-0.4^2)^2 (2668.32[Pa])^2 (446[\mu m])^8} = 0.017853502$$

Sustituyendo  $U_0$  en  $\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0})$

$$\log_{10}(10^4 \sqrt{U_0}) = \log_{10}(10^4 \sqrt{0.017853502}) = 3.1258617$$

u se obtiene de la tabla de la figura 2.2.4

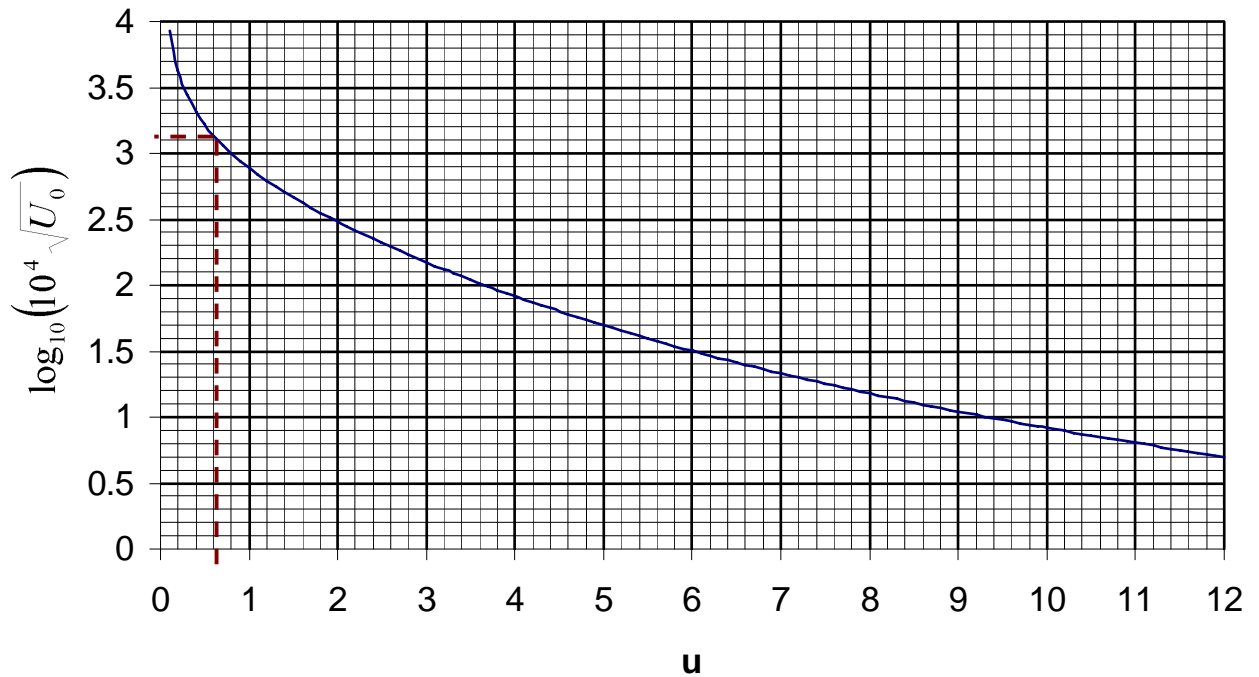


Fig. 2.2.4. Valores de  $u$  que satisfacen la ecuación (2.2.9). Fuente: Modificado de [22]

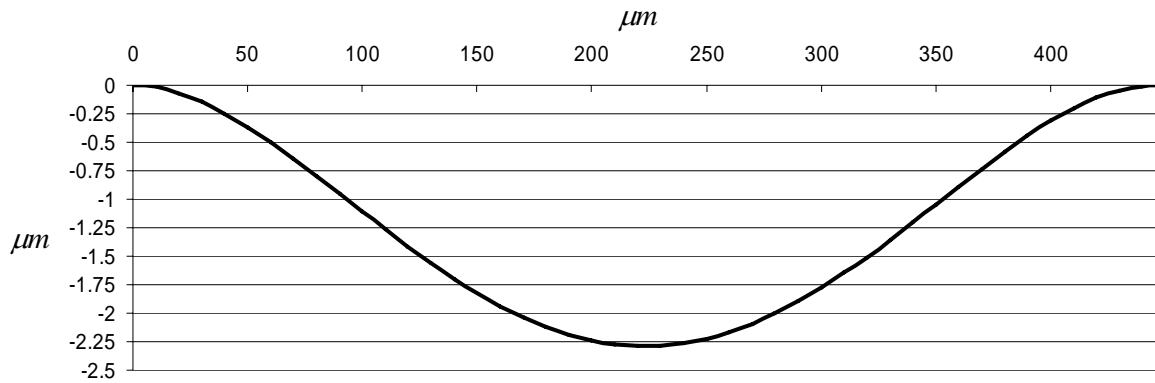
De donde se observa que  $u = 0.61$ . Considerando que  $x = \frac{l}{2} = \frac{446[\mu m]}{2} = 223[\mu m]$  y sustituyendo los valores anteriores en la expresión (4.1.1)

$$w = \frac{ql^4}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{ql^4}{32u^2 D}$$

$$w = \frac{(2668.32[Pa])(446[\mu m])^4}{16(0.61)^3 1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3] \tanh 0.61} \left\{ \frac{1}{\cosh 0.61} - 1 \right\} + \frac{(2668.32[Pa])(446[\mu m])^4}{32(0.61)^2 1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3]}$$

$$w = 2.2549[\mu m]$$

Con ayuda de Excel, se sustituye la ecuación (2.2.7) para cada punto a lo largo de la viga, para obtener el perfil de la figura 4.1.4.



**Fig. 4.1.4. Perfil de la placa sometida a una presión intraocular elevada**

Sustituyendo los valores de  $r$  y  $l$  en la expresión (2.1.9)

$$e = r - r \sin \left[ \cos^{-1} \left( \frac{l}{2r} \right) \right] = 7850[\mu m] - 7850[\mu m] \sin \left[ \cos^{-1} \left( \frac{446[\mu m]}{2(7850[\mu m])} \right) \right] = 3.1681[\mu m]$$

La diferencia  $e - w_2$  se calcula entonces como

$$e - w_2 = 3.1681[\mu m] - 2.2549[\mu m] = 0.9132[\mu m]$$

Para calcular el esfuerzo máximo utilizamos la expresión (4.1.4)

$$\psi_0 = \frac{3(u - \tanh u)}{u^2 \tanh u} = \frac{3(0.61 - \tanh 0.61)}{0.61^2 \tanh 0.61} = 0.976$$

$$\sigma_{\max} = \frac{4u^2 D}{hl^2} + \frac{3}{4} q \left( \frac{l}{h} \right)^2 \psi_0$$

$$\sigma_{\max} = \frac{4(0.61)^2 1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3]}{10[\mu m](446[\mu m])^2} + \frac{3}{4} 2668.32 [Pa] \left( \frac{446[\mu m]}{10[\mu m]} \right)^2 0.976 = 3.9732 [MPa]$$

Sustituyendo los valores de  $d$  y  $w_2$  en la expresión (4.1.5)

$$g_2 = d - w_2 = 7[\mu m] - 2.2549[\mu m] = 4.7451[\mu m]$$

El valor de la capacitancia  $C_2$  se calcula mediante la expresión (2.3.1) para la placa sometida a presión.

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d - w_2} = 8.85 \times 10^{-18} [F / \mu m] \frac{446[\mu m] \cdot 446[\mu m]}{7[\mu m] - 2.2549[\mu m]} = 371 [fF]$$

Para determinar la frecuencia natural de oscilación calculamos la constante de resorte mediante la expresión (2.5.1)

$$k = \frac{b}{\frac{l^3}{16u^3 D \tanh u} \left\{ \frac{1}{\cosh u} - 1 \right\} + \frac{l^3}{32u^2 D}}$$

$$k = \frac{446[\mu m]}{\frac{(446[\mu m])^3}{16(0.46)^3 (1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3]) \tanh 0.61} \left\{ \frac{1}{\cosh 0.61} - 1 \right\} + \frac{(446[\mu m])^3}{32(0.61)^2 (1.1756 \times 10^{11} [Pa \cdot \mu m^3])}}$$

$$k = 235385000 [Pa \cdot \mu m] = 235385000 \left[ \frac{N}{m^2} \cdot \mu m \right] \cdot \frac{1[m]}{1 \times 10^6 [\mu m]} = 235.38 \left[ \frac{N}{m} \right]$$

Para calcular la frecuencia natural de oscilación también es necesario conocer la masa, por medio de la siguiente expresión.

$$m = \rho b l h = 1.2 \times 10^{-15} \left[ \frac{kg}{\mu m^3} \right] \cdot 446[\mu m] \cdot 446[\mu m] \cdot 10[\mu m] = 2.3869 \times 10^{-9} [kg]$$

Finalmente la frecuencia natural de oscilación se calcula mediante la expresión (2.5.3)

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} = \sqrt{\frac{235.38 \left[ \frac{N}{m} \right]}{2.3869 \times 10^{-9} [kg]}} = \sqrt{\frac{235.38 \left[ \frac{kg \cdot m}{m \cdot s^2} \right]}{2.3869 \times 10^{-9} [kg]}} = 314027.5 \left[ \frac{rad}{s} \right]$$

$$f = 314027.5 \left[ \frac{rad}{s} \right] \cdot \frac{1}{2\pi} \left[ \frac{ciclo}{rad} \right] = 49979.03 [Hz]$$



## 4.2 - Propuesta de Manufactura

En la primera etapa se deposita una capa de 50nm de oro sobre el sustrato de PMMA para formar el inductor y una de las placas del capacitor (figura 4.2.1). Es importante mencionar que se debe depositar una capa intermedia de titanio para permitir la adhesión del oro con el sustrato.

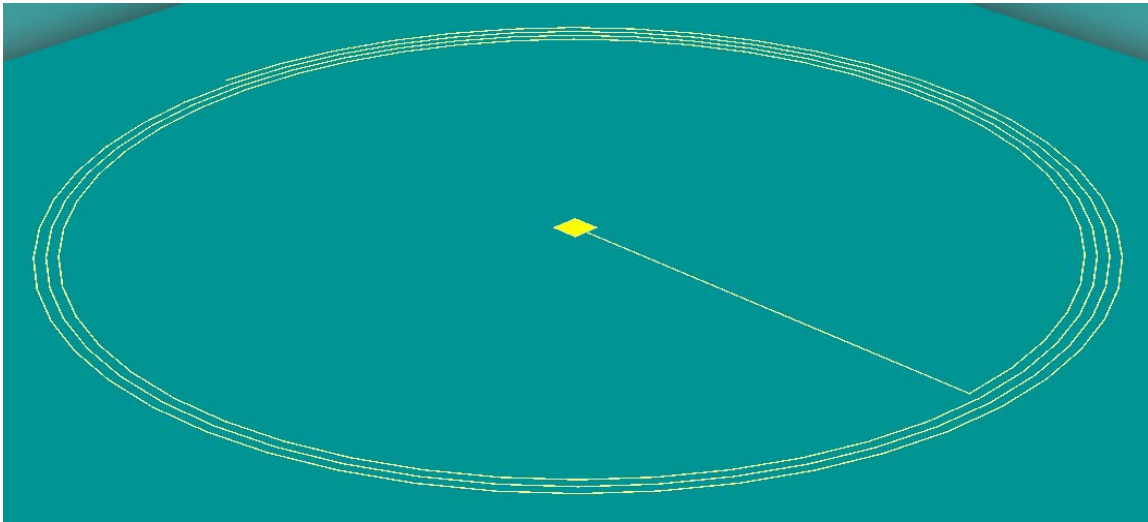


Fig. 4.2.1. Inductor y placa fija del capacitor, de oro y titanio sobre un sustrato de PMMA

A continuación se deposita una capa de 7.05  $\mu\text{m}$  de PMMA la cual comienza en uno de los extremos del inductor y termina en donde comienza la placa pasando por encima del inductor (figuras 4.2.2).

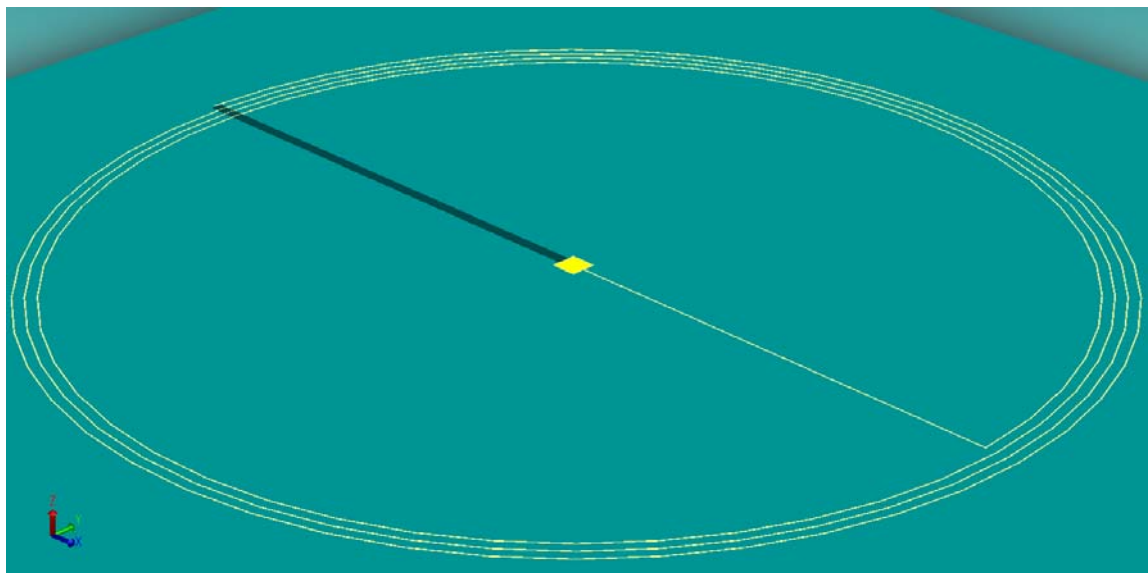
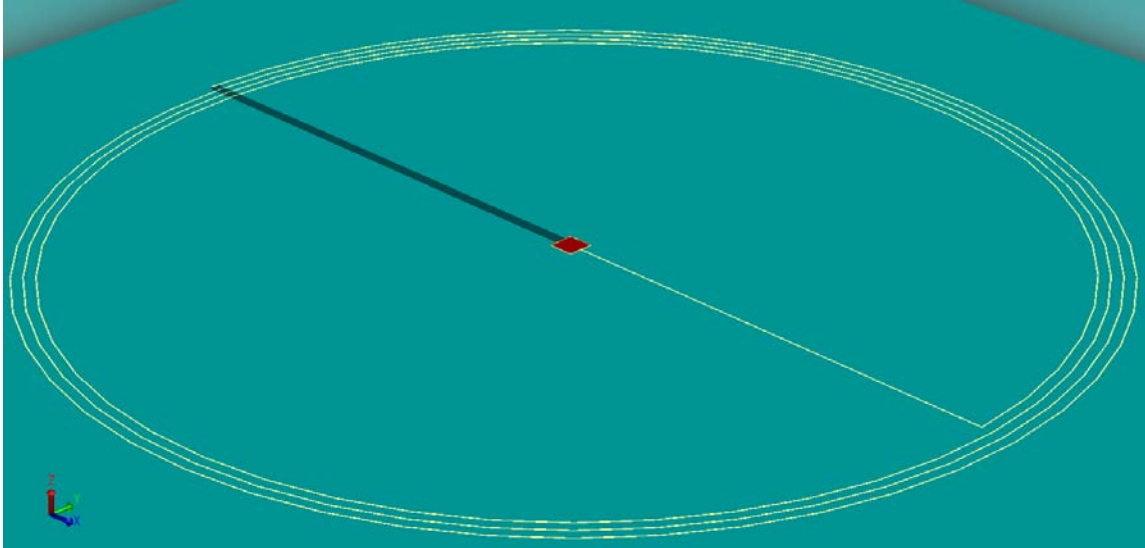
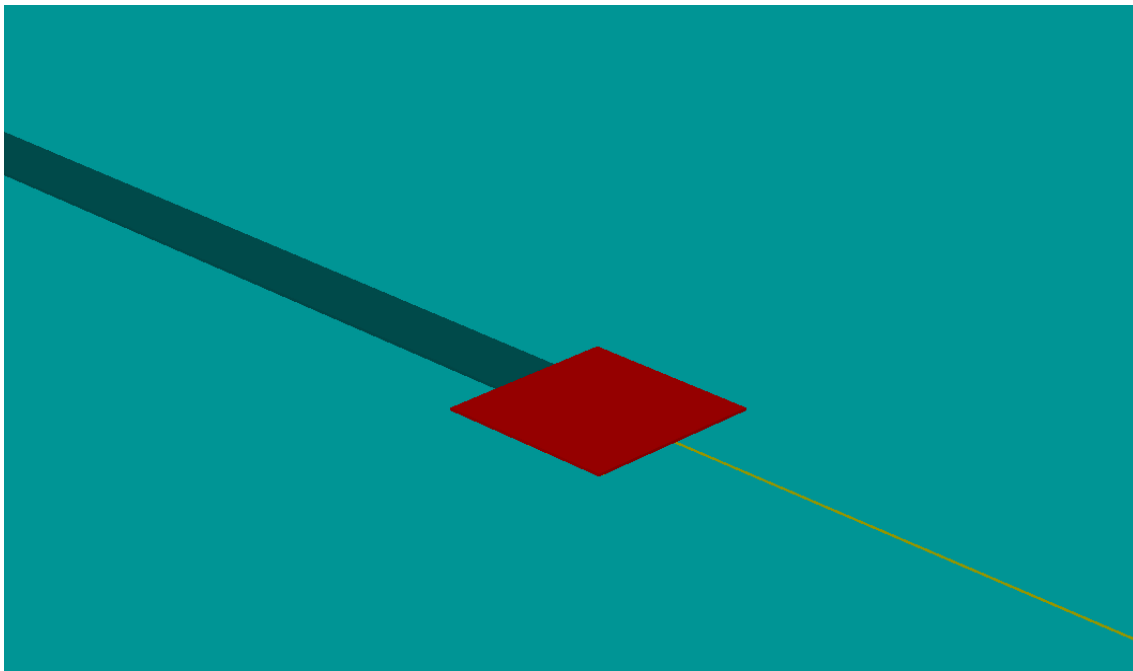


Fig. 4.2.2. Capa de PMMA que pasa por encima del inductor.

Después se deposita una capa de 7  $\mu\text{m}$  de material de sacrificio sobre la placa del capacitor que se había colocado en un inicio (figura 4.2.3 y 4.2.4).



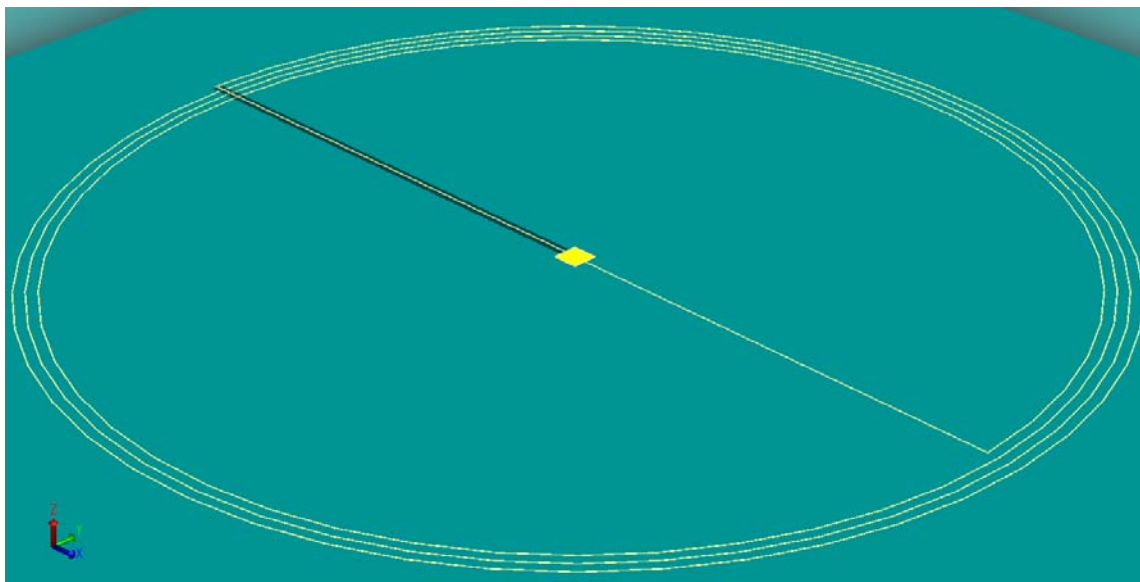
**Fig. 4.2.3. Capa de material de sacrificio sobre una de las placas del capacitor.**



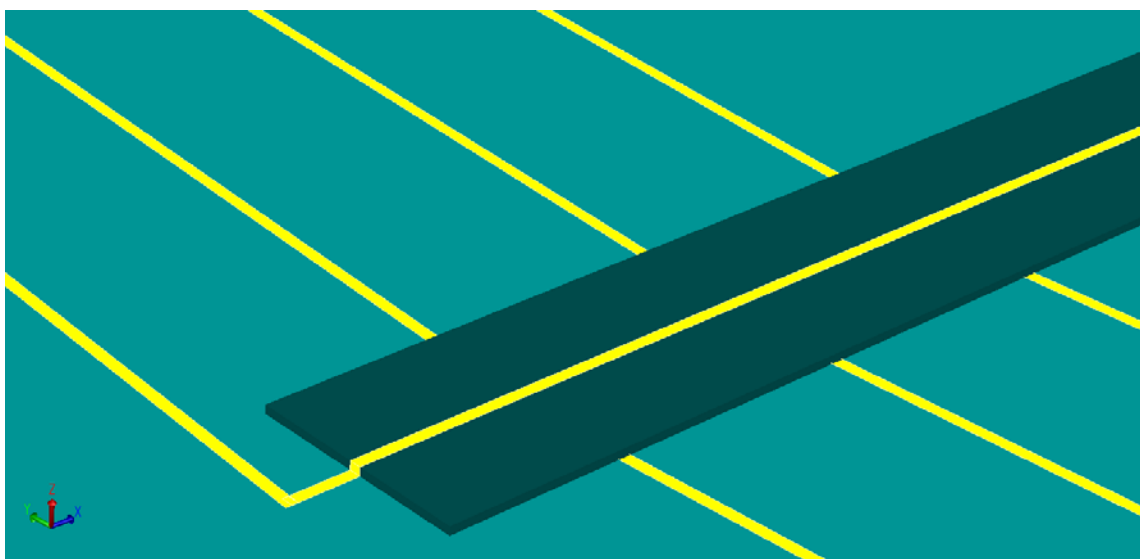
**Fig. 4.2.4. Capa de material de sacrificio sobre una de las placas del capacitor (acercamiento).**

Se deposita otra capa de 50 nm de oro y titanio desde un extremo del inductor hasta el material de sacrificio, pasando por encima de la última capa de PMMA

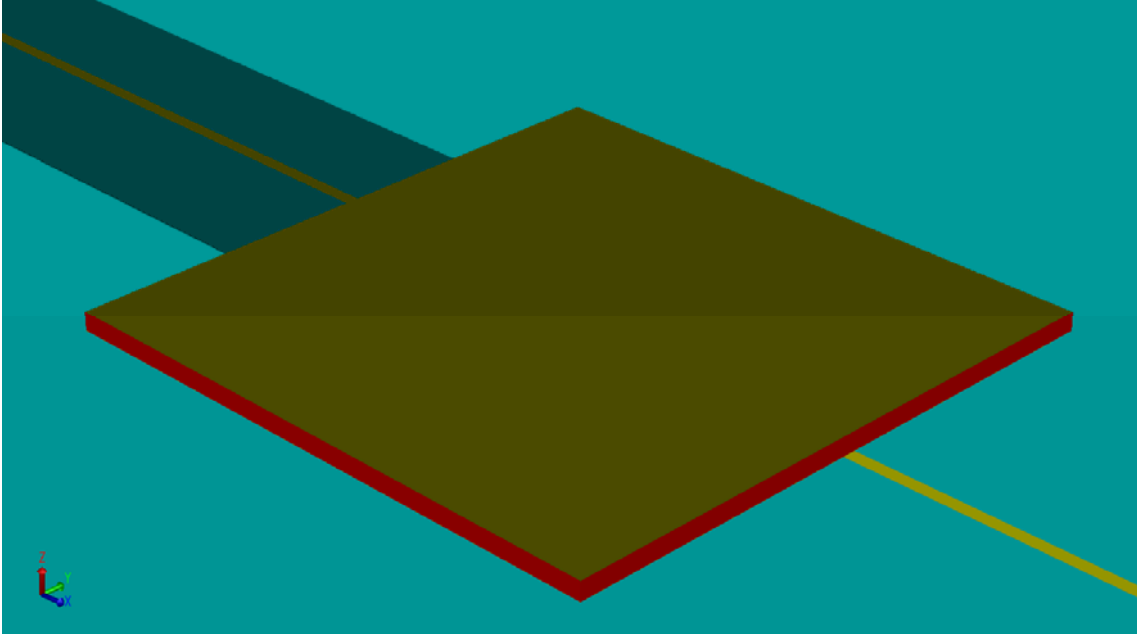
formando así la segunda placa del capacitor y conectándola con un extremo del inductor (figura 4.2.5, 4.2.6 y 4.2.7).



**Fig. 4.2.5. Segunda placa del capacitor y cable de conexión al inductor.**

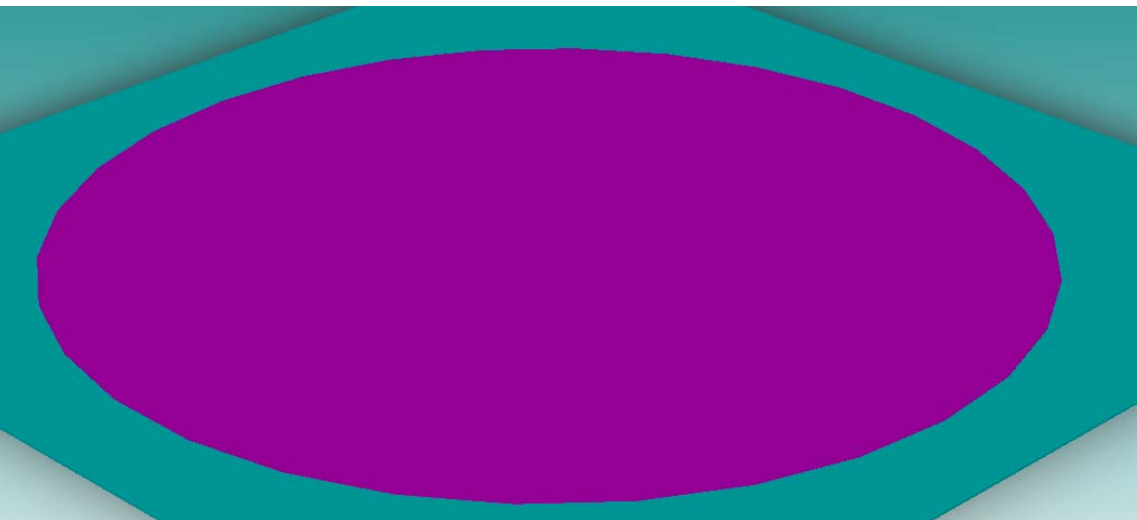


**Fig. 4.2.6. Acercamiento del cable que pasa por encima del inductor y lo conecta con la segunda placa del capacitor.**



**Fig. 4.2.7. Acercamiento la placa del capacitor que se deposita sobre el material de sacrificio.**

Posteriormente se deposita una capa de  $17.1\ \mu\text{m}$  de PMMA para cubrir todo el dispositivo y dejar una superficie uniforme, quedando una capa de  $10\ \mu\text{m}$  de espesor encima de la placa superior del capacitor (figura 4.2.8).



**Fig. 4.2.8. Capa de PMMA que se deposita para empaquetar el capacitor y el inductor dentro del cuerpo del lente de contacto.**

En la zona en donde se encuentra el capacitor se perforan dos orificios de 17  $\mu\text{m}$  de profundidad sobre el PMMA con la finalidad de dejar expuesto el material de sacrificio (figura 4.2.9).

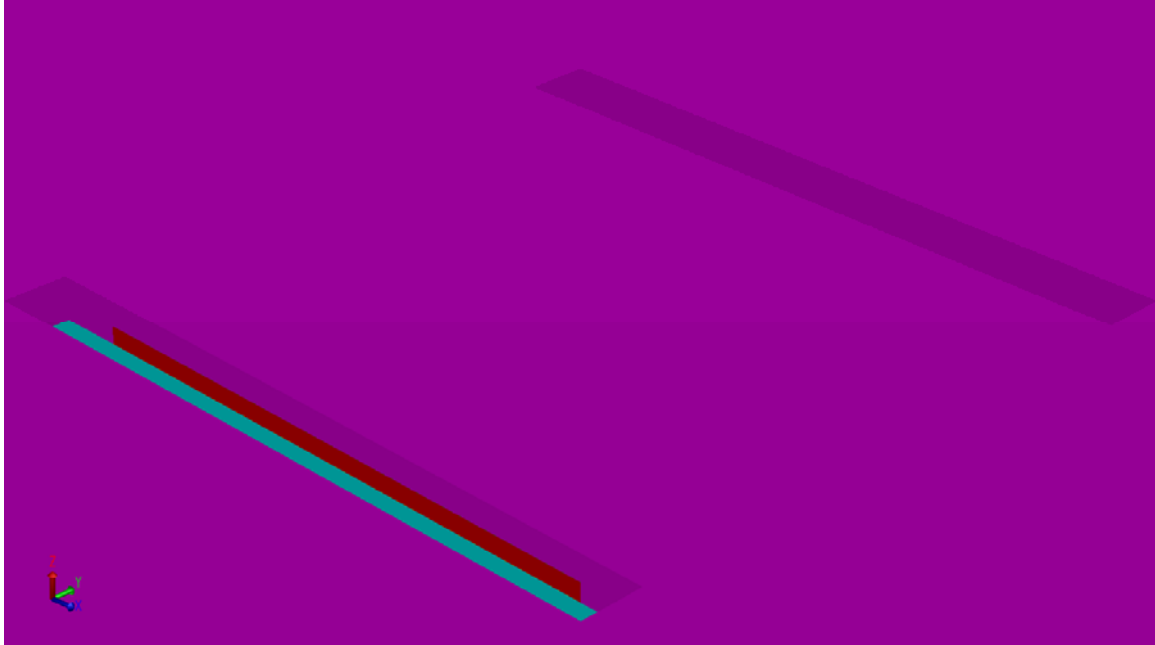


Fig. 4.2.9. Acercamiento del área en la que se encuentran las dos placas del capacitor y orificios en el PMMA para liberar la placa.

En esta parte del proceso y antes de liberar la placa, es factible darle la forma deseada al lente de contacto utilizando un molde de aluminio como se muestra en la figura 4.2.10, y dejando plana la región en donde se encuentra el capacitor mediante la utilización de un molde diseñado con dicha región aplanada.

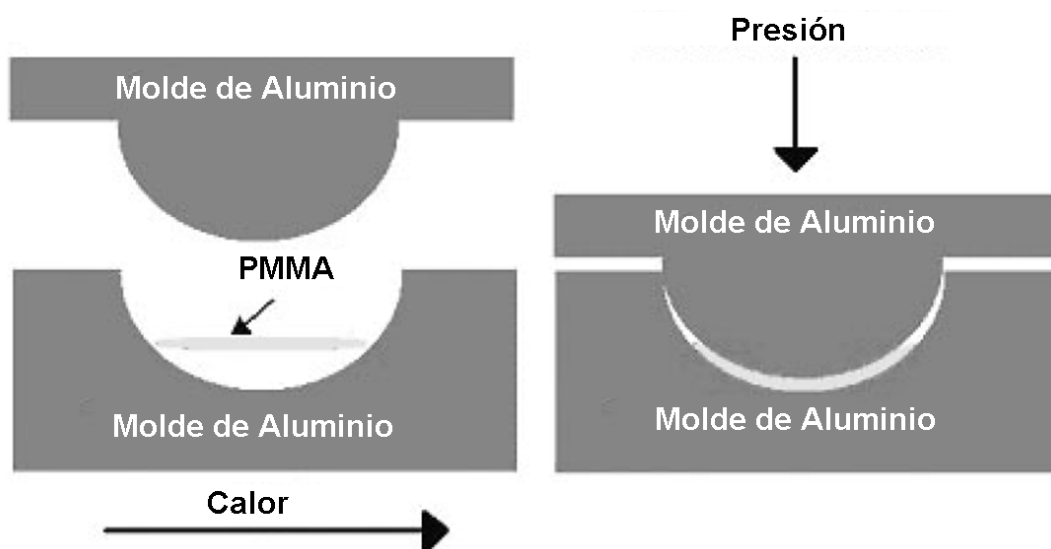
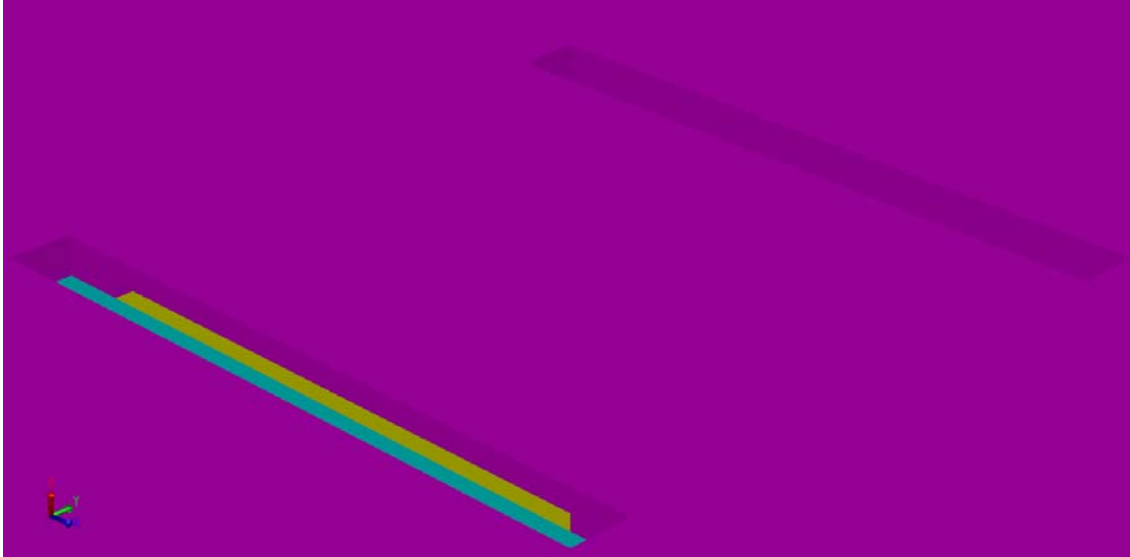


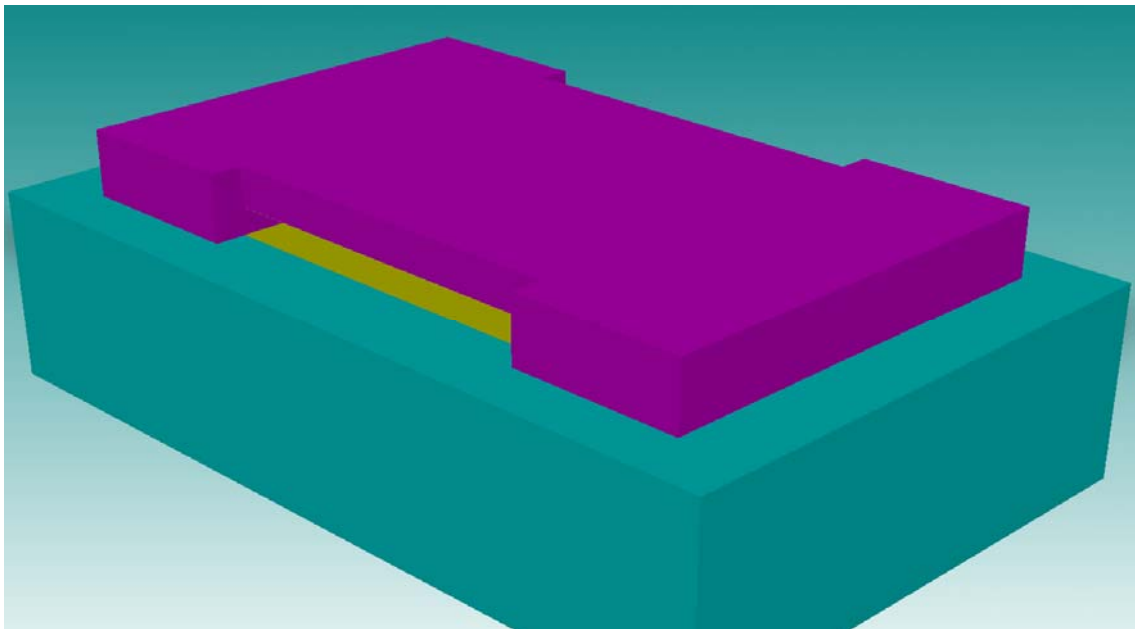
Fig. 4.2.10. Proceso de moldeo del lente de contacto. Fuente: Adaptado de [31]

Después de haber hecho lo anterior se libera la placa atacando al material de sacrificio (figura 4.2.11).



**Fig. 4.2.11. Acercamiento del área en la que se encuentran las dos placas del capacitor y placa liberada.**

Para poder observar mejor la placa, se exagera el eje Z haciéndolo 5 veces mayor en escala que los otros dos ejes. Además se corta con dos planos paralelos a las caras laterales de la viga (figura 4.2.12).



**Fig. 4.2.12. Corte de la zona en la que se encuentra el capacitor (eje z en escala 1 a 5).**

En la figura 4.2.13 se muestra una vista lateral de la placa con los tres ejes a la misma escala.



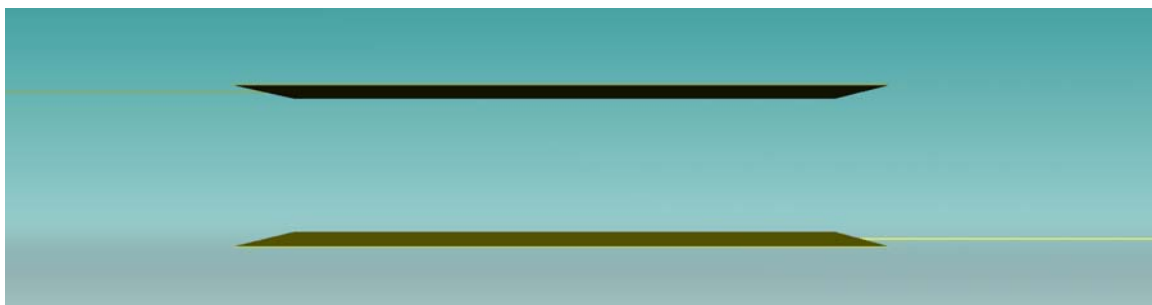
**Fig. 4.2.13. Vista lateral de la placa (los tres ejes se encuentran a la misma escala).**

La figura 4.2.14 muestra una vista lateral de la viga con el eje Z a una escala 5 veces mayor que la de los otros dos ejes.



**Fig. 4.2.14. Vista lateral de la placa (eje z en escala 5 a 1 con respecto a los otros ejes).**

Por último, en la figura 4.2.15 se muestra la disposición de las placas paralelas ocultando los demás materiales que conforman el dispositivo



**Fig. 4.2.15. Vista lateral de las placas paralelas que forman el capacitor (eje z en escala 5 a 1 con respecto a los otros ejes).**

### **4.3 - Simulación Mediante Elemento Finito**

Una forma natural en la que ingenieros y científicos proceden para realizar ciertos análisis, consiste en separar los sistemas en sus componentes individuales o “elementos”, cuyo comportamiento pueda conocerse sin dificultad y así reconstruir el sistema original con la finalidad de estudiarlo a partir de dichos componentes.

En muchos casos se obtiene un modelo adecuado utilizando un número finito de componentes bien definidos. A dichos problemas se les denomina discretos. En otros, la subdivisión prosigue indefinidamente y el problema sólo puede definirse haciendo uso de la ficción matemática de infinitésimo. Lo anterior conduce a ecuaciones diferenciales o expresiones equivalentes con un número infinito de elementos implicados. A dichos sistemas se les denomina continuos.

Con la ayuda de las computadoras, los problemas discretos se pueden resolver sin dificultad, aún cuando el número de elementos sea muy elevado. Como la capacidad de las computadoras es finita, los problemas continuos sólo se pueden resolver de una forma más aproximada a la realidad mediante manipulaciones matemáticas. Las técnicas matemáticas disponibles suelen limitar las posibilidades a casos extremadamente simplificados.

Para poder solucionar problemas continuos reales, ingenieros y matemáticos han propuesto a través de los años diversos métodos de discretización para los que es necesario efectuar una aproximación de tal naturaleza, que se pueda esperar que la misma se acerque, tanto como se quiera, a la solución continua verdadera, a medida que crezca el número de variables discretas [35].

La existencia de una manera única para abordar los problemas discretos nos lleva al método de los elementos finitos como procedimiento de aproximación de problemas continuos, de forma que:

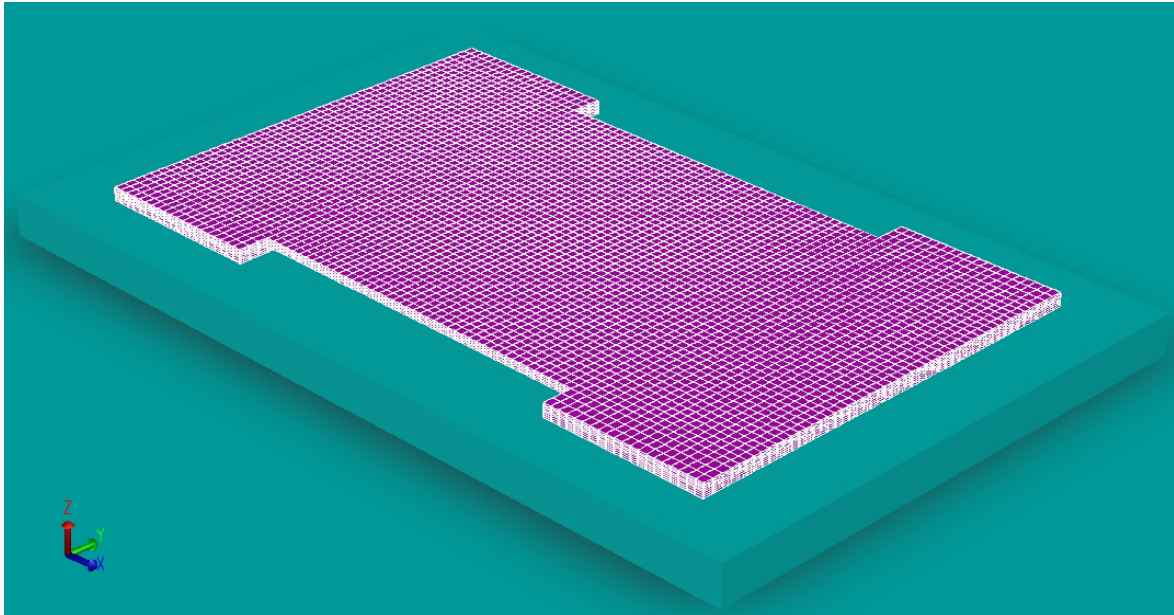
- El continuo se divide en un número finito de partes (elementos), cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros.
- La solución del sistema completo como ensamblaje de los elementos sigue precisamente las mismas reglas que se aplican a los problemas discretos.

Con la finalidad de analizar el comportamiento mecánico de la placa mediante un método de análisis comercial por elemento finito, utilizaremos el software CoventorWare de Coventor, Inc.© [36]. el cual fue utilizado en el tema anterior para generar las imágenes del proceso de manufactura.

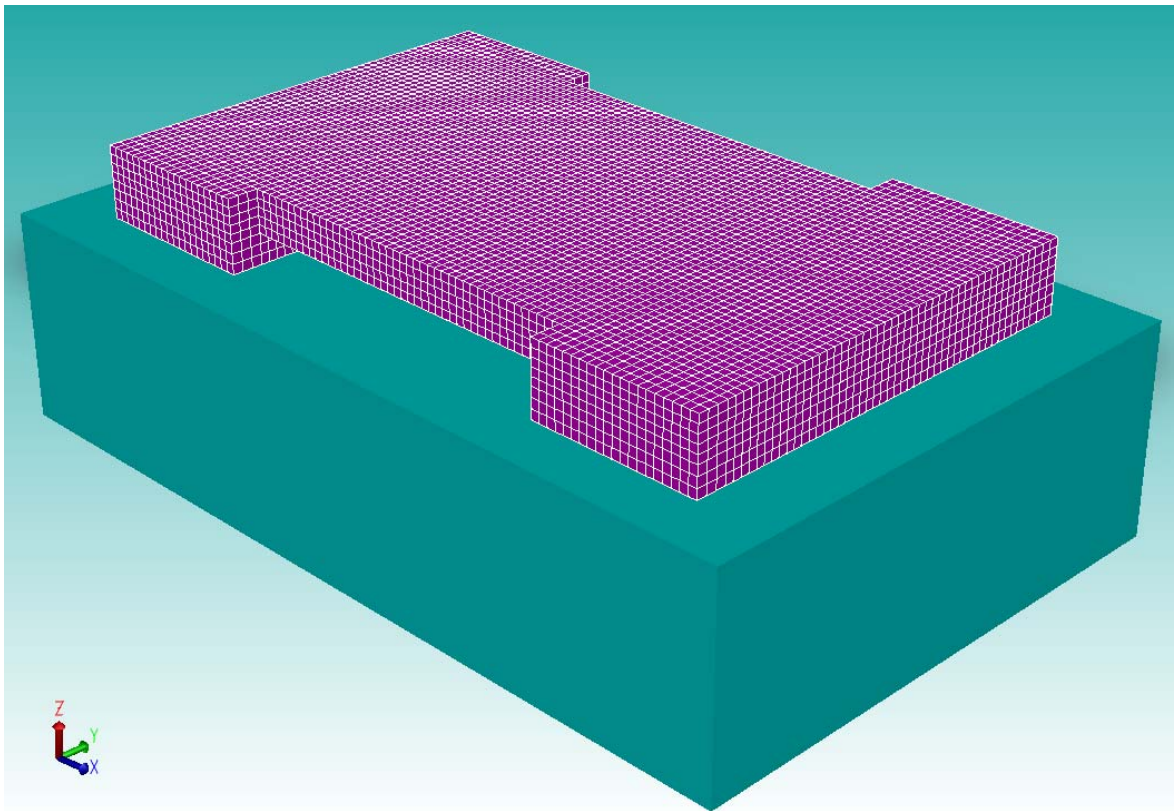
Para centrarnos en el comportamiento mecánico de la microestructura se dibuja una placa, con las dimensiones que se eligieron en el tema 4.1, utilizando los mismos procesos de manufactura que en el tema anterior ya que el software solo permite generar geometrías en 3D a partir de los procesos de manufactura.

Tras haber generado la geometría se hace un mallado rectangular de manera que en los ejes  $x$  y  $y$  se generen nodos cada  $10\mu m$  y en el eje  $z$  cada  $2\mu m$  como se muestra en las figuras 4.3.1 y 4.3.2.





**Fig. 4.3.1. Mallado de la placa (con los 3 ejes a la misma escala).**

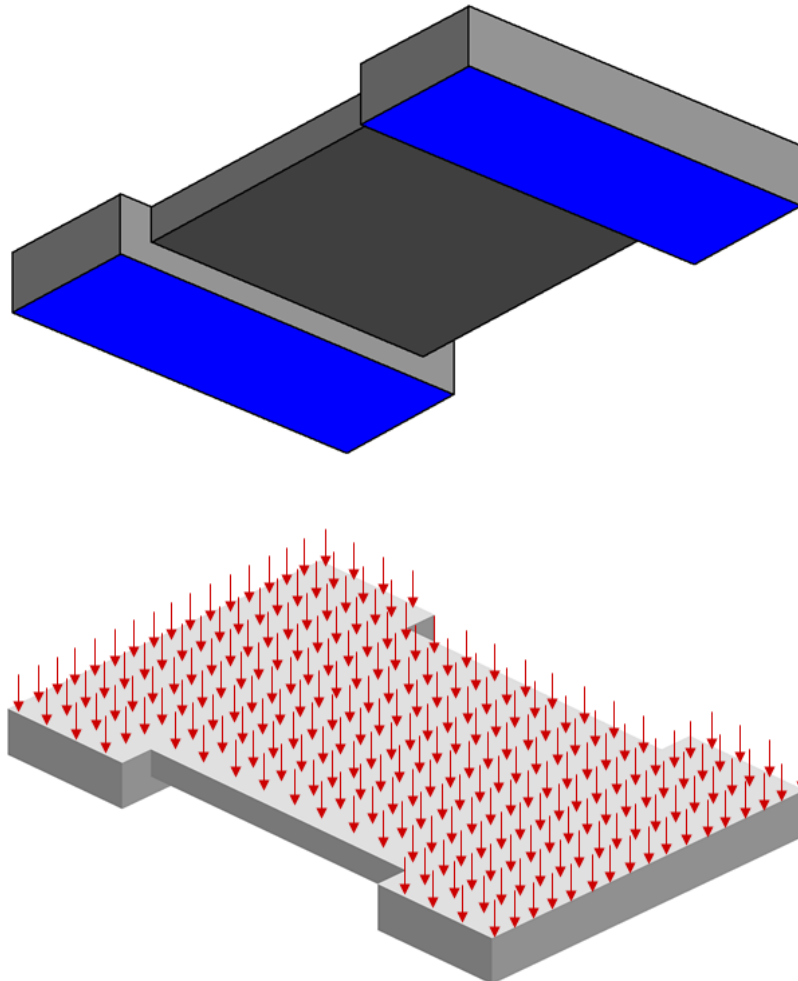


**Fig. 4.3.2. Mallado de la placa (el eje z ha sido exagerado en una proporción de 1 a 5 con la finalidad de poder observar el espacio bajo la placa).**

Después de haber hecho el mallado se hace una simulación del comportamiento de la placa. Primero se introducen las condiciones de frontera (como se muestra en la figura 4.3.3) utilizando los mismos datos que fueron usados para obtener los resultados teóricos para que sea posible realizar un comparativo entre los datos obtenidos mediante la teoría de placas y los que se obtendrán del análisis por elemento finito. En este sentido se harán tres simulaciones: una para el comportamiento estático de la placa sometida a una presión intraocular normal, otra para el comportamiento estático de la placa sometido a una presión intraocular elevada y otra para obtener la frecuencia natural de oscilación de la placa.

Es importante destacar que se considera una presión constante sobre la superficie de la placa y que la capa de  $50nm$  de oro no es considerada en ninguno de los dos análisis.

Los resultados del análisis mediante elemento finito se muestran en el capítulo V en donde son comparados con los datos obtenidos con la teoría de placas.



**Fig. 4.3.3. Condiciones de frontera para el análisis por elemento finito. En la imagen de arriba se muestra una vista inferior de la placa; en azul se muestran las caras que tienen una restricción mecánica fija. En la imagen de abajo se muestra la vista superior de la placa con la presión distribuida aplicada a la placa.**

## Capítulo V - Análisis de Resultados y Conclusiones

### Análisis de Resultados

A continuación se presentan los resultados obtenidos de las simulaciones mediante elemento finito expuesta en el tema 4.3.

Comenzaremos por presentar los resultados obtenidos para la deflexión de la placa al ser sometida a una presión intraocular normal (figura 5.1).

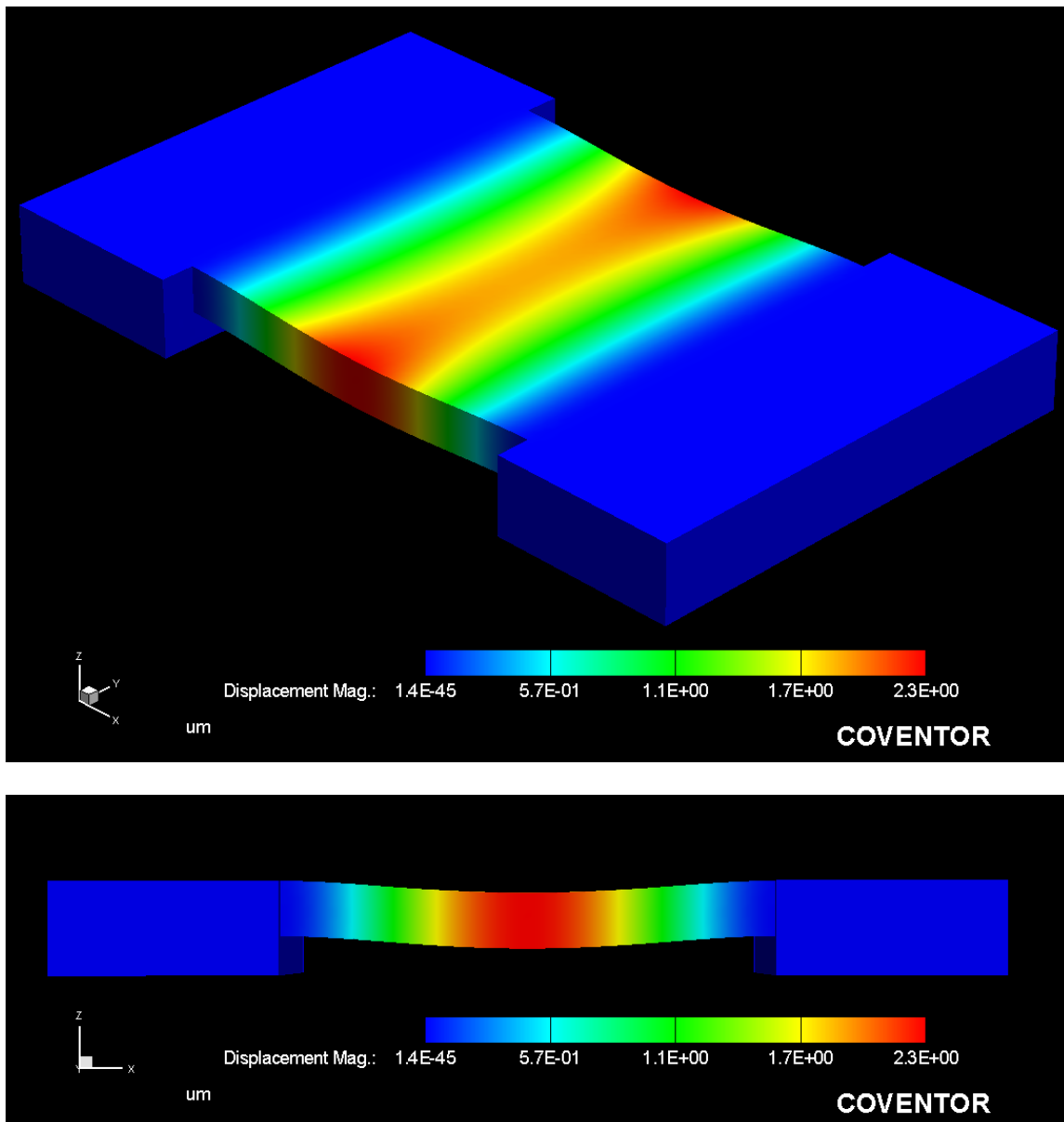
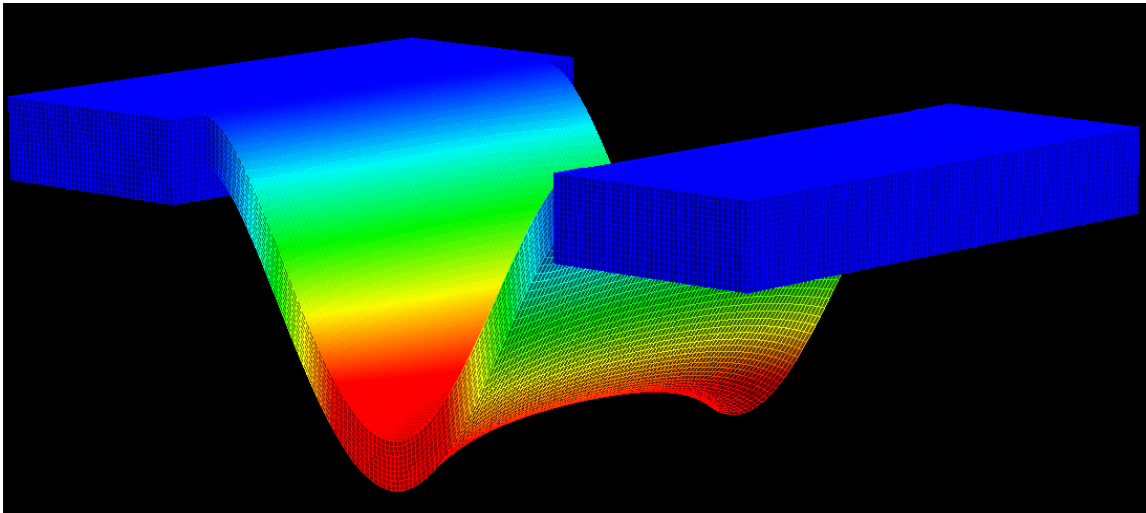


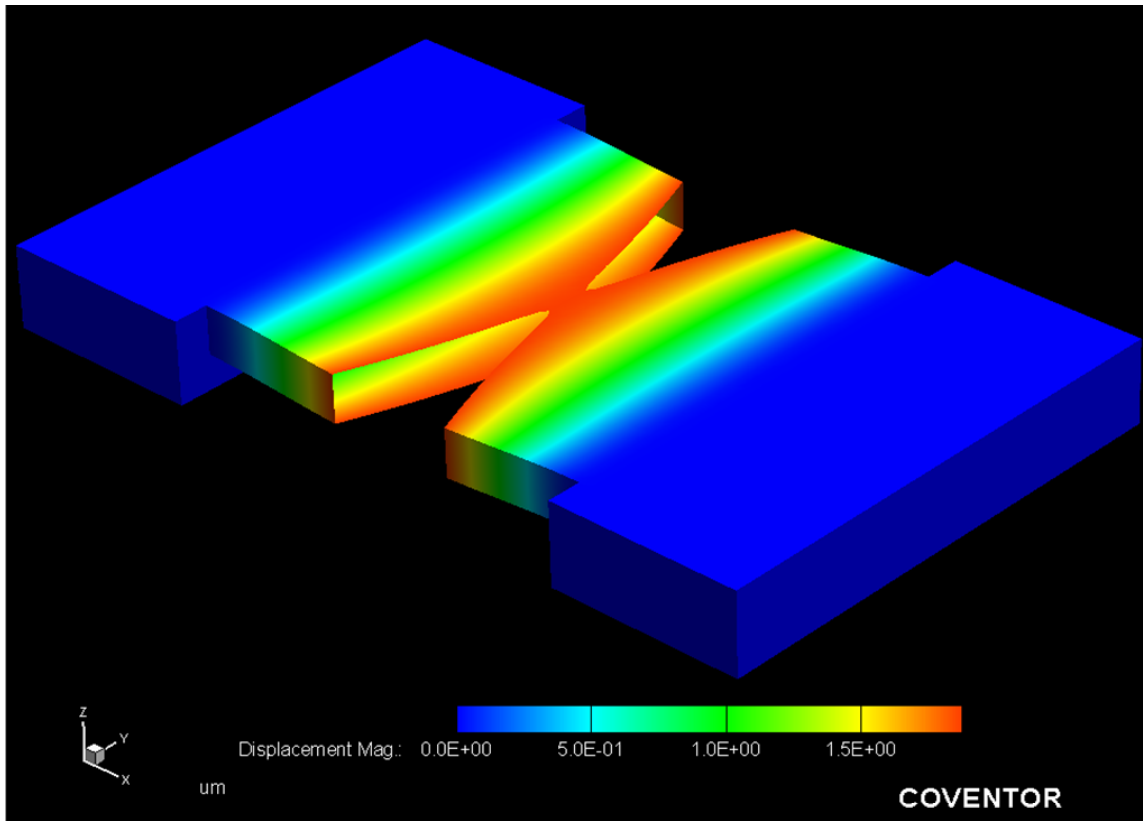
Fig. 5.1. Análisis mediante elemento finito de la deflexión de una placa sometida a una presión intraocular normal (eje z en proporción de 1 a 5).

En la figura 5.1 se observa que la deflexión máxima de la placa obtenida del análisis mediante elemento finito es  $2.3\mu m$ , valor que es  $0.61\mu m$  mayor que el resultado obtenido al utilizar la teoría de placas. Lo anterior nos da un error relativo de 36.06% que es considerablemente alto. Sin embargo, en la figura 5.1 también se puede observar que la deflexión es mayor a medida que nos acercamos a los bordes de la placa y a la parte media de la longitud. Lo anterior se puede observar con mayor claridad si se exagera 20 veces el desplazamiento de los nodos en la simulación mediante elemento finito (figura 5.2).



**Fig. 5.2. Deflexión de una placa sometida a una presión intraocular normal (desplazamiento de los nodos exagerado en una relación de 20 a 1 y eje z en proporción de 1 a 5).**

El programa cuenta con una función que nos permite filtrar los nodos que tienen un desplazamiento mayor o menor a una longitud determinada. Aprovechando dicha función podemos observar la deflexión en la parte central de la placa. En la figura 5.3 se muestra la placa de la figura 5.1 pero con el filtro antes mencionado con un límite máximo de desplazamiento de  $1.875\mu m$ . En la figura 5.3 se puede observar que al utilizar dicho desplazamiento como límite máximo, la deflexión máxima de la viga es el mismo límite. Al hacer un comparativo con el resultado obtenido en la teoría de placas se tiene que, en el resultado obtenido en la simulación mediante elemento finito, la deflexión máxima para una tira alejada de los bordes es  $0.184\mu m$  mayor. Lo anterior nos da un error relativo de 10.87% que es considerablemente menor que el obtenido al hacer el comparativo con la deflexión máxima en los bordes.



**Fig. 5.3. Deflexión de una placa sometida a una presión intraocular normal (utilizando un filtro para desplazamiento máximo de los nodos y eje z en proporción de 1 a 5).**

A continuación se muestran los resultados obtenidos, en el análisis mediante elemento finito, para los esfuerzos en una placa sometida a una presión intraocular alta. En la figura 5.4 se puede observar que el esfuerzo máximo en la placa es  $2.7MPa$ , que es  $1.27MPa$  menor que el esfuerzo máximo obtenido con la teoría de placas. Lo anterior nos da un error relativo de 32.04% que aparentemente es elevado. Sin embargo también se puede observar que en los extremos de las placas existen esfuerzos que van mas allá de la placa. En la teoría de placas se considera que los extremos se encuentran fijos lo que produciría esfuerzos en los extremos, pero no más allá de ellos. Lo anterior nos lleva a examinar los desplazamientos de los nodos en la región de las paredes a las cuales se encuentra unida la placa.

Si limitamos el rango de análisis de desplazamientos de los nodos, de manera que la gama de colores se encuentre en un rango de  $0\mu m$  a  $0.01\mu m$ , es posible observar los desplazamientos de los nodos que se encuentran en las paredes a las que se encuentran unidos los extremos de la placa. En la figura 5.5 se pueden observar dichos desplazamientos.

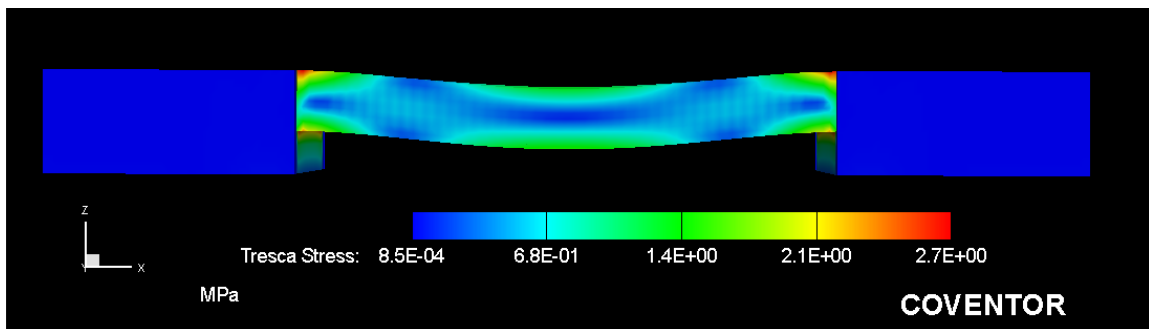
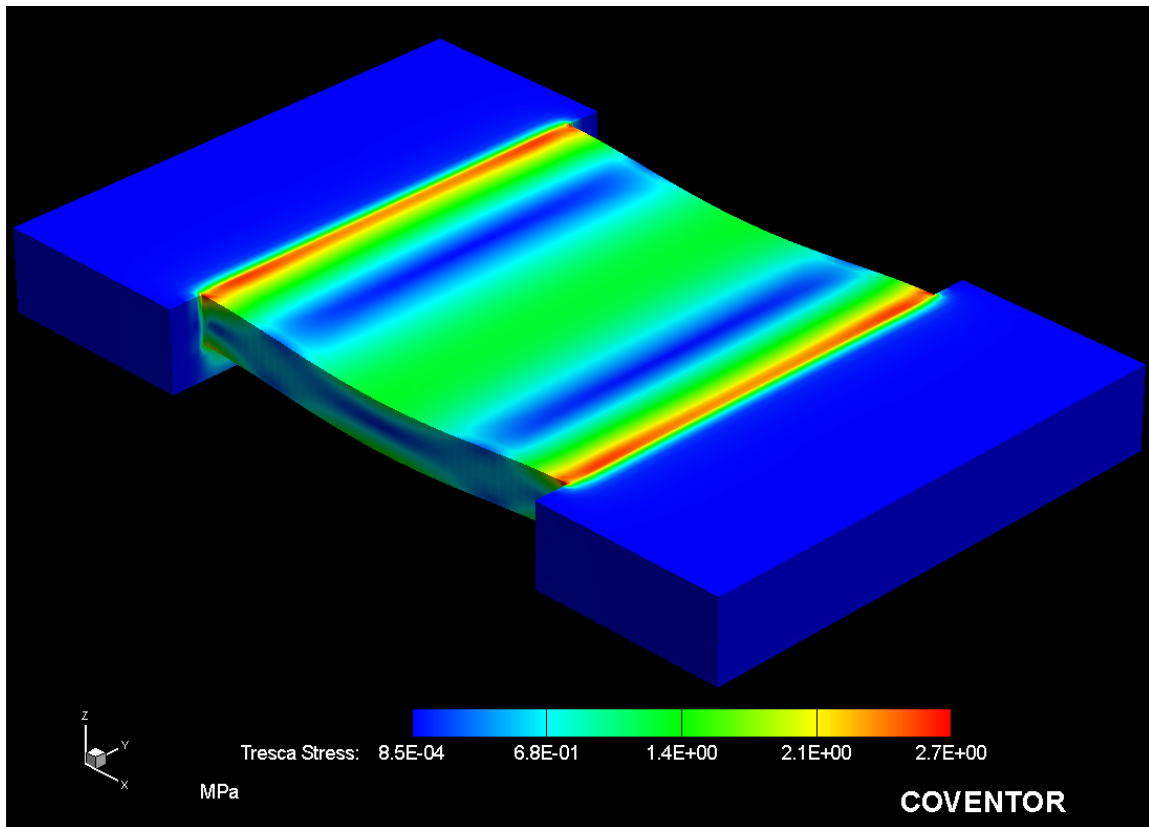
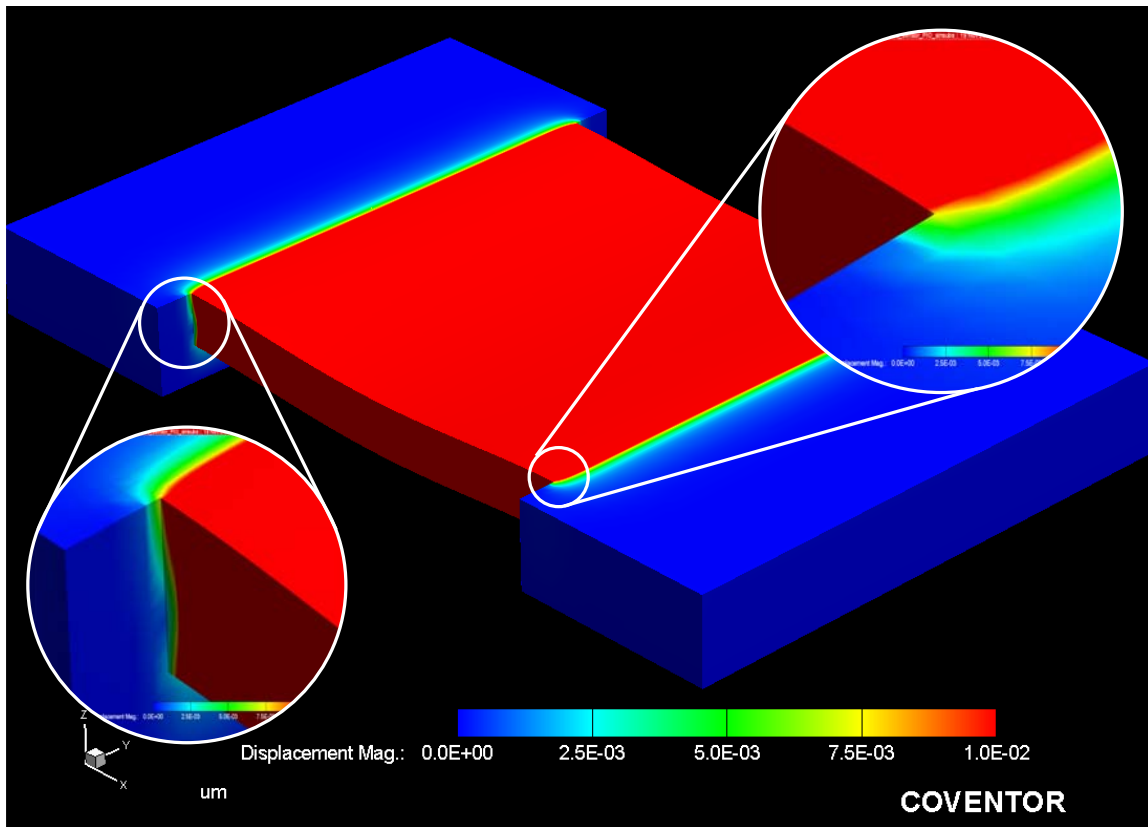
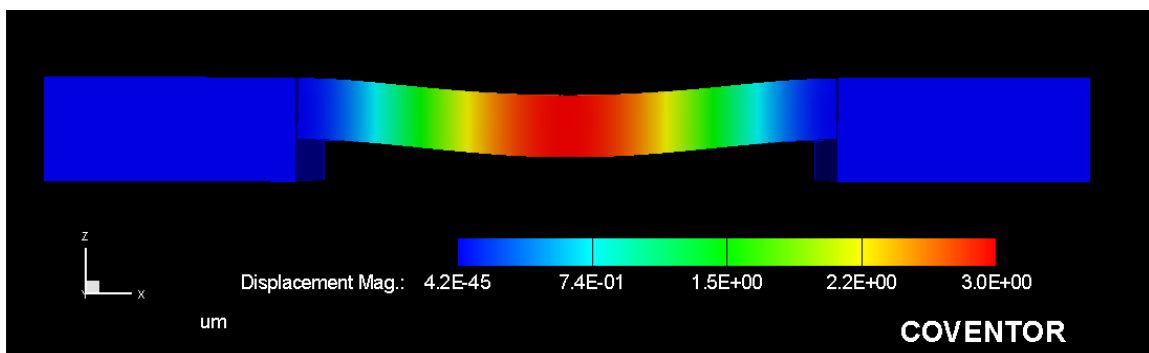
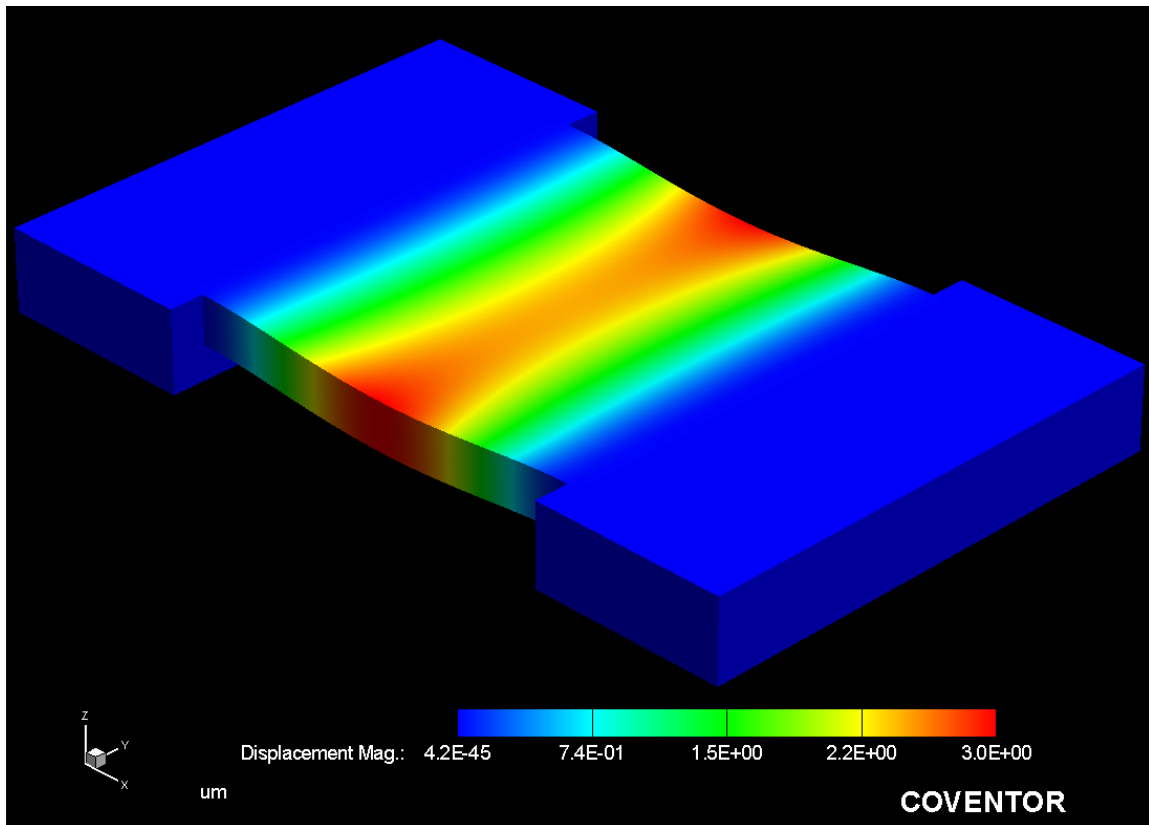


Fig. 5.4. Esfuerzos en una placa sometida a una presión intraocular alta (utilizando un filtro para desplazamiento máximo de los nodos y eje z en proporción de 1 a 5).



**Fig. 5.5. Esfuerzos en una placa sometida a una presión intraocular alta (limitando el rango de magnitudes de esfuerzo para su análisis y eje z en proporción de 1 a 5).**

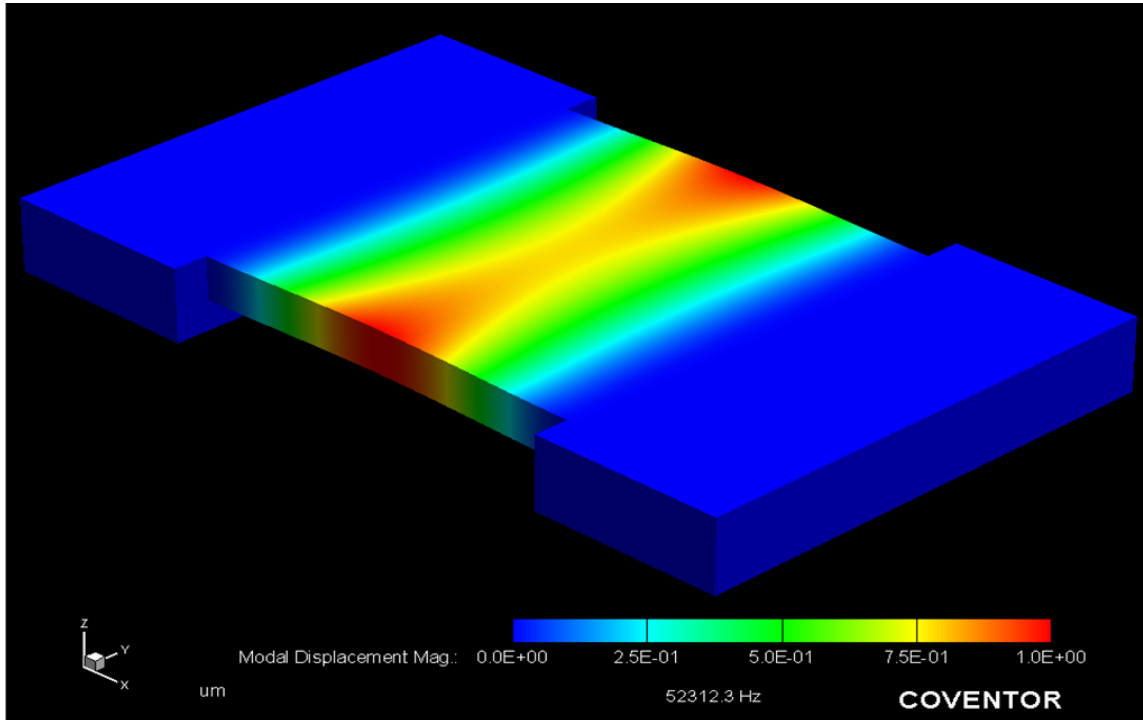
De la misma manera que se hizo el análisis de la placa sometida a una presión intraocular normal, se hace el análisis para la placa sometida a una presión intraocular alta. En la figura 5.5 se muestra la deflexión de una placa sometida a una presión intraocular elevada en donde se observa que la deflexión máxima es  $3\mu m$ , que es  $0.74\mu m$  mayor que la deflexión obtenida utilizando la teoría de placas, lo que nos da un error relativo de 33.04%. Al aplicar el filtro a  $2.467\mu m$  se obtiene una imagen similar a la de la figura 5.3. Lo anterior nos indica que, considerando una tira alejada de los bordes, se tiene una deflexión máxima de  $2.467\mu m$  que es  $0.212\mu m$  mayor que la deflexión obtenida utilizando la teoría de placas y nos da un error relativo de 9.4%



**Fig. 5.6. Análisis mediante elemento finito de la deflexión de una placa sometida a una presión intraocular normal (eje z en proporción de 1 a 5).**

Por último, en la figura 5.7 se muestra la frecuencia natural de oscilación obtenida del análisis mediante elemento finito.





**Fig. 5.7. Frecuencia natural de oscilación de la placa obtenida del análisis mediante elemento finito (eje z en proporción de 1 a 5).**

De la figura 5.7 se puede observar que la frecuencia obtenida es  $52.3123kHz$ . Al comparar dicho resultado con la frecuencia natural obtenida mediante la teoría de placas, se tiene que la frecuencia obtenida del análisis mediante elemento finito es  $2.3337kHz$  mayor que la obtenida del análisis por teoría de placas, lo que nos da un error relativo de  $4.67\%$ .

## Conclusiones

En este trabajo se presenta un panorama general del estado del arte de los micro sistemas electromecánicos (MEMS), BioMEMS y detección del glaucoma. Se presenta una propuesta de diseño y manufactura de un microsensar de presión intraocular integrado a un lente de contacto con la finalidad de facilitar el estudio conocido como “curva horaria” para detección de glaucoma de presión baja y se presenta un análisis comparativo entre los resultados obtenidos utilizando una teoría de placas y un análisis mediante elemento finito por medio de un programa de computadora especializado.

Este trabajo se centra en el análisis de la parte mecánica del sensor, por esta razón se enfoca en la placa que estaría en contacto con el ojo. Para trabajos posteriores y complementar el que aquí se presenta, es necesario formar un grupo interdisciplinario para llevar a cabo: un análisis eléctrico y una propuesta de diseño del inductor, un análisis de las lecturas del sensor por telemetría, una propuesta de diseño de un dispositivo capaz de almacenar los datos de las lecturas del

sensor, un protocolo de pruebas en ojos de animales y posteriormente en humanos, un estudio de mercado, un estudio sobre la viabilidad del proyecto, etc. Además de toda la parte legal correspondiente a patentes, normas sanitarias, protocolos de investigación en pacientes, etc.

En lo que concierne a la parte mecánica que se analizó en este trabajo, es importante mencionar que la teoría de placas y el análisis mediante elemento finito son solamente aproximaciones de manera que es de esperarse que después de fabricarse el dispositivo, se tengan resultados diferentes.

En el análisis de resultados se observan diferencias entre las deflexiones, esfuerzos y frecuencia natural de oscilación obtenidos mediante la teoría de placas utilizada y el análisis mediante elemento finito. Esto se debe a que en la teoría de placas se considera que los extremos de placa se encuentran fijos y en el análisis mediante elemento finito se puede apreciar un desplazamiento en las paredes a las que se encuentran unidos los extremos de la placa. Eso por esa razón que las deflexiones obtenidas usando la teoría de placas, son menores que las deflexiones obtenidas usando el análisis mediante elemento finito y los esfuerzos obtenidos usando la teoría de placas son mayores que los esfuerzos obtenidos usando el análisis mediante elemento finito. Otro factor que contribuye a generar diferencias entre los resultados es la calidad del mallado.

Es importante mencionar que en la teoría de placas se consideró que la deformación de la placa era cilíndrica. Esta consideración es válida a macroescala ya que los desplazamientos micrométricos son despreciables, pero a microescala los desplazamientos micrométricos son muy importantes y se pone en evidencia en este trabajo. En la simulación mediante elemento finito se puede observar una aproximación un poco más cercana a la realidad.

Otra consideración importante, que será determinante para que existan diferencias con los resultados que se presentan después de que se fabrique el dispositivo, es que la presión sobre la placa está distribuida de manera uniforme. En la realidad, la distribución de presión dependerá en parte de las características mecánicas de cada cornea. Además a medida que la placa sufre una deflexión y la cornea recupera su forma natural, la presión disminuye.

A pesar de lo anterior, los resultados que se presentan en este trabajo nos dan una idea y sirven como guía para llevar a cabo la construcción del dispositivo propuesto como prueba de concepto.

En la propuesta de manufactura se hace referencia al material de sacrificio y no al poliimide, que había sido propuesto en el tema 3.2, ya que el proceso utilizado para removerlo puede afectar las propiedades mecánicas del PMMA de manera que es preferible dejar esta opción abierta a mejores propuestas, una vez que se experimente con diferentes materiales.

Una aportación importante de este trabajo, es el proceso de diseño que se presenta con la ayuda de una hoja de cálculo. Las características geométricas del ojo cambian de persona a persona, pero el proceso de diseño que se presenta aquí, permite que se puedan considerar distintos radios de corneas para crear una amplia gama de lentes de contacto que pueden adaptarse a cada paciente.

Por último, cabe agregar que será recomendable en trabajos futuros, considerar la necesidad de calibrar el dispositivo con el tonómetro que sea considerado el más preciso en el momento en que se fabrique el dispositivo.

## Anexo I

Los tipos de gotas, prescritas comúnmente, para controlar el glaucoma son:

- **Bloqueadores Beta:** Estos reducen la producción de humor acuoso. Algunos posibles efectos secundarios son: dificultad para respirar, baja presión, pérdida de cabello, impotencia, fatiga, debilidad, depresión y pérdida de memoria. Si se padece asma, bronquitis o enfisema, se recomienda usar otro tipo de medicamentos ya que los bloqueadores beta pueden empeorar estos problemas. El médico también debe recomendar evitar los bloqueadores beta si se está tomando insulina para la diabetes.
- **Agonistas Alfa:** Estos reducen la producción de humor acuoso e incrementan el drenaje del mismo. Algunos posibles efectos secundarios son: fatiga; mareo; ojos hinchados, rojos o con comezón; boca seca; y reacciones alérgicas.
- **Inhibidores carbónicos de la anhidrasa:** Estos también reducen la producción de humor acuoso. Algunos posibles efectos secundarios son: ganas de orinar y sensación de pulsación en los dedos frecuentes.
- **Compuestos de Prostaglandinas:** Estas gotas incrementan el flujo de humor acuoso. Algunos posibles efectos secundarios son: enrojecimiento y picazón en los ojos y oscurecimiento del iris, cambios en pigmentación de la piel del párpado, visión nublada debida a una inflamación de la retina.
- **Mióticos o Agentes Colinérgicos:** Estos también incrementan el flujo de humor acuoso. Algunos posibles efectos secundarios son: dolor alrededor o dentro de los ojos, dolor de cejas, visión nublada o borrosa, miopía, reacciones alérgicas, nariz congestionada, sudor, exceso de salivación y problemas digestivos ocasionales.
- **Compuestos de Epinefrina:** Estos compuestos también incrementan el flujo de humor acuoso. Algunos posibles efectos secundarios son: ojos rojos, reacciones alérgicas, palpitaciones, incremento en la presión arterial, dolor de cabeza y ansiedad [8].

## Bibliografía

1. Richard P. Feynman. "There's Plenty of Room at the Bottom". Publicado por primera vez en la revista "Engineering and Science" el 5 de Febrero de 1960.
2. Kees A. Schouhamer Immink. "The CD Story". Publicado por "Audio Engineering Society" en 1998.
3. Marc J. Madou. "Fundamentals of Microfabrication: The Science of Miniaturization". Segunda Edición. Editorial CRC. 2002.
4. <http://bio-mems.com/>
5. C.C. Collins. "Miniature Passive Pressure Transensor for implanting in the Eye". Publicado por IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1967
6. Rashid Bashir. "State of the Art in Detection, Opportunities and Prospects". Publicado por ELSEVIER. Julio de 2004.
7. <http://www.who.int/bulletin/volumes/82/11/feature1104/en/>
8. <http://www.mayoclinic.com>
9. Agustín Mateos Muñoz. "Compendio de Etimologías Grecolatinas del Español". Ed. Esfinge. 1999.
10. "El Gran Libro de la Salud". Enciclopedia médica del Reader's Digest. Ed. Readers Digest México. 1971.
11. <http://www.el-universal.com.mx/articulos/45889.html>
12. <http://www.scielo.org/>
13. C. Garcia Resua. "Tonometría. Técnicas de medida: Utilidad Clínica". Ed. Ulleye. 2007.
14. Manual de usuario del "Pascal Dynamic Contour Tonometer" Fabricado por SMT Swiss Microtechnology AG.
15. Po-Jui Chen. "Implantable Wireless Intraocular Pressure Sensors". California Institute of Technology. 2009
16. <http://www.polymerprocessing.com/feature/past/Y2000x12x01/>
17. [http://74.125.95.132/search?q=cache:UQPL5FqHDI4J:people.rit.edu/lffeee/Intra\\_Ocular\\_Pressure.pdf+intraocular+pressure+sensor&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=es](http://74.125.95.132/search?q=cache:UQPL5FqHDI4J:people.rit.edu/lffeee/Intra_Ocular_Pressure.pdf+intraocular+pressure+sensor&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=es)
18. Joseph L. Abita. "Method for Monitoring Intraocular Pressure Sensor and Patient Worn Monitoring Recorder". Patente No. US006579235B1. 17 de Junio de 2003.
19. [http://webeye.ophth.uiowa.edu/eyeforum/images/glaucoma/8-9\(Ahmed\).jpg](http://webeye.ophth.uiowa.edu/eyeforum/images/glaucoma/8-9(Ahmed).jpg)
20. <http://www.rustoneyeinstitute.com/index.cfm/PageID/3716>
21. <http://tonopen.com/>
22. Stephen P. Timoshenko. "Theory of Plates and Shells". Segunda Edición. Ed. Mc Graw-Hill. 1959
23. Francis W. Sears. "Física Universitaria" (volumen 2). Novena Edición. Ed. Pearson Educación. 1999.
24. Stephen D. Senturia. "Microsystem Design". Ed. Kluwer Academic Publishers. 2004.

25. John D. Cutnell. "Física". Ed. Limusa.1998.
26. Geoffrey Kotzar. "Evaluation of MEMS Materials of Construction for Implantable Medical Devices". Publicado por ELSEVIER el 14 de Diciembre del 2001.
27. R. Huang. "Integrated Parylene-Cabled Silicon Probes for Neural Prosthetics". Publicado por la "IEEE" en enero del 2008.
28. <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/cap2.htm>
29. "Catálogo de Especialistas". Bausch & Lomb. 2007-2008.
30. "Catálogo de Productos México". Ciba Vision. 2006.
31. H. Ho. "Contact Lens with Integrated Inorganic Semiconductor Devices" Publicado por la "IEEE" en enero del 2008.
32. Babak Ziaie. "Hard and Soft Micromachining for BioMEMS: Review of Techniques and Examples of Applications in Microfluidics and Drug Delivery". Publicado por ELSEVIER en septiembre del 2003.
33. <http://www.matweb.com/>
34. Joaquín González Álvarez. "Óptica Oftalmológica". Ed. Ciencias Médicas. 1989.
35. O. C. Zienkiewicz. "El Método de los Elementos Finitos". Ed. Reverté. 2007.
36. <http://www.coventor.com/>