

**Centro de Investigaciones en Óptica**



**CENTRO DE INVESTIGACIONES  
EN OPTICA, A.C.**

**PROTOTIPO OPTOMECATRÓNICO BASADO EN HOLOGRAFÍA DIGITAL  
INTERFEROMETRICA ORIENTADO AL ESTUDIO DE TEJIDOS BIOLÓGICOS**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:**

**MAESTRO EN OPTOMECATRÓNICA**

**PRESENTA**

**Ing. Alejandro Alcaraz Gutiérrez**

**Asesor:**

**Dra. María del Socorro Hernández Montes**

**LEÓN, GUANAJUATO, MAYO DE 2013**

## **AGRADECIMIENTOS**

Doy gracias a Dios por permitirme realizar esta etapa de mi vida.

A mi esposa Paola, que gracias a su apoyo y confianza vamos hacia adelante.

A mi hija Marianita, que su amor de niña para con su papá es una fuerza importante y nueva que me ayuda bastante.

A mis papás Toño y Celia por su ejemplo y amor a mi persona.

A mis hermanos, familiares y amigos por su apoyo.

A mi asesora María del Socorro Hernández Montes, por su comprensión, paciencia y apoyo en el desarrollo de esta tesis.

Al Centro de Investigaciones en Óptica por esta nueva etapa de mi vida.

Al Conacyt por el apoyo tan útil que me brindo.

## ÍNDICE

Desarrollo de un dispositivo optoelectrónico para caracterizar tejidos biológicos empleando interferometría holográfica digital	
Resumen.....	III
Lista de figuras y tablas.....	IV
Nomenclatura.....	VI
Objetivos generales .....	VII
Metas propuestas.....	VIII
Organización de la tesis.....	VIII
Antecedentes .....	1
Capítulo I.....	9
Teoría de métodos ópticos no-destructivos .....	9
1.1 <i>Introducción</i> .....	9
1.2 <i>Fundamentos de la interferometría</i> .....	9
1.3. <i>Vector de sensibilidad</i> .....	11
1.4 <i>Coherencia</i> .....	14
1.5. <i>Interferómetro fuera del plano</i> .....	15
1.6. <i>Interferómetro en el plano</i> .....	17
1.7. <i>La transformada de Fourier</i> .....	22
1.8 <i>ESPI</i> .....	23
1.9. <i>Holografía digital</i> .....	25
1.9.1. <i>Holografía digital interferométrica</i> .....	25
1.9.2. <i>Método de Fourier</i> .....	26
Capítulo II.....	31
Desarrollo de experimentos en laboratorio .....	31
2.3 <i>Experimentos con holografía digital interferométrica</i> .....	35
Capítulo III .....	44
Diseño del prototipo y descripción.....	44
3.1 <i>Introducción</i> .....	44
3.2 <i>Diseño mecánico del prototipo</i> .....	45
3.3 <i>Electrónica de sincronización</i> .....	54

Capítulo IV .....	62
Evaluación del prototipo y resultados experimentales .....	62
4.1 <i>Introducción</i> .....	62
4.2 <i>Implementación del prototipo optomecatrónico</i> .....	62
4.3 <i>Evaluación del prototipo optomecatrónico</i> .....	63
4.4 <i>Análisis de las imágenes</i> .....	65
Conclusiones.....	67
Trabajo a futuro.....	68
Referencias .....	69
Apéndice .....	71
Apéndice 1. Fase de un arreglo de holografía.....	71
Apéndice 2. Programa para aplicar el método de Fourier.....	73

## RESUMEN

Este proyecto de tesis presenta el desarrollo preliminar de un prototipo optomecatrónico compacto para la caracterización y estudio de tejidos biológicos, en particular la membrana timpánica y cuerdas vocales en campo de vista completo. El desarrollo del sistema está basado en los requerimientos de la holográfica digital interferométrica (HDI), la cual habilita mediciones de deformaciones en escala micrométrica de los tejidos biológicos bajo estudio. Este desarrollo inicial está validado por un diseño optomecánico, y la evaluación de su funcionamiento mediante imágenes que muestran patrones de vibración que sufren los tejidos al ser estimulados por sonido.

Los resultados de este trabajo obtenidos en el laboratorio, presentados en patrones de franjas y mapas de fase han demostrado que este prototipo provee de manera no invasiva información perteneciente al comportamiento del tejido bajo estudio, las cuales pueden ser utilizadas en un futuro para el diagnóstico de alguna patología.

Con el desarrollo de este primer prototipo, el área biomédica se beneficiará con una nueva herramienta complementaria de estudio e investigación de manera no invasiva que podrá ser usado en condiciones fuera del laboratorio.

Se muestra en esta tesis las fases del desarrollo del prototipo optomecatrónico; desde las bases para el diseño, obtenidas de las pruebas de laboratorio; desarrollo de experimentos; procesamiento de imágenes primeramente para una muestra de látex que se usó como objeto de simulación; toma de medidas y distancias; elección de los componentes ópticos, elementos mecánicos y dispositivos electrónicos, para llevar a cabo el diseño, para posteriormente hacer la construcción y evaluación del prototipo.

Finalmente se incluyen conclusiones y trabajo a futuro para dar relevancia a la aportación de dicho prototipo en la industria, en particular el área médica.

Con este proyecto se da a conocer el desarrollo de un prototipo que pueda ser utilizado en un futuro en el área médica para el estudio de tejidos biológicos.

## LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1. Interferencia constructiva y destructiva .	10
Figura 2. Desplazamiento de un objeto generado por deformación.	11
Figura 3. Interferómetro fuera de plano.	15
Figura 4. Interferómetro en el plano.	18
Figura 5. Diagrama de un interferómetro con iluminación dual con sensibilidad dentro del plano.	19
Figura 6. Transformada de Fourier, y filtro a la portadora espacial.	23
Figura 7. Patrón de franjas ESPI	25
Figura 8. Diagrama del interferómetro de Michelson.	32
Figura 9. Arreglo óptico para interferómetro Michelson.	33
Figura 10. Franjas resultantes para el interferómetro de Michelson.	34
Figura 11. Arreglo experimental para ESPI.	35
Figura 12. Láser de Nd. Yag a 0.3 W dirigido al prototipo optomecánico	36
Figura 13. Arreglo óptico fuera del plano para HDI (L, lente; OF, fibra óptica monomodo; BC, combinador de haz; AM, modulador acusto - óptico; IL, lente formadora de imagen; BS, divisor de haz).	37
Figura 14. Arreglo experimental construido de manera compacta para realizar las pruebas del barrido de frecuencia de excitación desde 100 Hz – 8 kHz.	38
Figura 15. Generador de señales para alimentar la bocina, y osciloscopio para realizar el monitoreo del barrido de diversas frecuencias de sonido (1 khz a 4 khz).	39
Figura 16. Resta de 2 imágenes, franjas a 800 Hz. Primer modo de vibración.	40
Figura 17. Fase envuelta obtenida por el método de Fourier.	40
Figura 18. Distancia focal de una lente F, donde H es la altura del objeto, h es la altura de la imagen formada, s es la distancia de la lente al objeto, v es la distancia de la lente a la imagen y d es la distancia entre objeto e imagen.	41
Figura 19. Esquema general del prototipo optomecatrónico.	44
Figura 20. Partes y componentes del diseño optomecánico.	47
Figura 21. Vista interna del prototipo optomecánico	48
Figura 22. Primer diseño para el armazón del proyecto.	49
Figura 23. Imagen final del diseño de las piezas principales.	50
Figura 24. Base principal del diseño mecánico.	50
Figura 25. Cara principal para sostener la cámara Pixel Fly.	51
Figura 26. Base con tornillo de rosca milimétrica.	52
Figura 27. Armazón general con sostén de fibras ópticas.	52
Figura 28. Imagen de la parte interior del aparato mecánico.	53
Figura 29. Parte exterior con forma de otoscopio.	54
Figura 30. Circuito disparador de cámara con pulso variable.	55
Figura 31. Circuito desfasador de onda senoidal.	56
Figura 32. Formas de onda desfasadas a la salida del circuito desfasador.	56
Figura 33. Comparador detector de cruce por cero.	57
Figura 34. Resultado detector de cruce por cero (después de la señal desfasada).	57

<i>Figura 35. Divisor de frecuencia con ciclo ajustable.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 36. Resultado divisor de frecuencia (Con flip flop JK).....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 37. Variador de ancho de pulso.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 38. Resultado con variación del ancho de pulso.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 39. Modos de vibración del látex.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 40. Resultados para la membrana timpánica: a) franjas b) fase envuelta .</i>	<i>64</i>
<i>Figura 41. Desarrollo del análisis de los hologramas para obtener fase envuelta.....</i>	<i>65</i>

## TABLAS

Tabla 1. Dimensiones en tímpano y cuerdas vocales.	46
Tabla 2. Resultados de la prueba para la membrana de látex	63

## NOMENCLATURA

- HDI: Holografía digital interferométrica.
- $DCO$  o  $\delta(p)$ : Diferencia de caminos ópticos entre dos haces de luz separados del mismo láser.
- CCD (cámara): Dispositivo de Carga Acoplada, puntos o pixeles donde se registra la luz en la cámara.
- $E$ : Campo eléctrico.
- $I$ : Intensidad.
- $f$ : Distancia focal, es la distancia donde la lente enfoca un haz de luz colimada.
- $d$ : Vector de desplazamiento.
- $\emptyset$ : Fase encontrada en un haz de luz resultante.
- $\Delta\emptyset(p)$ : Cambio de fase o diferencial de fase entre dos haces.
- $\varphi$ : Distribución de la fase.
- $w$ : Portadora espacial.
- $\gamma$ : Diferencia de fases entre haz objeto y haz de referencia.
- $\lambda$ : Longitud de onda del haz de luz.
- $e(P)$  o  $\Pi$ : Vector de sensibilidad.



## OBJETIVOS GENERALES

La presente tesis tiene como finalidad:

- Conocer la técnica de Holografía Digital Interferométrica y aplicarla al área biomédica.
- Presentar un prototipo que contenga óptica, electrónica y mecánica para el estudio de tejidos, en particular la membrana timpánica y cuerdas vocales basado en la técnica de holografía digital Interferométrica. La elección de estas muestras se debió a que es fácil llegar a ellos y su funcionamiento es crucial para el ser humano.
- Generar una electrónica de control para la cámara CCD y el láser, en sincronización con la señal de estímulo (ondas senoidales).
- Diseñar el prototipo optomecánico para su fabricación.
- Realizar un programa en matlab para la obtención de imágenes, y su procesado por el método de Fourier.
- Dar a conocer el prototipo al área médica.

## METAS PROPUESTAS

- Construir el arreglo experimental a nivel laboratorio con el objetivo de adquirir el conocimiento a cerca de la técnica de HDI y obtener los datos necesarios para el diseño y construcción de la primera generación del dispositivo.
- Llevar a cabo el diseño optomecánico.
- Construir la primera generación del dispositivo optoelectrónico.
- Validar el dispositivo por medio de estudios primeramente en un *phantom* para después aplicarse en tejidos biológicos.
- Obtener el grado de maestría.

## ORGANIZACIÓN DE LA TESIS

Se puede observar en la presente tesis lo siguiente:

- Antecedentes: es un capítulo donde se presentan antecedentes y/o historia relacionada con el prototipo optomecatrónico basado en la técnica de HDI.
- Capítulo I: incluye la teoría principal con la cual se desarrolló el proyecto: transformada de Fourier, vector de sensibilidad, coherencia, interferencia, ESPI y HDI.
- Capítulo II: se presenta el desarrollo de los experimentos en laboratorio para generar el diseño del primer prototipo para estudiar tejidos biológicos.
- Capítulo III: incluye el diseño de las partes óptica, mecánica y electrónica.
- Capítulo IV: se presentan los resultados: validación del prototipo.
- Finalmente se pueden encontrar las conclusiones y trabajo a futuro propuestos.

## ANTECEDENTES

Para hablar de la técnica de Holografía Digital Interferométrica (HDI) y los trabajos realizados con esta técnica en el campo de la óptica a través de la historia, es preciso introducir una definición de dicha técnica:

HDI es en muchos aspectos, similar a la holografía interferométrica clásica, salvo que sensores optoelectrónicos se utilizan, en lugar de película fotográfica. Esto permite el procesamiento numérico de datos holográficos para una gran cantidad de aplicaciones en biomedicina, salud pública y vigilancia del medio ambiente, solo por mencionar algunas. Esta técnica también se ha adaptado a la microscopía, y es ampliamente utilizada en las tres dimensiones (3D) de visualización de muestras biológicas.

La utilidad de la holografía proviene del hecho de que es posible reconstruir un frente de onda de cualquier forma que se desee, para posteriormente compararlo con otro frente de onda generado en algún momento posterior. De esta manera es posible observar si el frente de onda original es idéntico al que se produjo después, o bien si tuvo algún cambio. Esto permite determinar las deformaciones de cualquier objeto con una gran exactitud, aunque los cambios sean tan pequeños como la longitud de onda de la luz.

En el curso de la historia las aportaciones con la técnica de HDI se han logrado con éxito y han dado pauta a nuevas tecnologías gracias a su campo de aplicación cada vez más en expansión; el rango de análisis va desde: estudio de fenómenos térmicos y difusivos en fluidos, medida del coeficiente de difusión en soluciones salinas, estudio de vibraciones, topología de superficies para fotoelasticidad, medición de deformaciones en materiales, entre otras [1]. Esta técnica ha sido un instrumento muy útil para efectuar medidas sumamente precisas orientadas a la medición de deformaciones muy pequeñas en objetos sujetos a presión, tensión, calor y ondas de sonido. La HDI también ha surgido como una nueva herramienta alterna y como una metodología de investigación aplicada en diversas disciplinas médicas.

Diversos experimentos se han desarrollado con HDI y se han hecho investigaciones con la técnica en diferentes campos de la industria logrando avances para el desarrollo de tecnologías y descubrimientos.

Los proyectos que se han desarrollado y que están dirigidos a procedimientos y sistemas empleando HDI, son desarrollos que incluyen láseres, divisores de haz, espejos, lentes formadoras de imagen, fibras ópticas, cubos combinadores y cámaras.

❖ Resumen de trabajos realizados en diversos campos de aplicación con la técnica y variaciones de la misma se citan a continuación:

Interferometría holográfica digital (HDI), para aplicaciones biomédicas, [Mendoza, F. et al., 2012]. Donde menciona que la Holografía Digital Interferométrica (HDI) es una técnica óptica no invasiva que ha demostrado ser una herramienta muy importante para medir los datos de desplazamiento de diversos objetos, empleada en un número impresionante de diversos campos de aplicación. En este trabajo se presentaron resultados en un arreglo de HDI en 3D para obtener micro desplazamientos en x, y, y z principalmente en la membrana timpánica [2].

Interferometría holográfica digital para la medición de temperatura en llamas asimétricas; [Shobna et al., 2012]. En donde, se presentan las investigaciones experimentales y análisis para medir la temperatura y el perfil de temperatura de las llamas gaseosas sin cristalinos, utilizando la transformada de Fourier con HDI. Las evaluaciones de los resultados experimentales obtienen la precisión, sensibilidad, resolución espacial y rango de medidas de los límites experimentales [3].

Holografía Digital Interferométrica aplicada a los desplazamientos de la membrana timpánica, [Hernandez-Montes et al., 2011]. En dicho trabajo se presentan estudios cuantitativos del movimiento en la superficie de la membrana timpánica (TM). Dichos estudios son necesarios para una mejor comprensión de la función del tímpano en la evaluación clínica detallada. Al encontrar los patrones de vibración de la membrana y la cuantificación del desplazamiento inducido es posible caracterizar y determinar su estado fisiológico. Con las técnicas ópticas como doble exposición se demostró que este es un método fiable, no invasivo y en campo completo de visión para la investigación de los diferentes parámetros mecánicos de los tejidos biológicos; es decir, se mostró la capacidad para detectar cambios de desplazamiento en tiempo cuasi-real sin la

necesidad de contacto con la superficie de la muestra bajo estudio, tal como las propiedades clínicas y mecánicas de la muestra [4].

Como estudios no invasivos empleando la técnica relacionada por medio de imágenes tridimensionales holográficas digitales [Javidi B. et al., 2010]; se estudia la identificación de micro y nano organismos biológicos para caracterización [5]. Los estudios recientes en este trabajo en imágenes 3-D ópticas han dado paso a una nueva era para la investigación biológica. Las técnicas de microscopía holográfica 3D integrada con el procesamiento numérico están permitiendo a los investigadores obtener información rica y cuantitativa sobre la estructura de las células y microorganismos en condiciones no invasivas, en tiempo real. La esencia de la imagen holográfica se encuentra en el hecho de que, cuando se propaga la luz coherente a través de un objeto semi-transparente, su amplitud y fase modulada es conseguida debido a la interacción luz-materia. Como resultado, el frente de onda de salida lleva la información sobre toda la estructura 3D del objeto. La holografía digital registra la información sobre la fase y la amplitud del frente de onda del objeto y, por tanto numéricamente se reconstruyen las imágenes de cortes de muestras biológicas a diferentes profundidades en una muestra holográfica única.

Un holograma digital contiene abundante información cuantitativa sobre la estructura 3-D de la muestra, que puede ser capturado en una exposición y se utiliza para identificar y reconocer objetos. Con este fin, se puede aprovechar la riqueza de las técnicas de reconocimiento de patrones que se han desarrollado para el reconocimiento automático de objetos y su utilidad en aplicaciones en la medicina, militar, robótica y varias industrias.

También está el trabajo sobre HDI de Knezevic et al., 2005: Un nuevo método para la medición de polimerización en la contracción de los materiales compuestos. En dicho trabajo se presenta el estudio de la polimerización del compuesto de relleno, que se considera que es un importante factor para alcanzar la longevidad de tratamientos restaurativos; hasta ahora se ha estudiado por el método de HDI [6]. Este método, es el único procedimiento que permite la supervisión directa de la contracción de polimerización por cada segundo de la polimerización del material compuesto.

Una aportación interesante en el ámbito médico empleando holografía es "Formación de imágenes de coherencia óptica holográficas de esferoides tumorales con sarcoma osteogénico en ratas"; [Ping Yu et al., 2004]; donde el modo de detección interferométrica

en esta técnica es heterodina espacial a través de un campo de visión completo con lectura holográfica (difracción) que realiza la función de demodulación. Los datos se adquieren como una sucesión de imágenes de frente para aumentar la profundidad en el interior de la muestra en una adquisición en vista aérea logrando lecturas de cientos de micrómetros hasta 1 mm. [7].

Otra aportación se hizo empleando HDI Pulsada para la medición dinámica de objetos giratorios con un derrotador óptico [Pérez, C. et al., 2001] [8]. En dicho trabajo se presenta un método para medir las deformaciones dinámicas de objetos que giran, utilizando HDI pulsada. La finalidad es medir las características mecánicas de las aspas de un ventilador o disco plano mientras se encuentra en operación.

Otra aportación relacionada es Holografía digital interferométrica en línea [Pedrini et al., 1998], donde se describen las cualidades de HDI para la evaluación de las deformaciones. Se registran en línea los hologramas con ayuda de un chip CCD. El problema de la superposición de imágenes individuales típico para esta disposición, se resuelve mediante la reconstrucción digital y el filtrado de los frentes de onda no deseados. Dos interferogramas separados de un objeto bajo prueba en sus estados no deformado y deformado se registran en un chip CCD. Las fases de los dos frentes de onda se obtienen a partir de las amplitudes complejas de las imágenes digitales reconstruidas, y la deformación se calcula a partir de las diferencias de fase [9].

Otro estudio con holografía digital es “Imágenes holográficas con electrónica a través del tejido humano”; [H. Chen et al., 1994]; donde utiliza un láser de barrido electrónico de frecuencia para obtener las imágenes con el tinte de luz. El mérito es lograr las imágenes en tejido vivo gracias a la alta sensibilidad de la cámara CCD así como su capacidad de hacer un gran número de hologramas en sucesión rápida permitiendo obtener una imagen resultante con una mejor relación señal–ruido [10]. De manera similar se hace otra aportación del mismo autor “Evaluación de los métodos holográficos para obtener imágenes a través de los tejidos biológicos”; [H. Chen et al., 1993]; donde el papel de función de la auto-correlación es el que determina el resultado de las imágenes procesadas en los tejidos vivos [11].

Interferometría holográfica digital utilizando el método de Fourier para encontrar la fase, [Kreis, T. et al., 1986]. Donde describe un método utilizando la transformada de Fourier en una y dos dimensiones para determinar la fase en interferometría holográfica digital. El método calcula la fase de interferencia punto a punto, incluso entre los extremos de las franjas, por lo que tiene ventajas sobre los métodos convencionales y de seguimiento de franjas de la época. Además, el método ofrece un medio para filtrar las perturbaciones tales como ruidos speckle y variaciones de fondo [12].

Hasta aquí hemos mostrado la diversidad de aportaciones basadas en HDI y técnicas afines, cuya investigación es útil para conocer trabajos previos.

En el presente proyecto de tesis, nos enfocaremos a dos importantes tejidos que por su función son cruciales para el ser humano: membrana timpánica y cuerdas vocales.

❖ Estudios relacionados con el tímpano y cuerdas vocales basados en diversas técnicas :

Para las cuerdas vocales se conoce el trabajo de Holografía de cuerdas vocales en vivo [Raviv et al., 2006], en donde utilizaron una nueva técnica holográfica para obtener en vivo tres registros fotográficos que con el desarrollo de una cámara holográfica endoscópica (endoholoscope u holocamera) ofrece un método único de diagnóstico de los órganos internos y tejidos de cuerdas vocales. Un holograma de la laringe de un perro anestesiado muestra detalles que no pueden ser observados por laringoscopia directa [13].

Evaluación de tímpano con interferometría láser Doppler como herramienta de diagnóstico [Dr. Alexander M. et al., 2001], en donde para lograr los objetivos de la interferometría láser Doppler (LDI, por sus siglas en inglés) aplicada a la membrana del tímpano, se permite el análisis óptico sin contacto de sus vibraciones en respuesta al sonido. A pesar de que LDI se ha utilizado ampliamente en la investigación, aún no ha sido introducido en la práctica clínica como una prueba complementaria para estudio de diagnóstico otológico. El objetivo de este estudio fue evaluar LDI como una herramienta de diagnóstico en el ámbito clínico [14].

Existe también un trabajo de vibraciones acústicas en la membrana del tímpano en anfibios, estudiada con análisis de ruido blanco e interferometría holográfica [Anson et al., 1985]. Ellos muestran el movimiento del tímpano de anfibios en respuesta a la estimulación acústica, en campo libre; se investigó el uso de holografía en tiempo promediado. Se demuestra que la amplitud se relaciona linealmente con la presión de sonido de hasta  $\pm 1,000$  nm. [15].

❖ Investigación sobre aparatos existentes que se han diseñado basados en técnicas ópticas con enfoque industrial:

Diseño de un posicionador electromecánico de un sistema otoscopio holográfico [Dobrev et al., 2008]. Se está desarrollando un avanzado ordenador digital controlado optoelectrónicamente, el sistema holográfico (DOEHS por sus siglas en inglés) tendrá la capacidad de medir tanto la forma y las deformaciones inducidas acústicamente en la membrana timpánica de varias especies, incluyendo a seres humanos. El DOEHS se ha desplegado para prueba y uso en entornos clínicos. El DOEHS consiste en los subsistemas: sistema láser (LD), cabeza óptica (OH), emisión del sonido (SP), plataforma de cómputo (PC), y un posicionador tipo otoscopio mecatrónico (MOP). Este trabajo está en desarrollo, y será capaz de posicionar el subsistema OH cerca del oído del paciente, mantener su posición relativa y la orientación en los exámenes holográficos del tímpano. Este trabajo se centra en el desarrollo e implementación de diversos métodos para la estabilización mecánica de los subsistemas MOP-OH, incluyendo el embalaje diseñado de la OH, así como la compensación automática necesaria para interferometría frente a las perturbaciones inducidas por la medición de oscilaciones periódicas, tales como los producidos por la respiración y el corazón de un paciente durante el examen [16].

Está también el desarrollo de un sistema optoelectrónico tipo otoscopio realizado en Estados Unidos [Nesim Hulli et al., 2008], donde se utiliza la técnica holográfica para la caracterización de desplazamientos inducidos por sonido en la membrana timpánica.

Con dicho sistema se siguen métodos ópticos con las técnicas de holografía en tiempo promediado y holografía de doble exposición para caracterizar el movimiento en la superficie de la membrana timpánica [17].



Actualmente, se siguen aportando conocimientos, avances y diseños basados en la técnica de Holografía Digital Interferométrica. Las anteriores son algunas de las más importantes en relación al trabajo de tesis, y con ello doy entrada a esta nueva aportación, mencionando que con este desarrollo se inicia el primer prototipo de medición para tejidos no invasiva a nivel nacional en diseño y técnica.

## REFERENCIAS DE LOS ANTECEDENTES

1. Malacara, D.D., *Óptica tradicional y moderna*. 1989: Fondo de Cultura Económica.
2. Mendoza, F., *Digital Holographic Interferometry, Biomedical Applications*. MOPM, conference., 2012.
3. Sharma, S., G. Sheoran, and C. Shakher, *Digital holographic interferometry for measurement of temperature in axisymmetric flames*. Appl. Opt., 2012. **51**(16): p. 3228-35.
4. Hernandez-Montes, M.D., et al., *Digital holographic interferometry applied to the study of tympanic membrane displacements*. Optics and Lasers in Engineering, 2011. **49**(6): p. 698-702.
5. Javidi B., M.I., *Three-Dimensional Holographic Imaging for Identification of Biological Micro/Nanoorganisms*. Photonics Journal, IEEE., 2010. **2**(2): p. 256-259.
6. Knezevic, A., et al., *Digital Holographic Interferometry - A New Method for Measuring Polymerization Shrinkage of Composite Materials* 2005. **39**: p. 155-160.
7. Yu, P., et al., *Holographic optical coherence imaging of rat osteogenic sarcoma tumor spheroids*. Appl. Opt., 2004. **43**(25): p. 4862-73.
8. Perez-Lopez, C., et al., *Pulsed digital holographic interferometry for dynamic measurement of rotating objects with an optical derotator*. Appl. Opt, 2001. **40**(28): p. 5106-10.
9. (a) Pedrini, G., *In line digital holographic interferometry*. Appl. Opt., 1998. **37**(26): p. 6262-6269.
10. Chen, H., et al., *Electronic Holographic Imaging through Living Human Tissue*. Appl. Opt., 1994. **33**(17): p. 3630-3632.
11. Chen, Y., et al., *Evaluation of Holographic Methods for Imaging through Biological Tissue*. Appl. Opt., 1993. **32**(23): p. 4330-4336.
12. Kreis, T., *Digital holographic interference-phase measurement using the Fourier-transform method*. JOSA A, 1986. **3**(6): p. 847 - 855.
13. Raviv G., M.M., *In vivo holography of vocal cords*. Journal of Surgical Oncology, 2006. **20**(4): p. 213-217.
14. Alexander M. , C.S., *Evaluation of Eardrum Laser Doppler Interferometry as a Diagnostic Tool*. The laryngoscope, 2001. **111**: p. 501-507.
15. Anson M., P.A., Keating MJ., *Acoustic vibration of the amphibian eardrum studied by white noise analysis and holographic interferometry*. J Acoust Soc Am, 1985. **78**(3): p. 916 - 923.
16. I., D., *Digital holographic otoscope for measurements of the human tympanic membrane in vivo*. SPIE., 2012. **8494**(09): p. 193-198.
17. Nesim, H., *Development of an optoelectronic holographic otoscope system for characterization of sound-induced displacements in tympanic membranes*. Worcester Polytechnic Institute, 2008. **1**: p. 26-64.

## CAPÍTULO I

### TEORÍA DE MÉTODOS ÓPTICOS NO-DESTRUCTIVOS

#### **1.1 Introducción**

La Holográfica Digital Interferométrica (HDI) así como ESPI (ESPI, por sus siglas en inglés: *Electronic Speckle Pattern Interferometry*) proporcionan una poderosa herramienta aplicable a pruebas no destructivas utilizando luz láser, con las cuales se obtiene información de una muestra sin modificarla de forma irreversible. Estas metodologías son no invasivas y de campo completo capaces de proveer información cualitativa y cuantitativa de la forma y deformación de objetos sujetos a una larga variedad de estímulos.

La detección de cambios físicos en un objeto o región de observación se realiza sin contacto físico en forma de campo completo. Por medio de este tipo de pruebas se puede medir rugosidad, forma, deformación, desplazamiento y distancia en el rango que va de unos pocos nanómetros hasta unos pocos milímetros.

Este capítulo está dedicado a una revisión teórica principalmente de las técnicas mencionadas en la parte superior y conceptos básicos.

#### **1.2 Fundamentos de la interferometría**

La interferometría se basa en el fenómeno de la interferencia, que podemos producir cuando dos ondas luminosas de la misma frecuencia se superponen sobre una pantalla. La frecuencia tiene que ser casi igual, ya que una diferencia de frecuencia significativa resultaría en un desfase de variación rápida y dependiente del tiempo que, a su vez, haría que las intensidades se promediaran a cero durante el intervalo de detección; muchas distribuciones monocromáticas superpuestas, bastantes similares y ligeramente desplazadas producirán una distribución global de luz blanca que no será tan nítida o extensa como una distribución cuasicromática, sin embargo, la luz blanca producirá interferencia observable.

Además para obtener interferencia estas ondas deben ser sincrónicas, es decir que su diferencia de fase y las distancias entre las crestas de ambas ondas, deben permanecer

constantes en el tiempo. Esto es prácticamente posible sólo si la luz de ambas ondas que interfieren proviene de la misma fuente luminosa. Pero si es solamente una fuente luminosa la que produce la luz, los dos haces luminosos que interfieren deben generarse de alguna manera del mismo haz.

La luz es capaz de producir interferencias luminosas, cuando se superponen al menos dos trenes de ondas.

La formación de patrones de interferencia es consecuencia de la diferencia de fase que existe entre ambos trenes de ondas, ver figura 1.

- Interferencia destructiva: En la intersección de dos ondas de igual amplitud y longitud de onda, si la diferencia de fase es múltiplo impar de  $\pi$  radianes, los valles de una onda coinciden con las crestas de la otra, resultando una interferencia destructiva, es decir, una onda de amplitud nula, observándose una franja oscura.
- Interferencia constructiva: Si la diferencia de fase es múltiplo par de  $\pi$  radianes, entonces coinciden tanto los valles como las crestas de ambas ondas, resultando una interferencia constructiva; es decir, una onda de amplitud doble, observándose una franja clara [18].

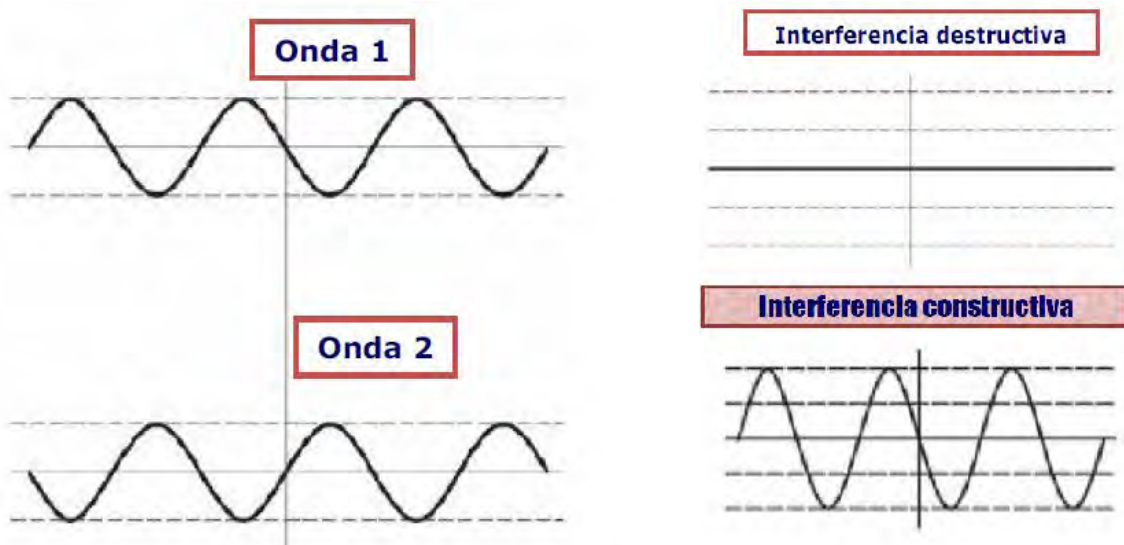


Figura 1. Interferencia constructiva y destructiva [18].

### 1.3. Vector de sensibilidad

El vector de sensibilidad es un vector unitario derivado de la componente espacial del vector de desplazamiento que corresponde a la diferencia entre el vector iluminación y el vector de observación del objeto. Es importante porque indica la dirección en la que la sensibilidad del dispositivo holográfico es óptima [19].

Cuando el objeto se deforma, esto resulta en la variación de fase, que se debe a la variación del camino óptico. La variación del camino óptico visto por el sensor corresponde por lo tanto a la variación de la posición del objeto proyectado sobre el vector de sensibilidad  $\nu s$  [20].

Observando la figura 2 desde el punto de iluminación al punto de observación se obtiene una diferencia de camino óptico  $DCO$ .

Tomando como base la diferencia de camino óptico  $DCO$  entre los caminos del frente de onda de iluminación de un punto  $P_1$  del objeto, antes y después de ser deformado, el cambio en fase  $\Delta\phi(p)$  asociado se encuentra relacionado con:

$$\Delta\phi(p) = \frac{2\pi}{\lambda} DCO \quad (1)$$

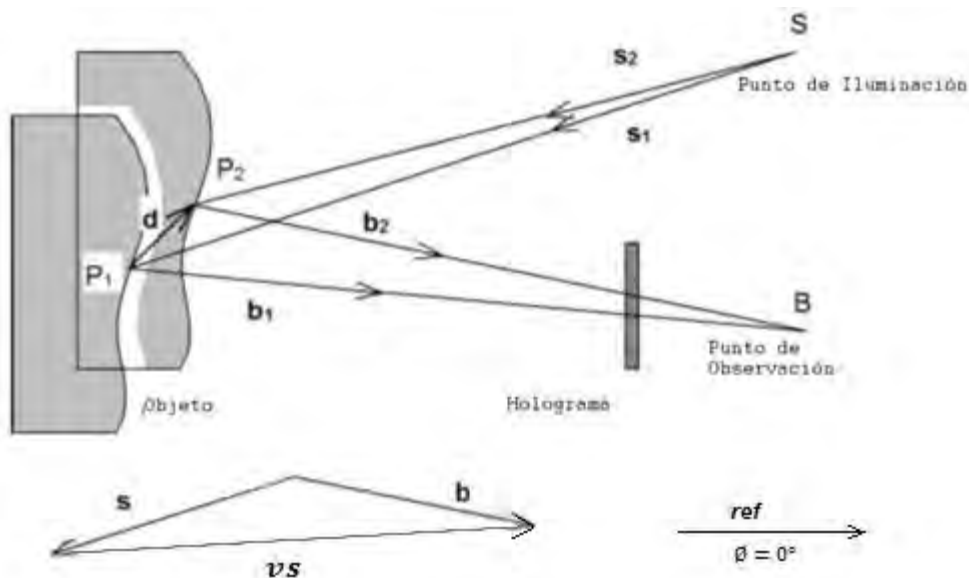


Figura 2. Desplazamiento de un objeto generado por deformación.

El vector desplazamiento  $\mathbf{d}$  se genera cuando el objeto es deformado; por ejemplo, cierto punto  $P_1 = (x_{p1}, y_{p1}, z_{p1})$  se desplaza hacia  $P_2 = (x_{p2}, y_{p2}, z_{p2})$ . Así,

$$\mathbf{d}(P) = P_2 - P_1 \quad (2)$$

para el caso de una fuente de iluminación puntual localizada en  $S = (x_s, y_s, z_s)$  y un punto de observación  $B = (x_b, y_b, z_b)$ , la diferencia de camino óptico  $DCO$  efectuado por este desplazamiento se puede obtener como:

$$\begin{aligned} DCO &= \mathbf{S}P_1 + P_1\mathbf{B} - (\mathbf{S}P_2 + P_2\mathbf{B}) \\ &= s_1\mathbf{S}P_1 + \mathbf{b}_1 P_1\mathbf{B} - s_2\mathbf{S}P_2 - \mathbf{b}_2 P_2\mathbf{B} \end{aligned} \quad (3)$$

Las longitudes  $SP_{12}$  y  $P_{12}B$  están en el rango de metros, mientras que  $|\mathbf{d}|$  esta en el intervalo de micrómetros. Por lo tanto, los vectores  $s_1$  y  $s_2$  se pueden sustituir por un vector unitario  $s$  apuntando en la bisectriz del ángulo de propagación por  $s_1$  y  $s_2$ , lo que significa que  $s_1 = s_2 = s$ .

Con el mismo razonamiento los vectores  $\mathbf{b}_1$  y  $\mathbf{b}_2$  se pueden sustituir por un vector unitario  $\mathbf{b}$  apuntando en la bisectriz del ángulo de propagación por  $\mathbf{b}_1$  y  $\mathbf{b}_2 \therefore \mathbf{b}_1 = \mathbf{b}_2 = \mathbf{b}$ .

El vector de desplazamiento  $\mathbf{d}(x, y, z)$  esta dado por:

$$\mathbf{d} = P_1\mathbf{B} - P_2\mathbf{B} \quad (4)$$

y

$$\mathbf{d} = \mathbf{S}P_2 - \mathbf{S}P_1 \quad (5)$$

Donde insertando las ecuaciones (4) y (5) en la ecuación (3) tenemos finalmente:

$$DCO = DCO \cdot [\mathbf{b}(P) - \mathbf{s}(P)] \quad (6)$$

por lo tanto los vectores de iluminación divergente y observación convergente unitarios se encuentran denotados,

$$\mathbf{s}(P) = \frac{1}{\sqrt{(x_p - x_s)^2 + (y_p - y_s)^2 + (z_p - z_s)^2}} \begin{Bmatrix} x_p - x_s \\ y_p - y_s \\ z_p - z_s \end{Bmatrix} \quad (7)$$

$$\mathbf{b}(P) = \frac{1}{\sqrt{(x_b - x_p)^2 + (y_b - y_p)^2 + (z_b - z_p)^2}} \begin{Bmatrix} x_b - x_p \\ y_b - y_p \\ z_b - z_p \end{Bmatrix} \quad (8)$$

la diferencia de estos vectores unitarios multiplicados por el factor  $2\pi/\lambda$  define el vector de sensibilidad  $\mathbf{vs}(P)$  [21]

$$\mathbf{vs}(P) = \frac{2\pi}{\lambda} [\mathbf{b}(P) - \mathbf{s}(P)] \quad (9)$$

obteniéndose así el término de cambio de fase mencionado en la ecuación 1.

$$\Delta\phi(P) = \mathbf{d}(P) \cdot \mathbf{vs}(P) \quad (10)$$

Esto significa que el cambio de fase debida a la interferencia en cada punto se encuentra dado por el producto escalar del vector de desplazamiento  $\mathbf{d}(P)$  con el vector de sensibilidad  $\mathbf{vs}(P)$ , este último se encuentra definido por la geometría del arreglo interferométrico mostrando la dirección en donde se tiene mayor sensibilidad al desplazamiento. La medición efectuada se encuentra con la proyección del vector desplazamiento sobre este vector; por lo tanto, para desplazamientos ortogonales al vector de sensibilidad, la diferencia de fase siempre es cero independientemente de la magnitud del desplazamiento.

Para el haz de referencia el factor de inclinación se establece en 1, debido a que el ángulo con respecto al eje de observación es muy cercano a 0 (ver figura 2) y a que se toma el vector unitario *ref* que no lleva las componentes de desplazamiento que sufre el objeto, dicho vector no entra en el significado del vector de sensibilidad, donde si es importante es para obtener el fenómeno de interferencia en el CCD (sensor de la cámara) y también para recuperar la fase óptica de la señal.

## 1.4 Coherencia

Se dice que dos puntos de una onda son coherentes cuando guardan una relación de fase constante en el tiempo y en el espacio, es decir cuando conocido el valor instantáneo del campo eléctrico en cierto punto, es posible predecir el de cualquier otro. Existen 2 manifestaciones claramente diferenciadas de coherencia: la coherencia temporal y la espacial.

*Coherencia temporal.* La coherencia temporal está relacionada con la correlación de la fase de energía de la onda en un determinado punto alcanzado por la misma en dos instantes de tiempo diferentes. Si consideramos el campo eléctrico en un punto P en dos instantes distintos  $t$  y  $t + T$  se define el tiempo de coherencia como el máximo valor de  $T$  para que la diferencia de fase entre el campo en ambos puntos permanezca predecible.

La coherencia temporal de una fuente de luz se puede medir con el interferómetro de Michelson, en el cual se hace interferir los 2 haces que se obtienen del haz proveniente de la fuente por medio de un divisor de haz.

El elevado índice de coherencia temporal del láser es explotado en diversas aplicaciones como medidas de distancias, velocidades, vibraciones, etc.

*Coherencia espacial.* La coherencia espacial hace referencia a una relación de fase definida entre puntos distintos de una sección transversal de un haz luminoso. Para ilustrar este concepto consideremos 2 puntos P1 y P2 que se encuentran en la misma sección transversal del haz (superficie perpendicular a la dirección de propagación), y sean  $E_1(t)$  y  $E_2(t)$  los campos eléctricos en ambos puntos. Si la diferencia de fase entre los campos permanece constante en cualquier instante  $t > 0$  se dice que entre ambos puntos hay una coherencia espacial perfecta.

En general para un determinado punto P1, los puntos P2, para los cuales se cumple la condición de coherencia espacial, pertenecen a un área limitada en torno a P1 llamada área de coherencia, por lo que se dice que el haz presenta coherencia espacial parcial.

Para las fuentes luminosas convencionales el área de coherencia es del orden de 0.0001 mm cuadrados, mientras que para el láser es del orden de 1 mm cuadrado.

La forma de detectar la coherencia espacial en un haz luminoso es mediante el experimento de Young.



También influye la divergencia de la fuente de luz y por tanto la coherencia espacial también está relacionada con la direccionalidad; también afecta al tamaño del punto de focalización producido al atravesar el haz láser a través de una lente [22].

### 1.5. Interferómetro fuera del plano

Un interferómetro fuera del plano es un arreglo óptico el cual es sensible a desplazamientos a lo largo del eje de la cámara como se ve en la figura 3.

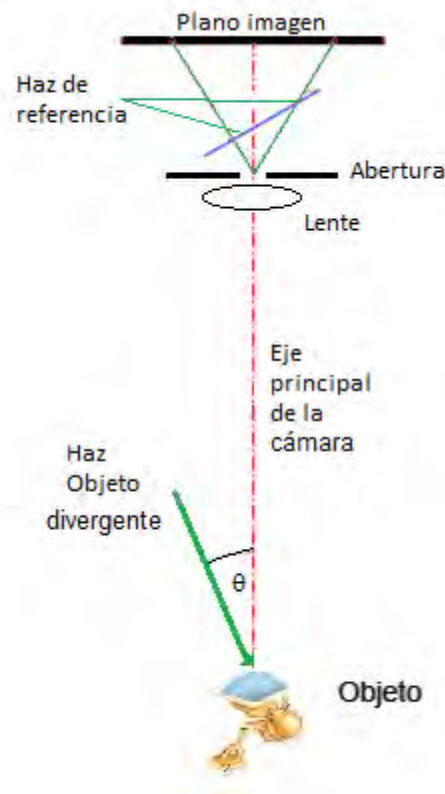


Figura 3. Interferómetro fuera de plano.

La sensibilidad del interferómetro está determinada y controlada por el ángulo  $\theta$  que se forma entre el eje de la cámara y la fuente de iluminación. Para ESPI se tiene que la intensidad del haz de referencia va de 1 a 5% aproximadamente del total que eroga el haz láser. El contraste en este interferómetro se ve incrementado cuando la diferencia de caminos ópticos se iguala a cero.

El campo eléctrico obtenido en la cámara CCD debido a la deformación por el objeto se define como,

$$E_{obj}'(x, y) = E_{obj}(x, y)e^{i[\phi_{obj}(x, y) + \Delta\phi(x, y)]} \quad (11)$$

Para el haz de referencia:

$$E_{ref}(x, y) = E_{ref}(x, y)e^{i[\phi_{ref}]} \quad (12)$$

donde  $E_{obj}$  es el campo eléctrico de el haz objeto,  $E_{ref}$  es el campo eléctrico de el haz de referencia,  $\phi_{obj}$  es la fase del haz objeto,  $\phi_{ref}$  es la fase del haz de referencia,  $\Delta\phi$  es la fase producida por la deformación ocurrida entre dos estados consecutivos y está representada por la Ec. 8

La intensidad obtenida en la cámara CCD debe ser representada como la correlación de  $I_A$  e  $I_B$ , donde dichas intensidades corresponden a la intensidad de la imagen de referencia (primer estado de deformación)  $I_A$ , y a la intensidad de la imagen en la cámara CCD para un segundo estado de deformación. La intensidad para el segundo estado de deformación es: [23]

$$I_B(x, y) = I_{obj} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{obj}I_{ref}} \cos(\gamma + \Delta\phi) \quad (13)$$

donde  $\gamma = \phi_{obj} - \phi_{ref}$ .

Para  $I_A$  se tiene una expresión similar a (13) pero con  $\Delta\phi = 0$ .

Al momento de hacer la correlación del patrón de moteado obtenido con el patrón de referencia se obtiene una diferencia en amplitud más no en fase de los patrones:

$$(I_A - I_B) = 2\sqrt{I_{obj}I_{ref}}[\cos \gamma - \cos(\gamma + \Delta\phi)] \quad (14)$$

$$(I_A - I_B) = 4\sqrt{I_{obj}I_{ref}}[\sin((\gamma + \Delta\phi)/2)\sin(\Delta\phi/2)] \quad (15)$$

[19]

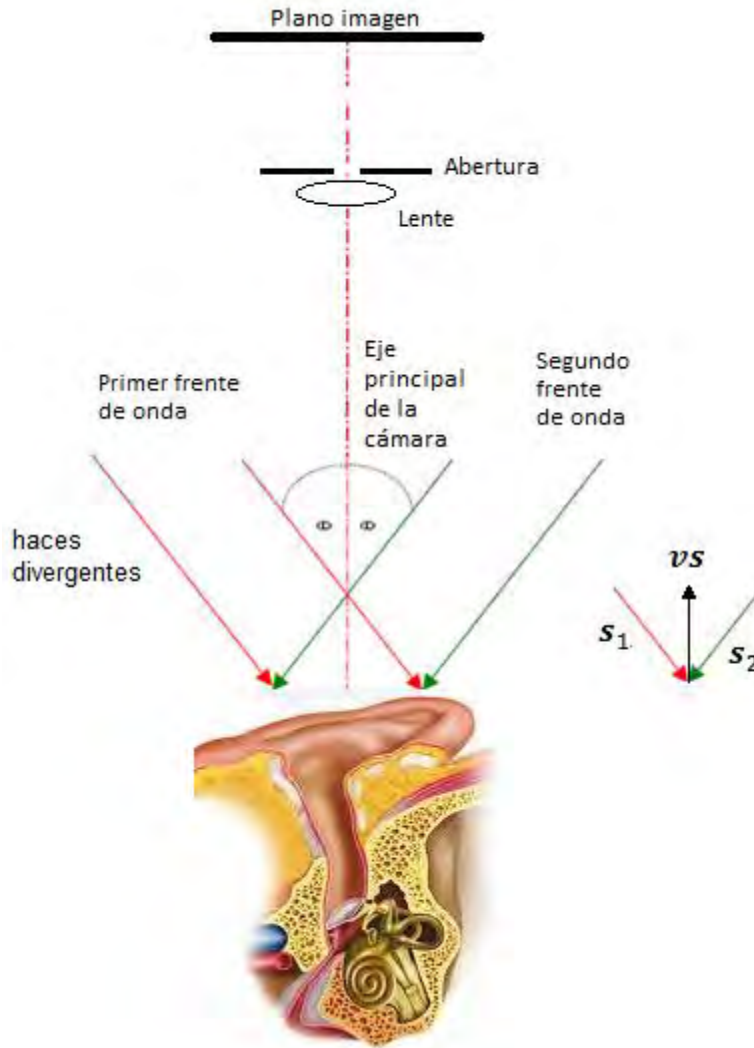
Donde:  $\sqrt{I_{obj}I_{ref}}$  representa la iluminación de fondo, el término  $\sin(\gamma + \Delta\phi/2)$  representa el ruido del moteado variando aleatoriamente de pixel a pixel, y el término  $\sin(\Delta\phi/2)$  es reconocido como el término de interferencia.

Estas ecuaciones me sirvieron para obtener información cualitativa en casi tiempo real en forma de patrón de franjas, observar los modos de vibración del látex y encontrar las frecuencias de resonancia.

En la sección 1.9.2 se menciona el desarrollo para encontrar  $\Delta\phi$ .

### **1.6. Interferómetro en el plano**

Este interferómetro es sensible a desplazamientos normales del objeto en relación a la dirección de observación, en la figura 4 se muestra el arreglo óptico.



*Figura 4. Interferómetro en el plano.*

La sensibilidad de este interferómetro está controlada por los ángulos subtendidos entre los dos haces de iluminación con respecto al eje de la cámara. Cuando los ángulos son pequeños e iguales se pueden medir desplazamientos absolutos grandes.

La recuperación de la fase  $\Delta\phi$ , se puede realizar de varias maneras, una de ellas es por medio de corrimiento de fase, en la que por medio de un transductor piezoeléctrico, se recorre uno de los espejos del interferómetro, ver figura 5:

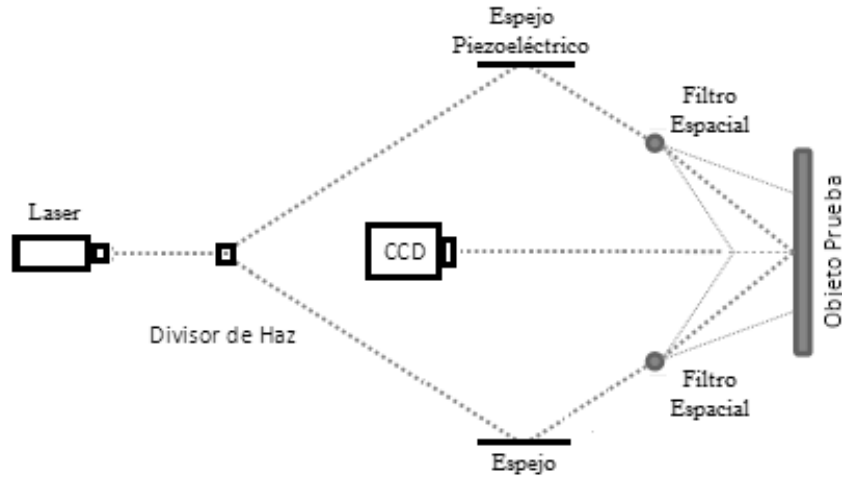


Figura 5. Diagrama de un interferómetro con iluminación dual con sensibilidad dentro del plano.

Lo que provoca que se tengan desplazamientos del patrón de franjas, que pueden ser de  $\pi/2$ ,  $\pi/3$ ... etc. Esto da lugar a métodos de corrimiento de fase de 3, 4... pasos. Y con estos n patrones de franjas se obtiene la fase envuelta, que posteriormente se desenvuelve con técnicas de desenvolvimiento de fase [24]. Por ejemplo cuando,  $n=4$ , con pasos de 90 grados, las ecuaciones de intensidad son:

$$I_1 = I_A + I_B + 2\sqrt{I_A I_B} \cos \phi \quad (16)$$

$$I_1 = I_A + I_B + 2\sqrt{I_A I_B} \cos \left( \phi + \frac{\pi}{2} \right) \quad (17)$$

$$I_1 = I_A + I_B + 2\sqrt{I_A I_B} \cos(\phi + \pi) \quad (18)$$

$$I_1 = I_A + I_B + 2\sqrt{I_A I_B} \cos \left( \phi + \frac{3\pi}{2} \right) \quad (19)$$

y la fase se calcula por medio de:

$$\phi(m, n) = \tan^{-1} \frac{-(I_2 - I_4)}{(I_1 - I_3)} \quad (20)$$

Otra forma de cálculo de la fase óptica es el método de Fourier, el cual se describe en la sección 1.9.2.

Los términos del vector de sensibilidad para el sistema en-plano se obtienen de la figura 4 como sigue:

El cambio de fase debido a un desplazamiento en el plano se deriva por consideraciones geométricas, similares a los cálculos de desplazamiento mostrados para la figura 2. En la figura 4 el cambio de fase del haz de iluminación izquierdo es:

$$\Delta\varphi_1 = \frac{2\pi}{\lambda} \mathbf{d}(\mathbf{vs} - \mathbf{s}_1) \quad (21)$$

con el vector de desplazamiento  $\mathbf{d}$ . El vector unitario  $\mathbf{vs}$ ,  $\mathbf{s}_1$  y  $\mathbf{s}_2$  se definen en la figura 4, el desplazamiento de fase correspondiente al haz de iluminación derecho es:

$$\Delta\varphi_2 = \frac{2\pi}{\lambda} \mathbf{d}(\mathbf{vs} - \mathbf{s}_2) \quad (22)$$

El desplazamiento de fase total es:

$$\Delta\varphi = \Delta\varphi_1 - \Delta\varphi_2 = \frac{2\pi}{\lambda} \mathbf{d}(\mathbf{s}_2 - \mathbf{s}_1) \quad (23)$$

el vector  $(\mathbf{s}_2 - \mathbf{s}_1)$  es paralelo al eje x, su longitud es  $2 \sin\theta$ . Sustituyendo en la ecuación 23, el resultado para el desplazamiento de fase total, medido por la cámara es por lo tanto

$$\Delta\varphi = \frac{4\pi}{\lambda} d_x \sin\theta \quad (24)$$

Y el vector de sensibilidad es:

$$\mathbf{vs} = \frac{2\pi}{\lambda} [\mathbf{s}_1 - \mathbf{s}_2] \quad (25)$$

donde  $\mathbf{s}_1$  y  $\mathbf{s}_2$  representan los vectores unitarios de las fuentes 1 y 2 respectivamente para el caso de sensibilidad en plano [25].

Entonces los componentes del vector de sensibilidad en cada eje son:

$$v_{S_x} = \frac{2\pi}{\lambda} \left( \frac{x_p - x_{s1}}{\sqrt{(x_p - x_{s1})^2 + (y_p - y_{s1})^2 + (z_p - z_{s1})^2}} - \frac{x_p - x_{s2}}{\sqrt{(x_p - x_{s2})^2 + (y_p - y_{s2})^2 + (z_p - z_{s2})^2}} \right) \quad (26)$$

$$v_{S_y} = \frac{2\pi}{\lambda} \left( \frac{y_p - y_{s1}}{\sqrt{(x_p - x_{s1})^2 + (y_p - y_{s1})^2 + (z_p - z_{s1})^2}} - \frac{y_p - y_{s2}}{\sqrt{(x_p - x_{s2})^2 + (y_p - y_{s2})^2 + (z_p - z_{s2})^2}} \right) \quad (27)$$

$$v_{S_z} = \frac{2\pi}{\lambda} \left( \frac{z_p - z_{s1}}{\sqrt{(x_p - x_{s1})^2 + (y_p - y_{s1})^2 + (z_p - z_{s1})^2}} - \frac{z_p - z_{s2}}{\sqrt{(x_p - x_{s2})^2 + (y_p - y_{s2})^2 + (z_p - z_{s2})^2}} \right) \quad (28)$$

Para casos donde la iluminación es colimada y el objeto bajo prueba es un plano perfecto y tomando como eje de referencia el del objeto bajo prueba (como el eje x mencionado en la figura 4, sin ser el único eje) y debido a que el vector  $(s_2 - s_1)$  es paralelo al eje x, con longitud de  $2 \sin\theta$ , y sustituyendo en la ecuación (25) se obtiene que el vector de sensibilidad queda dado como:

$$v_{S_x} = \frac{4\pi}{\lambda} \sin\theta \quad (29)$$

Resultando la distribución de fase:

$$\varphi = v_{S_x} d \quad (30)$$

donde  $d$  es el desplazamiento en x.

Por lo tanto para el campo de desplazamientos en x,  $d$  se obtiene de la ecuación 24:

$$d_x = \frac{\varphi(x,y)\lambda}{4\pi\sin\theta} \quad (31)$$

[26]

A continuación se presenta una definición de la transformada de Fourier y su importancia, ya que en la presente tesis se utiliza el método de la transformada de Fourier para recuperar la fase.

### **1.7. La transformada de Fourier**

La Transformada de Fourier es una herramienta matemática que tiene un uso muy amplio en lo referente al tratamiento digital de señales, se puede implementar en diversas áreas y elementos como por ejemplo en reconocimiento de voz e imagen y dispositivos electrónicos; se aplica a varios campos como: análisis espectral, ecuaciones diferenciales, resolución de problemas elásticos, estacionarios y dinámicos, etc. La transformada de Fourier es importante en el análisis de señales porque se pueden manipular algunas características en el dominio de la frecuencia que no podrían ser posibles de manejar en el dominio del tiempo, como por ejemplo el manejo de intensidad de las señales que se estudian con láser. En esta tesis, su aplicación en HDI es significativa en el proceso para encontrar la fase óptica.

El desarrollo de estas técnicas comienza con el conocimiento legado por el matemático Jean Baptiste Joseph Fourier, el cual al respecto comenzó sus estudios de como fluye el calor a través de un objeto cuando este se calienta en 1807. Analizando que el movimiento del calor también se puede tratar como si fuera una onda.

La importancia de las observaciones de Fourier fue que sin importar que tan complicada sea una onda periódica, con un patrón que se repite, consiste en la suma de muchas ondas simples.

Posteriormente, entre sus propuestas se llegó aún más lejos y aportó una fórmula que se pudiese aplicar para ondas no periódicas, la transformada de Fourier (ec. 32), que contiene representación en números complejos y datos sobre las características de la onda (frecuencia, periodo, tiempo).

$$G(f) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t) e^{-i2\pi ft} dt \quad (32)$$

donde  $G(f)$  es una función de la frecuencia,  $g(t)$  es una función del tiempo,  $f$  es la frecuencia y  $t$  el tiempo.

El empleo de la transformada de Fourier en la presente tesis se aplica generalmente en patrones de franjas con perfil sinusoidal a los que se les introduce una portadora espacial de frecuencia conocida, y en esta variante espacial, la fase se evalúa a partir de un único patrón de franjas al que se le ha introducido la portadora espacial.



Si la frecuencia espacial portadora es lo suficientemente alta para separar el espectro de la intensidad media del patrón, la transformada de Fourier presenta una distribución trimodal como se puede apreciar en la figura 6.

Partiendo de la ecuación 13 se obtiene el resultado mostrado en la figura 6 siguiendo el método de Fourier descrito en la sección 1.9.2.

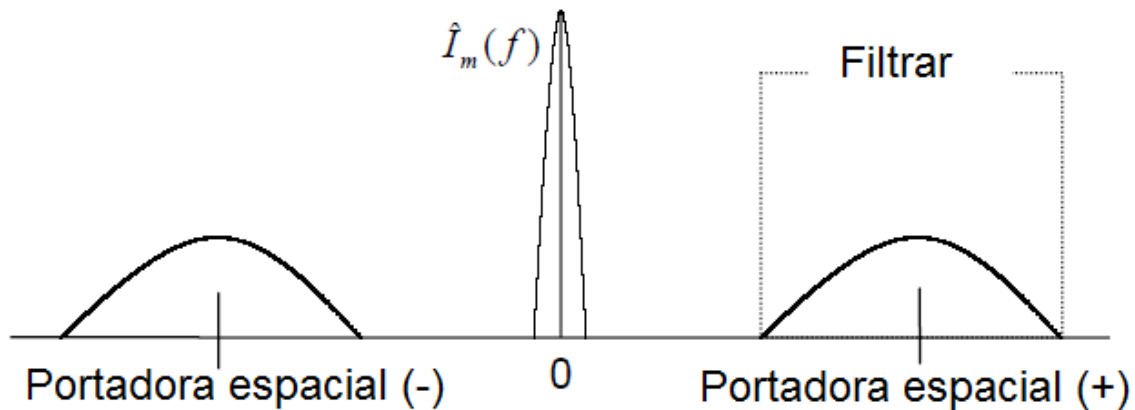


Figura 6. Transformada de Fourier, y filtro a la portadora espacial.

Lo siguiente es seleccionar la portadora con algún filtro pasa bandas, y aislar el término correspondiente para poder recuperar la fase envuelta [27]. El procedimiento matemático se describe en la sección 1.9.1.

### 1.8 ESPI

La apariencia granular de un objeto cuando es iluminado por luz coherente es llamada efecto de moteado. El patrón de moteado, causado por la interferencia aleatoria de luz esparcida desde varios puntos de la superficie del objeto, se puede ver como si fuera producido por un conjunto de rejillas naturales (con diferentes frecuencias) impresas en el objeto.

La interferometría electrónica de patrones de moteado es un método óptico no destructivo basado en iluminación láser y sistemas optoelectrónicos de captura y análisis de datos cuyo diseño determina la sensibilidad a las diferentes componentes del vector desplazamiento. Dependiendo del diseño experimental, se puede hacer un instrumento

sensible a componentes de desplazamiento fuera del plano, en el plano, e incluso a funciones de ellas mismas, como sus primeras y segundas derivadas. ESPI permite la detección en campo completo de los desplazamientos de un objeto de prueba. Como los defectos internos y externos introducen anomalías en los desplazamientos, éstos son traducidos en anomalías del patrón de franjas observado.

La diferencia entre dos patrones de moteado referenciados en fase se refiere a uno grabado antes de la deformación y a otro después de la deformación. En regiones donde la superficie no se ha movido, las motas mantienen su intensidad original. Si la superficie se mueve, la intensidad de mota varía de acuerdo a esto. Los dos patrones de moteado se comparan (o son correlacionados) normalmente por sustracción de intensidades.

Las diferencias entre los patrones de moteado se revelan por franjas alternadas brillantes y oscuras, correspondientes a lugares de igual diferencia de fase entre los dos frentes de onda. Esta diferencia de fase se relaciona a la diferencia de camino óptico introducido por el movimiento de la superficie.

ESPI tiene su base en la interferometría holográfica, en la que se usan cámaras CCD como medios de registro, por esta razón se convierte en una técnica optoelectrónica.

El dispositivo sensor de la cámara CCD para la captura, registra los patrones de moteado y por medio de un ordenador va realizando las sustracciones en tiempo real de una imagen grabada contra las subsecuentes imágenes generadas por el objeto estudiado.

Así, la imagen de franjas que aparece por la superposición de dos frentes de onda provenientes del objeto bajo estudio antes y después de su deformación, se registra digitalmente, ver figura 7. Esta imagen es procesada computacionalmente para interpretar las deformaciones que sufre el objeto, es por esto que se puede estudiar en campo completo un objeto sometido a diferentes condiciones de carga sin necesidad de estar en contacto con éste. [28].



*Figura 7. Patrón de franjas ESPI*

### **1.9. Holografía digital**

Normalmente, un holograma se lleva a cabo en películas de muy alta resolución que va desde las 1250 líneas/mm hasta las 5000 líneas/mm, que están desarrolladas para responder a solo ciertas longitudes de onda (por ejemplo 632.8 nm).

Ahora bien, como su nombre lo sugiere, la holografía digital echa mano de sistemas opto electrónicos que deben cumplir con ciertas características para llevar a cabo la formación de hologramas digitales. La primera de ellas es el uso de una cámara CCD de alta resolución que puede ir a partir de más de 1000x1000 pixeles de resolución a diferencia de ESPI que puede llevarse a cabo desde 400x400 pixeles.

La obtención de la fase se realiza con dos hologramas del objeto (doble exposición) y posteriormente se procesan para recuperar la fase desenvuelta.

La ventaja de esto, es que la información se puede almacenar y analizar posteriormente en distintos estados del objeto.

#### **1.9.1.- Holografía digital interferométrica**

La holografía es también un instrumento muy útil, asociado con la interferometría, para efectuar medidas sumamente precisas.

La utilidad de la holografía proviene del hecho de que mediante ella es posible reconstruir un frente de onda de cualquier forma que se desee, para posteriormente compararlo con otro frente de onda generado en algún momento posterior. De esta manera es posible observar si el frente de onda original es idéntico al que se produjo después, o bien si tuvo algún cambio. Esto permite determinar las deformaciones de cualquier objeto con una gran exactitud, aunque los cambios sean tan pequeños como la longitud de onda de la luz. Para ilustrar esto con algunos ejemplos, mencionaremos los siguientes:

a) Deformaciones muy pequeñas en objetos sujetos a tensiones o presiones. Mediante holografía interferométrica ha sido posible determinar y medir las deformaciones de objetos sujetos a tensiones o presiones. Por ejemplo, las deformaciones de una máquina, de un gran espejo de telescopio o de cualquier otro aparato se pueden evaluar con la holografía.

b) Deformaciones muy pequeñas en objetos sujetos a calentamiento. De manera idéntica, las deformaciones producidas mecánicamente por pequeños calentamientos, se pueden evaluar. Ejemplo de esto es el examen de posibles zonas calientes en circuitos impresos en operación, en partes de maquinaria en operación, y muchos más.

c) Determinación de la forma de superficies ópticas de alta calidad. Como ya se ha comentado antes, la unión de la interferometría con el láser y las técnicas holográficas les da un nuevo vigor y poder a los métodos interferométricos para medir la calidad de superficies ópticas.

La HDI se caracteriza por dos procesos adicionales respecto a su contraparte óptica: el primero de ellos es el registro digital de los hologramas y el segundo es el procesamiento numérico necesario para recuperar la información tanto de intensidad como de fase del frente de onda.

### **1.9.2. Método de Fourier**

La intensidad en un holograma puede ser representada como:

$$I(x, y) = a(x, y) + b(x, y)\cos[\phi(x, y)] \quad (33)$$

$$\text{Con } \varnothing(x, y) = \varphi(x, y) + w(x, y) \quad (33.a)$$

$$\text{y } \varphi(x, y) = \varphi_0(x, y) - \varphi_r(x, y) \quad (33.b)$$

Donde  $x, y$  son las coordenadas en el sensor,  $a(x, y)$  es la intensidad de fondo,  $b(x, y)$  es la amplitud de las franjas,  $\varnothing$  es la fase del frente de onda,  $\varphi$  es la distribución de fase,  $w$  es la portadora espacial,  $\varphi_0(x, y)$  es la distribución de fase del haz objeto y  $\varphi_r(x, y)$  es la distribución de fase del haz de referencia.

Para realizar las medidas se capturan dos hologramas primarios  $I_1$  e  $I_2$  que corresponden a dos estados distintos de la deformación de la superficie del objeto.

Utilizando:  $\cos \theta = \frac{e^{i\theta} + e^{-i\theta}}{2}$  la ecuación 33 la podemos representar como:

$$I(x, y) = a(x, y) + c(x, y)e^{i[w(x, y)]} + c^*(x, y)e^{-i[w(x, y)]} \quad (34)$$

Donde  $c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y)e^{i\varphi(x, y)}$  y  $*$  denota el complejo conjugado.

Aplicamos ahora la transformada bidimensional de Fourier espacial con respecto a las variables en frecuencias espaciales  $u$  y  $v$ , resulta:

$$I(u, v) = A(u, v) + C(u - f, v) + C^*(u + f, v) \quad (35)$$

El primer término corresponde al término  $I(0,0)$  y el promedio de las bajas frecuencias. El segundo y tercer términos son la transformada de Fourier de  $c$  y  $c^*$ , respectivamente, i.e, del campo de la imagen que atraviesa la abertura de la lente para formar la imagen (ver figura 6). Por medio de un filtro pasa bandas es separado uno de los términos por ejemplo  $C^*(u + f, v)$  y es cambiado al origen, para aplicarle la transformada inversa de Fourier, resultando en un número complejo  $c(x, y)$ . La fase se obtiene evaluando el arco tangente de la parte imaginaria entre la real de la función compleja.

$$\varphi(x, y) = \tan^{-1} \left[ \frac{\text{Im } c(x, y)}{\text{Re } c(x, y)} \right] \quad (36)$$

El resultado de interés es el  $\Delta\varphi(x, y)$  entre dos imágenes capturadas en dos momentos diferentes de tiempo. Si la distribución de la fase en la segunda exposición es  $\varphi'(x, y)$ , el cambio de la fase es obtenido por substracción de:

$$\Delta\varphi(x, y) = \varphi(x, y) - \varphi'(x, y) \quad (37)$$

$$\Delta\varphi(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Rec}_1(x,y)\text{Imc}_2(x,y) - \text{Rec}_2(x,y)\text{Imc}_1(x,y)}{\text{Rec}_2(x,y)\text{Rec}_1(x,y) + \text{Imc}_2(x,y)\text{Imc}_1(x,y)} \right) \quad (38)$$

En el apéndice 1 se agrega el desarrollo matemático para llegar a la ecuación 38, dadas las ecuaciones iniciales para las fases de la ecuación (37).

Finalmente como utilizamos un arreglo fuera de plano, el desplazamiento del objeto entre el estado de reposo y el cambio que sufre cuando es sometido a perturbaciones, en este caso de sonido, para desplazamiento en el eje z, está dado por:

$$d_z(P) = \frac{\lambda\Delta\varphi(P)}{2\pi(1+\cos\theta)} \quad (39)$$

Donde:  $d_z$  representa el desplazamiento en la dirección z,  $\theta$  es el ángulo entre el eje z y la dirección de iluminación,  $\Delta\varphi$  es el cambio de fase y  $P$  es el punto central de la superficie, con  $P = (0,0,0)$ .

A continuación se define la técnica de DSPI como compendio de lo trabajado en esta tesis.

### **1.10 Interferometría Digital de Patrones de moteado (DSPI)**

La Interferometría Digital de Speckles (Digital Speckle Patern Interferometry, DSPI) es una técnica para medir campos de desplazamientos mecánicos producidos por un objeto sometido a cargas, a partir del análisis de una secuencia de interferogramas de speckle adquiridos durante la historia de la deformación. Entre sus principales características, DSPI no necesita entrar en contacto con la superficie a ensayar, permite realizar mediciones en forma cuantitativa y automática, y posee una elevada sensibilidad del

orden de las decenas de micrómetros. Además, DSPI tiene un amplio rango de medición, mayor a la centena de micrómetros.

DSPI logra dar solución a algunas de las dificultades de la interferometría holográfica, como es el remplazo de los medios de registro por cámaras CCD, de mayor sensibilidad, que permiten hacer registros interferométricos de una forma mucho más simple y en condiciones más adversas, aunque con pérdida de resolución en las mediciones. Su desarrollo ha abierto nuevas perspectivas de aplicaciones logrando que se constituya en una técnica complementaria a la holográfica.

La interpretación cuantitativa de las franjas de correlación obtenidas por DSPI, utilizando las técnicas de corrimiento de fase PSI (Phase Shifting Interferometry), presenta mayores dificultades, con respecto a las holográficas, debido al ruido de speckle inherente en los interferogramas.

Las franjas de correlación de patrones de speckle son bastante similares a las que se pueden obtener holográficamente, su interpretación cuantitativa presenta dificultades mayores, precisamente debido al término asociado al speckle. Esto se hace evidente cuando se implementan los algoritmos computacionales de las técnicas de corrimiento de fase.[29]

Con el conocimiento de la técnica de HDI para pruebas ópticas no destructivas y otras afines, se realizaron los experimentos que se mencionan en el capítulo siguiente.

## REFERENCIAS AL CAPÍTULO I

18. J., C.L., *Interferometría láser aplicado a la metrología dimensional*. 2010(Indecopi): p. 38.
19. Rodríguez-Vera, R., A. Mendoza, *Algunas aplicaciones industriales de la interferometría electrónica de patrones de moteado*. Cenam, 2004(Metrología).
20. [http://www.optique-ingenieur.org/en/courses/OPI\\_ang\\_M02\\_C11/co/Contenu.html](http://www.optique-ingenieur.org/en/courses/OPI_ang_M02_C11/co/Contenu.html).
21. Parra J., M.A., *Análisis por interferometría electrónica de moteado de la deformación uni-axial en uniones metálicas soldadas*. La mujer en la Ciencia III, 2006(CIO).
22. E., B.M.W., *Principles of optics*. Pergamon Press, New York, 1980: p. 352-358.
23. Kreis, T., *Handbook of holographic interferometry*. 2005. 1: p. 186-189.
24. Ibarra, M.H.D.I.T., *Aplicación de la Interferometría de Patrones de Moteado y la Holografía Digital al Estudio de Deformaciones en 3D en Piezas Metálicas*. 2003: p. 15-18.
25. A., M., *Metrología óptica en detección de grietas en elementos mecánicos*. 2004(La mujer en la ciencia).
26. Parra J., M.A., *Cálculo de la incertidumbre estándar mediante la técnica de Monte Carlo para la medición de la topografía y del campo de desplazamiento mediante ESPI*. Nova Scientia, 2012. 5(1): p. 51-75.
27. Takeda, M., *Wavelength-shift interferometry for distance measurements using the Fourier transform technique for fringe analysis*. Appl. Opt., 1991. 30(28): p. 4046-4055.
28. Alcalá Ochoa, N., R. Rodríguez-Vera, and B. Barrientos, *Técnica de moteado para medición de fracturas en estructuras metálicas*. Revista mexicana de física, 2000. 46(5): p. 468-477.
29. Velásquez, D.P., *Obtención de mapas de deformación mediante interferometría digital de patrones speckle*. 2008.



## CAPÍTULO II

### DESARROLLO DE EXPERIMENTOS EN LABORATORIO

#### **2.1 Introducción**

Las pruebas y experimentos en el laboratorio son los cimientos para todo diseño óptico; una vez conocidos los fundamentos de la técnica óptica, se llevó a cabo el armado de diferentes interferómetros; esta etapa fue indispensable para conocer las características y requerimientos en relación con el avance tecnológico que acompaña al diseño y a las bondades que caracterizan al primer prototipo.

Las pruebas del laboratorio, nos dan la pauta para dominar la técnica o conocimiento de HDI y crecer en características de apoyo para tener un mejor diseño en cuanto al prototipo se refiere. En este capítulo se presentan los experimentos llevados a cabo.

#### **2.2. Experimentos con el interferómetro de Michelson y con ESPI**

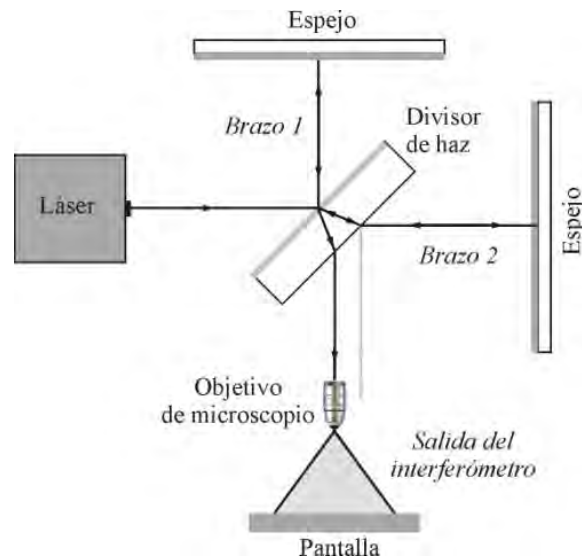
Se realizaron varios experimentos de laboratorio alrededor de la técnica con la finalidad de conocerla y aprender a utilizarla, además de entender los inconvenientes que surgen a través de la misma, y saber el uso de los dispositivos más convenientes para lograr los objetivos que están alrededor del diseño del prototipo de la tesis que se está presentando. La finalidad de estas prácticas fue conocer y familiarizarse con los equipos e instrumentos de laboratorio, para que de acuerdo a su manejo y características, el acoplamiento final con el prototipo en cuestión fuera lo más adecuado posible.

Se manejaron equipos de laboratorio y elementos ópticos como los siguientes:

- Láser con longitud de onda a 630 nm, y potencia de 20 mW.
- Láser Verdi a 532 nm, y potencia de 500 mW.
- Computadora.
- Divisor de Haz
- Espejos
- Objetivos de microscopio 20X, 40X, 60X
- Pantallas
- Cámara CCD
- Piezoeléctrico
- Lentes

En el armado de los arreglos se procuró que los elementos ópticos se encontraran en línea o en eje y que la alineación general de los elementos ópticos fuera la adecuada.

Uno de los experimentos realizados fue implementar el interferómetro de Michelson mostrado en la figura 8.

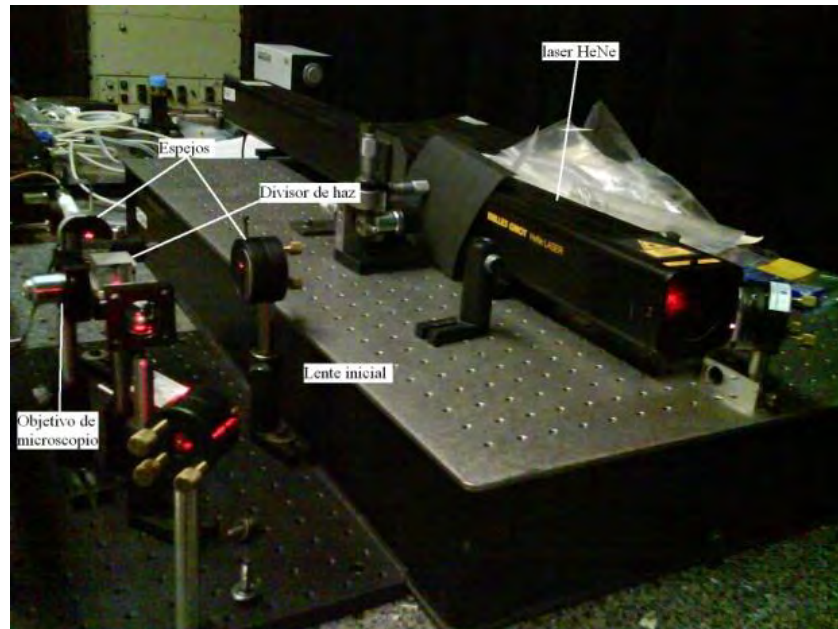


*Figura 8. Diagrama del interferómetro de Michelson.*

Como se muestra en la figura 9, se armaron los componentes ópticos que consisten básicamente en una fuente láser, la cual emite una señal que al realizar su recorrido óptico atraviesa un divisor de haz de luz, éste es separado en dos frentes de onda que por teoría son idénticos, propagándose en direcciones perpendiculares.

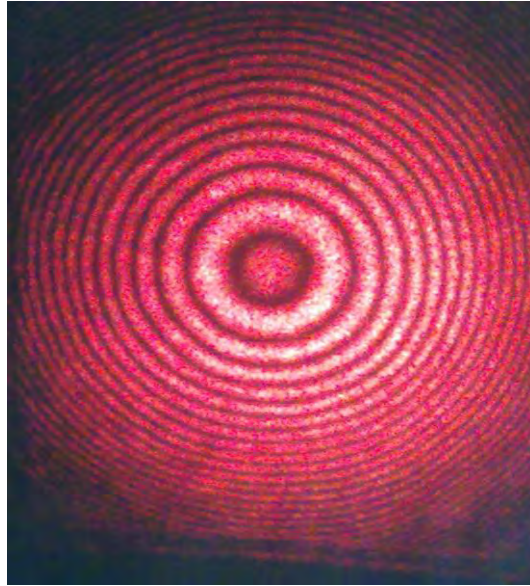
Estos haces se reflejan en dos espejos planos, uno de ellos móvil, volviéndose a recombinar tras el divisor de haz. Si los espejos estuviesen situados a la misma distancia del divisor de haz, entonces, despreciando las diferencias debidas al espesor del espejo, los haces se recombinarían en fase, y no se obtendría ningún patrón de interferencia.

Si se alejan los espejos, entonces la diferencia de camino óptico producirá bandas o franjas de interferencia, como las de la figura 10, que dependerán tanto de la distancia entre los espejos (camino óptico), como de la longitud de onda.



*Figura 9. Arreglo óptico para interferómetro Michelson.*

Con esta implementación se aprendió el manejo de los elementos ópticos y el cuidado en su manejo. En general por medio de dichos experimentos, se observaron los fenómenos de la interferencia de ondas luminosas para diferentes arreglos. Y se aprendió a obtener patrones de franjas, los cuales resultaron circulares por que al objeto se le sometió a presión por contacto con el dedo (figura 10), dichos patrones se refieren a el patrón de interferencia obtenido por la diferencia de caminos ópticos entre los haces divididos, como se ve en el arreglo de la figura 8.



*Figura 10. Franjas resultantes para el interferómetro de Michelson.*

En relación con el proyecto, se trabajó sobre todo en el área de los arreglos de ESPI y holografía digital interferométrica.

En el armado del arreglo de ESPI, se pudieron obtener franjas de correlación con el láser rojo de 632 nm, y se trabajó con un arreglo experimental fuera del plano.

En dicha técnica se sometió al objeto (membrana de látex y placa metálica) a estímulos acústicos producidos con una bocina para tal fin; se obtuvieron patrones de franjas correlacionando dos hologramas, uno en estado de reposo y otro en estado de excitación, y se procesaron mediante algoritmos de computadora, utilizando el programa matlab como herramienta.

La siguiente fotografía muestra el arreglo implementado para ESPI:

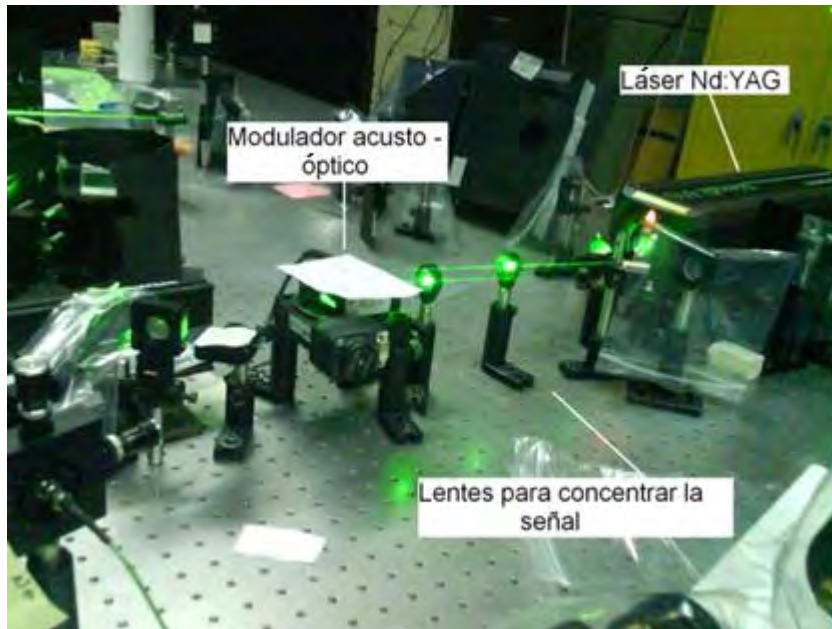


*Figura 11. Arreglo experimental para ESPI.*

### **2.3 Experimentos con holografía digital interferométrica**

Una vez familiarizados con la técnica ESPI y basándonos en un arreglo fuera de plano implementamos el sistema compacto basado en HDI, en el que utilizamos un láser a 532 nm para llevar a cabo las pruebas y fue con dicho arreglo que se realizó la selección de los elementos ópticos y mecánicos para diseñar el prototipo.

El láser Verdi utilizado en el arreglo experimental se muestra en la figura 12; con dicho láser se realizaron trabajos tanto para ESPI como para HDI.



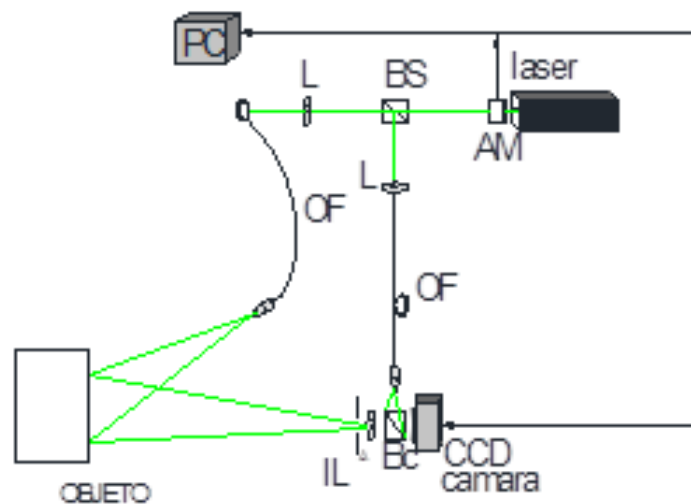
*Figura 12. Láser de Nd. Yag a 0.3 W dirigido al prototipo optomecánico*

En esta figura (12), se puede apreciar que el láser pasa a través de dos lentes para dirigir el haz hacia el modulador acusto-óptico y enfocarlo; con el uso del modulador se puede pulsar al láser, ya que este utiliza el efecto acústico-óptico para difractar y mover la frecuencia de la luz por medio de la propagación de ondas de sonido, usualmente en radio frecuencia, en un material cristalino. Si el láser se quiere utilizar en modo continuo (o normal) no se activa dicho modulador.

En HDI, un haz coherente del láser es dividido en dos por medio de un divisor de haz: haz iluminación y haz de referencia, figura 13. Una porción del haz ilumina el objeto, que pasa a través de espejos y una lente divergente, o bien la dirigimos usando fibra óptica, para iluminar completamente al objeto logrando la dirección y ángulo adecuados del haz de iluminación. El objeto proporciona diversas cantidades de fase retrasada a través del frente de onda reflejado y es capturada mediante sensores CCD (método de campo completo). La otra porción del haz es utilizada para la referencia y se dirige a otro divisor de haz utilizado como combinador de haz colocado enfrente de la cámara CCD, que

mediante una lente en eje con el objeto recibe la luz reflejada por el mismo y el haz de referencia.

Cuando este haz se recombina con el haz de la referencia que llegan vía fibra óptica, se produce la interferencia que convierte la información de la fase en las variaciones de la intensidad que registramos en la cámara CCD como un patrón de motas (specklegrama), ver figura 13.

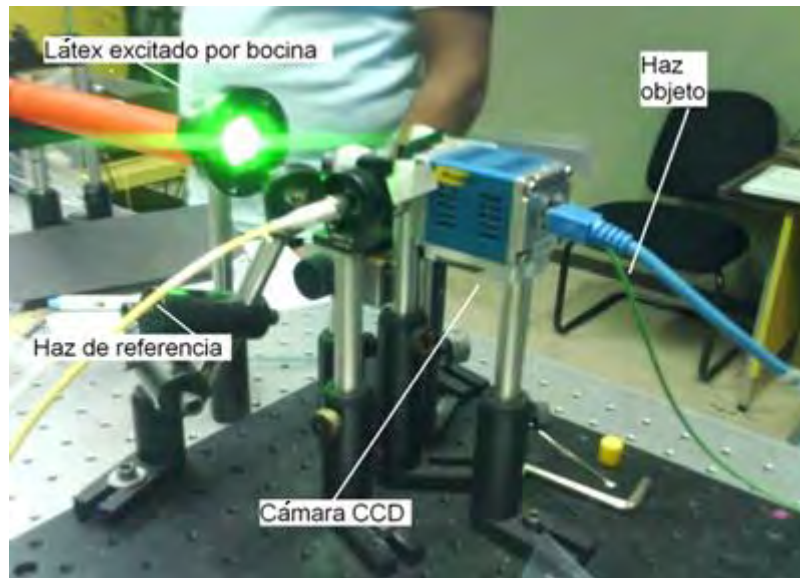


*Figura 13. Arreglo óptico fuera del plano para HDI (L, lente; OF, fibra óptica monomodo; BC, combinador de haz; AM, modulador acusto - óptico; IL, lente formadora de imagen; BS, divisor de haz).*

Se usó como objeto, una muestra de látex de forma circular con un diámetro de 10 mm y con un grosor de  $\sim 0.12$  mm en las diferentes pruebas. Con el fin de encontrar la frecuencia de resonancia natural (o modos de vibración) del objeto, se hizo un barrido de frecuencias desde decenas de Hz hasta kHz; para lo cual se colocó a 10 mm del objeto un altavoz (de bajo costo) accionado por un generador de señales, figura 14. En áreas de alta respuesta, se busco la banda de frecuencia local para la máxima densidad de franjas. Para este material se encontraron los modos de vibración en el rango desde 100 Hz – 8

kHz, resultando en un patrón de franjas característico correspondiente a microdesplazamientos de la superficie.

La cámara empleada tiene un sensor de alta resolución con dimensiones de 1280 x 1024 píxeles, 12 bits de resolución y una capacidad de adquisición de imágenes de 11 cuadros por segundo.



*Figura 14. Arreglo experimental construido de manera compacta para realizar las pruebas del barrido de frecuencia de excitación desde 100 Hz – 8 kHz.*

La figura 15 muestra al generador de señales con el que se alimentó de energía a la bocina y además con el que se controlaron diferentes frecuencias para el sonido de la misma; se observa además el osciloscopio con el que se midió con precisión los niveles de voltaje y frecuencia suministrados por la fuente.





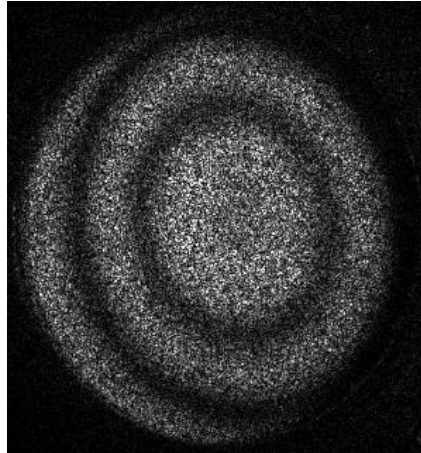
*Figura 15. Generador de señales para alimentar la bocina, y osciloscopio para realizar el monitoreo del barrido de diversas frecuencias de sonido (1 khz a 4 khz).*

Un dispositivo electrónico para sincronizar la cámara con el sonido se diseñó para adquirir las imágenes en un tiempo determinado de la onda acústica y para asegurar la obtención de la imagen cuando al objeto se le perturba [30].

Una imagen inicial o de referencia de la muestra bajo estudio para una posición conocida ( $0^\circ$  de la fase del sonido o sin excitación) se compara con imágenes subsecuentes del objeto en varias posiciones.

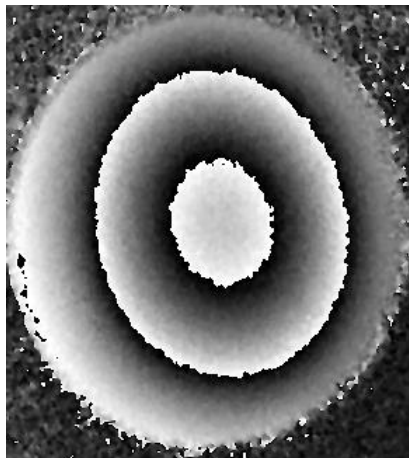
La comparación de las imágenes se realizó por substracción de las imágenes subsecuentes de la imagen inicial, tomada como referencia, observándose en el monitor los patrones de interferencia, que caracterizan la posición del objeto, i.e., las franjas describen el desplazamiento del objeto, en quasi-tiempo real.

Se registraron los patrones de vibración de la muestra y la frecuencia correspondiente, 800 Hz, y se obtuvo la imagen que se muestra en la figura 16, restando los hologramas antes y después de la deformación. Los patrones de vibración de la resonancia encontrados muestran el comportamiento del objeto en condiciones normales sujeto a un estímulo acústico.



*Figura 16. Resta de 2 imágenes, franjas a 800 Hz. Primer modo de vibración.*

El procesamiento de las imágenes se realizó con el programa de MATLAB, haciendo uso de algoritmos basados en el método de la transformada de Fourier que ya se explicó anteriormente para obtener la fase envuelta (figura 17) y cuantificar los microdesplazamientos.



*Figura 17. Fase envuelta obtenida por el método de Fourier.*

Mostramos un holograma, la transformada de Fourier, selección de uno de los lobulos (filtro pasabandas) mapa de fase envuelta con ruido y sin ruido, y la fase óptica envuelta filtrada resultante en la figura 41.

Una vez obtenidas las imágenes de los desplazamientos, se procedió a tomar los datos de las distancias requeridas y se registraron para el posterior diseño del prototipo optomecánico, los datos de interés son los siguientes:

- Distancia focal de la lente: 30 mm
- Distancia del objeto a la cámara CCD: 140 mm
- Distancia entre cámara y cubo combinador: 3 mm
- Distancia entre el cubo y la lente: 2 mm
- Distancia entre la lente y el objeto: 67 mm.

El valor del ángulo del haz referencia es de aproximadamente  $0^\circ$ , ya que el haz al entrar en el cubo combinador se direcciona en el eje de la cámara, de tal manera que cubra todo el sensor de la CCD y se superponga con el haz objeto.

La distancia focal de la lente se elige de acuerdo a los datos de altura del objeto y tamaño de la imagen como se observa en la figura 18:

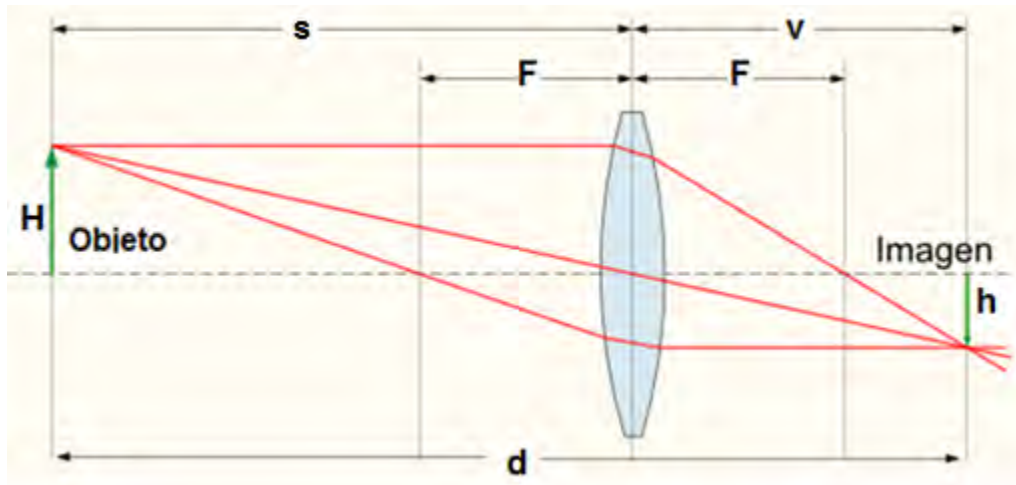


Figura 18. Distancia focal de una lente  $F$ , donde  $H$  es la altura del objeto,  $h$  es la altura de la imagen formada,  $s$  es la distancia de la lente al objeto,  $v$  es la distancia de la lente a la imagen y  $d$  es la distancia entre objeto e imagen.

La siguiente fórmula es para obtener la magnificación  $M_T$ :

$$M_T = \frac{h}{H}$$

Tengo una altura de objeto  $H = 8.5$  mm, y una altura de imagen que debe estar con la altura del sensor de la cámara CCD que es  $h = 6604.8$   $\mu\text{m}$ .

$$M_T = \frac{h}{H} = \frac{6,604.8 \text{ mm}}{8.5 \text{ mm}} = 0.777$$

Tengo una distancia que debemos respetar entre la lente y el objeto de  $s = 67 \text{ mm}$ , medida que se obtiene como mínimo para acomodar la base axis (con movimiento ajustable), y con la formula de magnificación en función de  $s$  y  $v$  tenemos:

$$M_T = \frac{(v - F)}{F} = \frac{F}{(s - F)}$$

Es decir:

$$F = \frac{M_T s}{M_T + 1} = \frac{(67 \text{ mm})(0.777)}{0.777 + 1} = \frac{52.059 \text{ mm}}{1.777} = 29.29 \text{ mm}$$

Que para un valor comercial cercano, se toma una lente de  $F = 30 \text{ mm}$ .

## REFERENCIAS CAPÍTULO II

30. Hernandez-Montes, M.D., C. Perez-Lopez, and F.M. Santoyo, *Finding the position of tumor inhomogeneities in a gel-like model of a human breast using 3-D pulsed digital holography*. Journal of Biomedical Optics, 2007. **12**(2).

## CAPÍTULO III

### DISEÑO DEL PROTOTIPO Y DESCRIPCIÓN

#### 3.1 Introducción

El prototipo desarrollado en base a la técnica de holografía digital interferométrica se dirigió al estudio de tejidos humanos como los tímpanos y cuerdas vocales. Es un sistema embebido que incluye elementos ópticos, electrónicos y mecánicos, Ver figura 19, Donde el bloque que tiene el letrero “prototipo optomecánico” es el corazón del prototipo optomecatrónico “cabeza óptica”, que incluye: un conector de fibra óptica para la recepción del haz objeto y otro para el haz de referencia, una doble lente para enfocar la superficie del tejido y recibir información de la luz reflejada de la superficie del mismo y una abertura variable, un cubo combinador óptico para la recepción de los dos haces de transmisión dirigidos al sensor de la cámara CCD, se muestra en la figura 21.

El bloque con el letrero “Electrónica de sincronización” se refiere al esquema mostrado en la figura 30.

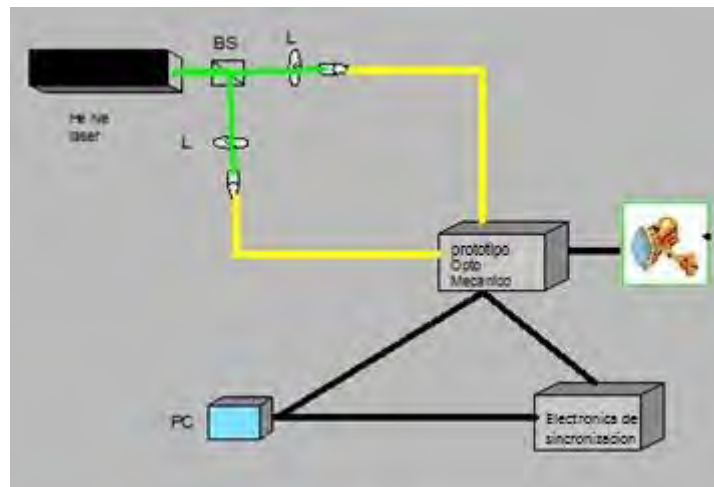


Figura 19. Esquema general del prototipo optomecatrónico.

El corazón del prototipo optomecatrónico es la cabeza óptica, que incluye: un conector de fibra óptica para la recepción del haz objeto y otro para el haz de referencia, una doble

lente para enfocar la superficie del tejido y recibir información de la luz reflejada de la superficie del mismo y una abertura variable, un cubo combinador óptico para la recepción de los dos haces de transmisión dirigidos al sensor de la cámara CCD.

### 3.2 Diseño mecánico del prototipo

El dispositivo optomecánico se desarrolló en relación a las necesidades ergonómicas para las cuales el aparato va a ser funcional, es decir adecuado para ser utilizado cerca del tímpano humano, o tejidos como las cuerdas vocales; entonces para hacerlo funcional y útil en la medición relacionada con las muestras de tejido, se fueron escogiendo dispositivos adecuados para este fin, como por ejemplo eligiendo características de dimensión, funcionalidad, costo etc.

Así mismo en el diseño del prototipo optomecánico se tomaron en cuenta las dimensiones reales de tejidos como el tímpano y las cuerdas vocales para las distancias de trabajo, distancias focales, etc., en el armado. La siguiente tabla 1 muestra dimensiones del tímpano y cuerdas vocales más representativas [31].

TIMPANO	CUERDAS VOCALES
	
<p><b>Dimensiones de los elementos del tímpano en mm.</b></p>	<p><b>Imagen representativa de las cuerdas vocales</b></p>
<p>Profundidad del cono            1.5 mm.</p>	<p>Longitud de cuerdas vocales en hombres entre 17.5 mm y 25 mm.</p>
<p>Grosor                            de entre 55 y 140 µm.</p>	<p>Longitud de cuerdas vocales en mujeres entre 12.5 mm y 17.5 mm</p>

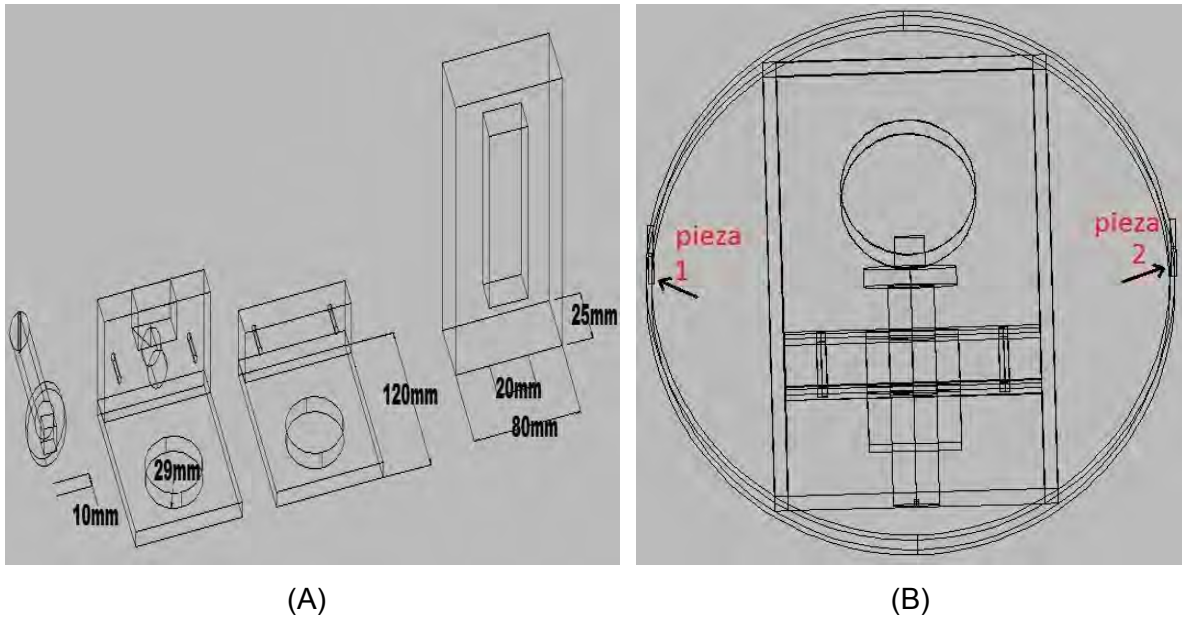
Diámetro	8 a 10 mm	
Curvatura	de 97 a 137 °	
<b>Tabla 1. Dimensiones en tímpano y cuerdas vocales.</b>		

Una vez obtenidas las medidas y los datos de los experimentos, el diseño del aparato como se muestra en la figura 20, fue realizado en Autocad y en hojas de dibujo a mano alzada, dichos planos se entregaron al departamento mecánico para su elaboración, la cual puede ser producida en 5 días más o menos según lo observado.

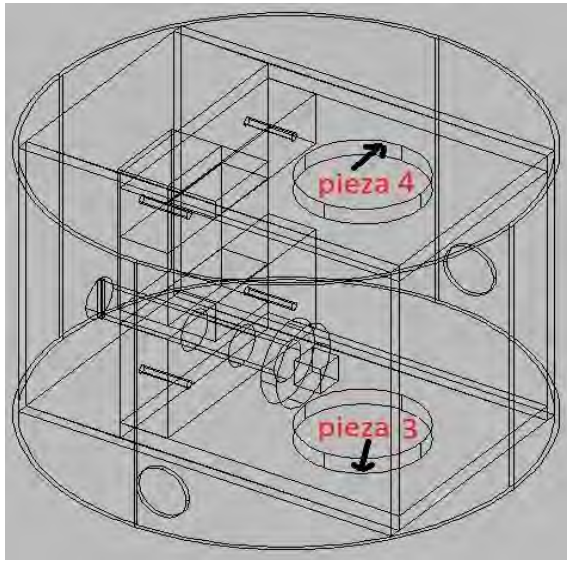
La figura 20 muestra los dibujos de las partes mecánicas del prototipo.

En la figura 20(A) se muestran los elementos sin ensamblar y sus respectivas medidas:

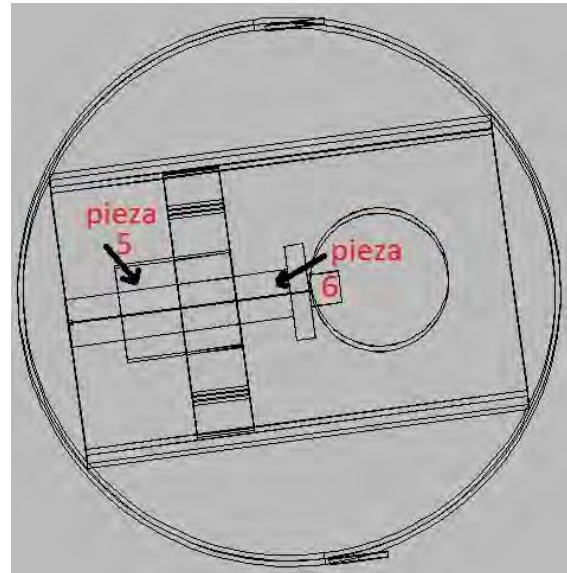
El tornillo base para soportar el cubo combinador y/o la lente, las tapas inferior o de soporte y las de pared de sujeción de cámara y directriz de objeto.







(C)



(D)

*Figura 20. Partes y componentes del diseño optomécánico.*

Para las bases y elementos de sujeción de las partes ópticas se tomó en consideración las existentes en el mercado con dimensiones sobre todo pequeñas; se nombran a continuación:

Figura 20 (B) se muestran las siguientes piezas:

**Pieza 1:** Orificio colocado sobre el armazón de la estructura mecánica para sujetar el porta fibras de la marca Edmund, con juego para movimientos horizontales, cuya función es dirigir el haz de referencia.

**Pieza 2:** Orificio sobre armazón para sujetar el porta fibras Edmund, cuya función es dirigir el haz objeto.

Figura 20 (C) se muestran las siguientes piezas:

**Pieza 3:** Orificio con rosca para soportar la cámara Pixel Fly QE para la obtención de imágenes digitales.

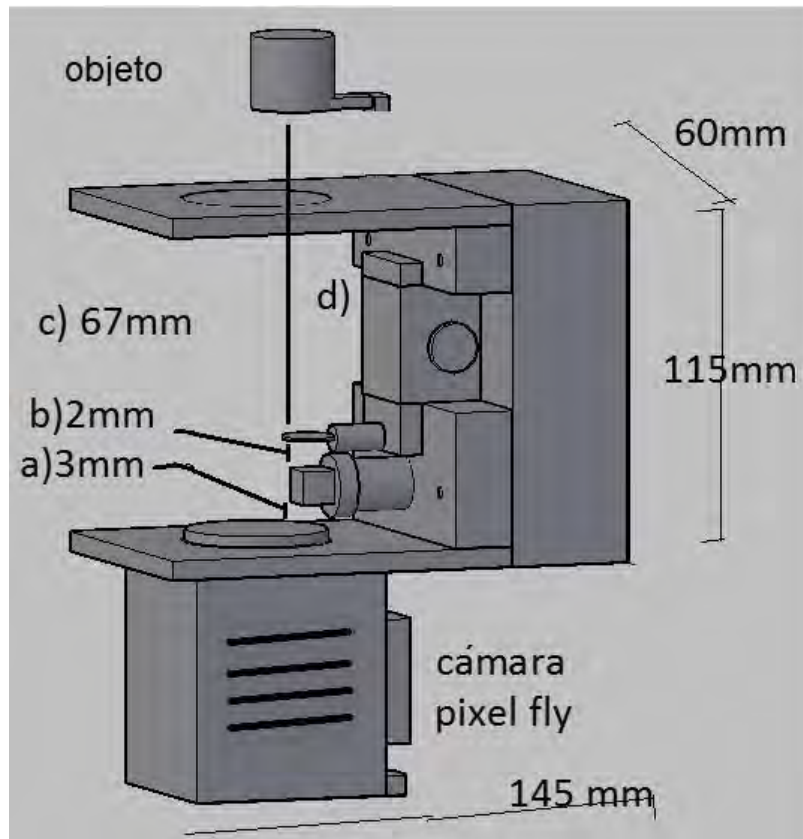
**Pieza 4:** Orificio para soportar la terminal directriz de uso médico para poner al paciente en el tejido bajo estudio (ya sea oído u otro).

Figura 20 D se muestran las siguientes piezas:

**Pieza 5:** Base axis num parte : THK – BASE 1-AXIS , PO : 059397, EY0 , Edmund Optics, elemento empleado para montar la lente, ajustar las distancias entre lente, objeto y el cubo combinador de haz y enfocar el objeto.

**Pieza 6:** Soporte tipo tornillo para sostener el cubo combinador y dirigir el haz de referencia a la cámara pixel fly.

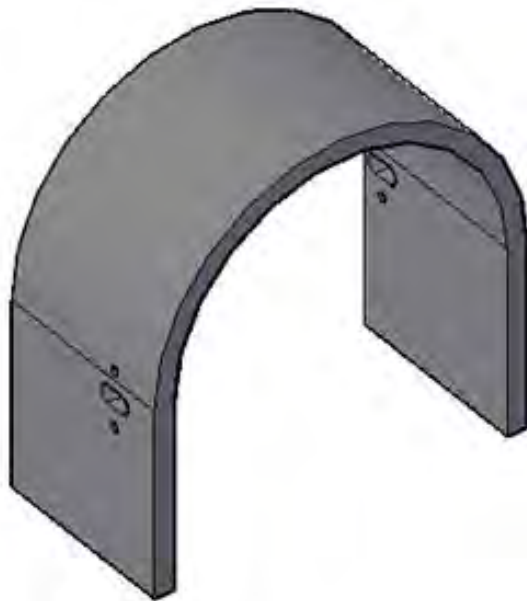
El prototipo mecánico con vista interna se muestra en la figura 21.



*Figura 21. Vista interna del prototipo optomecánico*

En a) se muestra la distancia entre la cámara y el cubo, b) es la distancia entre el cubo combinador y la lente, c) equivale a la distancia entre la lente y el objeto y d) señala en donde se coloca la base eje para enfocar el objeto.

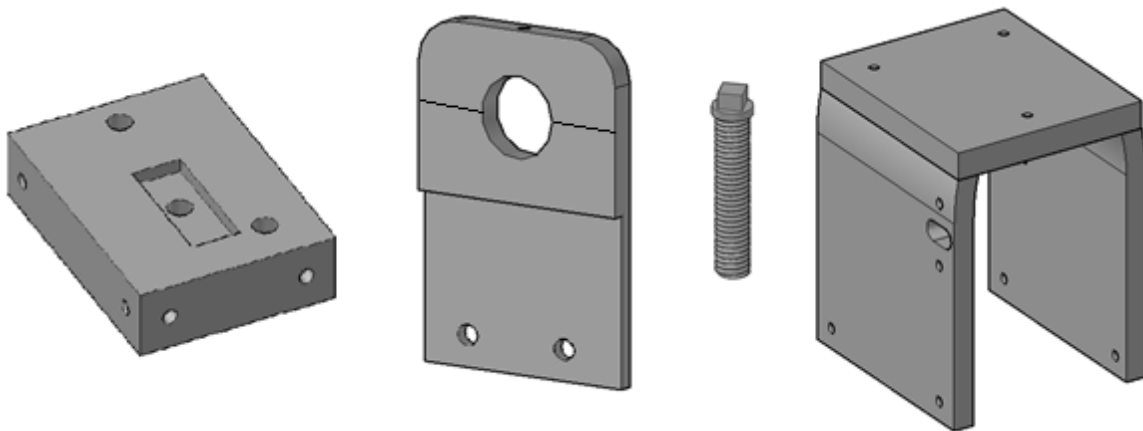
Los elementos que se tomaron en cuenta para el diseño del prototipo incluyen aquellos que ergonómicamente pueden cumplir con los requisitos para ajustarse a un aparato de medición de tejido humano como es el tímpano.



*Figura 22. Primer diseño para el armazón del proyecto.*

El diseño inicial incluía una armazón con perfil redondo para darle presentación al proyecto como se muestra en la figura 22, pero por razones de factibilidad se realizó el primer prototipo de forma cuadrada debido a que los técnicos del laboratorio de mecánica no contaban con las herramientas adecuadas para realizar dicho perfil.

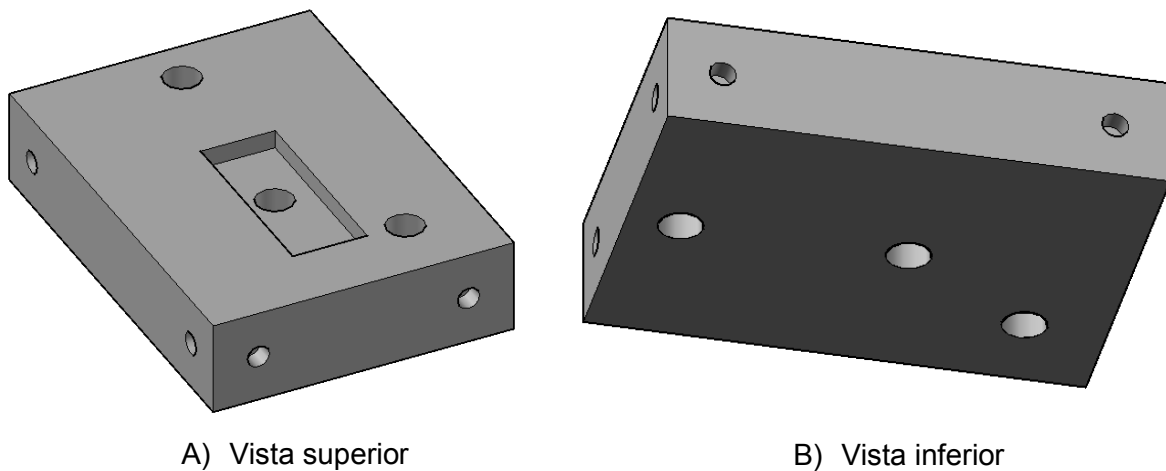
En referencia al trabajo de maquinado de las piezas mecánicas en torno, se realizaron unas mejoras finales al diseño, para adecuarse a los estándares mecánicos de piezas en el mercado, es decir, por ejemplo para el grosor del tornillo milimétrico, se acordó realizarlo de acuerdo a el machuelo de rosca milimétrica que mas se acercó al diseño de 10 mm especificado.



*Figura 23. Imagen final del diseño de las piezas principales.*

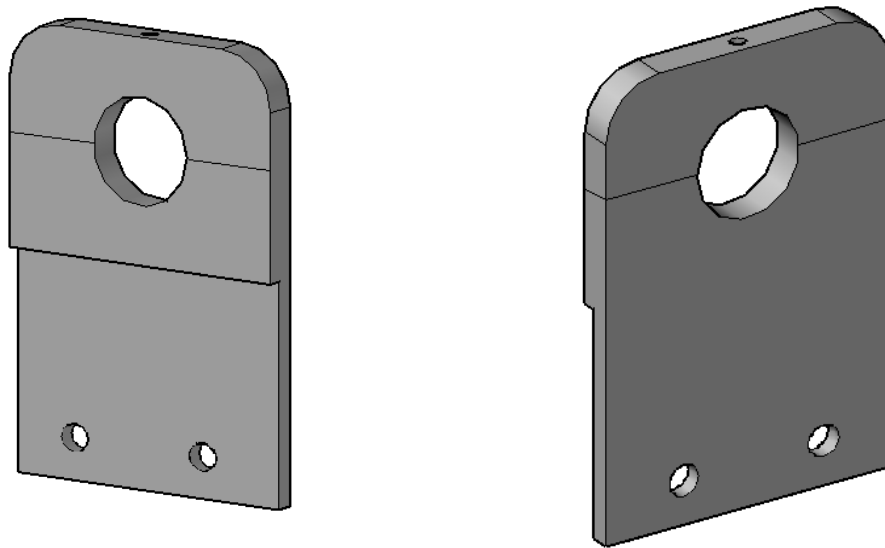
Las piezas finales como se muestra en la figura 23, incluyen la base principal que soporta las piezas ópticas internas, el armazón de 5 piezas desmontables para soporte de cámara y fibras ópticas, y dos tornillos especiales para sostén del divisor de haz y espejo.

Los diseños finales de las piezas mecánicas son los siguientes (ver de la figura 24 a la figura 27):



*Figura 24. Base principal del diseño mecánico.*

La base principal es robusta para darle firmeza al sostén de todas las piezas, tanto mecánicas como ópticas. Incluye un escalón central para soporte de la base axis o de movimiento de eje (Ver figura 24 parte superior). Un orificio central para atornillar dicha base principal y a su vez sujetar a la base axis. Dos orificios con rosca milimétrica para el acomodo de los tornillos de sostén de piezas ópticas.



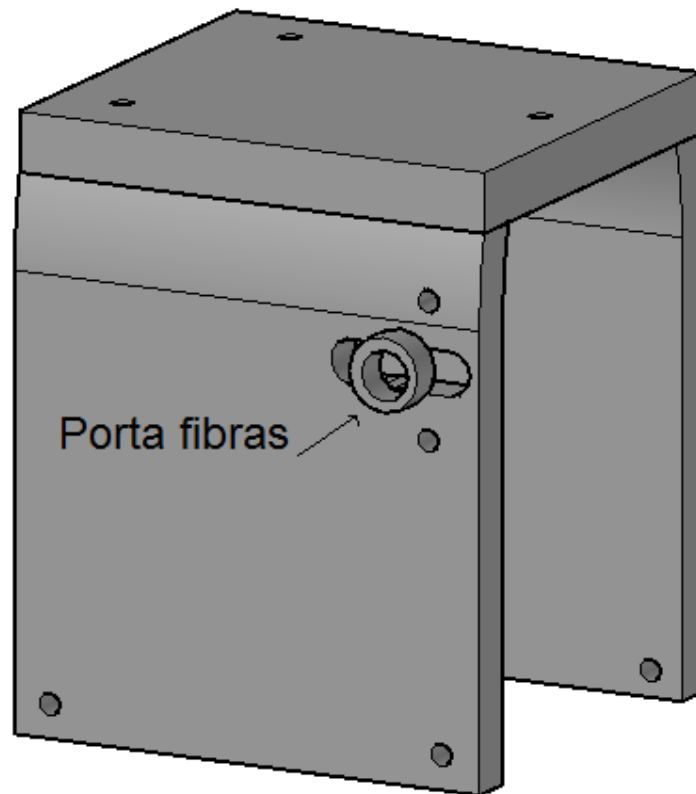
*Figura 25. Cara principal para sostener la cámara Pixel Fly.*

Como soporte para la cámara Pixel Fly, se diseñó una pared con escalón, para reducir las distancias de trabajo de los elementos ópticos con la cámara, tiene una pieza desmontable para colocar la entrada de la cámara y sujetarla por medio de presión con un forro de tela para protegerla de ralladuras o pequeños maltratos (ver figura 25).



*Figura 26. Base con tornillo de rosca milimétrica.*

Se diseñaron dos tornillos con rosca milimétrica (ver figura 26) para soporte del cubo combinador ( o divisor de haz) para dirigir el haz de referencia y el haz objeto al sensor de la cámara, y otro para soporte de un espejo direccionador del haz objeto por conveniencia de diseño y del manejo de distancias y ángulos.



*Figura 27. Armazón general con sostén de fibras ópticas.*

El armazón general del proyecto mecánico tiene varias finalidades (ver figura 27); una de ellas es encerrar el dispositivo óptico para protegerlo de luz externa. También sirve como soporte de elementos como son los cables de fibra óptica, los cuales se colocaron en posiciones estratégicas hacia el cubo combinador para el haz de referencia, y hacia el espejo de dirección para el haz objeto.

Cabe mencionar como se dijo en capítulos anteriores, que el diseño original no pudo ser realizado tal cual, porque con las herramientas del taller mecánico no podía producir una tapa de tipo redondeado para dar una vista de mejor presentación al producto final, por lo que se optó por dejar el prototipo de forma cuadrada según se muestra el diseño final de la figura 27.

El prototipo fue realizado con aluminio de diferentes calibres para obtener las dimensiones pedidas, y finalmente fue anodizado para darle un acabado en color negro, el cual es útil para el funcionamiento ya que dentro del aparato la obscuridad es un factor importante porque evita la introducción de perturbaciones de fuentes de luz externas o reflejos innecesarios que no pertenecen a la intensidad del haz objeto y de referencia y afectarían la calidad de los hologramas y por lo tanto el patrón de intensidad registrado en el sensor de la CCD introduciendo variaciones indeseadas.

La pieza acabada muestra el siguiente aspecto:



*Figura 28. Imagen de la parte interior del aparato mecánico.*

El aparato resultante como se muestra en las figuras 28 y 29, cumple los requisitos mínimos para lograr HDI, convirtiéndose en el primer prototipo a ser mejorado.



*Figura 29. Parte exterior con forma de otoscopio.*

La figura 29 muestra la parte exterior con forma de otoscopio, para acercarse al objeto, que en este caso se trata de tejido humano como el tímpano.

### **3.3 Electrónica de sincronización**

Para la parte electrónica se diseñó un circuito y también se simuló la operación del mismo con ayuda del programa workbench, para después armarlo en una tablilla de protoboard, y así fue como se realizaron las pruebas.

Como se mencionó en el capítulo II para obtener las imágenes de los modos de vibración del material se hicieron primero pruebas en látex para simular tejidos biológicos, los cuales fueron sometidos a una onda acústica, y para esto se desarrolló un circuito electrónico de sincronización para lograr modular el ancho de pulso del disparo a la cámara en relación a la frecuencia de resonancia (ver figura 30), la cual típicamente fue de 1.8 kHz.



Básicamente se toma como señal para la cámara, la señal eléctrica enviada por el generador de señales, para obtener los pulsos variables; la electrónica del proyecto se realizó en su mayoría con la tecnología de los amplificadores operacionales OPAM en sus etapas de comparador y circuito diferenciador.

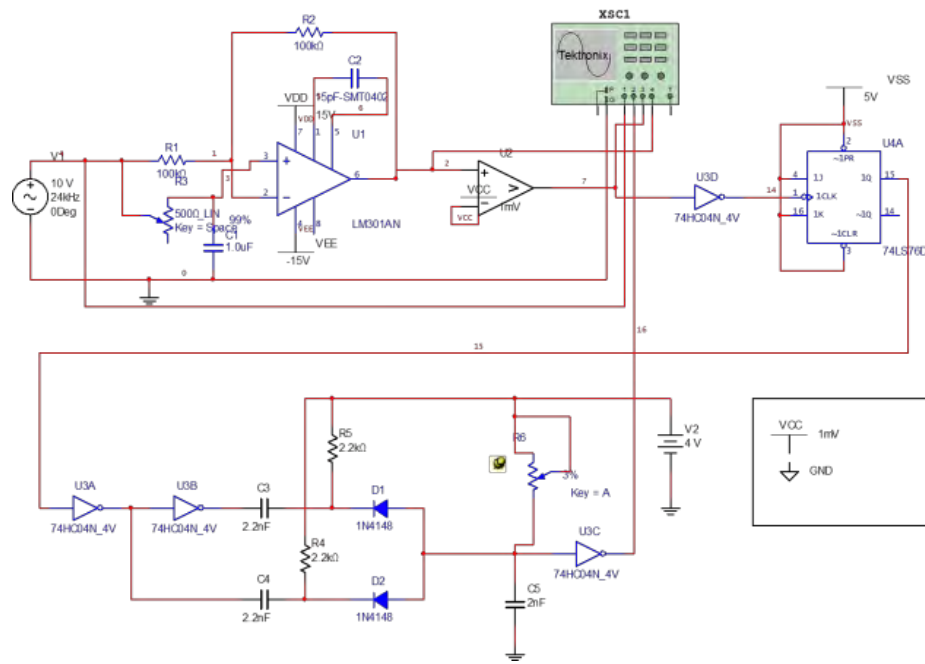


Figura 30. Circuito disparador de cámara con pulso variable.

A continuación el circuito OPAMP en configuración de integrador, se emplea para desfasar la señal senoidal  $\theta$  grados, variando el potenciómetro R3 (ver figura 31).

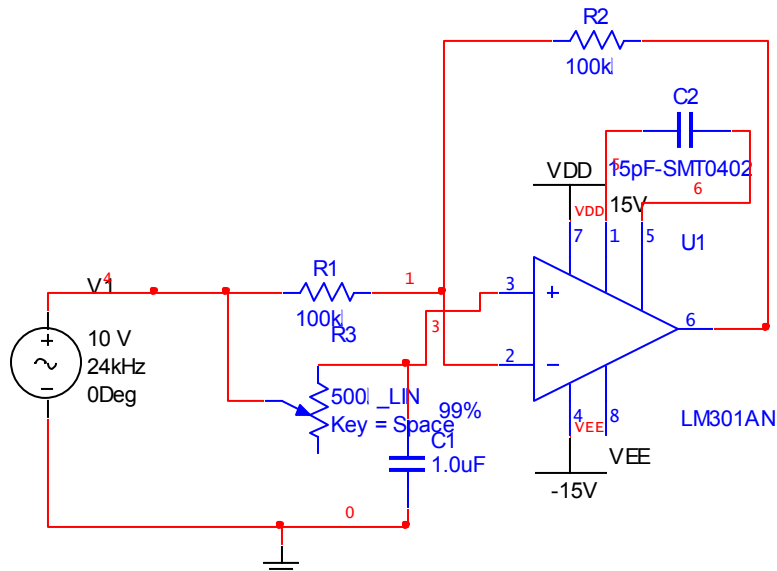


Figura 31. Circuito desfasador de onda senoidal.

En la figura 32 se observa la señal de entrada al OPAMP o señal original en color amarillo, la señal de color verde es la resultante desfasada después del OPAMP en configuración de integrador.

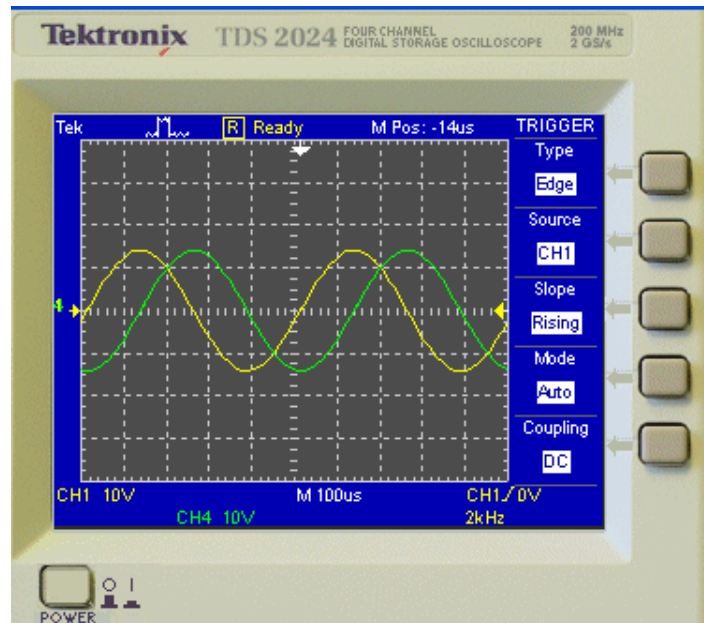


Figura 32. Formas de onda desfasadas a la salida del circuito desfasador.

El circuito para desfasar, se usó para mover el pulso de disparo y encontrar los distintos comportamientos del tejido en referencia a la fase de onda senoidal de sonido, se hizo usando la teoría de comparación en los OPAM, donde la señal real se compara con un desfaseamiento en corriente y se traslada  $\theta$  grados según el circuito fasorial de entrada.

El siguiente circuito es un comparador y detector de cruce por cero, que sirve para generar el pulso en referencia a la onda senoidal (ver figura 33). Cuando la señal ya desfasada entra por el pin 2, el comparador detecta un nivel de 0 y lo convierte en un pulso, el cual cae cuando la señal regresa a 0.

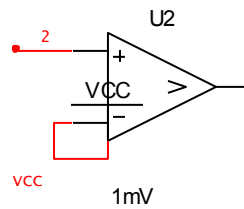


Figura 33. Comparador detector de cruce por cero.

En la figura 34 se observa el resultado a la salida del comparador con la señal cuadrada en morado.

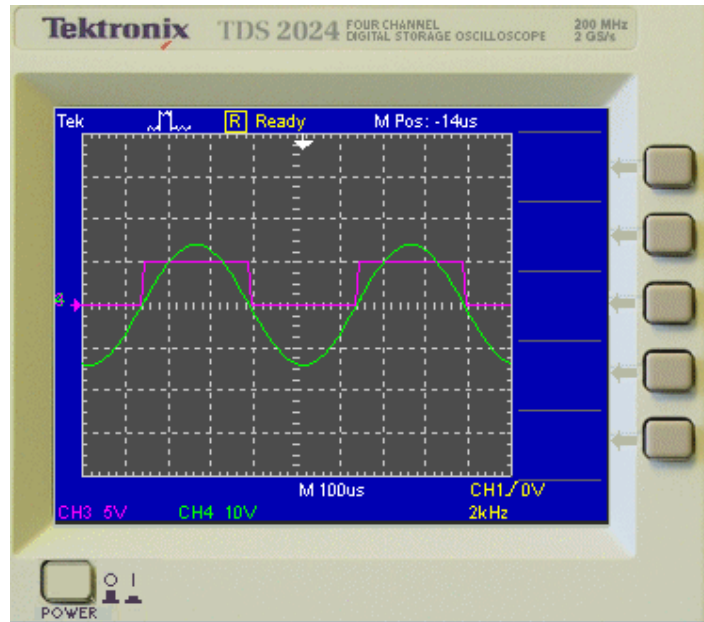


Figura 34. Resultado detector de cruce por cero (después de la señal desfasada).

Con el circuito comparador y detector de cruce por cero se introduce la señal cuadrada para utilizarla como señal digital.

El circuito flip flop JK actua como divisor de frecuencia para la señal del pulso ya obtenida, con el cual se multiplica al doble consiguiendo un solo pulso por periodo de la señal (ver figura 35).

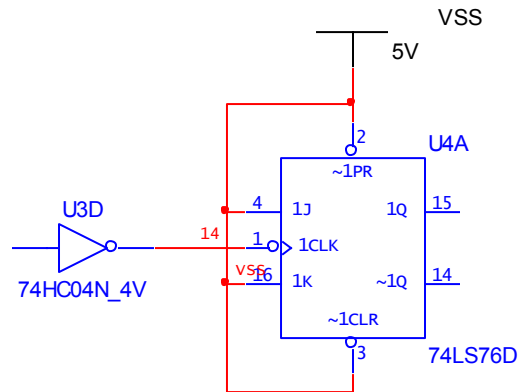


Figura 35. Divisor de frecuencia con ciclo ajustable.

La señal que se observa en amarillo en la figura 36, es la resultante del circuito en la salida del pin 15 del FF JK, ver esquema 35.

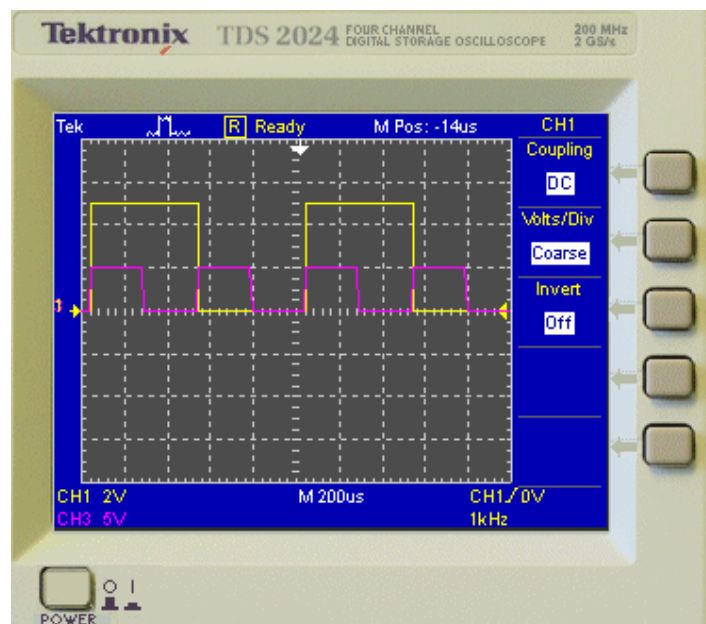
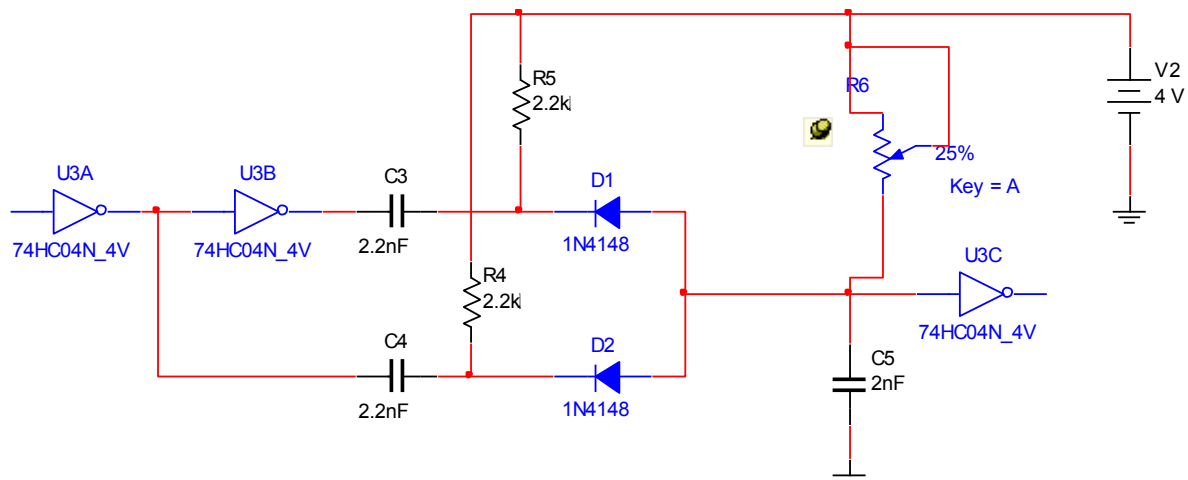


Figura 36. Resultado divisor de frecuencia (Con flip flop JK).

Como se observa en dicha figura 36, el divisor de frecuencia o flip flop JK multiplica la señal al doble, esto con el objetivo de que nuestro pulso variable de salida solo sea único en cada periodo; y esto se logró debido a que con la compuerta NOT activa al flip flop en el flanco positivo, (en un pulso positivo la señal sube, y en otro la señal baja.)

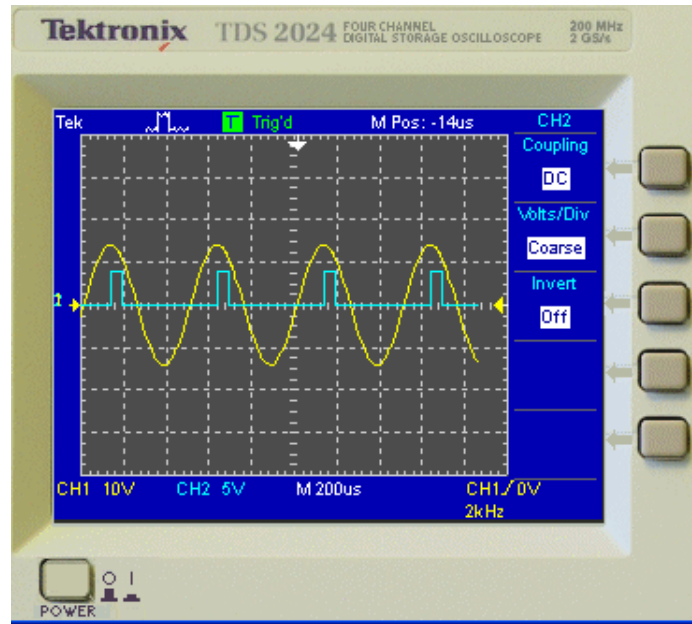
La última etapa sirve para variar el ancho del pulso, esto se logra con los capacitores y el potenciómetro de dicha etapa (ver figura 37).

Esto servirá para obtener el pulso desfasado y encontrar distintos comportamientos del tejido en la fase de onda (onda acústica).



*Figura 37. Variador de ancho de pulso.*

El variador de ancho de pulso en el que utilizamos elementos pasivos contiene capacitores que almacenan el pulso el cual es variado en su ancho debido a los diodos que disparan el flanco positivo y negativo debido a la señal negada o directa con ayuda del potenciómetro.



*Figura 38. Resultado con variación del ancho de pulso.*

En la imagen de la figura 38 se observa el resultado final con la onda inicial (onda acústica) y el pulso con desfase y variación del ancho.

Al variar el potenciómetro R6, la señal cuadrada que tenía un ancho de pulso del tamaño de un periodo de la señal senoidal original, se puede modificar permitiendo disparar la cámara en diferentes instantes de tiempos para capturar los hologramas en sincronía con la señal original en amarillo que alimenta a la bocina.

En los experimentos realizados para validar el prototipo, antes de llevar a cabo pruebas en tejidos para el estudio y análisis de los resultados, primero fue necesario utilizar material de simulación con características conocidas y además lo más similar a un tejido humano; en particular se estudió la resonancia de una muestra circular de látex mencionada anteriormente que es un semisólido muy parecido. Para lo cual, con ayuda del circuito electrónico de sincronización y la bocina, se hicieron mediciones en varias audio – frecuencias a las que el látex alcanza su máxima deformación (modos de vibración). Los experimentos se llevaron a cabo con todos los equipos e instrumentos con los que se realizan nuestras investigaciones.

## REFERENCIAS AL CAPÍTULO III

31. *Internet* [http://en.wikipedia.org/wiki/Vocal\\_folds](http://en.wikipedia.org/wiki/Vocal_folds) y  
<http://audilab.bmed.mcgill.ca/AudiLab/ear.html>.

## CAPÍTULO IV

### EVALUACIÓN DEL PROTOTIPO Y RESULTADOS EXPERIMENTALES

#### ***4.1 Introducción***

Como parte final de la tesis, es importante mencionar los resultados obtenidos en el desarrollo del trabajo, y tener un compendio que sirva como futuras referencias.

En el capítulo III de la presente tesis se mencionaron las herramientas utilizadas para el diseño y construcción del prototipo optomecatrónico; en el presente capítulo se mencionarán los resultados obtenidos del proceso para el desarrollo del prototipo, los contratiempos, las metas alcanzadas y lo que se espera o podría mejorar del mismo.

Se presentan también en este capítulo las imágenes resultantes de los experimentos realizados con este primer prototipo, señalando que se evaluó inicialmente utilizando una muestra de látex y después en una muestra biológica. Se demuestra las capacidades de este primer desarrollo para realizar mediciones de desplazamientos en campo de vista completo.

#### ***4.2 Implementación del prototipo optomecatrónico***

Una vez que se finalizó el prototipo optomecatrónico en el taller mecánico, se procedió a armar las piezas ópticas y mecánicas: la cámara, la base para la lente, la lente, los tornillos que sirven de base al cubo combinador y divisor, el espejo, y las fibras monodales.

Se implementó la parte óptica en el prototipo optomecánico basándonos en las medidas de diseño que se obtuvieron al realizarlo en laboratorio, fue importante la alineación de los elementos, fijarlos en su posición, colocarlos a las alturas y ajustes mínimos en las distancias a las cuales operó y trabajó en HDI.

Finalmente se evaluó el prototipo con las piezas armadas como se muestra en la figura 21, y se hicieron pruebas sobre el material de látex ya que por sus características es un material semisólido similar a un tejido humano.



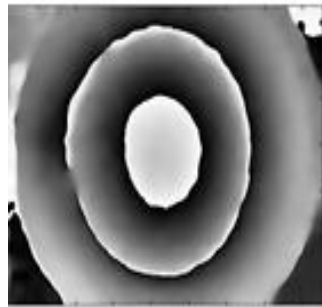
### 4.3 Evaluación del prototipo optomecatrónico

Es importante revisar en el comienzo de la evaluación del prototipo si existe interferencia del haz objeto con el de referencia al terminar de colocar todos los componentes y elementos. Los resultados se obtuvieron ya con el prototipo armado, donde primero se enfocó el objeto (látex) para evaluarlo. Dicho material elástico se sometió a una onda acústica a diferentes frecuencias (400 Hz hasta 8 kHz y con un voltaje de amplitud desde ~ 2 a 8 V) para encontrar sus modos de vibración, (ver tabla 2) y mapas de fase envuelto para este propósito un par de hologramas fueron capturados por la cámara CCD como se explicó en detalle en capítulos anteriores. El patrón de franjas se halla restando dos hologramas (Ec. 24) y mediante la implementación del conocido método de Fourier [27], se encontró la fase envuelta para el látex, ver figura 39. Posteriormente se aplicó el mismo método para la membrana timpánica, ver figura 40.

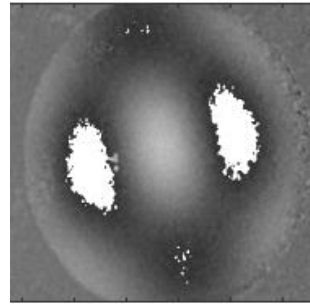
Modo de vibración	Frecuencia (Hz)	Amplitud (V)
1	1800	5.4
2	2000	7.7
3	2200	2.7
4	3200	2.8

Tabla 2. Resultados de la prueba para la membrana de Látex

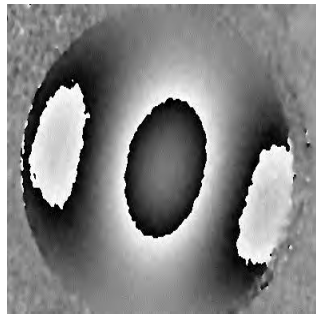
Fue así como se hicieron pruebas en varias frecuencias audibles encontrando los diferentes modos de vibración mostrados (figura 40). Cabe mencionar que es muy posible que los datos encontrados como resultado final, tengan varias fuentes de error; uno de ellos es sin duda las vibraciones que el aparato pudiera tener con el entorno, las cuales se trataron de minimizar con la sujeción del mismo a la mesa de pruebas ópticas.



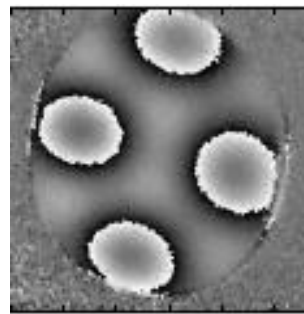
Primer modo 1800 Hz



Segundo modo 2000 Hz



Tercer modo 2200 Hz



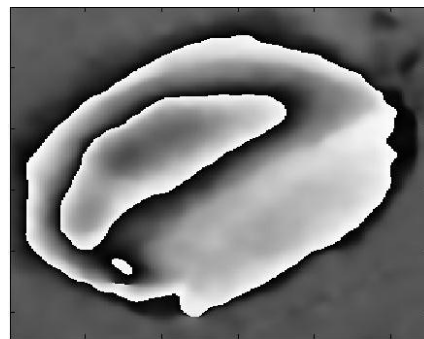
Cuarto modo 3200 Hz

*Figura 39. Modos de vibración del látex.*

Una vez evaluado el prototipo empleando una muestra de látex, se realizaron experimentos en la membrana timpánica de un gato; primeramente se encontró el patrón de franjas y después se calculó la fase envuelta, (ver figura 40) a 1.6 kHz. Estos resultados fueron posibles gracias a la colaboración de un doctor veterinario que proporcionó las muestras de tímpano de gato, ya que él tenía los permisos para manejar estos tejidos, la membrana pudo estudiarse debido a que seguía sujeta al hueso temporal, el cual se sostuvo con monturas mecánicas.



(a)



(b)

*Figura 40. Resultados para la membrana timpánica: a) franjas b) fase envuelta .*

#### 4.4 Análisis de las imágenes

A partir de los hologramas capturados por la cámara CCD se procede a encontrar la fase envuelta en programa de computadora:

Se utilizó matlab para encontrar dicha fase óptica, donde el programa (ver apéndice 2; Tabla 3) se explica a continuación, según el resultado de las imágenes.

Las imágenes analizadas son para el cuarto modo a una frecuencia de 3.2 kHz, e ilustran el método de Fourier, ver figura (41):

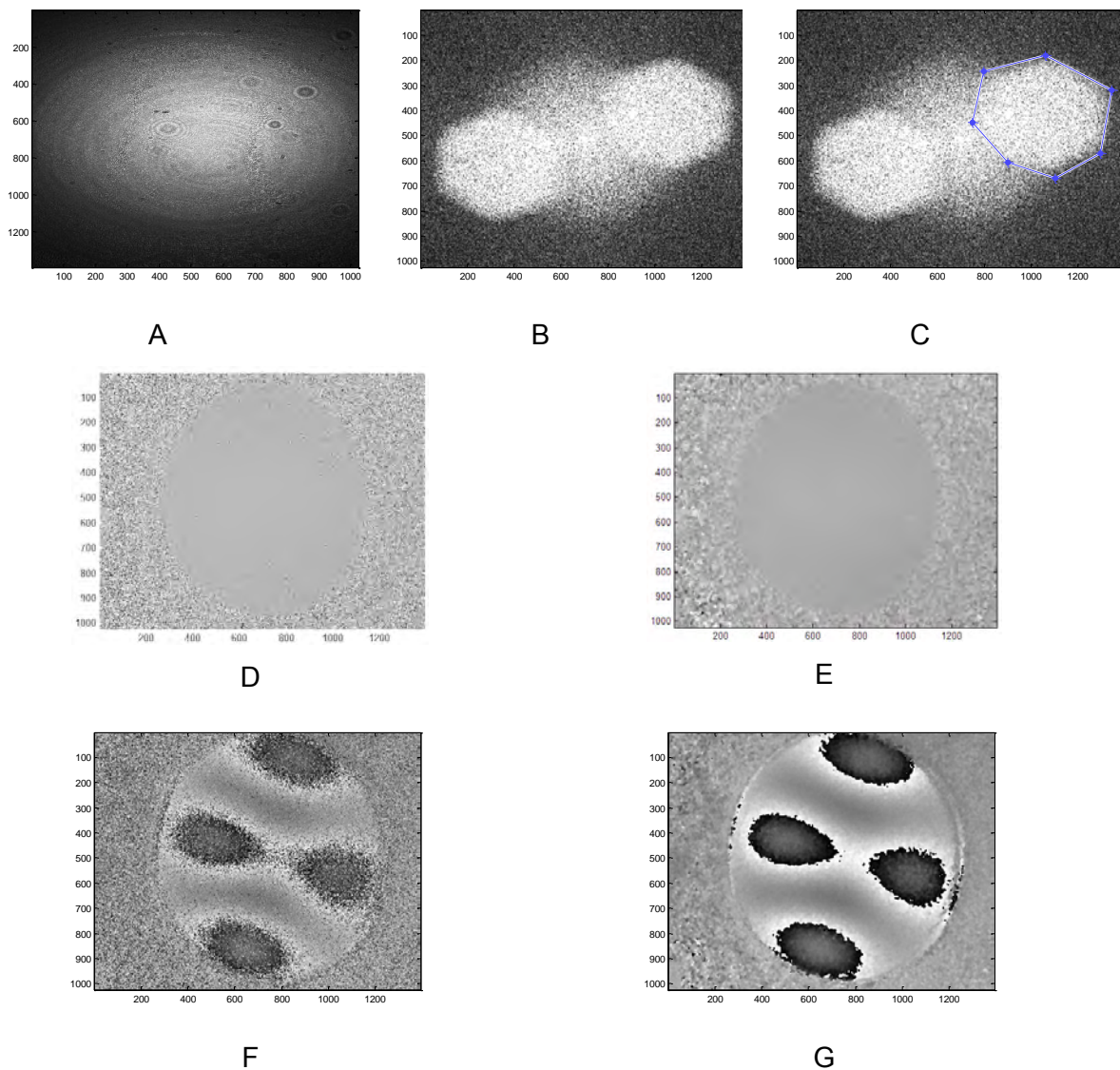


Figura 41. Desarrollo del análisis de los hologramas para obtener fase envuelta.

En la figura 41 A se observa el holograma digital obtenido por la interferencia del haz objeto con el haz de referencia.

Para obtener la fase envuelta con la información obtenida se sigue el método de Fourier [27].

Como primer paso, se procede a encontrar la transformada de Fourier de cada imagen, y con ello se encuentran los dos lóbulos de la portadora espacial de la imagen de donde se va a obtener la información de fase del objeto, ver figura (41) B.

A continuación se elige de la imagen, el área donde se encuentra uno de los lóbulos o portadora espacial de orden 1, ver figura (41) C. Dicho lóbulo se aísla de la imagen con el propósito de obtener las frecuencias filtradas de la muestra.

A continuación se debe realizar la transformada inversa de Fourier al lóbulo separado para encontrar la fase de la muestra.

Dicho proceso se realiza con dos imágenes del objeto, una de ellas utilizada como base con el objeto sin perturbaciones, y otra con el objeto sometido a perturbación con vibraciones de sonido.

Finalmente se obtiene la parte real e imaginaria de las imágenes, esto con la finalidad de realizar las operaciones matemáticas de las ecuaciones (37) y (38), y finalmente se debe encontrar la tangente inversa para encontrar la fase envuelta sin filtrar (figura 41 F).

En la figura (41) D se muestra la fase envuelta sin filtrar para el objeto antes de la deformación, utilizando el mismo procedimiento.

Por último se aplica un filtro de convolución a la imagen para obtener la fase envuelta filtrada que da como resultado la figura (41) E para el objeto antes de la deformación y la figura (41) G para el objeto después de la deformación.

## CONCLUSIONES

Usando la técnica de HDI se obtuvo la superposición de dos hologramas registrados en dos estados diferentes de los objetos utilizados, semejantes al tejido humano.

Se desarrolló un primer prototipo con el propósito de realizar estudios no invasivos de tejidos biológicos basados en HDI dentro del área médica

Se obtuvo un diseño aceptable para un primer cuadro de referencia en el armado de un aparato para la medición de tejidos biológicos.

Es posible desarrollar un aparato optomecatrónico basado en la técnica de holografía digital interferométrica para estudios no invasivos en tejidos biológicos en México.

Se abre el campo de posibilidad de patentar un nuevo aparato y comercializarlo en el mercado médico.

Con el conocimiento adquirido sobre la técnica de HDI, se abre la posibilidad de desarrollar nuevas tecnologías.

Se obtuvo también un primer diseño de control electrónico para el prototipo optomecatrónico basado en HDI.

Acercas de la técnica de HDI se aprendió que sus principales ventajas son que se obtienen resultados de patrones de franjas con un mínimo ruido, que es posible reconstruir un frente de onda de cualquier forma que se desee y que es una técnica de carácter no invasivo. Tiene un rango de medición que va de aproximadamente 10 nanómetros hasta micras, y para el presente proyecto se trabajó con exactitud de alrededor de 10  $\mu\text{m}$ . Además, por el número de componentes ópticas y mecánicas es posible su compactación.

## TRABAJO A FUTURO

Quedan como trabajo a futuro las siguientes actividades.

- Optimizar la ergonomía del aparato opto mecánico, en referencia a las pruebas que con dicho aparato se tomen en tejidos biológicos.
- Mejorar el diseño realizando un estudio comparativo con aparatos similares de otras regiones.
- Mejorar el maquinado del prototipo para resaltar las cualidades visuales del mismo.
- Optimizar costos, planeando mejorar el diseño para disminuir tamaños y capacidades de piezas mecánicas, electrónicas y ópticas.
- Patentar y distribuir el diseño en el mercado.

## REFERENCIAS

1. Malacara, D.D., *Óptica tradicional y moderna*. 1989: Fondo de Cultura Económica.
2. Mendoza, F., *Digital Holographic Interferometry, Biomedical Applications*. MOPM, conference., 2012.
3. Sharma, S., G. Sheoran, and C. Shakher, *Digital holographic interferometry for measurement of temperature in axisymmetric flames*. Appl. Opt., 2012. **51**(16): p. 3228-35.
4. Hernandez-Montes, M.D., et al., *Digital holographic interferometry applied to the study of tympanic membrane displacements*. Optics and Lasers in Engineering, 2011. **49**(6): p. 698-702.
5. Javidi B., M.I., *Three-Dimensional Holographic Imaging for Identification of Biological Micro/Nanoorganisms*. Photonics Journal, IEEE., 2010. **2**(2): p. 256-259.
6. Knezevic, A., et al., *Digital Holographic Interferometry - A New Method for Measuring Polymerization Shrinkage of Composite Materials* 2005. **39**: p. 155-160.
7. Yu, P., et al., *Holographic optical coherence imaging of rat osteogenic sarcoma tumor spheroids*. Appl. Opt., 2004. **43**(25): p. 4862-73.
8. Perez-Lopez, C., et al., *Pulsed digital holographic interferometry for dynamic measurement of rotating objects with an optical derotator*. Appl. Opt, 2001. **40**(28): p. 5106-10.
9. (a) Pedrini, G., *In line digital holographic interferometry*. Appl. Opt., 1998. **37**(26): p. 6262-6269.
10. Chen, H., et al., *Electronic Holographic Imaging through Living Human Tissue*. Appl. Opt., 1994. **33**(17): p. 3630-3632.
11. Chen, Y., et al., *Evaluation of Holographic Methods for Imaging through Biological Tissue*. Appl. Opt., 1993. **32**(23): p. 4330-4336.
12. Kreis, T., *Digital holographic interference-phase measurement using the Fourier-transform method*. JOSA A, 1986. **3**(6): p. 847 - 855.
13. Raviv G., M.M., *In vivo holography of vocal cords*. Journal of Surgical Oncology, 2006. **20**(4): p. 213-217.
14. Alexander M. , C.S., *Evaluation of Eardrum Laser Doppler Interferometry as a Diagnostic Tool*. The laryngoscope, 2001. **111**: p. 501-507.
15. Anson M., P.A., Keating MJ., *Acoustic vibration of the amphibian eardrum studied by white noise analysis and holographic interferometry*. J Acoust Soc Am, 1985. **78**(3): p. 916 - 923.
16. I., D., *Digital holographic otoscope for measurements of the human tympanic membrane in vivo*. SPIE., 2012. **8494**(09): p. 193-198.
17. Nesim, H., *Development of an optoelectronic holographic otoscope system for characterization of sound-induced displacements in tympanic membranes*. Worcester Polytechnic Institute, 2008. **1**: p. 26-64.
18. J., C.L., *Interferometria láser aplicado a la metrologia dimensional*. 2010(Indecopi): p. 38.
19. Rodríguez-Vera, R., A. Mendoza, *Algunas aplicaciones industriales de la interferometria electronica de patrones de moteado*. Cenam, 2004(Metrologia).
20. [http://www.optique-ingenieur.org/en/courses/OPI\\_ang\\_M02\\_C11/co/Contenu.html](http://www.optique-ingenieur.org/en/courses/OPI_ang_M02_C11/co/Contenu.html).
21. Parra J., M.A., *Análisis por interferometría electrónica de moteado de la deformación uni-axial en uniones metálicas soldadas*. La mujer en la Ciencia III, 2006(CIO).

22. E., B.M.W., *Principles of optics*. Pergamon Press, New York, 1980: p. 352-358.
23. Kreis, T., *Handbook of holographic interferometry*. 2005. **1**: p. 186-189.
24. Ibarra, M.H.D.I.T., *Aplicación de la Interferometría de Patrones de Moteado y la Holografía Digital al Estudio de Deformaciones en 3D en Piezas Metálicas*. 2003: p. 15-18.
25. A., M., *Metrología óptica en detección de grietas en elementos mecánicos*. 2004(La mujer en la ciencia).
26. Parra J., M.A., *Cálculo de la incertidumbre estándar mediante la técnica de Monte Carlo para la medición de la topografía y del campo de desplazamiento mediante ESPI*. Nova Scientia, 2012. **5**(1): p. 51-75.
27. Takeda, M., *Wavelength-shift interferometry for distance measurements using the Fourier transform technique for fringe analysis*. Appl. Opt., 1991. **30**(28): p. 4046-4055.
28. Alcalá Ochoa, N., R. Rodríguez-Vera, and B. Barrientos, *Técnica de moteado para medición de fracturas en estructuras metálicas*. Revista mexicana de física, 2000. **46**(5): p. 468-477.
29. Velásquez, D.P., *Obtención de mapas de deformación mediante interferometría digital de patrones speckle*. 2008.
30. Hernandez-Montes, M.D., C. Perez-Lopez, and F.M. Santoyo, *Finding the position of tumor inhomogeneities in a gel-like model of a human breast using 3-D pulsed digital holography*. Journal of Biomedical Optics, 2007. **12**(2).
31. Internet [http://en.wikipedia.org/wiki/Vocal\\_folds](http://en.wikipedia.org/wiki/Vocal_folds) y  
<http://audilab.bmed.mcgill.ca/AudiLab/ear.html>.



## APÉNDICE

### APÉNDICE 1. Fase de un arreglo de holografía

Dadas las ecuaciones iniciales, encontrar la fase de los hologramas.

Ecuación 1:

$$c_1(x, y) = \frac{1}{2}b(x, y)e^{[i\Delta\theta(x, y)]}$$

De esta ecuación sabemos que la fase es:

$$\theta_1(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}c_1(x, y)}{\text{Re}c_1(x, y)} \right)$$

Ecuación 2:

$$c_2(x, y) = \frac{1}{2}b(x, y)e^{[i\Delta\theta(x, y) + i\theta_R(x, y)]}$$

Y de esta ecuación sabemos que la fase es:

$$\theta_2(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}c_2(x, y)}{\text{Re}c_2(x, y)} \right)$$

La combinación de las fases viene de un diferencial de fase:

$$\Delta\theta(x, y) = \theta_2(x, y) - \theta_1(x, y)$$

Por lo tanto tendremos:

$$\Delta\theta(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}c_1(x, y)}{\text{Re}c_1(x, y)} \right) - \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}c_2(x, y)}{\text{Re}c_2(x, y)} \right)$$

De donde podemos utilizar la identidad trigonométrica:

$$\tan^{-1}(x) - \tan^{-1}(y) = \tan^{-1} \left( \frac{x - y}{1 + xy} \right)$$

Y obtenemos entonces la fase:

$$\Delta\theta(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\frac{\operatorname{Im} c_2(x, y)}{\operatorname{Re} c_2(x, y)} - \frac{\operatorname{Im} c_1(x, y)}{\operatorname{Re} c_1(x, y)}}{1 + \frac{\operatorname{Im} c_2(x, y)}{\operatorname{Re} c_2(x, y)} \frac{\operatorname{Im} c_1(x, y)}{\operatorname{Re} c_1(x, y)}} \right) = \tan^{-1} \left( \frac{\frac{\operatorname{Re} c_1(x, y) \operatorname{Im} c_2(x, y) - \operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Im} c_1(x, y)}{\operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Re} c_1(x, y)}}{\frac{\operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Re} c_1(x, y) + \operatorname{Im} c_2(x, y) \operatorname{Im} c_1(x, y)}{\operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Re} c_1(x, y)}} \right)$$

Y finalmente queda:

$$\Delta\theta(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\operatorname{Re} c_1(x, y) \operatorname{Im} c_2(x, y) - \operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Im} c_1(x, y)}{\operatorname{Re} c_2(x, y) \operatorname{Re} c_1(x, y) + \operatorname{Im} c_2(x, y) \operatorname{Im} c_1(x, y)} \right)$$

## APÉNDICE 2. Programa para aplicar el método de Fourier.

```
%% Método de Fourier
clc;
clear all;

archivo1 =sprintf('C:/alcaraz
CIO/Sexto Cuatrimestre/cuarto
modo/3.5K2_%04d',45);
referencia = imread(archivo1,'tif');
archivo1 = sprintf('C:/alcaraz
CIO/Sexto Cuatrimestre/cuarto
modo/3.5K2_%04d',82);
imagvariable =
imread(archivo1,'tif');%impresion de
interferencia
imagen = abs(referencia -
imagvariable);
figure (12), colormap
(gray),image(imagen/38);%o colormap

%% Fourier de la primer imagen
%es la transformada de un solo
holograma no la resta.
clc;
clear all;
dos=imread('C:\alcaraz CIO\Respaldo
usb\alejandro\al1_0003.tif');
figure (32), colormap
(gray),image(dos/55);%o colormap gray

ref=double(dos);
fourier=fft2(ref);
F=fftshift(fourier);
```

```

F4=F(80:410,450:780);

F2=abs(F);
%figure,imshow(F2,[9,19]);
figure (3)
colormap (gray)
image (F2/9500)

I = F2;

c = [460 460 730 730];
r = [80 410 410 80];

BW = roipoly;%(I,c,r);%puede ser
tambien con improfile
finz=F.*BW;
%figure (4),colormap(gray),
image(BW/2500)
%figure (5),colormap(gray),
image(finz/2500)

otra=(finz);
%ffiltrada=ifftshift(finz);

resultante=ifft2(finz);
figure (6), colormap(gray),
image(abs(resultante)*18)

Recl=real(resultante);
Imcl=imag(resultante);

```

```

%% IMAGEN 2
%clc;
%MISMO PROCEDIMIENTO QUE LA IMAGEN 1

%% finalmente la resta de ambas

imagen2 = abs(resultante -
resultante2);
figure (22), colormap
(gray), image(imagen2/12);%o colormap
gray
%resultante3=ifft2(imagen2);
%figure (23), colormap(gray),
image(abs(resultante3)*20)

un=Rec1.*Imc2-Imc1.*Rec2;
dos=Rec1.*Rec2+Imc1.*Imc2;
argumen=un./dos;
%un=uint64(un);
%dos=uint64(dos);

fasefin=atan2(un,dos);

%save('c:\fasefin.bmp');
figure (23)
colormap(gray)
image(fasefin, 'CDataMapping', 'scaled')

% filtro de convolucion

cm = 1/9*ones(5);

for i = 1:7;
    un= conv2(un,cm, 'same');

```

```
dos= conv2(dos,cm, 'same');  
end  
  
phf = atan2(un,dos);  
  
%save('c:\fasefin.bmp');  
figure (24)  
colormap(gray)  
image(phf, 'CDataMapping', 'scaled')
```

**Programa en matlab.**