

CENTRO DE INVESTIGACIONES EN OPTICA, A.C.

Postgrado en Ciencias (Óptica)

Holografía endoscópica digital e Interferometría electrónica de patrones de moteado (ESPI) aplicadas a mediciones de vibración en la membrana timpánica

*Tesis presentada por el
Ing. Cristian Israel Caloca Méndez*

como requisito para obtener el título de:

Maestro en Ciencias (Óptica)

León, Guanajuato, México, Julio 2005

*Si un hombre empieza con certidumbres,
acabará con dudas,
pero si se conforma con empezar con dudas,
acabará con certidumbres.*

Francis Bacon

ÍNDICE GENERAL

| | |
|------------------------------|------|
| <i>Dedicatoria</i> | VI |
| <i>Agradecimientos</i> | VII |
| <i>Resumen</i> | VIII |

PRIMERA PARTE

| | |
|---|----|
| 1. Introducción | 15 |
| 1.1 Justificación..... | 18 |
| 2. Sistema auditivo | 25 |
| 2.1 Introducción..... | 25 |
| 2.2 Anatomía del sistema auditivo del ser humano..... | 26 |
| 2.2.1 Conceptos básicos..... | 33 |
| 2.2.2 Fisiología de la audición..... | 37 |
| 2.3 Anatomía del sistema auditivo del cerdo..... | 48 |
| 2.3.1 Funcionamiento del oído porcino..... | 50 |
| 2.4 Comparaciones y similitudes..... | 51 |
| 2.5 Enfermedades comunes del oído medio..... | 52 |
| 2.5.1 Técnicas actuales de detección y diagnóstico..... | 60 |
| 2.5.2 Últimos avances tecnológicos..... | 83 |
| 2.6 Conclusiones preliminares..... | 85 |

SEGUNDA PARTE

| | |
|--|----|
| 3. Técnicas ópticas de medición, ESPI y Holografía Digital | 88 |
| 3.1 Introducción..... | 88 |
| 3.2 Interferencia..... | 89 |

| | |
|--|-----|
| 3.3 El efecto de moteado..... | 91 |
| 3.4 ESPI..... | 97 |
| 3.4.1 ESPI fuera de plano..... | 99 |
| 3.4.2 Correlación de moteado..... | 101 |
| 3.4.3 Formación de franjas de ESPI..... | 102 |
| 3.5 Vector de sensibilidad..... | 104 |
| 3.6 Medición del vector de desplazamiento..... | 107 |
| 3.7 IHD..... | 109 |
| 3.7.1 Holografía..... | 109 |
| 3.7.2 Interferometría Holográfica Digital..... | 111 |
| 3.8 Evaluación de la fase..... | 114 |
| 3.9 Filtrado por convolución..... | 118 |
| 3.9.1 Filtrado espacial utilizando una máscara de convolución..... | 120 |

TERCERA PARTE

| | |
|--|------------|
| 4. Procedimiento y experimentos previos..... | 122 |
| 4.1 Introducción..... | 122 |
| 4.2 Experimento placa metálica con ESPI..... | 123 |
| 4.3 Experimentos con modelos timpánicos..... | 125 |
| 4.3.1 Experimento hoja de papel con microscopio..... | 125 |
| 4.3.2 Arreglo experimental final..... | 129 |
| 4.3.3 Procedimiento..... | 134 |
| 4.3.4 Experimento globo con endoscopio..... | 143 |

CUARTA PARTE

| | |
|---|------------|
| 5. Experimentos <i>in situ</i>, resultados y análisis..... | 150 |
| 5.1 Introducción..... | 150 |
| 5.2 Experimento membrana timpánica del cerdo..... | 151 |
| 5.2.1 Resultados e interpretación..... | 154 |

| | |
|--|------------|
| 5.3 Experimento tímpano humano..... | 163 |
| 5.3.1 Resultados e interpretación..... | 164 |
| 6. Conclusiones generales..... | 167 |
| Bibliografía y Referencias..... | 169 |
| Apéndice..... | 175 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|-----|
| Figura 2.1 Sistema auditivo humano..... | 32 |
| Figura 2.2 Vista frontal del tímpano humano..... | 32 |
| Figura 2.3 Características de una onda mecánica longitudinal..... | 36 |
| Figura 2.4 Propagación del sonido a través del oído medio e interno.... | 38 |
| Figura 2.5 Esquema de la propagación del sonido a través del OM..... | 39 |
| Figura 2.6 Representación de la intensidad..... | 40 |
| Figura 2.7 Respuesta en frecuencia combinada del OEx y del OM..... | 43 |
| Figura 2.8 Vista frontal del tímpano del cerdo..... | 49 |
| Figura 2.9 Representación esquemática del sistema auditivo del cerdo. | 50 |
| Figura 2.10 Fotos del tímpano con endoscopio..... | 51 |
| Figura 2.11 Vista del tímpano con Otoscopio..... | 62 |
| Figura 2.12 Símbolos audiométricos..... | 69 |
| Figura 2.13 Audiograma del OI, hipoacusia neurosensorial..... | 70 |
| Figura 2.14 Audiograma, trauma acústico bilateral..... | 71 |
| Figura 2.15 Audiograma de anacusia del oído..... | 71 |
| Figura 2.16 Audiograma característico de la presbiacusia..... | 72 |
| Figura 2.17 Timpanograma normal..... | 76 |
| Figura 2.18 Características de un timpanograma de distensibilidad.... | 77 |
| Figura 2.19 Principales tipos de curvas en la timpanometría..... | 79 |
| Figura 2.20 Audífono retroarticular..... | 84 |
| Figura 2.21 Audífono implantable..... | 84 |
| | |
| Figura 3.1 Frentes de onda de interferencia..... | 89 |
| Figura 3.2 Luz esparcida por una superficie rugosa..... | 92 |
| Figura 3.3 Fotografía de un patrón de moteado..... | 92 |
| Figura 3.4 Observación de motas..... | 93 |
| Figura 3.5 Modulación de la intensidad..... | 94 |
| Figura 3.6 Configuración de un interferómetro fuera de plano..... | 98 |
| Figura 3.7 Diagrama esquemático de un interferómetro OOP..... | 100 |
| Figura 3.8 Construcción del vector de sensibilidad..... | 104 |
| Figura 3.9 Relación dm/d en función del ángulo θ | 106 |
| Figura 3.10 Configuración para calcular la diferencia de fase y \vec{S} | 107 |

| | |
|---|-----|
| Figura 3.11 Franjas de IHD y ESPI..... | 113 |
| Figura 3.12 Evaluación de fase mediante Fourier..... | 117 |
| Figura 4.1 Arreglo típico de ESPI..... | 123 |
| Figura 4.2 Franjas de ESPI de placa metálica..... | 124 |
| Figura 4.3 Geometría para determinar la Apertura Numérica..... | 125 |
| Figura 4.4 Arreglo ESPI para un área muy pequeña..... | 126 |
| Figura 4.5 Patrón de franjas de ESPI, hoja de papel..... | 127 |
| Figura 4.6 Arreglo experimental, modelo hoja de papel..... | 128 |
| Figura 4.7 Configuración utilizada para combinar los frentes de onda..... | 129 |
| Figura 4.8 Arreglo experimental final, ESPI-IHD..... | 130 |
| Figura 4.9 Circuito electrónico de sincronización..... | 139 |
| Figura 4.10 Señal senoidal que activa bocina y cámara CCD..... | 140 |
| Figura 4.11 Diagrama de tiempos..... | 141 |
| Figura 4.12 Experimento globo con endoscopio..... | 143 |
| Figura 4.13 Vista frontal del cabezal del endoscopio..... | 144 |
| Figura 4.14 Representación de onda de sonido y vibración que genera..... | 145 |
| Figura 4.15 Modo de vibración del globo a 6.05 kHz..... | 146 |
| Figura 4.16 Espectro de Fourier y mapa de fase envuelta..... | 147 |
| Figura 5.1 Experimento tímpano del cerdo..... | 151 |
| Figura 5.2 Franjas de ESPI del tímpano del cerdo..... | 152 |
| Figura 5.3 Resultados del tímpano del cerdo sin estímulo..... | 154 |
| Figura 5.4 resultados de la membrana del cerdo a 1kHz..... | 155 |
| Figura 5.5 Mapa de fase envuelta del tímpano porcino (oct. 2003)..... | 156 |
| Figura 5.6 Fase desenvuelta a 802 ms del tímpano porcino..... | 157 |
| Figura 5.7 Fase desenvuelta a 145.8 ms del tímpano porcino..... | 158 |
| Figura 5.8 Perfil de la deformación vista en x del tímpano porcino..... | 159 |
| Figura 5.9 Tímpano del cerdo a 3.5 kHz de frecuencia..... | 160 |
| Figura 5.10 Perfil de la deformación a 3.5 kHz..... | 161 |
| Figura 5.11 Resultados a 8.1 kHz..... | 162 |
| Figura 5.12 Resultados a 3.5 kHz en el tímpano humano ‘vivo’..... | 165 |
| Figura 5.13 Mapa de fase envuelta del tímpano humano (oct. 2003)..... | 166 |

ÍNDICE DE CUADROS

| | |
|--|-----|
| Cuadro 4.1 Módulo de elasticidad del tímpano..... | 137 |
| Cuadro A.1 Constantes en conversiones de unidades de presión..... | 175 |
| Cuadro A.2 Medidas de presión, referidas en psi..... | 176 |
| Cuadro A.3 Intensidad de sonido en dBA, e intensidad de sonido en Watts por unidad de área..... | 176 |

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a la memoria de mi padre Ignacio Caloca Flores. A mi madre Magali Méndez de Caloca, que ha sido y es un ejemplo de lucha constante por sacarnos adelante, siempre dentro de los principios que nos inculco, a pesar de todas las adversidades a las que se ha enfrentado. A mi amado hijo Christian Reiner Caloca Corral, por quien cada día que amezco prometo hacer mi mejor esfuerzo. A mis tres hermanos, Patricia Magali, Ignacio Cesar y Ricardo Erick, todos de apellidos Caloca Méndez, por contar siempre con su incondicional apoyo. De igual forma a Víctor Negrete, Pilar Glez. Rosales y Norma Gutiérrez, mis cuñados, por la misma razón. A todos mis sobrinos, Víctor Manuel, Juan Ignacio, Patricia Magali y Alisson Magali. A la madre de mi hijo Gabriela María Corral Herédia, que a pesar de estar separados sigue siendo una gran amiga, y es una gran mujer. A mis amigos, que son pocos pero siempre conté con ellos, Juan, Winston, Félix, Rich y Mc Fly.

A todos ellos gracias por su cariño, su apoyo, su confianza, sus consejos, su ayuda, su amistad, sobre todo en los momentos más difíciles, y por tantos y tantos momentos felices vividos a su lado. Espero haber correspondido de igual forma a tanto, y de no ser así, nunca es tarde para enmendar.

Cristian

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente al Dr. Fernando Mendoza Santoyo, Director General del CIO y mi director de tesis, por la confianza que me tuvo, por sus consejos, su enorme experiencia y conocimientos brindados incondicionalmente hacia mi persona, a pesar de su limitado tiempo debido a sus innumerables ocupaciones como director del centro.

Al Dr. Carlos Pérez López, por su enorme paciencia, apoyo incondicional, por sus enseñanzas, su sencillez y su sincera amistad. Por haber tomado la tutoría de mi persona en algunas ocasiones debido a la ausencia forzada del Dr. Fernando Mendoza.

Al M en C Rodolfo Gutiérrez Zamarripa, encargado de planta del Laboratorio de Investigación de Metrología 1, por sus conocimientos, ayuda, apoyo y amistad incondicionales durante todo el periodo en que invadí, literalmente, su laboratorio. Gran amigo definitivamente.

Al Doctores Bernardino Barrientos, Francisco Villa, Zacarías Malacara, Evguenii Kurmyshev, Gonzalo Páez, Daniel Malacara H., José Luis Maldonado, Orestes Starvroudis, Moisés Cywiac, Jesús Moya, Víctor Pinto, José Luis Arévalo, Reyna Duarte, Sergio Calixto, Fernando Mendoza, Carlos Pérez López, Joel Villatoro, y, Abundio Dávila, todos ellos mis profesores durante el periodo del propedéutico y los cuatrimestres de maestría. Sin sus enseñanzas, paciencia y apoyo, no hubiera logrado nada.

Al Dr. Oracio Barbosa Director de Formación Académica en la época en que ingrese al CIO, por su apoyo y consejos.

Al actual Director de Formación Académica, el Dr. Manuel Servín, por su intenso trabajo en pro de la excelencia académica del centro.

A mis compañeros de generación, por su amistad, apoyo, esfuerzo y dedicación por hacer un buen trabajo y contribuir al buen nombre del centro. Y por su labor extra clases.

A la M en C María del Socorro Hdez. por su ayuda y apoyo, sobre todo al final del proyecto.

A todo el personal que labora en el centro, especialmente a los del área administrativa, y sobre todo a Guillermina Muñiz Palancares, a Laura Glez, a Mari y a Paty, por sus atenciones, apoyo, ayuda y amistad. Y al personal de los talleres óptico y mecánico.

Al personal de la Biblioteca, Ángeles, Ale y Marissa, por las atenciones recibidas. Así como a Carmen, secretaria de dirección general.

A todos, a CONACYT, y a nuestra Institución, mil gracias.

RESUMEN

Resumen de la tesis del Ing. Cristian Israel Caloca Méndez, presentado como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS (ÓPTICA), León, Guanajuato, México, Julio de 2005.

Holografía endoscópica digital e Interferometría electrónica de patrones de moteado (ESPI) aplicadas a mediciones de vibración en la membrana timpánica.

Resumen Aprobado por: _____

Dr. Fernando Mendoza Santoyo

Director de tesis

En este trabajo se aplican las técnicas de Interferometría Holográfica Digital (IHD) y de Interferometría Electrónica de Patrones de Moteado (ESPI), al estudio de modelos que simulan tejido biológico similar a la membrana timpánica de la especie mamífera, y más específicamente al tímpano humano. Es decir, modelos que implican estudio del tejido en cuestión en áreas intrincadas de acceso y observación utilizando para ello un endoscopio flexible, como instrumento fuente de luz y de recolección de la misma, un láser de onda continua, un arreglo interferométrico fuera de plano, y un sistema electrónico de sincronización y de recolección de datos e imágenes.

Posteriormente, ambas técnicas (IHD y ESPI) son aplicadas, utilizando el mismo arreglo, al estudio de la membrana timpánica de un cerdo, debido a que las características orgánicas de este mamífero son muy próximas a las de la especie humana. Y, por último, se aplican al estudio del tímpano humano, en una persona viva.

El objetivo general de este trabajo se centra en dos objetivos principales a su vez:

- 1.** Establecer las condiciones necesarias para hacer posible las mediciones interferométricas en tejido biológico relativamente pequeño, sumamente sensible y semitransparente, que además se encuentra localizado en áreas intrincadas de acceso, como técnica viable y mínimamente invasiva para su estudio.
- 2.** Específicamente presentar resultados de mediciones logradas en la membrana timpánica del cerdo y del ser humano, que puedan contribuir al estudio y mejor comprensión de nuestro sistema auditivo, al diseño biomédico, y a la detección de una enfermedad determinada, en el caso de un tímpano enfermo (en lo que al campo de la medicina se refiere), mediante las técnicas mínimamente invasivas utilizadas en este trabajo.

Este trabajo se divide en cuatro partes generales. En la primera parte se da una pequeña introducción con información de respaldo, se justifica la investigación realizada, se presentan los funcionamientos de los sistemas auditivos del cerdo y del ser humano, sus diferencias y similitudes; enfermedades comunes presentadas en el tímpano del ser humano, así como las técnicas actuales para su diagnóstico; estudios recientes de la membrana timpánica y su contribución a los campos discutidos en el objetivo principal 2, así como el avance tecnológico en tales estudios.

La segunda parte se reserva a la revisión de las bases teóricas y matemáticas que sustentan las técnicas ópticas mínimamente invasivas aplicadas en los experimentos realizados en este trabajo, Interferometría

Holográfica Digital (IHD) e Interferometría Electrónica de Patrones de Moteado (ESPI).

En la tercera parte se presenta una síntesis de los experimentos realizados con diferentes modelos de simulación del tímpano, sus resultados, análisis e interpretación de los mismos. Se presentan también, los problemas encontrados hacia la obtención de estos resultados, las soluciones dadas y las modificaciones efectuadas al arreglo experimental, hasta llegar al arreglo definitivo y al perfeccionamiento de la técnica que hizo viable el paso hacia los experimentos *in situ*, al dejar asentadas las bases del objetivo principal 1.

En la cuarta y última parte se aplican las técnicas IHD y ESPI en la membrana timpánica de un cerdo utilizando un láser de onda continua de estado sólido COHERENT tipo Verdi V-6 (Nd:YVO₄), con longitud de onda de $\lambda=532$ nm. En esta sección se utilizan tres cabezas de cerdo recién matado, se buscan modos de vibración del tímpano a diferentes frecuencias de excitación sonora mediante ESPI, utilizando una cámara estándar CCD Cohu de 30 cuadros de imagen por segundo y resolución de 640 x 480 píxeles.

Posteriormente, a estas frecuencias de excitación sonora encontradas, por medio de la técnica IHD se capturan varias secuencias de pares de hologramas digitales a los tiempos de exposición, y de separación, y a diferentes tiempos de separación entre cada holograma digital de un mismo par, ésto mediante un circuito electrónico de sincronización y mediante software, para determinar los tiempos de exposición, y de separación entre cada par de hologramas, ideales para los experimentos finales. La captura se realiza por medio de una cámara CCD Sensicam de doble captura de imagen y de alta resolución, 1280 x 1024 píxeles y 12 bits x pixel. A continuación se procesan las secuencias

de hologramas digitales y se evalúan por medio del método de Transformada de Fourier. Estos resultados son presentados junto con su interpretación.

Para completar la investigación se aplica el mismo procedimiento al estudio de una membrana timpánica de una persona viva. Los resultados se presentan y se interpretan.

Los resultados de estos dos experimentos se comparan con resultados obtenidos previamente en el mismo laboratorio utilizando un arreglo similar y un láser pulsado Nd:YAG de cavidad gemela, con longitud de onda de $\lambda=532$ nm, con ancho de pulso de 15 ns de duración a una razón de 60 Hz. Se concluye, y se presentan las contribuciones del trabajo realizado a los campos que se discuten en el objetivo principal 2. Y, finalmente, se esboza lo que se puede realizar como trabajo a futuro para perfeccionar la técnica y hacerla realmente viable al estudio y diagnóstico en tímpanos de personas vivas.

PRIMERA PARTE

INTRODUCCIÓN

La metrología óptica es el área de la óptica que tiene como objetivo efectuar medidas de muy alta precisión utilizando las ondas de la luz como escala. Esto lo realiza mediante instrumentos llamados interferómetros, basados en el fenómeno de la interferencia.

La membrana timpánica como parte fundamental del oído medio ha sido objeto de numerosos estudios teóricos, sin embargo existen muy pocas mediciones de las vibraciones que se producen en la misma debido a las diferencias de presión que en ella ejercen las ondas sonoras; su tamaño pequeño y su localización, además de su translucidez y gran sensibilidad al dolor, como a la presión que le causan las ondas sonoras por más ínfimas que éstas sean, son factores determinantes de esta afirmación.

Se puede encontrar con facilidad que para el estudio del sistema auditivo en general, dentro del campo de la medicina; la anatomía y morfología, revisan la estructura física del órgano auditivo; la fisiología, sus funciones normales y su mecanismo íntimo de regulación; la histología, el estudio de los tejidos; y la patología, la anatomía patológica, la epidemiología, y la bacteriología, todo lo referente a las enfermedades que se pueden presentar, síntomas, cambios morfológicos y fisiológicos. Sabemos también, que la especialidad médica que trata a este órgano es la otorrinolaringología.

Sin embargo, las pruebas de otometría y de audiología que se realizan en medicina; tales como la audiometría, la timpanometría o impedanciometría, no muestran información respecto a los movimientos o desplazamientos que sufre la membrana timpánica al verse sometida a los cambios de presión que en ella ejercen las ondas sonoras y que la hacen vibrar.

Esta información puede ser de gran utilidad, para la mejor comprensión de la mecánica de la membrana timpánica, de su comportamiento frente a diferentes frecuencias, e intensidades de sonido. Ya sea en tímpanos sanos, como en enfermos; ya que en estos

últimos esta mecánica cambia considerablemente, debido a supuraciones, perforaciones en la membrana, presencia de burbujas, engruesamiento de la misma debido a depósitos calcáreos, tumores, desprendimientos, e inflamaciones.

Estas mediciones de la membrana timpánica pueden ser útiles y complementarias a los estudios médicos; para optimizar el diagnóstico mediante pruebas mínimamente invasivas; para profundizar el estudio del órgano de audición; como base para mejorar el diseño de aparatos para sordera parcial (hipoacusia), cuando el daño que la originó ya es irreversible; e indudablemente, como técnica de análisis (dentro del campo biomédico) de mejores materiales, para la reconstrucción de la membrana timpánica vía cirugía (timpanoplastia).

Hoy en día gracias a las técnicas de medición por interferometría óptica, es posible medir esfuerzos mecánicos, desplazamientos muy pequeños, diferencias de presión, deformación, temperatura, detección de fracturas, detección de inhomogeneidades, modos de vibración, diagnóstico de plasma, transferencia de calor, absorción de agua, radiointerferometría astronómica, medición de ángulos, determinación de la forma exacta de una superficie, corrosión en sólidos, etc. Todo esto mediante pruebas no destructivas, tanto en procesos estáticos o transitorios como en procesos dinámicos con excelentes resultados en objetos sólidos, y ahora también, incursionando ya en mediciones de objetos semisólidos, y en aplicaciones médicas con tejidos biológicos, obteniendo también resultados muy satisfactorios.

Muchas de las enfermedades que ocurren en el tímpano tienen un efecto reversible, aún perforaciones, sin embargo muchas otras no lo tienen, además que ya se han encontrado tumores tanto benignos como malignos en los órganos del sistema auditivo. El sentido del oído no se estudia de igual forma que muchas otras partes del cuerpo, es necesario profundizar en su estudio para prevenir la sordera parcial (hipoacusia), o la total (cofosis) ⁽¹⁾, o aún enfermedades más severas como el cáncer.

Según la medicina preventiva y La Organización Mundial de la Salud, se entiende por deterioro precoz de la salud la reversibilidad biológica de las alteraciones bioquímicas, morfológicas y funcionales, pero este concepto de lesión reversible en el oído no puede ser aceptado con criterio amplio ya que estamos frente a injurias celulares neuronales y por ello, no es lícito considerar grados de aceptabilidad de pérdida en la audición⁽²⁾.

1.1 JUSTIFICACIÓN

Anteriormente se efectuaron algunas mediciones de vibración en la membrana timpánica de un cerdo (octubre del 2003) en el Laboratorio de Metrología Óptica 1, del Centro de Investigaciones en Óptica, A.C. Los resultados obtenidos fueron relativamente buenos, sin embargo es bien sabido que los resultados de la interferometría en mediciones de superficies mecánicas sólidas son de mucha mejor calidad, esto debido a que la superficie de un tejido biológico es mucho más compleja que una superficie mecánica, en el sentido en que partes de una superficie biológica pueden reflejar bien la luz, mientras otras la absorben. Aunado a esto, la superficie biológica a la que nos referimos específicamente en este trabajo es semitransparente o traslúcida debido al grosor tan pequeño que posee (la membrana timpánica), lo que significa que parte de la luz que incide sobre ella se refleja, y parte penetra en ella, donde puede ser absorbida o reflejada. Este hecho puede ser útil en estudios posteriores, específicamente en mediciones interferométricas de la caja timpánica o de sus componentes, o de la 'cara' exterior del oído interno.

El arreglo interferométrico que se utilizó en la investigación realizada en octubre del 2003, fué un fuera de plano muy similar al utilizado en esta ocasión, haciendo uso del mismo endoscopio, y efectuando pruebas principalmente en una cabeza de cerdo recién matado, y posteriormente en un ser humano vivo. Esto, debido a lo dicho anteriormente, de que cualquier movimiento de la persona a ser examinada, puede decorrelacionar las franjas que se obtienen en mediciones interferométricas y proporcionar en consecuencia resultados erróneos. Por este motivo, la técnica todavía no es muy viable para pruebas en personas vivas, ya que se requieren condiciones de mucha estabilidad en el sistema, esto quiere decir, cero vibración o movimiento de otra fuente que no sea el objeto de estudio, para obtener resultados mayormente confiables. Por ello, en el laboratorio se utiliza una mesa holográfica con amortiguamiento neumático que suprime cualquier

vibración no deseada. La técnica ya perfeccionada y optimizada tiene que constar de un instrumento portátil de medición, y de un método de relajación del individuo a ser examinado, ya sea dormirlo, o analizar que grado de incertidumbre o error es aceptable y pueda ser discriminado, y que, por dicho motivo, no exista ninguna necesidad de dormir al individuo, sólo indicarle que se relaje lo más posible en su silla de examinación y que no se mueva mientras se realiza la medición.

Este grado de perfección de la prueba no se ha alcanzado aún, por lo que el experimento principal es el que se efectúa con la membrana timpánica del cerdo recién matado, la prueba en el tímpano humano es sólo para complementar la investigación y para comparar resultados. Sin embargo lo que nos atañe a nosotros es la investigación básica, no el diseñar, producir o comercializar la técnica, eso queda en otras manos. Lo que se pretende es realizar las primeras mediciones de vibración en membrana timpánica a diferentes frecuencias de excitación del sonido, para un mismo nivel de presión sonora (dB SPL), con cierta exactitud, y que éstas puedan ser explotadas más adelante por otras áreas, tales como la medicina, la ingeniería biomédica y el diseño biomédico.

Revisando artículos de investigación recientes, nos percatamos de que es cierto que ya se han empezado a realizar este tipo de mediciones, sin embargo, se han hecho estudios sobre todo en la membrana basilar del oído interno de cadáveres humanos⁽³⁾, y en membranas timpánicas del cerdo de guinea⁽⁴⁾, un cerdo muy pequeñito y muy diferente al cerdo común (*Sus scrofa*), que es el utilizado en esta investigación, así como tampoco no hay ningún reporte de mediciones interferométricas en membranas timpánicas de seres humanos vivos. Los reportes citados, son reportes recientes del año 2003 a la fecha.

En la primera investigación realizada en este laboratorio involucrando a la membrana timpánica (octubre del 2003), se utilizó la

técnica de holografía digital pulsada, con un arreglo experimental similar, como se mencionó anteriormente, y usando como fuente de luz un láser pulsado Nd:YAG de cavidad gemela, de longitud de onda de $\lambda=532$ nm, con ancho de pulso de 15 ns de duración, y emisión de dos pulsos, dadas las dos cavidades, con separación en tiempo de 50 a 500 μ s entre los dos, a una razón de 60 Hz, utilizando la misma cámara CCD Sensicam de doble captura de imagen y de alta resolución (1280 x 1024 píxeles), para la captura de los hologramas. En esa ocasión se utilizó la función de doble disparo de la cámara, para capturar secuencias de pares de hologramas, separados los dos hologramas de cada par por un tiempo de 500 μ s, correspondiendo así cada holograma a un pulso del láser. Debido a que el tiempo de recuperación de la cámara es de 256 ms (3.9 Hz), para una resolución de 1280 x 1024 píxeles, una frecuencia muy baja en comparación al de pulso del láser (60Hz), por lo que fue necesario sincronizar la frecuencia de grabación de la cámara, con la frecuencia de pulso del láser, utilizando un circuito electrónico de sincronización, y un obturador mecánico. Con esto se logró que las dos exposiciones fueran capturadas, al final y al principio de los dos cuadros consecutivos de captura, respectivamente. Esto debido a que el ancho de pulso del láser es de 15 ns, y a que el tiempo de exposición de la cámara para cada cuadro estaba programado a 1 ms.

Debido a las características ya mencionadas de la técnica de holografía digital pulsada, que necesariamente hace uso de un láser pulsado como fuente de luz; ésta parecía ser la mejor opción, ya que la membrana timpánica es un tejido muy sensible, que prácticamente todo el tiempo se encuentra en constante movimiento, es decir, se iba a medir un proceso muy dinámico, por lo que se necesitaba la captura de hologramas que congelaran prácticamente un instante del proceso, 15 ns de duración de cada pulso es un tiempo perfecto para ello, y a una separación de 500 μ s, dada la separación en tiempo entre cada pulso de cada cavidad del láser, resultaba ser la técnica y el arreglo

experimental idóneos a utilizar. Sin embargo, para estos tiempos de exposición tan pequeños y teniendo en cuenta que la potencia del láser pulsado es de 20 mJ por pulso, se obtenía prácticamente ‘nada’ en la captura de los hologramas, ya que la membrana timpánica es traslúcida. Por tal motivo fue necesario tratar al tímpano del cerdo con polvos reflectivos para volverlo una superficie difusa y esparciera la luz, para que se opacara y la luz no lo atravesara absorbiéndose dentro de la caja timpánica o reflejándose en una dirección no deseada (fuera del cabezal del endoscopio). Con esto la cámara CCD pudo ‘observarlo’ y grabar información a tiempos tan cortos de exposición, a la potencia disponible del láser.

Sin embargo, aunque sabemos que el uso de dichos polvos es relativamente válido en una superficie metálica, ya que no altera considerablemente su superficie, en un tejido biológico tan sensible y tan delgado como el tímpano, es obvio que se alteran considerablemente sus propiedades físicas, y que el resultado de las mediciones pueden ser un tanto erróneas. Por lo cual, tratando de evitar el tratamiento de la membrana timpánica con estos polvos; en este trabajo lo que se modifica en el arreglo experimental original es la fuente de luz, y por tanto, la técnica de evaluación. En el lugar del láser pulsado ahora utilizamos un láser de onda continua de estado sólido COHERENT tipo Verdi V-6 (Nd:YVO₄), con longitud de onda de $\lambda=532$ nm, clase 4, y con rango de potencia variable de 10 mW a 6 W. Por ello se tuvo que utilizar la técnica de holografía digital ‘no pulsada’ con la misma cámara, y además se implementó en el mismo arreglo una cámara CCD Cohu estándar de 30 cuadros por segundo y resolución de 640 x 480 pixeles, para aplicar también la técnica ESPI en la búsqueda previa de las mejores frecuencias sonoras de excitación, para posteriormente a esas frecuencias de excitación aplicar la técnica de IHD.

Naturalmente no se utilizó toda la potencia disponible de este láser, ya que se dañarían indudablemente la membrana timpánica, así como

las fibras ópticas utilizadas en el arreglo (del endoscopio y del haz de referencia), y muy probablemente alguna lente y/o espejo del mismo. Sin embargo, necesitábamos más potencia que la entregada por el láser pulsado para poder grabar hologramas con suficiente información, a tan pequeños tiempos de exposición, sin necesidad de tratar el tímpano con polvos reflectivos. En las pruebas efectuadas se llegó a una potencia máxima de 700 mW, obteniendo los mejores resultados a 280 mW para el tímpano del cerdo, y a 470 mW para el tímpano del ser humano vivo.

Al estar trabajando con un láser y tejidos biológicos, por cuestiones y requisitos de seguridad médica, se muestra que se cumple con los parámetros establecidos al existir una interacción láser-tejido⁽⁵⁾. Esta técnica es mínimamente invasiva, se considera así ya que la única invasión que se efectúa es la introducción del endoscopio, el cual posee un diámetro de 4.2 mm, se introduce aproximadamente a 2.1 cm del inicio del conducto auditivo para enfocar el tímpano, y es sabido que la longitud total del conducto auditivo en los adultos es aproximadamente de 2.5 centímetros, que semeja un embudo, y que su diámetro varía de 9 mm (junto a la oreja) a 6 mm (en su parte intermedia), y luego nuevamente se ensancha a 8 mm aproximadamente (junto al tímpano), desde su inicio en la parte exterior hasta donde termina en la parte interior del oído. Por ello no existe ningún peligro de causar algún daño o de infringir algún tipo de dolor al introducir el endoscopio para efectuar las mediciones, ya que entra libremente y permanece a una distancia de 4 o 5 mm del tímpano, sin temor de llegar a tocarlo ya que se coloca un tope en el propio brazo del endoscopio que impide su paso más allá de esta distancia, además el brazo del endoscopio tiene un recubrimiento de acero inoxidable, flexible al igual que el propio endoscopio, y que ya está contemplado en el tamaño del diámetro del cabezal (4.2 mm), por lo que no existe tampoco ningún riesgo de infección, debido al acero inoxidable, y a que se esteriliza cada vez que entra y sale del oído a medir.

En los niños se debe usar el tope a otra distancia ya que la longitud de su conducto auditivo es menor, y tal vez otro endoscopio diferente al utilizado en este trabajo, por cuestiones de diámetro. Estas medidas no están determinadas en este trabajo ya que las pruebas se realizaron en un cerdo y en un a persona adulta.

Es una prueba mínimamente invasiva por lo expuesto anteriormente, más sin embargo, es una técnica no destructiva en lo absoluto; ni infringe daño alguno, ni causa dolor alguno, ni toca órganos delicados, y, en lo que respecta a la interacción láser-tejido, el proceso toma sólo entre 5 y 6 segundos en cada medición para la captura de los hologramas, y se efectúan tres mediciones en total, descansando de la radiación láser y del endoscopio dos o tres minutos entre cada medición. El haz que se dirige al tímpano es un haz expandido, no enfocado, por lo que su energía es distribuida y de esta manera no existe la destrucción celular. El paciente no tiene interacción alguna con el láser, sólo en el oído, por lo que riesgos como pérdida de agudeza visual, fatiga ocular, deslumbramiento debido a brillos excesivos de la fuente luminosa, nunca suceden. El efecto de baja potencia del haz expandido es incapaz de ejercer cualquier influencia en organismos vivos. Un haz láser enfocado si actúa en tejido absorbente, causando pigmentación del tejido⁽⁶⁾ o causando, en el peor de los casos, su destrucción parcial o total, en función del tiempo de exposición del tejido a la radiación láser, en función de la potencia del láser y de la frecuencia de emisión (ν/λ)⁽⁵⁾. Para el láser que se utiliza en este trabajo tenemos un coeficiente de absorción del tejido muy pequeño, un poco mayor a 0.001⁽⁵⁾.

Colocando el endoscopio a 4 mm del objeto a estudiar (distancia para enfocar el tímpano), el haz divergente produce una mancha aproximadamente de 1cm de diámetro. Si la perilla de control del láser se encuentra en 470 mW (potencia óptima encontrada para mediciones en la membrana timpánica de una persona), y medimos la potencia del haz

divergente que sale del endoscopio colocando el detector de un radiómetro a 4 mm del cabezal del endoscopio, el radiómetro nos arroja un resultado de 74.75 mW, como el diámetro del detector es de 2 cm, tenemos una razón en la radiación de 23.79 mW/cm^2 . Y si además tomamos en cuenta que el diámetro aproximado del tímpano es de 7mm, sabremos que la potencia real que se distribuye en toda el área del tímpano es de 16.65 mW. Por lo que afirmamos de manera contundente que, por todo lo expuesto anteriormente, este láser utilizado de esta manera no tiene efecto alguno sobre el tejido además de que la intensidad del láser disminuye inversamente con el cuadrado de la distancia al objeto de estudio.

También es posible comparar la radiación de este láser con la exposición solar, teniendo en cuenta que el paciente permanece muy pocos segundos bajo la radiación del láser⁽⁵⁾.

Se dice que se realizan tres mediciones, de aproximadamente 5 a 6 segundos de duración para la captura de imágenes, porque se encontraron dos frecuencias sonoras de excitación muy buenas (3.5 kHz y 8.1 kHz), además de realizar mediciones a 1 kHz, que fue la frecuencia sonora de excitación utilizada en los experimentos anteriores (octubre 2003), con el láser pulsado. Esto para efecto de comparar resultados.

Para estas mediciones la excitación sonora es relativamente baja. La incomodidad auditiva se experimenta con sonoridades sobre los 110 - 120 dB SPL, el dolor agudo sobre los 130 dB SPL, y una exposición a niveles de sonoridad sobre los 140 dB SPL, aún por cortos períodos de tiempo, conlleva un riesgo de daño anatómico al oído. A los 155 dB SPL se revienta el tímpano irremediablemente⁽⁷⁾. Por lo que la excitación sonora utilizada en las pruebas no es en lo absoluto dañina, ni dolorosa, además de que no activa el reflejo timpánico o estapedial que se explicara más adelante. Se establece esta afirmación, ya que, aunque no fue determinada, en dB, la excitación sonora utilizada, no se llegó en lo absoluto a un nivel de incomodidad auditiva.

SISTEMA AUDITIVO

2.1 INTRODUCCIÓN

Por varios motivos, los mamíferos son los mejores animales de experimentación. Es evidente, si aceptamos el principio biológico de que: 'la filogenia de un ser vivo es sólo un recapitulación de su ontogenia', los mamíferos de experimentación serán los más cercanos al ser humano, por lo que muchos de sus componentes fisiológicos serán coincidentes o muy próximos.

La especie a continuación pertenece al superorden de los *Placentarios* (*Euterios*):

*El Cerdo (*Sus scrofa*), seguramente, es uno de los animales más interesantes ya que muchas de sus características orgánicas son próximas a la especie humana. Pertenece a la familia de los *Suidos*, suborden *Suiformes*, incluida en el importante orden de los *Arctiodáctilos*. Su fácil mantenimiento (estabulado) y reproducción hacen de él uno de los favoritos (además de por lo expuesto antes) ⁽⁸⁾.

Efectivamente, a razón de que las características orgánicas del cerdo son muy similares a las de ser humano, y debido a que no está penado su uso en experimentos, como los primates por ejemplo, este mamífero fue el elegido para efectuar experimentos *in situ* en este trabajo. Además de que es muy fácil conseguirlo en cualquier mercado y después, para no desperdiciar, su carne se puede consumir.

A continuación se describe la anatomía y funcionamiento del sistema auditivo humano, posteriormente el del cerdo y se efectúan comparaciones. Sobra decir la importancia de conocer el funcionamiento del sistema auditivo, específicamente el de la membrana timpánica. Por último, se presenta una revisión de las enfermedades comunes que aparecen en el tímpano, técnicas actuales para su diagnóstico, estudios recientes de la membrana timpánica y su contribución a los campos discutidos en el objetivo principal 2, así como el avance tecnológico en tales estudios.

2.2 ANATOMÍA DEL SISTEMA AUDITIVO HUMANO

El sistema auditivo es el conjunto de órganos que hacen posible el sentido del oído en un ser vivo, es decir, lo facultan para ser sensible a los sonidos. Es responsable de la captación de los estímulos sonoros del medio ambiente y su transformación en impulsos nerviosos que pueden ser procesados por el cerebro. Además, la estructura interna del oído es también responsable del mantenimiento del equilibrio corporal. El órgano más elemental del sistema auditivo, que está presente en casi todos los seres vivos dotados de esta capacidad, es una membrana llamada *tímpano*⁽⁹⁾.

En el hombre la capacidad de percibir sonidos, se realiza por medio del oído. Anatómicamente, en los mamíferos en general, el oído consta de tres partes: el oído externo, el oído medio y el oído interno:

- El oído externo, esta formado por el pabellón auricular u oreja y el conducto auditivo.
- El oído medio, incluye el tímpano, la caja timpánica, la cadena de cesecillos (martillo, yunque y estribo), las cavidades mastoideas y la trompa de Eustaquio.
- El oído interno, consta de la ventana oval, ventana redonda coclea o caracol, vestíbulo y canales semicirculares.

Estructura del oído externo:

Pabellón de la oreja: el pabellón de la oreja es una estructura cartilaginosa ubicada en ambos lados de la cabeza. Su forma es similar a una concha, con muchas depresiones y prominencias. De hecho, se le llama concha a la depresión más profunda del pabellón del oído. El repliegue que rodea todo el pabellón se denomina hélix, mientras que la

formación ubicada entre el hélix y la concha es llamada antihélix. La prominencia anterior a la concha se conoce como trago, y el repliegue que se encuentra delante de esta se denomina antitrago. La estructura inferior del pabellón, la cual carece de esqueleto cartilaginoso, se conoce como lóbulo de la oreja.

La función del pabellón de la oreja es encausar las ondas sonoras en la dirección del interior del oído, así como contribuir a la detección del punto de origen de los sonidos, este órgano varía mucho en medida y forma de un ser humano a otro.

Conducto auditivo externo: es una estructura de forma tubular, con un largo aproximado de dos centímetros y medio, y con diámetro de aproximadamente 9 mm en su parte exterior, se reduce a unos 6 mm en su parte media y luego vuelve a ensancharse a 8 mm. En él se ubican las glándulas sebáceas responsables de la secreción del cerumen que protege al oído atrapando a las partículas extrañas que penetran en el conducto.

La función del conducto auditivo externo es la conducción de las ondas sonoras hasta una membrana llamada tímpano, que marca el inicio del oído medio. Además, el conducto auditivo externo funciona como una especie de caja de resonancia, que evita que las ondas sonoras sean atenuadas durante su transporte a los sectores más profundos del oído.

Estructura del oído medio:

Membrana timpánica: membrana de color rosáceo-gris, translúcida, muy delgada, que cierra por dentro el conducto auditivo externo. Posee una pequeña inclinación de alrededor de 65° en relación con el 'suelo' del conducto auditivo. La membrana timpánica en niños es de forma circular, mientras que en adultos es elíptica, midiendo 9 mm en

su eje vertical y 8 mm en su eje horizontal, y tiene un espesor variable de 100 a 150 μm , en los adultos. El tímpano semeja el cono de una bocina, con su cara ligeramente cóncava 'viendo' hacia el conducto auditivo. Figuras 2.1 y 2.2.

Está compuesto por tres capas:

- Externa o de epitelio escamoso

- Capa media o fibrosa

- Capa interna o mucosa.

La capa externa tiene un origen ectodérmico, mide 30 micras aproximadamente y está compuesta por células epidérmicas, las cuales se continúan con las células del conducto auditivo externo. En la membrana timpánica no se encuentran ni glándulas ceruminosas, folículos pilosos, ni glándulas sebáceas. Es interesante destacar que la estructura histológica de un saco de colesteatoma, es idéntico al encontrado en el epitelio normal de la membrana timpánica.

La capa media de tejido conectivo deriva del mesodermo y mide aproximadamente 100 micras. Comprende dos capas bien definidas, una externa, formada por fibras de colágeno ubicadas en forma radial y otra capa interna, cuyas fibras se ubican en sentido circular. En secciones histológicas de tímpanos normales, las dos capas son perfectamente distinguibles, la ausencia de alguna de éstas, indica algún proceso patológico previo.

Esta capa fibrosa se encuentra solamente en la pars tensa. En la pars flácida se encuentra ausente, en su lugar existen fibras elásticas que forman una capa muy delgada que se confunde con el ligamento externo del martillo.

La capa interna del tímpano, es parte de la mucosa del oído medio, el cual está formado por una delgada capa de epitelio cúbico, el cual descansa en una lámina propia de fibras de colágeno y capilares.

Para el funcionamiento normal del oído medio es indispensable la integridad del tímpano y cadena osicular, y que la trompa de Eustaquio funcione normalmente⁽¹⁰⁾. La función normal del tímpano es la de vibrar ante estímulos sonoros; estas vibraciones se transmiten a la cadena de huesecillos del oído medio.

Caja timpánica: Es un espacio aproximadamente oblongo (como una lente bicóncava) tapizado completamente por mucosa; consta de 6 caras o paredes, y son las siguientes:

- 1) La cara externa, ocupada casi en su totalidad por la membrana timpánica
- 2) La interna o laberíntica y en su parte central hay una prominencia de la caja timpánica: el promontorio, que corresponde al saliente de la espira basal del caracol; asimismo se encuentran las ventanas laberínticas: Oval y Redonda; y el nervio facial (VII par) que atraviesa toda la caja muy cerca de la ventana oval.
- 3) La superior o Tegmen Tympani, en relación con la fosa cerebral media.
- 4) La inferior o Pars Yugularis, en relación con el golfo de la vena yugular.
- 5) La cara anterior, carotídea o tubárica, en relación con la carótida y con el orificio interno de la Trompa de Eustaquio
- 6) La posterior o mastoidea, en comunicación con el antro y celdas mastoideas mediante el aditus ad antrum.

Cadena osicular: En el Oído Medio existen tres osículos o huesecillos: Martillo, Yunque y Estribo; tienen por objeto conectar la membrana timpánica con la ventana oval y son el medio normal de

transmisión del sonido a través del oído medio. El martillo posee cabeza, cuello y mango o manubrio, así como una apófisis corta. El martillo está íntimamente insertado entre las capas de la membrana timpánica en su porción del mango, y de él parten los ligamentos timpanomaleolares anterior y posterior que dividen a la membrana timpánica en pars flácida y pars tensa. La pars flácida tiene dos capas: epitelial y endotelial; mientras que la pars tensa tiene tres capas: epitelial, está íntimamente fibrosa y endotelial.

La cabeza del martillo se articula con el cuerpo del yunque (sinartrosis), y éste a través de su apófisis larga se articula con la cabeza del estribo; a su vez, la platina del estribo se inserta en la ventana oval y estimula a los líquidos perilaberínticos en el proceso de la audición.

Hay que recordar que existen dos músculos: el músculo del estribo, inervado por el facial y el músculo tensor del tímpano, inervado por el trigémino; ambos músculos protegen el oído interno de los ruidos intensos y súbitos que pueden lesionarle.

Cavidades mastoideas: Se desarrollan de un sistema primario de neumatización formado por el eje trompa-caja-antro. El hueso temporal en el que se forman las celdas mastoideas al principio está formado por peñasco, escama y porción timpánica. Estos huesos se sueldan unos a otros alrededor de la 1° hendidura branquial, que forma la mucosa del oído medio.

Desde el punto de vista anátomo-patológico, el hueso temporal se divide en tres porciones:

- 1) Mastoides o apófisis mastoidea, situado por detrás del conducto auditivo externo y la caja.
- 2) La Paramastoides escamocigomática, formado por las raíces del cigoma y la escama.
- 3) La paramastoides petrosa o peñasco, que contiene el laberinto.

Según el tipo de desarrollo celular podemos describir los siguientes tipos de mastoides:

- a) Neumática
- b) Neumatodiploica
- c) Ebúrnea

Trompa de Eustaquio: La Trompa de Eustaquio o conducto faringotimpánico conecta la nasofaringe con la caja timpánica. Tiene 2 porciones:

- a) Interna o cartilaginosa que mide 24 mm de longitud.
- b) Externa u ósea que mide 12 mm.

La Trompa de Eustaquio, que normalmente está cerrada, presenta su menor resistencia a la abertura cuando la cabeza está erecta; la inclinación de la cabeza hacia atrás o adelante aumenta la resistencia pasiva de la trompa. La trompa se abre activamente por la acción de los músculos elevadores y tensores del paladar, durante la deglución, la masticación y el bostezo.

La función de la Trompa de Eustaquio es proporcionar una vía aérea desde la nasofaringe al oído para igualar las presiones en ambos lados de la membrana timpánica, y así, ésta funcione correctamente y no reviente⁽¹¹⁾.

Estructura del oído interno:

El aparato del oído interno está alojado en una cavidad ósea, que a su vez alberga una cavidad membranosa. Entre el laberinto óseo y el membranoso se encuentra un espacio lleno por una sustancia llamada perilinfa. Por su parte, el laberinto membranoso se encuentra lleno de una sustancia denominada endolinfa.

El caracol o coclea: es una estructura tubular, de forma similar a un espiral. Se halla dividido por dos membranas: la membrana de

Reissner y la membrana basilar. El resultado de esta división es un trío de espacios intermedios. El primero de ellos es conocido como la rampa vestibular, que contiene perilinfa y culmina con la *ventana oval*. El segundo se conoce como rampa timpánica, también está lleno de perilinfa y culmina con la *ventana redonda*. El tercer espacio intermedio es el conducto coclear, que a su vez es intermedio entre la rampa vestibular y la rampa timpánica. En este espacio se encuentra el órgano de Corti, de importancia vital para el mantenimiento del equilibrio. El órgano de Corti también está lleno de endolinfa. Además en él se encuentran unas membranas ciliares que se comunican en su extremo inferior con las neuronas del nervio auditivo. El órgano de Corti está ubicado sobre la membrana basilar y bajo la membrana tectorial, con la que también se comunican las membranas ciliares a través de su extremo superior.

El vestíbulo: es un espacio del oído interno, dentro del cual se ubican dos estructuras membranosas conocidas como utrículo y sáculo. Dentro del vestíbulo el espacio está lleno de endolinfa, y además hay unas células ciliadas denominadas máculas, y los otolitos, que son unos granos de calcio indispensables para el mantenimiento del equilibrio estático.

Canales semicirculares: Son tres estructuras tubulares repletas de endolinfa. En su base tienen un ensanchamiento que se conoce como ampolla, y su función está relacionada al mantenimiento del equilibrio dinámico, ya que en ellos se encuentran las células encargadas de captar y transformar la información relacionada con este.

Hueso temporal: contiene los órganos auditivos y del equilibrio, que están inervados por los filamentos del nervio auditivo.

En la figura 2.1 se muestran las tres partes en que se divide el sistema auditivo y los órganos del mismo.

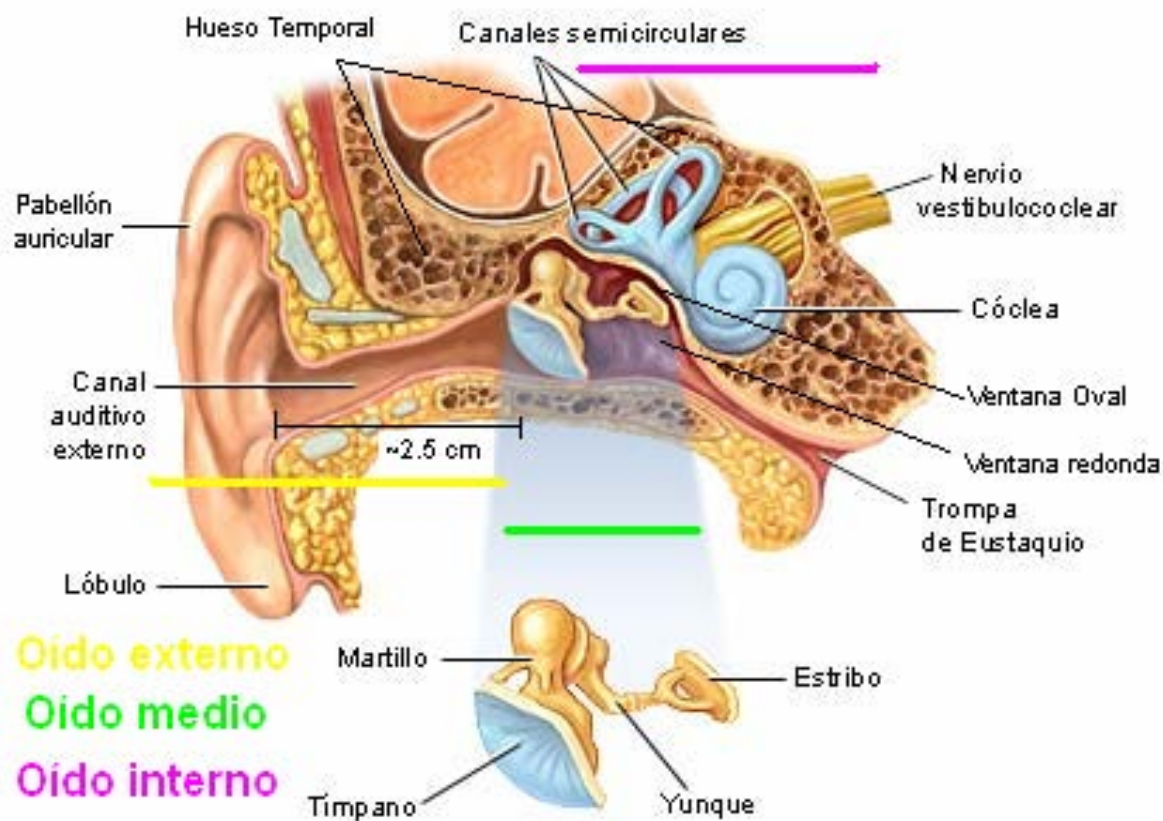


Figura 2.1. Sistema Auditivo Humano.

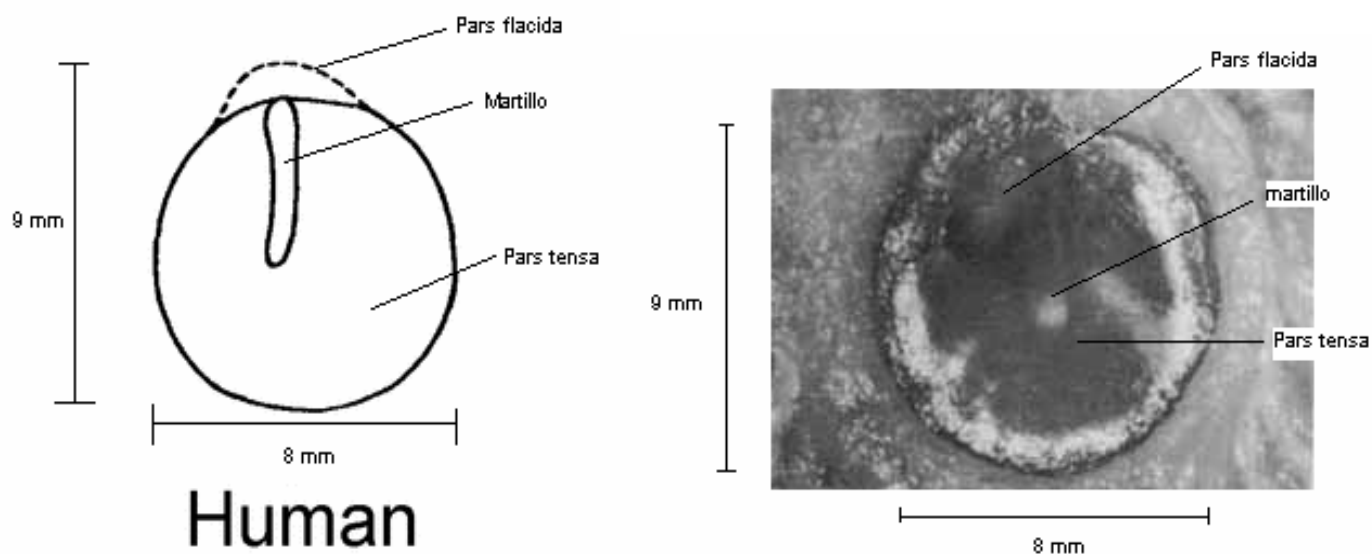


Figura 2.2. Vista frontal del tímpano humano. Dibujo, y real respectivamente.

2.2.1 CONCEPTOS BASICOS

Debido a que el tímpano es una membrana sumamente delgada, no es objeto de este trabajo determinar como los campos acústicos se propagan a través de él cuando ha sido radiado con sonido, sin embargo la vibración (desplazamientos) que le producen los cambios de presión provocados por el sonido, sí lo es.

Es importante comenzar por revisar conceptos básicos para el estudio del funcionamiento del oído.

El decibel:

Previo a revisar la fisiología de la audición, es necesario explicar qué es el decibel, la medida más usada para medir la audición.

Se denomina decibel a la unidad empleada en Acústica y Telecomunicaciones para expresar la relación entre dos potencias, acústicas o eléctricas. El decibel, símbolo dB, es una unidad logarítmica y es la décima parte del belio, que es la unidad real de medición, pero que no se utiliza por ser demasiado grande en la práctica. El belio recibió este nombre en honor de Alexander Graham Bell.

El decibel es la principal unidad de medida utilizada para el nivel de potencia o nivel de intensidad del sonido. En esta aplicación la escala se utiliza una escala logarítmica porque la sensibilidad que presenta el oído humano a las variaciones de intensidad sonora sigue una escala aproximadamente logarítmica, no lineal. Por ello el belio y su submúltiplo el decibel, resultan adecuados para valorar la percepción de los sonidos por un oyente.

Se define como la comparación (relación) entre dos sonidos porque en los estudios sobre acústica fisiológica se vio que un oyente al que se le hace escuchar un solo sonido no puede dar una indicación fiable de su

intensidad, mientras que, si se le hace escuchar dos sonidos diferentes, es capaz de distinguir la diferencia de intensidad. Esta es la escala dBA.

Normalmente una diferencia de 3 decibeles, que representa el doble de señal, es la mínima diferencia apreciable por un oído humano sano. Una diferencia de 10 decibeles es aparentemente el doble de señal aunque la diferencia de sonoridad sea de diez veces.

El decibel SPL (sound pressure level), es una unidad base que intenta dar una medición absoluta del nivel de presión de sonido, donde 0 dB SPL = 20 μ Pa (micro Pascales) de presión, donde 1 Pascal se define como la presión que ejerce la fuerza de 1 Newton, de manera normal, sobre una superficie de 1 m². El rango de audición del ser humano se relaciona con la escala dB SPL, de forma que 0 dB SPL es el nivel de umbral de audición, mientras que de 120 a 140 dB SPL (dependiendo la bibliografía de referencia) se encuentra el nivel de umbral de dolor auditivo. El sonido del flujo sanguíneo corresponde a 0 dB SPL⁽¹³⁾.

Esta escala (dB SPL) se obtiene mediante la fórmula

$$dB_{SPL} = 20 \log(p / p_0) \quad (2.1)$$

donde p es la presión a medir, y p_0 es la presión correspondiente al sonido del flujo sanguíneo (20 μ Pa).

Los dBA son la unidad creada para medir la percepción humana de la intensidad del sonido, esta escala puede variar un poco de individuo a individuo, es decir, es una escala un poco subjetiva, pero muy similar a los dB SPL. Sin embargo en este trabajo la unidad de interés, es la unidad fija de presión sonora en dB SPL.

La naturaleza del sonido:

Para fines prácticos, el sonido se produce cuando por algún tipo de excitación interna o externa un cuerpo u objeto vibra. Esta vibración se propaga a través de un medio elástico, generalmente el aire, de la siguiente manera; al vibrar el objeto, éste choca o empuja las moléculas de aire adyacentes a él, en patrones correspondientes a los movimientos del objeto. Estos patrones de moléculas de aire comprimidas chocan con las moléculas de aire próximas a ellos, transfiriéndoles el patrón, de este modo, el patrón original de vibración del objeto, viaja a través del aire hasta llegar al oído. A nivel macroscópico, esta propagación se interpreta como una onda o una superposición de ellas avanzando en el espacio, obedeciendo las leyes del movimiento ondulatorio. Esta energía que se propaga en forma de onda, al necesitar de un medio material para propagarse, como el aire, cae dentro de la clasificación de las ondas mecánicas.

Las ondas sonoras, además de mecánicas son longitudinales, ya que el movimiento local del medio alcanzado por la perturbación (el tímpano en este caso) se efectúa en la dirección de avance de la onda⁽¹⁴⁾.

Lo que caracteriza a una onda en general, es su amplitud, su frecuencia, y su longitud de onda (figura 2.3). La amplitud se define como la máxima distancia que un punto del medio en que se propaga la onda se desplaza de la posición de equilibrio; esta distancia corresponde al grado de movimiento de las moléculas de aire en una onda sonora. Al aumentar su movimiento, golpean el tímpano con una fuerza mayor, por lo que el oído percibe un sonido más fuerte. La longitud de onda (λ) es la distancia que recorre la onda mientras un punto de ella realiza una oscilación completa. El tiempo que tarda en realizar una oscilación se llama periodo (T) y la frecuencia (f) es el número de oscilaciones (vibraciones) que efectúa cualquier punto de la onda en un segundo⁽¹⁵⁾.

La longitud de onda λ se relaciona con la frecuencia f de acuerdo a

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (2.2)$$

en donde v corresponde a la velocidad de propagación de la onda en el medio, que en este caso es el aire, el cual tiene un valor de 340.3 m/s a temperatura ambiente. Este valor se obtiene midiendo a temperatura ambiente, de acuerdo al índice adiabático del aire (1.4), a su densidad (1.293 Kg./m^3) y la presión normal de una atmósfera ($1\text{atm}=1.013 \times 10^5 \text{ PA}$)⁽¹⁶⁾.

Se hablará más adelante de como influye cada una de estas características en la percepción humana del sonido.

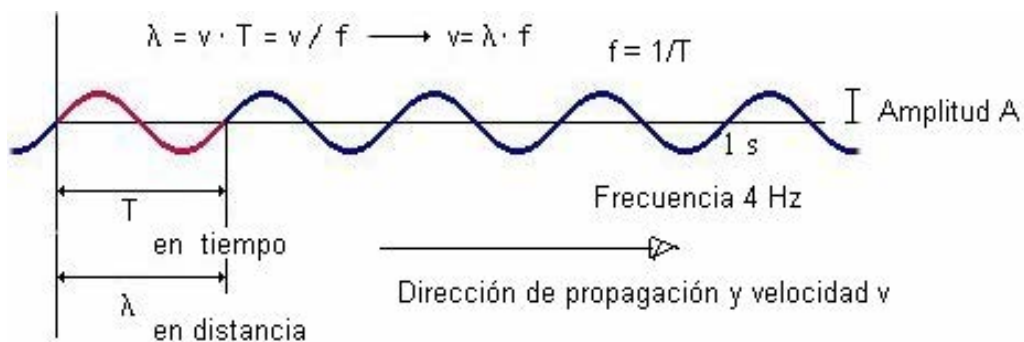


Figura 2.3. Características de una onda mecánica longitudinal (el sonido).

2.2.2 FISIOLOGÍA DE LA AUDICIÓN

Mecanismo de la audición:

Oído externo:

Cuando un objeto vibra (produce sonido). El patrón de moléculas de aire comprimidas, de las que hablamos anteriormente, eventualmente llega al conducto auditivo y choca con las moléculas de aire que se encuentran dentro de él, y les transfieren el mismo patrón de vibración del objeto que produce el sonido. Es decir, las ondas sonoras llegan al pabellón auricular, éste las concentra, y como un embudo las dirige hacia el conducto auditivo externo, donde resultan amplificadas a ciertas frecuencias. Finalmente llegan a la membrana timpánica, a partir de la cual, las vibraciones se transmiten por medio sólido.

Oído Medio:

La membrana timpánica separa el conducto auditivo externo de la caja del tímpano. Desde el punto de vista funcional el sonido es una onda de presión. Los cambios de presión en la pared externa de la membrana timpánica, asociados a la señal sonora, hacen que dicha membrana vibre siguiendo las oscilaciones de dicha señal, es decir su frecuencia. Las ondas sonoras, al chocar con la membrana timpánica en parte son reflejadas de nuevo hacia el conducto y en parte son transmitidas por la membrana. De estas últimas, algunas cruzan la caja timpánica y alcanzan la ventana redonda (vía aerotimpánica); mientras que otras penetran por la ventana oval, siguiendo la cadena de huesecillos (Vía Osicular=Normal). Los huesecillos aumentan la presión del sonido. Por lo que la onda hace vibrar a la ventana oval. Es decir, las vibraciones del tímpano se transmiten a lo largo de la cadena de huesecillos, la cual opera como un sistema de palancas, de forma tal que la base del estribo vibra en la ventana oval (figura 2.4). Este huesecillo se

encuentra en contacto con uno de los fluidos contenidos en el oído interno; por lo tanto, el tímpano y la cadena de huesecillos actúan como un mecanismo para transformar las vibraciones del aire en vibraciones del fluido.

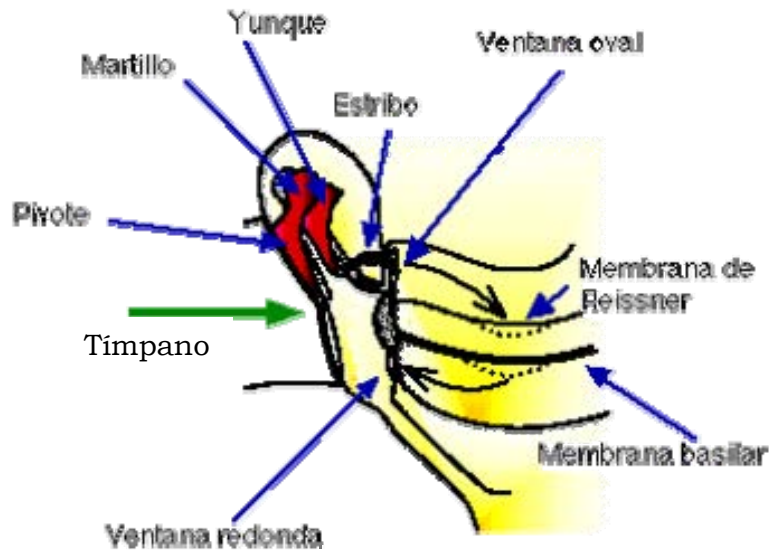


Figura 2.4. Propagación del sonido a través del oído medio e interno.

La transmisión de las ondas sonoras desde un medio gaseoso (aire) a un medio líquido (endolinfa) se resuelve con una enorme pérdida de energía sonora ($99,9\% = 30$ decibeles).

Nivel aceptable 30 decibeles.

Para recuperar esta enorme pérdida de energía, el oído medio actúa como un mecanismo transformador mediante 2 artificios mecánicos, alojados en el oído medio, que son para lograr que la transferencia de potencia del aire al fluido sea máxima. Se efectúa un acoplamiento entre la impedancia mecánica característica del aire y la del fluido, puesto que esta última es mucho mayor que la primera. Denominamos *impedancia acústica* a la dificultad o resistencia que encuentran las ondas sonoras para su propagación en un medio.

Por lo que visto así, la cadena osicular actúa como un acoplador de impedancias acústicas, entre el aire del oído medio y la endolinfa del oído interno.

Los dos sistemas mecánicos transformadores del oído medio para recuperar las pérdidas son:

a) Sistema de palancas.

El mango del martillo es más largo que la rama larga del yunque. Ganancia: 2 a 3 decibeles.

b) Relación del Tímpano con la ventana oval (Relación de áreas o relación hidráulica).

Relación entre la enorme superficie de la membrana timpánica y la pequeña superficie de la ventana oval. Relación: 14 a 1, que permite recuperar 25 decibeles.

Así, la acción transformadora del Oído Medio recobra 25 a 27 decibeles de los 30 dB que se pierden originalmente.

El máximo acoplamiento se obtiene en el rango de frecuencias medias, en torno a 1 KHz.⁽¹⁷⁾ En la figura 2.5 se representa en forma esquemática la transmisión del sonido del oído externo al interno, a través del oído medio.

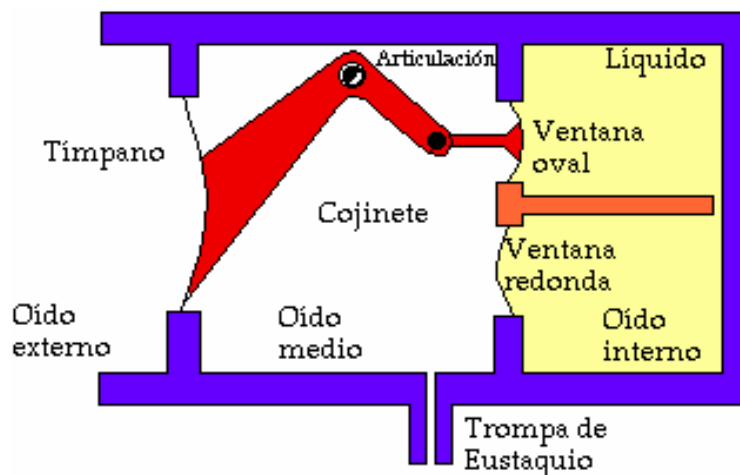


Figura 2.5. Esquema de la propagación del sonido a través del oído medio.

Umbrales de la audición

Los umbrales o límites de la audición considerados estándar corresponden a intensidades de 0 dB SPL a 140 dB SPL para el dolor, para una frecuencia de 1000 Hertzios. El umbral de molestia se sitúa cerca de los 120 dB SPL. El rango de frecuencias audibles oscila entre 20 a 20000 Hz, y a lo largo de todo este espectro varía la sensación de intensidad. La sonoridad es la sensación de intensidad en relación con la frecuencia y para determinarla se emplea el gráfico de Fletcher-Munson (curvas isofónicas). La unidad de sonoridad es el fonio.

Definimos a la intensidad como el flujo medio de energía por unidad de área perpendicular a la dirección de propagación. En el caso de ondas esféricas que se propagan desde una fuente puntual, la intensidad es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia, suponiendo que no se produzca ninguna pérdida de energía debido a la viscosidad, la conducción térmica u otros efectos de absorción. Se mide en decibeles (dB). Figura 2.6.

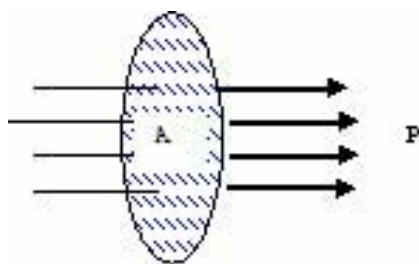


Figura 2.6. Representación de la intensidad.

Reflejo timpánico o acústico

Cuando se aplican sonidos de gran intensidad (~90 dB SPL) al tímpano, los músculos tensores del tímpano y el estribo se contraen de forma automática tensando así a la membrana timpánica, modificando la característica de transferencia del oído medio y disminuyendo la cantidad de energía entregada al oído interno.

Este "control de ganancia" se denomina reflejo timpánico o auditivo, y tiene como propósito proteger a las células receptoras del oído interno frente a sobrecargas que puedan llegar a destruirlas. Este reflejo no es instantáneo, sino que tarda de 40 a 160 ms en producirse⁽¹⁷⁾, tiempo suficiente para en algún momento dado causar un daño irreversible mediante un pulso sonoro demasiado intenso que aparezca de forma súbita.

El reflejo timpánico (estapedial), sucede a partir de 80 dB SPL y de 90 dB SPL en tono puro, y debe ser tomado en cuenta en cualquier modelo matemático del procesamiento del sonido en el aparato auditivo, siempre que se trabaje con sonidos de gran intensidad, puesto que es un mecanismo no lineal que introduce un término cuadrático en la relación entrada-salida del oído medio.

Sensibilidad

La sensibilidad del tímpano es increíblemente remarcable. La última investigación nos dice que su umbral de sensibilidad, a una frecuencia f de 3500 Hz, la frecuencia a la que es más sensible, responde a una presión de aproximadamente 8 μPa . Esto corresponde a un flujo de energía de $1.55 \times 10^{-17} \text{ W/cm}^2$, una velocidad de partícula de $2.74 \times 10^{-6} \text{ cm/s}$, una condensación de $(\Delta\rho/\rho)$ of 8.07×10^{-11} , y un desplazamiento de partícula de $1.25 \times 10^{-10} \text{ cm}$, lo que corresponde a sólo 1.25 Å, es decir, comparable al diámetro de hidrógeno. Es tan sensitivo que puede captar el ruido blanco de las fluctuaciones de la densidad molecular, o el movimiento Browniano⁽¹⁸⁾. El hecho de que no podamos escuchar tan bien como un gato, por ejemplo, no está determinado aún, no se sabe si es por discriminación del oído interno a la baja vibración que se produce con esta presión, o si los impulsos sí llegan al la corteza cerebral, vía el nervio auditivo, y entonces sería más bien un problema de 'poner atención' (discriminación inconsciente o subconsciente cerebral).

Los extremos de sensibilidad de presión del oído, de $8 \mu\text{Pa}$ a $1.2 \times 10^9 \mu\text{Pa}$, nos da una razón de 1.5×10^8 o ~ 160 dB SPL, un enorme rango dinámico. Nuestro sistema auditivo es capaz de manejar tan enorme rango dinámico bajo una respuesta logarítmica.

Medido a una atmósfera se sabe también que una fuerza sostenida de 1.7 kPa , aplicada durante un segundo, el tímpano se rompe, a 0.08 kPa de fuerza sostenida, siente dolor⁽¹⁹⁾. Mientras que, como ya vimos, si la presión que se ejerce es acústica, a 1.2 kPa se rompe (~ 155 dB SPL), y a 0.023 kPa (~ 121 dB SPL) siente dolor.

Aunque la sensibilidad de nuestro oído es realmente asombrosa, la sensibilidad estándar aceptada se mide de acuerdo a cuando nuestro cerebro percibe un sonido. Con el sonido más pequeño, 'sentido' por nuestro cerebro, el tímpano se mueve aproximadamente 25.4 nm , una millonésima de pulgada, valor 203.2 veces mayor a los 1.25 \AA explicados 2 párrafos arriba. Nuestra habilidad de detectar sonidos del más pequeño al más intenso cubre un rango en intensidad de aproximadamente $1000,000,000$ ⁽²⁰⁾.

Una persona joven y sana, en lo que al oído se refiere, puede detectar diferencias en frecuencia tan pequeñas como del 0.2% . Es decir, puede diferenciar entre un sonido de 1000 Hz a uno de 1002 Hz .

Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio

El conjunto formado por el oído externo y el oído medio forman un sistema cuya respuesta en frecuencia es de tipo pasabajos, como se muestra en la figura 2.7. En el intervalo cercano a los 4 kHz se observa un pequeño efecto de ganancia, debido a las características del conducto auditivo. Esta respuesta sólo es válida cuando el sistema se comporta de modo lineal; es decir, cuando la intensidad del sonido no es muy elevada, para evitar que actúe el reflejo timpánico.

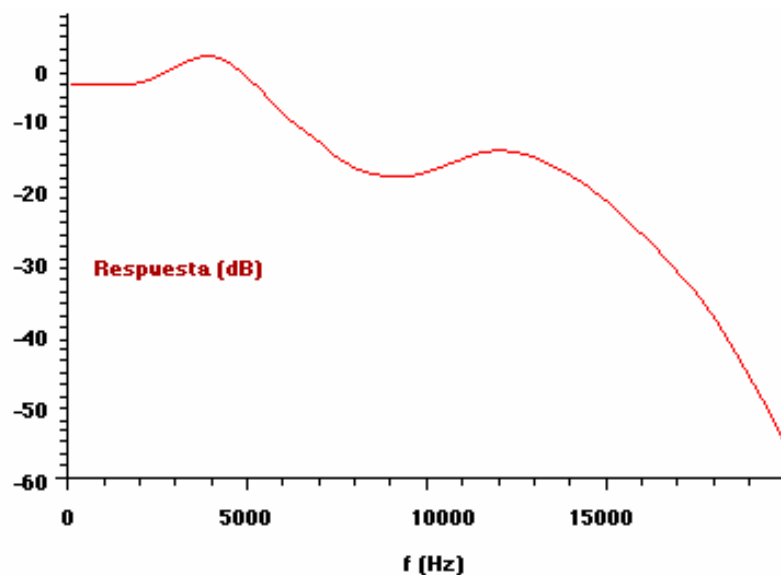


Figura 2.7. Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio.

Oído interno:

Esta parte del oído, la más interna, compleja, pequeña y por lo tanto delicada, y que además es la que finalmente lleva las vibraciones al nervio auditivo (no por eso la más importante), no es de sumo interés en este trabajo, como lo es la parte media donde se encuentra la membrana timpánica, razón por la cual será descrita brevemente.

Cuando la onda hace vibrar a la ventana oval, ésta a su vez transmite esas vibraciones a la perilinfa de la ramba vestibular y luego a la endolinfa del conducto coclear (35 mm). Allí ocasiona movimiento en la membrana basilar, que sostiene a las células del órgano de Corti; un conjunto de célula ciliadas entre 24000 y 30000, que vibran a determinadas frecuencias. La localización de los cilios a lo largo de la membrana basilar guarda relación con la longitud de onda a la que son sensibles. Esta selectividad de frecuencias en el oído interno se debe a que la membrana basilar es una estructura cuyo espesor y rigidez no es constante; cerca de la ventana oval, la membrana es gruesa y rígida, pero

a medida que se acerca hacia el vértice de la cóclea se vuelve más delgada y flexible. La rigidez decae casi exponencialmente con la distancia a la ventana oval; esta variación de la rigidez en función de la posición afecta la velocidad de propagación de las ondas sonoras a lo largo de ella, y es responsable en gran medida de un fenómeno muy importante: la selectividad en frecuencia del oído interno.

Las células ciliadas al vibrar a su frecuencia particular rozan con la membrana tectorial, provocando así diferentes potenciales eléctricos que estimulan al nervio auditivo y se produce el impulso nervioso, el cual viaja por el nervio auditivo hasta el sistema nervioso central, donde es procesado por el cerebro para interpretar la sensación sonora.

Mecanismo del equilibrio:

Por ser parte del sistema auditivo es necesario explicar, aunque sea de manera breve, su funcionamiento. Existen unas células especiales ubicadas en las ampollas de los canales semicirculares, en el utrículo y en el sáculo. Esas células funcionan como receptoras de los cambios de movimiento. Cada vez que el cuerpo cambia de posición, se mueve la endolinfa y los otolitos, rozando la superficie de las células receptoras. De esta manera ellas perciben cada cambio de movimiento. Cuando esos movimientos sobrepasan cierta intensidad, la endolinfa contenida en los canales semicirculares se mueve, excitando a las células que están en su interior, que también son receptoras del movimiento.

Algunos fenómenos psicoacústicos:

- Discriminación de frecuencias: En sonidos de frecuencias próximas, si uno de ellos tiene más intensidad enmascara al otro (esto precisamente se denomina enmascaramiento). En frecuencias próximas del mismo nivel, percibimos una frecuencia intermedia denominada intertono.
- Audición binaural: La localización de los sonidos en el espacio se consigue gracias al procesamiento por separado de la información de

cada oreja y de la posterior comparación de fase y nivel entre ambas señales. Tenemos más desarrollado el sentido horizontal que el vertical de audición.

- Efecto Haas: No diferenciamos sonidos separados en el tiempo por menos de 40-50 milisegundos. En este caso el primer sonido que se produce es el que se percibe, y el segundo se oye como parte de éste. A partir de los 50 ms, ya se procesan como sonidos separados.
- Presbiacusia: Es la pérdida de audición con la edad.

Características subjetivas del sonido:

La intensidad es determinada por nuestra percepción, pues decimos fuerte, o débil en forma subjetiva, pero se sabe que la intensidad del sonido aumenta cuando lo hace la amplitud de la vibración.

La altura o tono da origen a la clasificación en graves y agudos. A las mayores frecuencias les corresponde un sonido alto o agudo. Y a las menores, bajo o grave.

El timbre es el que nos permite distinguir entre dos sonidos de igual intensidad y altura. Está relacionado con la complejidad de las ondas sonoras que llegan al oído (la forma de la onda). Pocas veces las ondas sonoras corresponden a sonidos puros, sólo los diapasones generan este tipo de sonidos, que son debidos a una sola frecuencia y representados por una onda armónica. Los instrumentos musicales, por el contrario, dan lugar a un sonido más rico que resulta de vibraciones complejas. Cada vibración compleja puede considerarse compuesta por una serie de vibraciones armónico simples de una frecuencia y de una amplitud determinadas, cada una de las cuales, si se considerara separadamente, daría lugar a un sonido puro. Esta mezcla de tonos parciales es característica de cada instrumento y define su timbre. A los tonos parciales se les llama armónicos, los cuales son una serie de vibraciones subsidiarias que acompañan a la vibración primaria o fundamental.

El movimiento armónico simple se puede expresar en función del tiempo con una función senoide

$$g(t)=A\cdot\sin(2\pi f\cdot t) \quad (2.3)$$

donde f representa la frecuencia del sonido, A su amplitud y $g(t)$ la prolongación vibratoria en función del tiempo. La forma de la onda compleja, que nos da el timbre, puede ser con forma de diente de sierra, cuadrada, etc., mientras que el tono puro se describe por una senoide simple. Debido a la analogía existente entre el mundo de la luz y el del sonido, al timbre se le denomina también color del tono.

Eco: Las ondas sonoras sufren una reflexión parcial al chocar con la superficie de un medio cualquiera de distinta densidad a la del medio en que se propagan. Esta es la causa de una pérdida de energía vibrante y en consecuencia de amplitud; al disminuir ésta, la intensidad del sonido se hace menor. Las reflexiones sucesivas del sonido en capas atmosféricas de densidad diversa hacen que se amortigüe y se limite extraordinariamente su radio de percepción. Al reflejarse el sonido en un sólido, por ejemplo un muro, la energía de la onda reflejada es la misma que la incidente y la pérdida de intensidad es la que corresponde al aumento de distancia. Cuando la onda incidente y la reflejada impresionan el oído del mismo observador con intermitencia suficiente para la percepción de los dos sonidos, se produce el fenómeno llamado eco .

El intervalo de tiempo mínimo para que nuestro oído perciba sonidos musicales es 0.1 segundos y 0.07 segundos para sonidos secos (palabras) . Si consideramos como velocidad del sonido a la temperatura de 20°C unos 340 m/s el espacio que debe recorrer la onda en su ida y vuelta del oído al obstáculo es: $s = 0.1 \times 340 = 34 \text{ m}$ para sonidos musicales, en el caso de sonidos secos (palabras) el espacio que debe recorrer la

onda en su ida y vuelta del oído al obstáculo en las mismas condiciones es: $s = 0.07 \times 340 = 23.8 \text{ m.}$

Reverberación: es el fenómeno de sucesivas reflexiones del sonido en distintas superficies. Se produce reverberación cuando las ondas reflejadas llegan al oyente antes de la extinción de la onda directa, es decir, en un tiempo menor que el de persistencia acústica del sonido.

Otras características no subjetivas:

Atenuación: El sonido se atenúa gradualmente, conforme nos alejamos de la fuente sonora, en fuentes sonoras puntuales ~6 dB SPL cada vez que la distancia se duplica y en fuentes lineales 3 dB SPL cada vez que duplicamos la distancia a la fuente.

Dispersión o difracción: Para que el sonido se refleje en un objeto ha de cumplirse que el tamaño del objeto sea igual o mayor que la longitud de onda del sonido. Ejemplo: Un obstáculo cuyas dimensiones son del orden de la longitud de onda que incide sobre este. Hay algo de reflexión, que en estas condiciones tiene lugar en todas las direcciones, y el resultado final es un aumento de la presión frente al objeto, porque ahí están presentes tanto la onda incidente como la reflejada.

Absorción: Si una onda sonora se topa con una superficie porosa, esta superficie la absorberá debido a que pone en movimiento el aire del interior de esta y se disipa así en sus paredes. Si el material es fibroso, no solo disipan energía las cavidades, sino que las fibras, si son forzadas a entrar en vibración, absorben también energía de la onda.

2.3 ANATOMÍA DEL SISTEMA AUDITIVO DEL CERDO

El sistema auditivo de los mamíferos en general es sumamente parecido, en todos ellos el oído se divide en tres partes; *Oído externo*, *Oído medio*, y *Oído exterior*. En el caso del puerco específicamente;

ÓRGANO DE LA AUDICIÓN DEL PORCINO:

Oído Externo: Orejas anchas, superficie cóncava, tiene crestas cutáneas que coinciden con el eje mayor. Borde posterior; cóncavo (arriba) y convexo (abajo). Forma una prominencia.

La oreja en el cerdo, como en varios mamíferos, puede ser dirigida bajo control muscular para cambiar la sensibilidad angular del oído. El pabellón auricular difiere considerablemente según la raza en tamaño, grosor y posición, estos pueden ser verticales, inclinados hacia adentro o bien pender hacia abajo. El pabellón auricular es relativamente ancho excepto en la base y a nivel de la escafa o cara cóncava presenta varias crestas cutáneas que corren paralelas al eje mayor de la oreja. Presenta un borde anterior y un borde posterior. El conducto auditivo externo es un cilindro de diámetro variable, según la raza y el tamaño del cerdo. En el cerdo doméstico adulto mide generalmente 6 mm constantes, y su longitud es de aproximadamente 4.5 cm.

Oído Medio: La membrana timpánica es pequeña de forma oval, con 2 mm en el eje vertical y 1.6 mm en el eje horizontal, y se continúa con células de la ampolla ósea. Tiene un espesor de aproximadamente 60 μm , y al igual que la membrana timpánica humana, cierra el conducto auditivo externo y se conecta con una cadena osicular (ampolla ósea) que se conecta al oído interno. El tímpano del cerdo consta también de una parte flácida, para amortiguar, que se encuentra en la parte superior de donde se conecta al martillo (figura 2.8), el primero de los huesecillos de la cadena osicular, igual que en el oído humano, y de una parte más

Gruesa, que es considerablemente mayor que la *Pars flácida*. La cara de su capa interior esta constituida por mucosa. La caja timpánica es alrededor de 2.25 veces más pequeña que la del ser humano. Y para igualar presiones de ambos lados del tímpano también cuenta con una trompa de Eustaquio.

La trompa de Eustaquio es corta y su orificio faríngeo está situado en la parte superior de la pared de la faringe, inmediatamente por detrás de las coanas (orificios nasales posteriores).

Oído interno: Consta de la ventana oval, ventana redonda coclea o caracol, vestíbulo. Los canales semicirculares, que son los encargados del sistema del equilibrio en el ser humano, en el cerdo son muy pequeños. En los mamíferos en general, se puede retribuir el origen de estos canales del oído interno a los órganos responsables del balance en los peces, los cuales consisten en tres canales semicirculares a cada lado de la cabeza uno para cada eje de rotación, y que se encuentran conectados directamente con el cerebro. Estos canales semicirculares, aunque pequeños, aún conservan su utilidad en los mamíferos, sin embargo no tienen utilidad alguna en la función auditiva⁽¹⁸⁾.

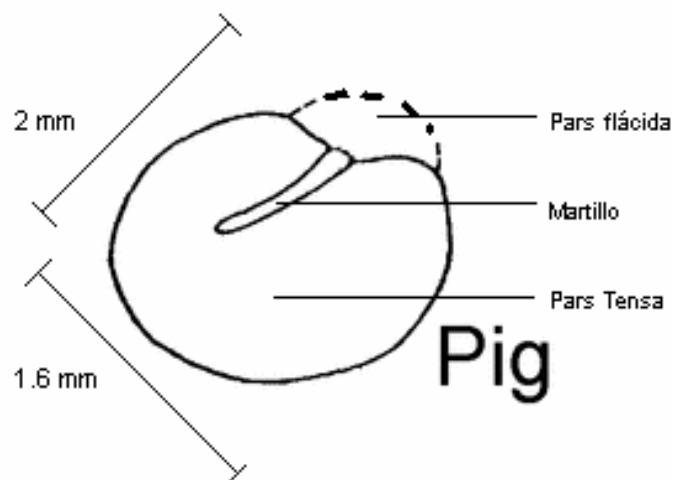


Figura 2.8. Vista frontal del tímpano del cerdo.

2.3.1 FUNCIONAMIENTO DEL OÍDO PORCINO

El funcionamiento del oído del cerdo es prácticamente el mismo que el del ser humano, la diferencia estriba en que es más pequeño, más sin embargo su conducto auditivo externo es casi el doble de largo, pero más pequeño en diámetro, igualmente, su membrana timpánica es más pequeña y un poco más gruesa en relación con su diámetro. Tal vez esta sea la razón por la que su rango de audición es más limitado, éste todavía no está perfectamente determinado, pero se especula que se encuentre entre 8 Hz y 12 kHz, que corresponde a un poco más allá de cada límite de los sonidos que emite, desde el más bajo hasta sus chillidos más altos⁽²¹⁾.

Debido a que la membrana timpánica es más gruesa en relación con su diámetro, por ser más pequeña, y por encontrarse adherida en toda su cuasi circunferencia al final del canal externo auditivo, exactamente como en el oído humano, ésta se encuentra normalmente más tensa que la membrana timpánica humana, lo que hace pensar que la presión que ejerce una onda sonora para hacerla vibrar tiene que ser mayor que la que logra mover al tímpano humano.

En la Figura 2.9 se muestra una representación esquemática del sistema auditivo del cerdo.

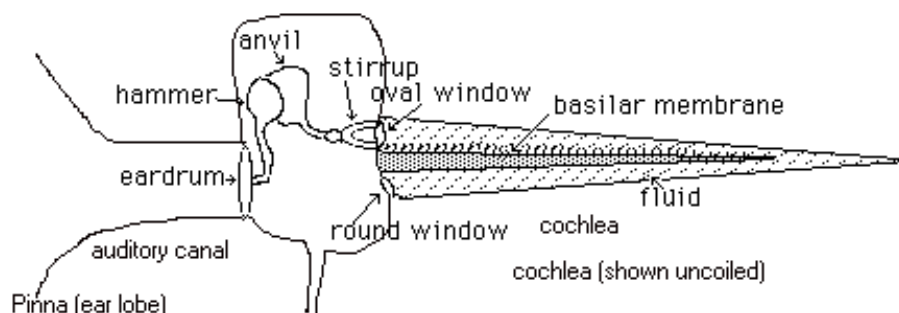
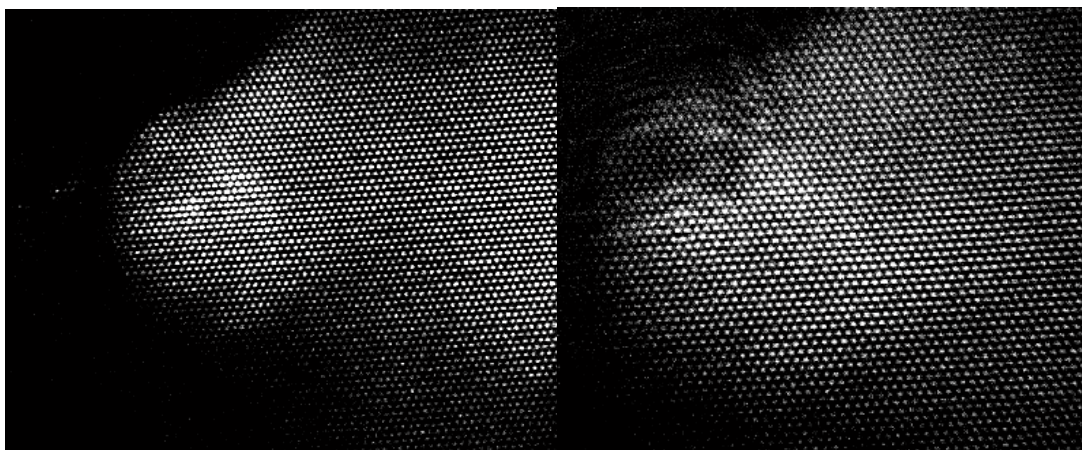


Figura 2.9. Representación esquemática del sistema auditivo del cerdo.

2.4 COMPARACIONES Y SIMILITUDES

Sus partes son las mismas, sin embargo, en el cerdo las orejas se mueven para ajustar la sensibilidad angular del oído, mientras que en el ser humano, no. El canal auditivo es casi el doble de largo en el cerdo que en el humano, la membrana timpánica es más pequeña 2.25 veces, su rango de audición es más limitado, en el humano de 16 Hz a 20 kHz, en el cerdo de 8 Hz a 12 kHz. La membrana timpánica es más gruesa en relación con su diámetro y es necesario ejercer más presión para hacerla vibrar. Aún así la diferencia de presión necesaria para hacerla vibrar es ínfima y su comportamiento es muy similar al tímpano humano.

El tímpano porcino es casi igual de sensible que el humano, por lo que se especula también, que diferentes frecuencias son discriminadas por el oído interno porcino, y/o discriminación cerebral a determinadas amplitudes de impulso nervioso que llegan a su corteza cerebral vía el nervio auditivo. En la figura 2.10 podemos observar dos fotos, una de cada membrana, tomadas en nuestro experimento por medio del endoscopio, con una fuente de luz natural.



a)

b)

Figura 2.10. Fotos del tímpano con endoscopio y luz natural, a) cerdo, b) humano.

2.5 ENFERMEDADES COMUNES DEL OÍDO MEDIO

Las enfermedades comunes que generalmente se presentan en el oído son:

- Neurinoma del acústico
- Barotrauma
- Vértigo paroxístico posicional benigno
- Colesteatoma
- Otitis
- Otitis externa
- Otitis media
- Laberintitis
- Enfermedad de Ménière
- Otosclerosis
- Presbiacusia
- Tinnitus
- Miringoesclerosis
- Otomiasis

Varias de éstas enfermedades no se presentan propiamente en la membrana timpánica, sin embargo, algunas de éstas modifican las propiedades de la misma; por supuraciones, por inflamación del conducto auditivo externo, o tumores en él, lo cual puede dificultar el ingreso del endoscopio e incluso infringir dolor. Sin embargo, se recomienda al igual que en un estudio otoscópico, que se realiza precisamente al presentarse un problema patológico, limpiar con un

hisopo de algodón impregnado con yodo povidona al 10 %, a manera de esterilización y de quitar obstrucciones serosas, antes de realizar el estudio de interferometría endoscópica.

La hipoacusia es la sordera parcial del sentido auditivo en general, y la cofosis es la pérdida total de la audición, esta por lo general es irreversible, y se ocasiona por una lesión severa del órgano de Corti en el oído interno, o del nervio auditivo.

Existen tres tipos de hipoacusia:

a) Hipoacusia transmisiva.

Debida a un obstáculo mecánico en la progresión de la onda sonora, por una de estas causas o por asociación de varias:

- obstrucción del conducto auditivo externo (CAE)
- perforación de la membrana timpánica
- interrupción o bloqueo de la cadena osicular

Se caracteriza básicamente por:

- Pérdida en frecuencias graves: en tonos tipo tambor.
- Conservación de vía ósea: la persona oye mejor por detrás de la oreja, sobre el hueso de la mastoides.

b) Hipoacusia neurosensorial.

Debida a lesión del oído interno o del nervio de la audición (VIII par craneal).

-El vértigo: es consecuencia de lesiones producidas en los canales semicirculares y produce náuseas y pérdida de la capacidad auditiva.

Se caracteriza básicamente por:

- Pérdida en frecuencias agudas: en tonos tipo pitido.
- Afectación de vía aérea y ósea: la persona oye mal tanto por la vía aérea (pabellón auricular) como por detrás del mismo (mastoides).

- Pérdida de inteligibilidad de las palabras: 'oigo pero no entiendo lo que dicen'

c) *Hipoacusia mixta (combinación de las anteriores)*

Para conocer la causa de la hipoacusia es fundamental ver el tímpano mediante un otoscopio (dispositivo que lleva incorporada una lente y una luz): otoscopia.

Causas de hipoacusia:

Hipoacusia transmisiva con otoscopia normal.

- Otosclerosis: fijación del estribo de la cadena de huesecillos.
- Traumatismo/luxación de cadena: ruptura traumática de la continuidad de la cadena de huesecillos.
- Malformación osicular: huesecillos de la cadena malformados.

Hipoacusia neurosensorial con otoscopia normal.

- Presbiacusia: pérdida de audición debida a la edad.
- Trauma acústico: pérdida de audición por ruidos intensos.
- Ototóxico: toma de medicación que lesione el oído interno.
- Enfermedad de Ménière o laberintitis: afectación de la cóclea (caracol) por aumento de la presión en el interior o inflamación local.
- Fracturas de peñasco: fractura del hueso del cráneo que contiene el órgano de la audición.
- Neurinoma del acústico: tumor benigno que crece dentro del nervio de la audición.

Podemos observar claramente que para estudios y diagnósticos de hipoacusia transmisiva, la técnica de interferometría holográfica digital sería una alternativa para detectar perforaciones en el tímpano, y/o

tímpanoesclerosis u otitis media aguda o crónica en él, problemas patológicos que serán explicados más adelante.

En este trabajo nos concentraremos en enfermedades que se presentan exclusivamente en el oído medio, y de manera más específica en el tímpano; las que modifican sus propiedades, entre ellas su elasticidad, y por lo tanto su respuesta en frecuencia, así como su fisiología y su anatomía normales.

Enfermedades del oído medio:

Perforación timpánica

Las perforaciones timpánicas ejercen un efecto variable, en relación al tamaño y la localización y con el hecho de que haya o no cambios en el oído medio. Las perforaciones próximas al punto de fijación del mango del martillo son graves porque contribuyen a la pérdida efectiva de la cadena osicular. El estado de la cadena osicular, sobre todo la libertad de movimiento del estribo dentro de la ventana oval, es más importante para la audición que una membrana timpánica intacta.

Las enfermedades de oído medio agudas

En esta sección no nos ocuparemos de la etiología (causas) ó del tratamiento de las enfermedades, sino más bien de lo que sucede en cada una de ellas dentro de los órganos del sistema auditivo y de algunos síntomas.

Obstrucción de la trompa de eustaquio

Su propio nombre la describe;

- Sintomatología:

- a) Otodinia
- b) Hipoacusia de transmisión
- c) Autofonía

- d) Sensación de plenitud
- e) Tímpano retraído
- f) Color gris pizarra
- g) Nivel líquido
- h) Prominencia de la apófisis corta del martillo

Otitis media catarral aguda

Inflamación del Oído Medio: a través de las trompas de Eustaquio, sin que exista invasión bacteriana.

- Sintomatología:

- a) Otodinia
- b) Hipoacusia de transmisión
- c) Sensación de plenitud y burbujas
- d) Tímpano congestivo
- e) Capilares Dilatados
- f) Triángulo Luminoso desaparece

Otitis media supurada aguda

Cuando un organismo virulento invade el Oído Medio, se produce supuración.

- Sintomatología:

- a) Otodinia
 - b) Hipertermia
 - c) Hipoacusia de Transmisión
 - d) Inestabilidad
 - e) Náuseas o vómitos
- Sin perforación: Tímpano abombado y rojo ardiente
 - Con perforación: Otorrea purulenta

Otitis media serosa aguda

- Sintomatología:

- a) Hipoacusia
- b) Sensación de plenitud
- c) Tímpano de color ámbar
- d) Nivel líquido por exudado seroso
- e) Burbujas de aire a través del tímpano
- f) Tímpano azul si hay sangre

Otitis media crónica

Proceso inflamatorio del Oído Medio, de duración prolongada, caracterizado por supuración a través de perforación timpánica persistente, cuya curación deja una secuela cicatricial definitiva.

Clasificación

Debemos considerar dos tipos de Otitis Media Crónica:

Otitis media crónica supurada simple

- Sintomatología:

- a) Otorrea purulenta no fétida
- b) Hipoacusia de transmisión
- c) Cefalea unilateral
- d) Acúfenos
- e) Perforación timpánica central
- f) Inflamación crónica de la mucosa tipo proliferativo
- g) Pronóstico benigno

Otitis media crónica supurada colestomatosa

Colesteatoma: Formaciones de aspecto tumoral, compuestas por masas epidérmicas cornificadas, dispuestas en forma parecida a las estafilas de la cebolla y rodeadas de una membrana (matriz de colesteatoma).

- Sintomatología:

- 1) Otorrea purulenta fétida
- 2) Hipoacusia de transmisión
- 3) Acúfenos
- 4) Cefalea
- 5) Perforación timpánica marginal
- 6) Epidermización del ático
- 7) Mastoides ebúrnea (RX)
- 8) Peligro de complicación endocraneana grave
- 9) Tratamiento quirúrgico sin esperar aparición de complicaciones
(Timpanomastoidectomía radical o radical modificada)

Complicaciones

- 1) Mastoiditis
- 2) Laberintitis
- 3) Absceso extradural
- 4) Absceso cerebral
- 5) Tromboflebitis del seno lateral
- 6) Meningitis otógena
- 7) Parálisis facial

Miringoesclerosis o tímpanoesclerosis

Consiste en depósitos de tejido de granulación hialinizado y con frecuencia fibrótico y calcificado. Las lesiones de la tímpanoesclerosis se asientan principalmente sobre todas las capas del tímpano, cadena osicular, ventanas, pudiendo involucrar al ático causando la fijación de la cadena de huesecillos y además comprometer al estribo y al tendón del músculo del martillo.

La lesión fundamental consiste en la infiltración de fibroblastos, con la organización de la lámina propia subepitelial en un tejido conectivo rico en colágeno, luego se produce la degeneración hialina con el depósito submucoso de una placa blanquesina gruesa y permanente, que pueden calcificarse o ser reemplazadas en parte por hueso neoformado.

Existen diferentes aspectos según el sitio y su consecuencia funcional del compromiso de la tímpanoesclerosis a nivel del tímpano, éste puede estar conservado, y la lesión localizada la constituyen las clásicas placas calcáreas timpánicas que tienen zonas de predilección en la parte tensa de la misma, sin infiltrar la membrana de Schrapnell. La lesión difusa se denomina miringoesclerosis y se presenta con una parte tensa de consistencia ateromatosa, firme, fija e inmóvil. En el tímpano perforado, que representa la mayoría de los casos (85-90 %), el annulus se infiltra por la hialinosis. A nivel de la cavidad timpánica, los huesecillos pueden envainarse de tímpanoesclerosis y la movilidad de la cadena se ve dificultada por lesiones de bloqueo, interrupción o dislocación⁽²³⁾.

2.5.1 TÉCNICAS ACTUALES DE DETECCIÓN Y DIAGNOSTICO

Las técnicas actuales para su estudio y/o diagnóstico son la otoscopia, las radiografías, la audiometría, y la timpanometría o impedanciometría.

La otoscopia y las radiografías se utilizan principalmente para diagnóstico médico. La otoscopia es una exploración que se realiza por medio de un instrumento llamado otoscopio y que sirve para examinar el conducto auditivo externo y evaluar el oído medio a través de la visualización directa del tímpano. El otoscopio es un aparato que funciona con luz natural que ingresa por el conducto auditivo externo y permite observar las características de la membrana timpánica, su posición y fundamentalmente su movilidad o inmovilidad cuando se hace presión sobre ella. (El tímpano es el 'espejo' de lo que sucede en el oído medio).

Un otoscopio consta de 3 partes:

- El mango, que contiene la batería para la fuente de luz.
- La cabeza, que contiene la bombilla y una lente de aumento.
- El cono que se inserta en el conducto auditivo.

Antes de insertar el otoscopio dentro del conducto auditivo, el pabellón es inspeccionado en busca de cualquier signo de enfermedad que pueda estar en relación con los síntomas del paciente.

Examen del tímpano

El tímpano normal se ve de color rosáceo-gris, y es translúcido.

El mango y la apófisis corta del martillo (uno de los tres pequeños huesos que permiten la transmisión del sonido al oído interno) son claramente visibles, estando en una posición oblicua hacia atrás en la parte superior del tímpano.

La otoscopia neumática (cuando se infla con aire el conducto auditivo externo) es muy útil para evaluar las enfermedades del oído medio. Aplicando suavemente presión positiva y negativa con aire, se puede determinar la movilidad de la membrana timpánica.

Los hallazgos anormales pueden incluir:

- Una perforación (agujero) en el tímpano
- Una infección aguda del oído medio (otitis media aguda)

La apariencia del tímpano en la otitis media aguda depende del tiempo transcurrido desde el inicio de la infección. Típicamente, el tímpano comienza estando rojo o amarillo y se ve opaco, con un reflejo luminoso deformado o ausente y signos típicos de esta enfermedad. La insuflación puede mostrar una movilidad disminuida.

Estudios complementarios son solicitados por el médico para corroborar el diagnóstico. Estos son: timpanometría, audiometría y radiografías. Éstos indican el estado del tímpano y del oído medio en general⁽²⁴⁾.

En lo que respecta a *las radiografías* no hay mucho que sea de utilidad para el fin de este trabajo, por lo que no las abordaremos.

En la figura 2.11 vemos como se ve, a través de un otoscópio, un tímpano normal, uno con perforación, otro con miringoesclerosis, y otro con burbuja.

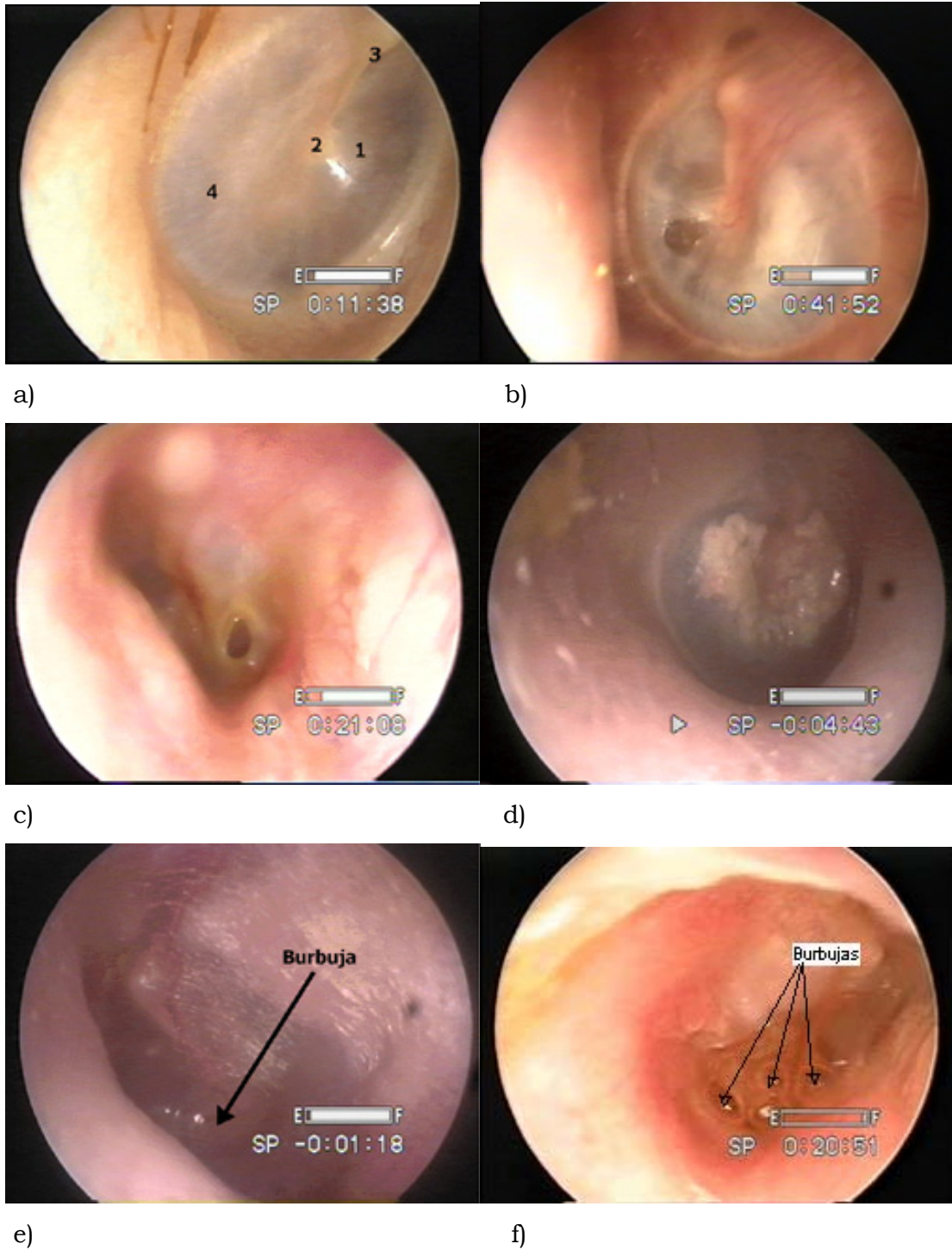


Figura 2.11. Vista del tímpano en un examen otoscópico, diferentes tímpanos;

- a) Tímpano derecho de aspecto normal. Nótese: triángulo luminoso (1), cabeza del martillo (2), apófisis corta del martillo (3), pars tensa (4).
- b) Oído izquierdo: En el cuadrante pósteroinferior de la membrana timpánica se observa falta de continuidad redondeada, compatible con una perforación timpánica probablemente en proceso de re-epitelización. Hay placas de Miringoesclerosis.
- c) Perforación ovalada de bordes netos en cuadrante pósteroinferior de tímpano izquierdo.
- d) El tímpano presenta placas de miringoesclerosis, que corresponden a lesiones por depósito de calcio.
- e) y f) Tímpanos con presencia de burbujas: en el primer caso este hallazgo puede corresponder a una OME; en el segundo caso hay burbujas en el contenido seropurulento que drena por una pequeña perforación timpánica, lo que es compatible con OMA⁽²⁵⁾.

El tímpano es un tejido que puede regenerarse (re-epitelización) si la perforación no es muy grande, es decir, si no es mayor a aproximadamente una cuarta parte de su tamaño. Si aunado a la perforación encontramos placas de depósito de calcio (miringoesclerosis), esta regeneración puede demorarse o no suceder, sin embargo, existe la timpanoplastia, que es la reconstrucción de la membrana timpánica mediante cirugía, en donde generalmente utilizan tejido cartilaginoso del mismo paciente para llevarla a cabo.

La audiometría es un examen que tiene por objeto cifrar las alteraciones de la audición en relación con los estímulos acústicos, resultados que se anotan en un gráfico denominado audiograma. La audiometría permite determinar si el umbral de audición corresponde a una pérdida de audición motivada por la cadena de huesecillos (oído medio) o por la cóclea/nervio auditivo (oído interno).

Cuando hay una pérdida de audición porque el sonido no llega a la cóclea, el paciente oye, pero nota los sonidos atenuados. La audición a través del auricular es baja, pero cuando se realiza la llamada vía ósea (colocando el dispositivo que produce el sonido en el hueso que hay detrás del pabellón -mastoides-), el paciente oye, lo que nos indica que

algo está impidiendo la audición y es a nivel de oído externo o medio. Lo más habitual es un tapón de cera.

Cuando hay una pérdida de audición porque el sonido no llega al nervio auditivo o al cerebro, el paciente 'oye pero no entiende' y la comprensión de las palabras es peor en ambientes ruidosos y cuando hay varias conversaciones a la vez. La audición a través del auricular es baja y también lo es a través de la vía ósea.

Para conocer el umbral de audición de un paciente se realiza una audiometría de tonos que busca el último sonido que el paciente oye. Se emiten tonos graves ('como zumbidos o tipo tambor') y tonos agudos ('tipo pitido'). Así es como se va dibujando una curva que es el umbral por debajo del cual el paciente no oye ningún sonido.

Un diagnóstico precoz es importante porque: La detección de la pérdida de audición es muy importante, sobre todo en niños, ya que oír bien significa aprender bien (adquirir el lenguaje o evitar retraso escolar).

En los adultos, un diagnóstico precoz puede significar la recuperación auditiva en muchos casos.

Algunas enfermedades de oído medio-interno dejadas a su evolución pueden significar la pérdida irreversible de la audición o la aparición de complicaciones intracraneales (por ejemplo, tras supuración crónica de oído).

Se pueden jerarquizar los mecanismos fundamentales de la audición en 4 estados:

1. Obtención y reconocimiento de las cualidades acústicas de un estímulo sonoro simple (Por ejemplo: tono puro).
2. Identificación de elementos acústicos más complejos (Por ejemplo: fonemas).

3. Simbolización de los elementos sonoros, uniéndose una significación a cada uno de ellos. Este tercer estado conduce a la noción de conceptos abstractos (vocablos).

4. Comprensión del conjunto de los elementos simbólicos individualmente estructurados en el estado precedente; es la construcción del lenguaje. Este estado parece ser exclusivo del hombre y no tiene que ver con la audición en sí misma.

Puede decirse que para cada uno de estos estados, el mecanismo receptor debe manifestar una actitud particular.

1° grado: La audibilidad

2° grado: La nitidez

3° grado: La inteligibilidad

4° grado: La comprensión

El examen audimétrico:

Los fenómenos, auditivos como otras sensaciones, están regidos por la famosa ley psicofísica de Weber y Fechner: 'La sensación crece en progresión aritmética, cuando la excitación lo hace en progresión geométrica.' Dicho de otra manera, la sensación crece como el logaritmo de la excitación medida en unidad física.

Para objetivar mejor los crecimientos de sensación auditiva en altura e intensidad se han elegido las siguientes unidades:

- La octava para las frecuencias.
- El decibel dBA para la intensidad.

El audiómetro

Aparato de alta tecnología que consiste básicamente en:

a) Un generador de distintas frecuencias de sonido; este instrumento emite tonos puros, sonidos que el ser humano no está acostumbrado a escuchar, ya que no existen como tal en la vida diaria.

Las frecuencias estudiadas son: 125 - 250 - 500 - 1000 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 y 8000 ciclos / segundo o hertz.

- a. Un atenuador de intensidad en decibeles entre los 0 y 110.
- b. Un generador de ruidos enmascarantes.
- c. Un vibrador óseo para el estudio de la audición ósea.
- d. Un micrófono para comunicarse con el paciente y realizar la discriminación de la palabra.

La audiometría electrónica permite estudiar:

1. El umbral auditivo, es decir, la intensidad mínima audible para cada frecuencia, técnica que se conoce con el nombre de audiometría tonal umbral.
2. Ciertos fenómenos fisiopatológicos que se producen en las hipoacusias sensorineurales (pruebas supraliminales).
3. La comprensión de la palabra, es decir, la capacidad que tiene el oído y la vía auditiva de discriminar un término de otro.

La mayoría de los audiómetros traen ciertos ruidos enmascaradores tales como el ruido blanco, banda estrecha, sierra, etc.

Audiometría tonal umbral

La gráfica clínica está adoptada universalmente. En las abscisas están colocadas las frecuencias de 125 a 8000 Hz o bien desde 128 a

8192 Hz por intervalos iguales de octavas; en las ordenadas, en sentido descendente están ubicadas las pérdidas en decibeles (dBA) en relación al eje 0, el que representa el umbral normal para las vías óseas y aéreas. Cada señal está representada por un pequeño círculo para el oído derecho y por una pequeña cruz para el izquierdo. Así pueden inscribirse ambos oídos en el mismo gráfico, el derecho en rojo y el izquierdo en azul.

Audiometría tonal supraliminar

Esta técnica se utiliza siempre que se encuentre una hipoacusia sensorioneural uni o bilateral y permite así efectuar el diagnóstico diferencial entre una lesión sensorial (cortipatía) y una lesión neural (1^a y 2^a neuronas).

Ciertamente, la noción de distorsiones de la sensación sonora existen desde hace mucho tiempo, pero es, no obstante, el gran mérito de la audiolología moderna haber permitido elaborar pruebas especiales para examinar lo que pasa en el campo auditivo.

Esquemáticamente, existen cuatro categorías de perturbaciones o distorsiones supraliminales:

- a. Distorsión según el eje de las frecuencias: altura de un sonido anormalmente percibido, o un sonido tomado por un ruido, etc. La más conocida de estas distorsiones es la diploacusia.
- b. Distorsión según el eje de las intensidades, es decir, una relación anormal entre sonoridad (sensación psíquica de intensidad) e intensidad física del estímulo. El reclutamiento es el ejemplo más conocido (cortipatía).
- c. Distorsión según el eje del tiempo: duración de una sensación anormalmente larga o en otros casos fatiga auditiva.
- d. Tinnitus o acúfenos que afectan la inteligibilidad.

Estudio de las cortipatías (Reclutamiento)

La pérdida de la proporcionalidad entre un sonido de determinada intensidad física y su sensación (sonoridad) se conoce como reclutamiento. Consiste en la percepción desproporcionadamente aumentada de un sonido de determinada intensidad física.

Estudio de la adaptación auditiva patológica

En condiciones normales, la fibra nerviosa auditiva es capaz de transmitir el impulso nervioso en que se ha codificado el estímulo sonoro continuo, por lo menos durante 60 segundos sin fatigarse.

Audiometría vocal o de la palabra

También se considera una prueba supraliminar. Esta técnica pretende estudiar, a través de la discriminación de la palabra, graves alteraciones que se producen en el oído y vía auditiva. A medida que se incrementa la intensidad de un vocablo, aparecen tres variaciones diferentes:

- Umbral de detectabilidad: el sujeto percibe alguna cosa, pero no logra identificarla.
- Umbral de audibilidad: el sujeto comienza a reconocer el mensaje (acto neurosensorial puro), pero no comprende la significación en el lenguaje.
- Umbral de inteligibilidad: el sujeto escucha y comprende el mensaje sonoro.

La técnica del estudio de la discriminación de la palabra consiste en dictar 25 monosílabos a una intensidad confortable (aproximadamente 30 dB sobre el umbral auditivo, de 500, 1000 y 2000 Hz) y anotar el porcentaje de palabras correctamente repetidas.

La falla en la discriminación dependerá del umbral auditivo y del tipo de hipoacusia.

- Hipoacusias de conducción: 92 - 100%
- Cortipatías : 80 - 92%
- Hipoacusias neurales : menos del 70%

A continuación mostraremos ejemplos de los audiogramas obtenidos en distintos casos, pero antes se muestra en la figura 2.12 los símbolos que comúnmente se utilizan para interpretarla⁽²⁶⁾.

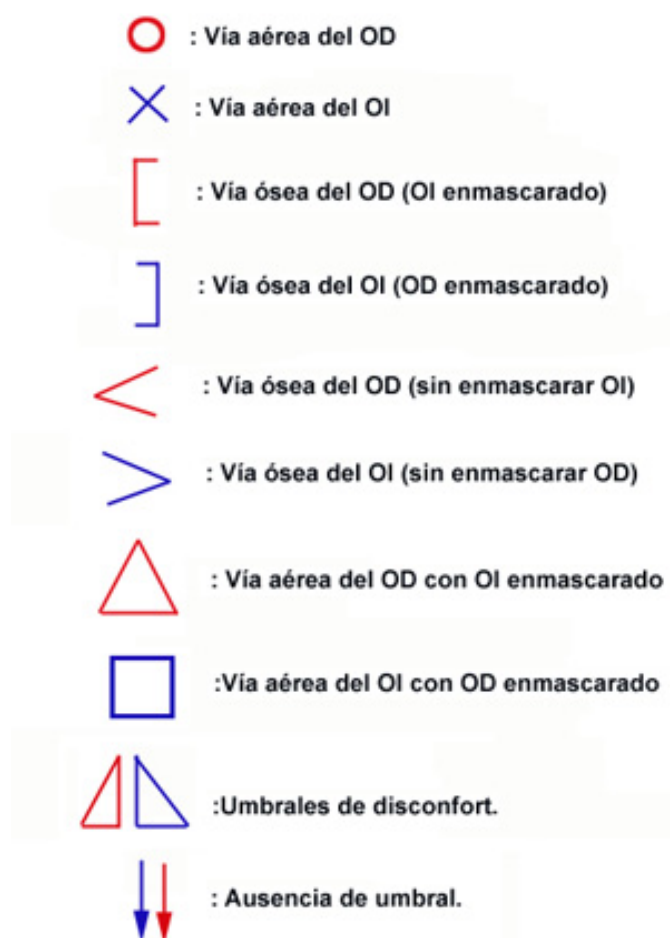


Figura 2.12. Símbolos audiométricos.

Ejemplos:

Hipoacusia sensorineural del oído izquierdo

En la figura 2.13 se muestra un audiograma en el que observamos audición normal del OD (oído derecho). En el OI (oído izquierdo) existe una pérdida de la misma magnitud tanto de la vía ósea como de la aérea; en este caso importan las pruebas supraliminales para objetivar la presencia de reclutamiento y/o fatiga auditiva patológica en caso de tratarse de una cortipatía o una lesión retrococlear.

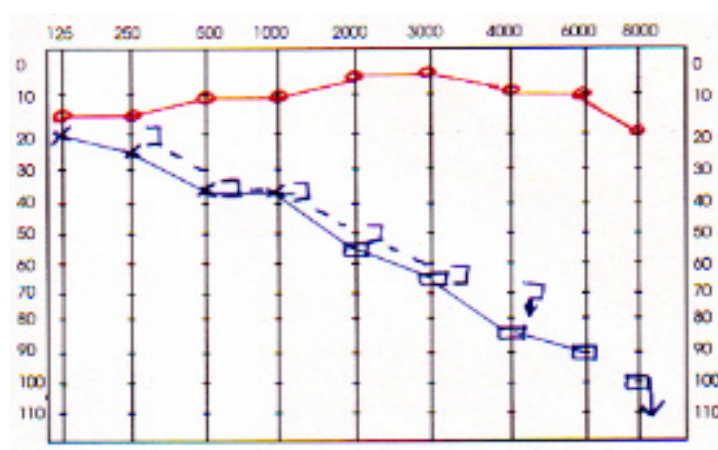


Figura 2.13. Audiograma del oído izquierdo, hipoacusia neurosensorial.

Trauma acústico bilateral

En el trauma acústico es característico el escotoma que se produce en las frecuencias agudas del 3000, 4000 y 6000 Hz, con recuperación en la frecuencia de 8000Hz. En la figura 2.14 se muestra un audiograma en el que observamos un caso con resultado positivo en el examen de reclutamiento.

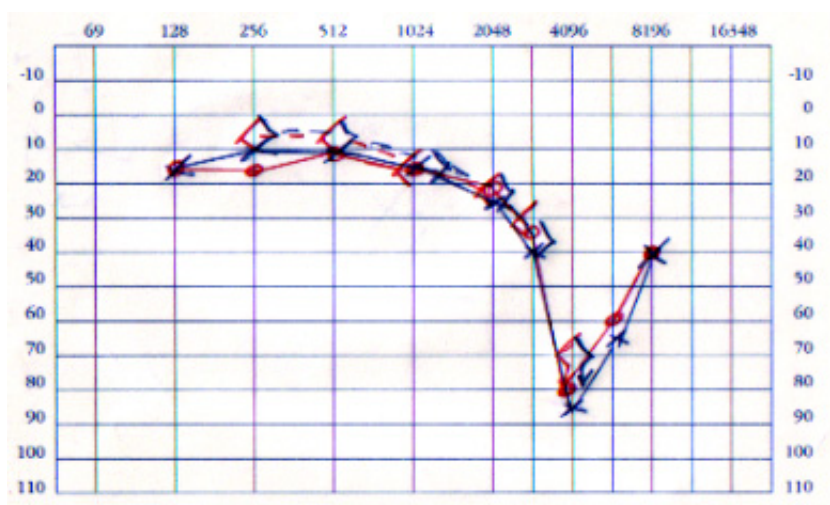


Figura 2.14. Audiograma, trauma acústico bilateral.

Anacusia del od

En la figura 2.15 podemos observar audición normal del OI y en el OD una ausencia total de umbrales, lo que se transcribe como flechas hacia abajo. En estos casos es de suma importancia utilizar las mejores técnicas para enmascarar, además la logaudiometría de la palabra que en el oído anacúsico debe ser nula.

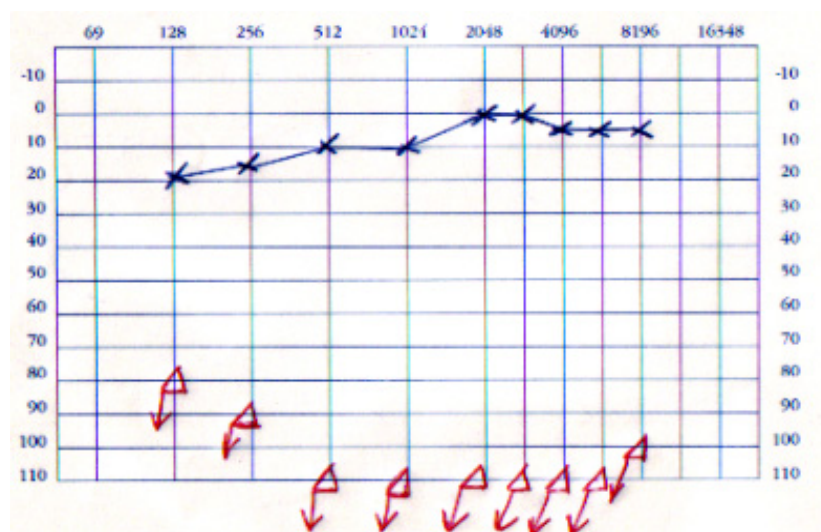


Figura 2.15. Audiograma de anacusia del OD, y buen funcionamiento del OI.

Hipoacusia sensorineural descendente simétrica (figura 2.16)

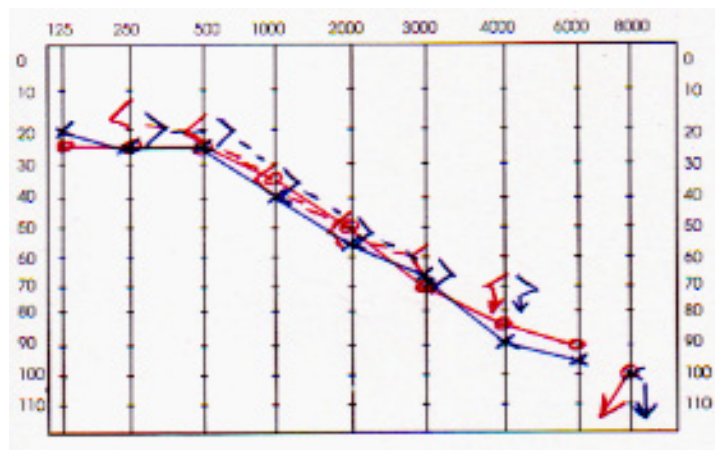


Figura 2.16. Audiograma más característico de las presbiacusias .

La timpanometría o impedanciometría. En oposición a los exámenes audiométricos subjetivos, que implican la participación del paciente, existen otros métodos, llamados ‘objetivos’, cuyas respuestas al estímulo sonoro son independientes de la conciencia del sujeto. Es una prueba auditiva básica para la valoración de la integridad de la membrana timpánica, cadena osicular y cavidades aéreas de oído medio. Con ella se pueden detectar pequeñas perforaciones timpánicas, procesos otológicos inflamatorios de la trompa de Eustaquio y ocupaciones seromucosas del oído medio. Esencialmente es un conjunto de pruebas funcionales auditivas, que miden la resistencia que oponen la membrana timpánica y la cadena cuando sobre ellos incide un sonido. La *compliance acústica*, es lo opuesto a la *impedancia acústica* (definida en el punto 2.2.1), la facilidad para permitir el paso de la energía, la tendencia a ceder, a dejarse movilizar que muestran membrana y cadena osicular cuando sobre ellas incide la energía de un sonido.

La impedancia acústica se traduce en la siguiente fórmula:

$$Z = \sqrt{r^2 + (M \cdot 2\pi f \frac{S}{2\pi f})^2} \quad (2.4)$$

en donde Z es la impedancia, r el roce, M la masa, S la rigidez, y f la frecuencia.

Ello explica que la impedancia aumente con el roce, que se produce fundamentalmente en la cóclea; con la masa del sistema del tímpano y los huesecillos, en una medida tanto más elevada cuanto mayor es la frecuencia. Cuando la masa aumenta (tímpano espeso, dispositivo del tímpano/huesecillos demasiado pesado ...) la transmisión de los tonos agudos es peor. Aumenta con la rigidez y ello en una medida mayor cuanto menor es la frecuencia. Cuando se intensifica la rigidez del sistema de huesecillos (por ejemplo, en la otoespongiosis) se reduce la transmisión de los tonos graves a la vez que se optimiza la de los agudos⁽²⁷⁾.

Timpanometría (principios generales de la exploración)

El aparato utilizado en la práctica clínica es un impedanciómetro o puente electroacústico. Pueden utilizarse aparatos de control manual o aparatos automáticos dirigidos por un microprocesador. En cualquier caso, el principio en el que se basan es el mismo, a saber: se mide la distensibilidad del sistema del tímpano y los huesecillos mediante el reflejo en el tímpano de un eco acústico mediante una sonda que obtura el conducto auditivo externo y que incluye tres canales diferentes. El primer canal permite variar la presión aplicada en la cara externa del tímpano, lo cual es posible gracias a una bomba, conectada a un manómetro, que insufla o extrae el aire del conducto auditivo externo; según el aparato de que se trate, la escala puede estar en decapascal (dapa) o en milímetros de agua (1decapascal = 1.02 mm H_2O). El segundo canal está conectado a un altavoz que emite un sonido de intensidad conocida a una frecuencia fija, denominado tono de sonda, con un nivel acústico situado entre 65 y 75 dBA, en el valor máximo, para evitar el riesgo de desencadenar el reflejo timpánico. La frecuencia se sitúa a un nivel habitual de 226 Hertz, explorando tan sólo el factor

‘rigidez’, por ser una frecuencia baja; en el lactante pueden utilizarse tonos de 660 y 1000 Hz para la detección del reflejo timpánico. El tercer canal está conectado a un micrófono y mide el nivel acústico del conducto auditivo externo; a partir de este nivel (que corresponde a la onda acústica residual, reflejada en el tímpano), filtrado en relación al tono de sonda, el aparato calcula la distensibilidad gracias a un voltímetro o medidor de resorte.

El impedanciómetro lleva, además, un generador de sonidos que emite estímulos sonoros intensos que permiten desencadenar el reflejo del estribo, contracción involuntaria y bilateral del músculo del estribo ante sonidos de suficiente intensidad.

Realización práctica de la prueba

La sonda, provista de una oliva, se introduce en el conducto auditivo externo, debiendo estar obturado de una forma estable, confirmándose esta estanqueidad mediante la estabilidad de la aguja del manómetro conectado a la bomba, para una presión positiva de +200 mm de agua. A continuación se reduce progresivamente la presión hasta llegar a -200 o -400 mm de agua; esta reducción se realiza manualmente o mediante una bomba motorizada (impedanciómetro automático). Cuando se producen variaciones de presión, se registran las modificaciones de la amplitud de la distensibilidad, ya sea en el cuadro de control del aparato, ya mediante una impresión en papel. Estas variaciones de la distensibilidad permiten establecer la curva de timpanometría.

Estructuras exploradas mediante la timpanometría

Se establece que la timpanometría permite valorar las variaciones de la impedancia del oído medio en función de las modificaciones de presión aplicadas en el conducto auditivo externo, una diferencia mínima de presión entre las caras externa e interna del tímpano comporta una potenciación de la impedancia del sistema, resultando una disminución de la energía acústica efectivamente transmitida. Así

pues, la distensibilidad alcanza un máximo cuando el gradiente de presión entre uno y otro lado del tímpano es nulo, y disminuye cuando este gradiente aumenta.

La evolución de la distensibilidad, según las modificaciones de la presión, refleja de manera simultánea los siguientes factores:

- la facilidad de movimiento de la cadena a través del tímpano
- el estado funcional propiamente dicho de la cadena de huesecillos
- el estado de la cavidad del oído medio

Cuando el tono de sonda es de 220 Hz, predomina la parte correspondiente a la movilidad timpánica; para tonos más agudos, 660 y 1000 Hz, pasa a predominar el estado del oído medio en el valor de la distensibilidad.

La curva de una timpanometría se presenta en forma de un gráfico (figura 2.17), que incluye lo siguiente:

- En el eje de abscisas los valores de presión expresados en mm de agua o decapascal
- En el eje de ordenadas, las variaciones de la distensibilidad expresadas en unidades relativas (UR) o en mm

Curva de timpanometría normal

El timpanograma de la figura 2.17, de unidades relativas, se trata de la curva de tipo A de la clasificación de Jerger, correspondiendo a una timpanometría normal, en base a los siguientes criterios:

- Una forma global en «techo de pagoda»
- Un pico estrecho, cuyo máximo de presión se centra entre +50 y -100 mm de agua. En el niño este pico puede situarse entre +50 y -150 mm de agua.
- Una amplitud máxima del pico de entre 4 y 10 unidades relativas (UR).
- La forma es con frecuencia asimétrica. La distensibilidad a -200 mm de agua es algo superior a la observada a +200.

Un timpanograma normal indica que el sistema del tímpano y los huesecillos funciona sin alteración alguna, no teniendo valor como indicador del nivel auditivo del individuo; este tipo de timpanograma se denomina de unidades relativas y la información que aporta es con frecuencia más que suficiente en la práctica clínica habitual.

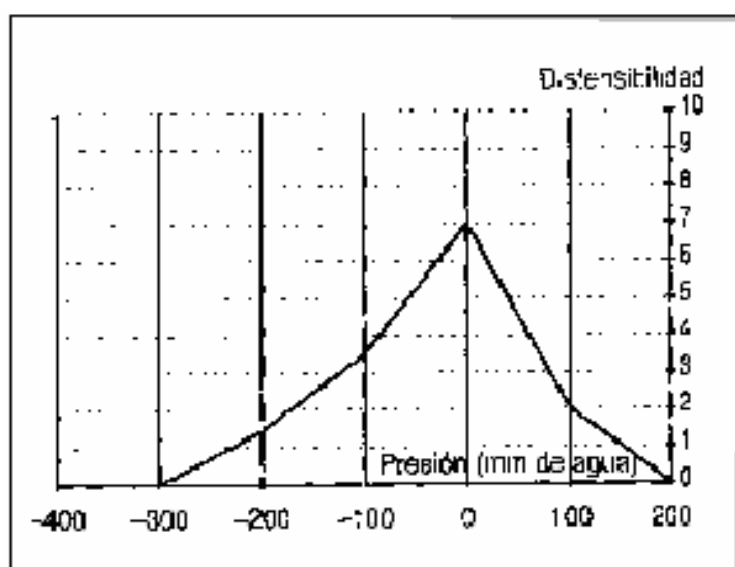


Figura 2.17. Timpanograma normal.

Existen varios datos que permiten evaluar los parámetros de una curva (ciertos aparatos calculan estos elementos automáticamente) (figura 2.18). Se trata de:

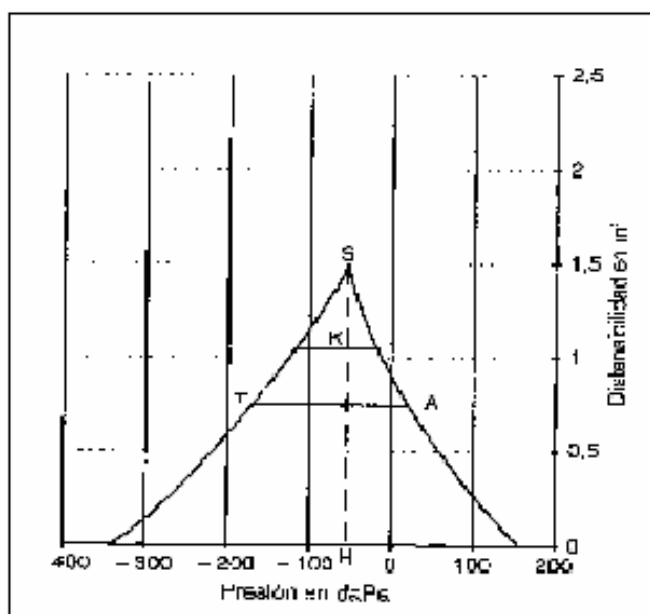


Figura 2.18. Características de un timpanograma de distensibilidad del sistema del tímpano y los huesecillos.

La distensibilidad estática:

Corresponde a la altura del pico en relación con la línea de referencia. En la figura 2.18, ello responde al valor del segmento SH.

La presión del oído medio:

Está representada por el desnivel del punto H respecto al 0 de referencia de presión. En condiciones normales, es de entre +50 y -100 dapa (o ml de agua) en el adulto. En el niño, los valores normales se sitúan entre +50 y -150 dapa.

La amplitud del timpanograma:

Es la longitud, expresada en dapa, de la línea AT que corta al segmento SH en la parte media del mismo. En el adulto, el valor habitual oscila entre 50 y 150 dapa con una media de 100 dapa. En el niño, la media normal es de 80 dapa.

El gradiente:

Se obtiene dividiendo el valor de SK por el de SH. El punto K se obtiene trazando entre las dos vertientes de la curva una línea de un valor de 100 dapa. Se sitúa normalmente entre 0.4 y 0.6.

Examen del volumen físico:

Si la membrana timpánica está intacta, el volumen estimado a 200 daPa corresponde sólo al conducto auditivo y debe promediar 0.7 cm^3 en niños, hasta 1.1 cm^3 en varones adultos. Si la membrana timpánica está perforada, el volumen estimado será mayor de 2 cm^3 en niños y mayor de 2.5 cm^3 en adultos.

Curvas de timpanometría anormales y significado patológico de las mismas

Una diferencia significativa en relación a los criterios definidos anteriormente se traduce en una curva de un aspecto distinto, que puede reflejar una patología local, en las estructuras estudiadas mediante la exploración.

Jerger ha propuesto una clasificación de distintos aspectos de las curvas (figura 2.19).

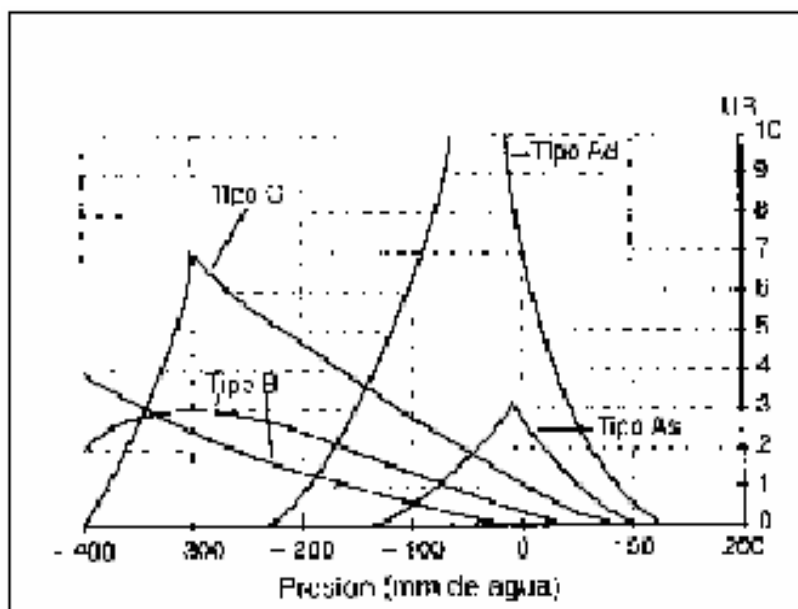


Figura 2.19. Principales tipos de curvas observados en al timpanometría según Jerger.

Curvas tipo A, corresponden a la curva normal descrita anteriormente e indica una integridad del tímpano; junto a este tipo puro, se han descrito algunas otras variantes de la curva tipo A.

Curvas tipo Ad, presentan un gradiente de presión muy intenso (las curvas denominadas de 'torre Eiffel'); estas curvas pueden traducir la presencia simplemente de un tímpano flácido, y no tener un gran valor patológico, pudiéndose observar igualmente en las roturas de la cadena de huesecillos.

Curvas tipo As, presentan un pico centrado de muy débil amplitud (inferior a 4 UR), correspondiendo, a menudo, a un tímpano rígido como el que se observa en la timpanosclerosis, estas curvas pueden darse también cuando existe un derrame viscoso en la cavidad del oído medio.

Curvas tipo B, se caracterizan por el hecho de que no poseen pico y su trazado se mantiene en una altura limitada, básicamente con una forma

aplanada. A veces el máximo de amplitud es manifiesto, y su elevación se produce de una manera muy progresiva y asintótica. Se observa entonces un aspecto 'en cúpula'. Estas curvas pueden corresponder a la presencia de líquido en la cavidad del oído medio, a un tímpano muy abombado o a una impactación de cerumen.

Curvas tipo C, se caracterizan por un pico con un claro desplazamiento hacia las presiones negativas (máximo claramente inferior a -100 mm de agua). La amplitud puede ser normal (entre 4 y 10 UR) o baja (inferior a 4 UR). Estas curvas implican una depresión permanente del oído medio, que traduce un mal funcionamiento de la trompa. No puede descartarse la posibilidad de un derrame líquido (sobre todo si la amplitud está reducida). Este tipo de curva se observa también en una otitis aguda en fase de curación.

Otras formas de curva, son también posibles. Puede tratarse de curvas bífidas, que corresponden a la presencia de zonas de resistencia distinta a la altura del tímpano.

La presencia de oscilaciones en el trazado corresponde a menudo a simples temblores musculares. Cuando estas oscilaciones se localizan exclusivamente en la pendiente de ascenso, ello puede corresponder a la existencia de un elemento vascular en la cavidad del oído medio (por ejemplo, tumor glómico que se ha extendido hasta esta zona y cuyas oscilaciones son entonces sincrónicas con el pulso). Cuando las oscilaciones son sincrónicas con la respiración, pueden corresponder a una abertura de la trompa.

Indicaciones de la timpanometría

Uno de los elementos de mayor interés de la timpanometría es el de facilitar un diagnóstico clínico de la presencia de líquido en la cavidad timpánica. Para ello, el especialista deberá analizar el conjunto de parámetros descriptivos de la curva, siendo esencial precisar los

siguientes:

- Presencia o no de un pico de distensibilidad.

- Nivel de desplazamiento del pico hacia las presiones negativas.

En resumen, puede afirmarse que la presencia de líquido será tanto más probable cuanto más plana sea la curva o cuanto más débil sea su amplitud (inferior a 4 UR) o gradiente < 0.3), con un desplazamiento hacia las presiones negativas < -100 mm de agua). No se trata más que de una probabilidad, y una curva normal y centrada no permite descartar formalmente la presencia de líquido en la cavidad.

Límites de la timpanometría

Aunque esta exploración tiene la ventaja de ser sencilla y rápida de realizar, así como de ser objetiva, sus limitaciones se ponen rápidamente de manifiesto en la aplicación práctica:

- Existen falsas curvas planas por error de manipulación de la sonda, cuando el extremo de ésta se apoya en la pared posterior del conducto auditivo externo. Para controlar estos casos, tiene interés el empleo de los aparatos que miden el volumen de aire comprendido entre la sonda y el conducto auditivo.

- Ciertas patologías del oído medio no tienen una traducción específica en la timpanometría (por ejemplo, la otospongiosis).

Es necesario recordar, pues, que la interpretación de una curva de timpanometría no debe hacerse de manera aislada sin relación con los

datos de la otoscopia y del contexto clínico (sobre todo cuando se trata de curvas planas), teniendo en cuenta el riesgo de resultados falsamente negativos y falsamente positivos en esta prueba.

2.5.2 ULTIMOS AVANCES TECNOLOGICOS

Los últimos avances que se han registrado en su mayoría han tenido lugar en los aparatos que realizan estas tres pruebas o estudios revisados en el punto 2.5.1. En sonómetros, otoscópios, audiómetros, timpanómetros; mejorando su resolución, agregando al sistema una interfaz electrónica y una PC para procesar, etc.

Otra área en la que se han llevado a cabo investigaciones es en el uso de distintos materiales al reconstruir el tímpano en la timpanoplastía, ya que al encontrarse perforaciones en la membrana timpánica, normalmente se utiliza tejido cartilaginoso del mismo paciente, sin embargo, este tejido no ha resultado la mejor opción ya que en perforaciones crónicas o persistentes, es decir, en aquellas en donde no se observa ningún signo de re-epitelización (regeneración), al paso de cinco o seis semanas de realizada la timpanoplastía el tímpano vuelve a mostrar la perforación, el tejido cartilaginoso se desprende en muchas ocasiones. Ahora se han empezado a utilizar materiales acelulares como papel arroz, papel arroz con alo-derm, con muchos mejores resultados que el tejido cartilaginoso, tanto en respuesta a las ondas sonoras, como en su integración con el tejido de la membrana timpánica. Sin embargo, los resultados todavía no son lo óptimos y dentro del campo de la nano-biotecnología se ha empezado a trabajar en la construcción de un bio-material (bio-polimérico) que no sea factor de riesgo en transmisión de enfermedades, que responda todavía mejor a la integración con el tímpano, que sea mejor su respuesta en frecuencia y en intensidad (parecida a la del tímpano real), y con un factor de fibro-expansión (para la integración al tejido) y antibióticos en su estructura para evitar infecciones durante tal integración ⁽²⁸⁾.

Por último, el avance tecnológico también ha sido dirigido a la construcción de mejores aparatos para la sordera parcial, para ello se han servido de los avances tecnológicos que han tenido lugar en el campo de la electrónica, y lógicamente se basan en los estudios del

tímpano y del sistema auditivo en general; existen aparatos intracanales, retroarticulares (figura 2.20), y audífonos implantables (figura 2.21) para cuando existe una obstrucción total del conducto auditivo exterior en los cuales la conducción del sonido es por vía ósea; se coloca un pequeño implante de titanio en el hueso temporal, por detrás de la oreja, el cual se conecta a un procesador de sonido colocado como un audífono retroarticular, y así el sonido ya procesado viaja directamente a la cadena oscicular y al oído interno sin pasar por el tímpano ni por el conducto auditivo, esta es una muy buen alternativa para cuando por una mal formación o por un accidente, como por ejemplo quemaduras graves, no encontramos abierto el conducto auditivo externo.



Figura 2.20. Audífono retroarticular para diferentes grados de hipoacusia.

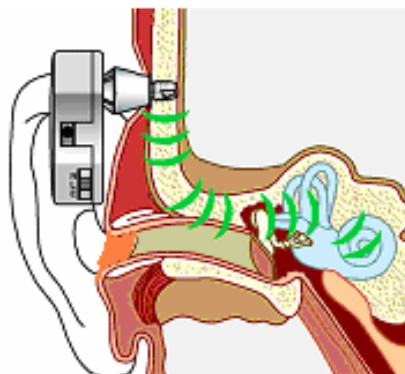


Figura 2.21. Audífono implantable para hipoacusia causada por obstrucción total del conducto auditivo externo.

2.6 CONCLUSIONES PRELIMINARES

Por lo expuesto hasta este punto, anatomía, fisiología, patología, y técnicas de estudio del sistema auditivo, se reconfirma que el trabajo realizado en este proyecto no pretende destituir ninguna de estas técnicas existentes, sino que pretende complementarlas para profundizar en el estudio del oído, específicamente de la membrana timpánica, que aunque en la bibliografía más reciente no es considerada como el órgano más importante del sistema auditivo por no ser el responsable de entregarle al nervio auditivo, de manera directa, el producto final de la onda sonora entrante; obviamente es importantísima como cada órgano del sistema, ya que sin ella no hay entrega de vibración a la cadena osicular y mucho menos al oído interno, y por lo tanto no hay percepción de sensación sonora en nuestro cerebro.

Sin embargo, esta clase de pruebas de interferometría láser con endoscopio pueden proporcionar mediciones de vibración en relación a la intensidad (nivel de presión sonora) y frecuencia entrantes a la membrana, es posible detectar perforaciones y sus dimensiones (como alternativa de diagnóstico), también se puede observar el comportamiento de tímpanos enfermos en contraposición con uno sano (para ciertas patologías), intentando una caracterización de la membrana para cada caso, en respuesta a ondas sonoras de frecuencia e intensidad predeterminadas. Es posible que también sea de mucha utilidad para observar el comportamiento o respuesta a las ondas sonoras de los nuevos materiales que se están desarrollando para la timpanoplastia y compararlo con el del tímpano sano real; aunque es verdad que no es posible intentar destituir las pruebas biológicas inminentemente necesarias para probar integración a nivel celular al tejido, para probar riesgos de infección, etc. Así como no es posible destituir las pruebas médicas actuales, ni siquiera las destructivas en donde se toman muestras del tejido enfermo causando algún dolor, para estudiar la

bacteriología del tejido al microscopio, ni la otoscopia, ni la audiometría, ni la timpanometría.

Es pues, una prueba que ya perfeccionada puede ser de mucha ayuda como complemento para perfeccionar y optimizar diagnósticos, sobre todo en perforaciones, presencia de burbujas que indican la presencia de derrame de líquido (otitis media) y depósitos calcáreos depuestos sobre el tímpano (miringoesclerosis), también para encontrar mejores materiales para la timpanoplastía, y para caracterizar el tímpano en su respuesta en vibración, a una frecuencia y un nivel de presión sonora predeterminados, para estados de salud diferentes.

Aún así, el oído en general como tejido biológico que es, y ya habiéndose encontrado en él tanto fibromas como sarcomas, es posible que la holografía digital con endoscopio sea una alternativa para la detección de estos tumores, utilizando la técnica de 'detección de inhomogeneidades por interferometría holográfica digital', técnica desarrollada anteriormente en este mismo 'laboratorio de metrología 1' del centro.

Es evidente que profundizar en el estudio del sistema auditivo y obtener una mejor comprensión de él, indudablemente contribuirá a la mejora de todas estas tecnologías revisadas en el punto anterior.

Lo que se realiza en este trabajo es detección de vibración a tres diferentes frecuencias, para una misma intensidad de sonido en dB SPL, y medición de los pequeños desplazamientos de la membrana debidos a la presión ejercida por la excitación sonora utilizada en los tres casos de frecuencia diferente. Esto para el tímpano del cerdo, y a sólo una frecuencia (3.5 kHz), para el caso del tímpano de una persona viva.

SEGUNDA PARTE

TÉCNICAS ÓPTICAS DE MEDICIÓN, ESPI Y HOLOGRAFÍA DIGITAL

3.1 INTRODUCCIÓN

En esta sección revisamos las bases teóricas y matemáticas que sustentan las técnicas ópticas mínimamente invasivas aplicadas en los experimentos realizados en este trabajo, Interferometría Holográfica Digital con endoscopio (IHD) e Interferometría Electrónica de Patrones de Moteado (ESPI). Se calcula el vector de sensibilidad y el de desplazamiento.

3.2 INTERFERENCIA

La interferencia ocurre cuando dos ondas mutuamente coherentes se superponen en algún lugar del espacio. Dos ondas son mutuamente coherentes solamente en dos casos posibles:

- Tienen su origen en la misma fuente de luz
- Son monocromáticas y tienen exactamente la misma frecuencia

Consideremos un interferograma de dos ondas en el cual un frente de onda plano posee una inclinación positiva sobre el eje y (figura 3.1 a)) e interfiere con un frente de onda bajo prueba cuyas deformaciones con respecto a una superficie plana sin inclinación, están dadas por $W(x,y)$ (figura 3.1 b))

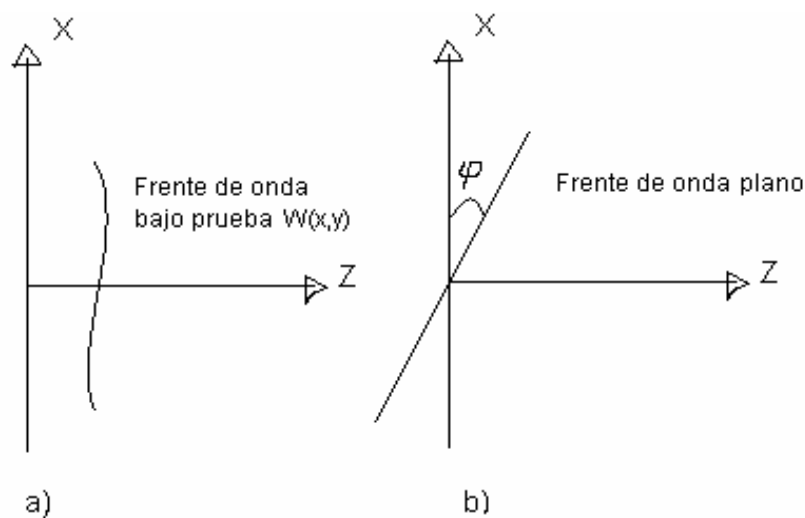


Figura 3.1. Los dos frentes de onda que interfieren, mostrados de manera independiente.

Los dos frentes de onda son descritos respectivamente por

$$E_1(x, y) = A_1(x, y)e^{ikW(x, y)} \quad (3.1)$$

y

$$E_2(x, y) = A_2(x, y)e^{i(kx \cdot \sin \varphi)} \quad (3.2)$$

La amplitud compleja en el plano de observación, donde los dos frentes de onda interfieren, es la suma de sus amplitudes complejas individuales

$$E(x, y) = A_1(x, y)e^{ikW(x, y)} + A_2(x, y)e^{i(kx \cdot \sin \varphi)} \quad (3.3)$$

donde A_1 es la amplitud del haz de luz del frente de onda bajo prueba, A_2 es la amplitud del haz de luz del frente de onda de referencia (del frente de onda plano), y $k = 2\pi/\lambda$. Por lo tanto, la irradiancia es

$$E(x, y)E^*(x, y) = A_1^2(x, y) + A_2^2(x, y) + 2A_1(x, y)A_2(x, y)\cos k[x \sin \varphi - W(x, y)] \quad (3.4)$$

donde el asterisco denota el complejo conjugado del campo eléctrico. En la ecuación se introdujo una inclinación opcional φ sobre el eje y , entre los dos frentes de onda⁽²⁹⁾. La función de la irradiancia $I(x, y)$ es entonces

$$I(x, y) = I_1(x, y) + I_2(x, y) + 2\sqrt{I_1(x, y)I_2(x, y)}\cos k[x \sin \varphi - W(x, y)] \quad (3.5)$$

Puesto que toda la función está en función de (x, y) , la irradiancia o intensidad de campo eléctrico se puede describir, de manera generalizada, como

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \Delta \theta \quad (3.6)$$

siendo

$$\Delta \theta = k [x \sin \varphi - W(x, y)] \quad (3.7)$$

la diferencia de fase relativa (entre ambos frentes de onda).

I_1 e I_2 son las irradiancias individuales de cada haz, y el término con el radical es llamado el ‘término de interferencia’.

Se puede observar que cuando

$$\Delta\theta = (2n + 1)\pi \quad (3.8)$$

para $n=0,1,2,3\dots$, el $\cos \Delta\theta = -1$, y la intensidad alcanza su mínimo valor, las dos ondas se encuentran en 'anti-fase', lo cual quiere decir que interfieren de manera destructiva.

Y cuando

$$\Delta\theta = 2n\pi \quad (3.9)$$

para $n=0,1,2,3\dots$, el $\cos \Delta\theta = 1$, y la intensidad alcanza su máximo valor, ambas ondas están en fase e interfieren de manera constructiva.

La visibilidad de las franjas en el plano imagen, (donde observamos la interferencia de ambos frentes de onda), se define como

$$v = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad (3.10)$$

que es igual a

$$v = \frac{2\sqrt{I_1 I_2}}{I_1 + I_2} = \frac{b}{a} \quad (3.11)$$

por lo que a menudo la ecuación 3.6 se rescribe como

$$I = a \cdot (1 + v \cdot \cos \Delta\theta) \quad (3.12)$$

donde a es la irradiancia para un campo libre de franjas, cuando los dos haces son mutuamente incoherentes.

Para dos ondas de igual intensidad, $I_1 = I_2 = I_0$, la ecuación (3.6) se rescribe como

$$I = 2I_0(1 + \cos \Delta\theta) = 4I_0 \cos^2(\Delta\theta/2) \quad (3.13)$$

donde la intensidad varía entre 0 y $4I_0$ ⁽³⁰⁾.

2.3 EL EFECTO DE MOTEADO

El moteado es un fenómeno que se origina al iluminar la superficie de un objeto rugoso con luz coherente (láser). El moteado es la superposición de luz en un punto del espacio proveniente de diferentes puntos de un objeto. Las variaciones en altura de la rugosidad del objeto deben ser del mismo orden o mayores que la longitud de onda de la luz de iluminación para que exista el moteado (figura 3.2)⁽³⁰⁾. Este último requerimiento produce una distribución de intensidad aleatoria en todo el espacio del objeto de estudio. El resultado de lo anterior es un aspecto granular de la luz al cual se le conoce como moteado (figura 3.3).

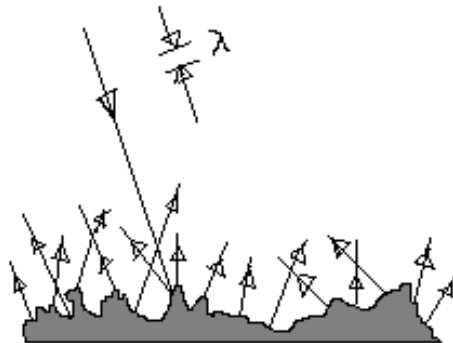


Figura 3.2. Luz esparcida por una superficie rugosa.

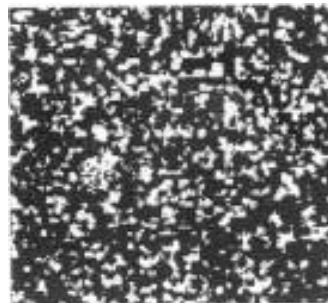


Figura 3.3. Fotografía de un patrón de moteado.

El patrón de moteado es similar a una interferencia con una distribución aleatoria de máximos y mínimos de intensidad de la luz, cuando es estacionario en el tiempo, y no tiene una posición fija en el espacio, variando así de tamaño de acuerdo a la posición del plano de observación. Un patrón de moteado consiste en muchos puntos brillantes y oscuros llamadas motas. Su apariencia es independiente de las características del objeto, depende principalmente de las propiedades ópticas del sistema y contiene información que caracteriza la superficie del objeto. El patrón de moteado cambia aleatoriamente de un punto a otro.

Si una superficie difusa es iluminada por un láser y una imagen de la superficie se forma mediante una lente, la imagen muestra también una variación aleatoria en la intensidad, efecto llamado moteado subjetivo⁽³¹⁾.

El tamaño de la mota, y otras características ópticas del patrón de moteado, se determinan por el sistema imagen. El tamaño promedio de una mota en la zona de campo lejano se puede estimar como

$$d \approx \frac{\lambda}{\phi} \quad (3.14)$$

donde λ es la longitud de onda y ϕ es el ángulo de observación.

Cambiando el punto de observación sobre una pantalla x , o mediante el barrido del láser sobre un objeto que se mueve con una cierta velocidad v (o un movimiento equivalente del propio objeto con respecto al haz del láser), se da lugar a las fluctuaciones espaciales o temporales de la intensidad del campo esparcido⁽³²⁾, figura 3.4.

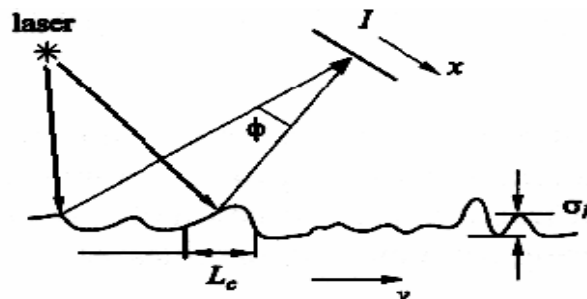


Figura 3.4. Observación de motas.

Las fluctuaciones son caracterizadas por el valor medio de la intensidad I y por su desviación estándar σ_I , como se observa en la figura 3.5. El objeto es caracterizado por la desviación estándar σ_h de la profundidad ó altura de sus inhomogeneidades y de la longitud de correlación L_c de estas inhomogeneidades que presentan un relieve aleatorio.

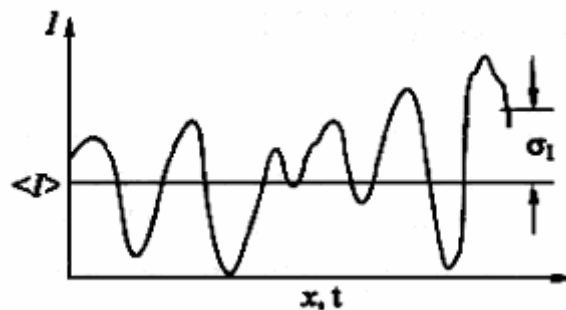


Figura 3.5. Modulación de la intensidad.

Puesto que muchos tejidos y células son tomados como objetos de fase, la propagación de haces coherentes en bio-objetos pueden describirse dentro de un sistema llamado pantalla de fase aleatoria PFA⁽³²⁾⁽³³⁾. El coeficiente de amplitud de transmisión de este sistema está dado por

$$t_s = t_0 e^{-i\varphi(x,y)} \quad (3.15)$$

donde t_0 es la amplitud de transmisión espacialmente independiente, y $\varphi(x,y)$ es el cambio de fase aleatorio introducido por la PFA en el punto (x,y) . Las fluctuaciones de la fase espacial pueden deberse a las variaciones en el índice de refracción $n(x,y)$ o al grosor $h(x,y)$ de un punto a otro en la PFA. Generalmente hay dos tipos de PFA's; con esparcimiento débil ($\sigma_\varphi^2 \ll 1$), y con esparcimiento intenso ($\sigma_\varphi^2 \gg 1$)⁽³²⁾,

donde σ_ϕ^2 es la varianza de la fase en el campo esparcido.

Las propiedades estadísticas de las motas pueden ser divididas en estadísticas de primer y segundo orden. Las de primer orden describen las propiedades del patrón de moteado a cada punto. Tal descripción normalmente emplea la distribución de probabilidad de intensidad $P(I)$, y el contraste C . Para condiciones ideales, cuando la amplitud compleja de la luz esparcida es Gaussiana, el contraste es $C=1$, y la distribución de probabilidad de intensidad se representa por una función exponencial negativa⁽³²⁾

$$P(I) = \frac{1}{\langle I \rangle} e^{\left(-\frac{I}{\langle I \rangle}\right)} \quad (3.16)$$

donde los braquets denotan el valor medio de la intensidad.

El contraste es

$$C = \sigma_I / \langle I \rangle \quad (3.17)$$

donde σ_I es la desviación estándar de la intensidad, y se obtiene de la raíz cuadrada de la varianza de la intensidad, la cual es

$$\sigma_I^2 = \langle (I - \langle I \rangle)^2 \rangle = \langle I^2 - 2\langle I \rangle I + \langle I \rangle^2 \rangle = \langle I^2 \rangle - \langle I \rangle^2 \quad (3.18)$$

Para un campo esparcido con estadística Gaussiana, tenemos que para un esparcimiento débil ($\sigma_\phi^2 \ll 1$), el contraste del patrón de moteado siempre es menor a la unidad. Para una PFA con esparcimiento intenso ($\sigma_\phi^2 \gg 1$), el contraste alcanza su máximo en la zona de Fresnel (campo cercano) $C > 1$. El hecho de que el contraste es superior a la unidad implica que las áreas oscuras predominan en el patrón de moteado. En la zona de Fraunhofer (campo lejano), tenemos un contraste $C < 1$.

La distribución de intensidad para la luz transmitida a través de la PFA se representa así

$$I_{\Sigma}(x, y) = I_C(x, y) + I_s(x, y) \quad (3.19)$$

donde $I_C(x, y)$ es la intensidad de la luz transmitida de la componente especular e $I_s(x, y)$ es la intensidad de la componente esparcida.

3.4 ESPI

La interferometría electrónica de patrones de moteado (ESPI) es el nombre dado a una de las técnicas basadas en el moteado del láser la cual es utilizada para medir desplazamientos discretos de algunos componentes.

En esta técnica se utiliza una cámara de televisión como medio de registro. El sensor de una cámara de televisión no puede usarse como un medio del almacenamiento holográfico ni para la reconstrucción óptica de un holograma. Por consiguiente el proceso de la reconstrucción se realiza electrónicamente y el objeto se puede ver en un monitor de televisión. Debido a la resolución bastante baja de una televisión normal (aproximadamente 30 líneas/mm) el ángulo entre el objeto y la onda de referencia tiene que ser pequeño. Esto significa que la onda de referencia debe ser cuasi-colineal con la onda objeto. En ESPI la correlación de intensidad se observa mediante el proceso de substracción o adición de la señal de video. En el proceso de substracción el patrón de moteado del objeto no desplazado se almacena electrónicamente. Entonces el objeto se desplaza y la señal de video se detecta en 'vivo' por la cámara de TV, y se subtrae de la imagen almacenada (la cámara debe permanecer en la misma posición). La salida se filtra (paso-alto), se rectifica y se despliega en un monitor de TV, donde la correlación del patrón de franjas se observa en tiempo real⁽³⁰⁾⁽³¹⁾.

3.4.1 ESPI FUERA DE PLANO

En la interferometría óptica se utilizan comúnmente dos diferentes arreglos uno para obtener información del desplazamiento fuera de plano y otro para producir información de desplazamientos horizontales y verticales, en plano.

En la figura 3.6⁽³⁹⁾ se muestra la configuración óptica de un sistema ESPI fuera de plano, vemos algunas de sus características importantes. La iluminación del objeto está provista por una onda continua (CW) o haz de iluminación, con un ángulo de incidencia θ idealmente menor de 15° , ya que si es mayor a 15° , la función de franjas puede iniciar a experimentar contribuciones de desplazamiento en plano. La superficie del cuerpo iluminado es vista por la apertura de una lente, la cual enfoca el frente de onda del objeto dentro del plano de imagen de la cámara de TV. Una pequeña cantidad de luz láser (~1 % a 5% de la amplitud del haz objeto) es requerida como haz de referencia de la fase (sin moteado y filtrado espacialmente), el cual es combinado con el frente de onda del objeto en el plano de la imagen, a través de un cubo o un divisor de haz, ubicado entre el plano de visión y el plano imagen⁽³⁴⁾.

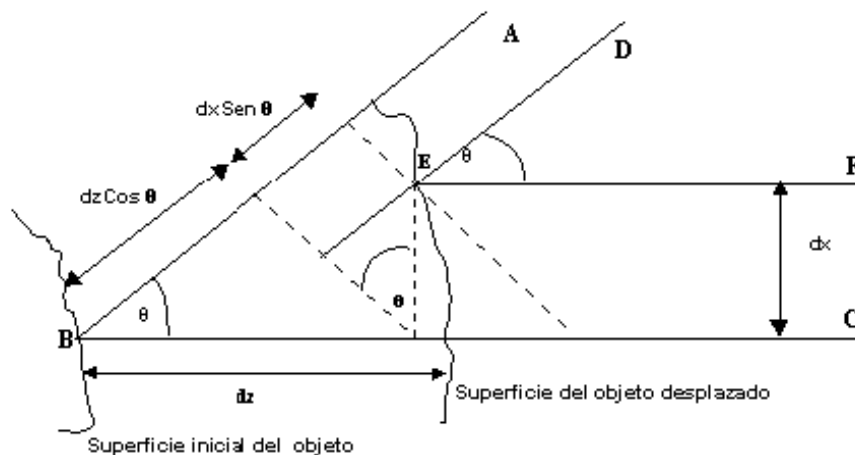


Figura 3.6. Configuración de un interferómetro con desplazamiento fuera de plano para la correlación del patrón de franjas.

En la figura 3.6 se muestra la iluminación de un objeto por un frente de onda de luz monocromática con un ángulo θ con respecto al eje de la cámara C , se observa el desplazamiento iniciando en el punto fijo B del objeto hasta el punto E . ABC es la longitud del camino óptico al objeto sin desplazar, y DEF es la longitud del camino óptico del objeto desplazado. Así, podemos establecer la siguiente relación

$$W = d_z + d_z \cos \theta + d_x \operatorname{sen} \theta \quad (3.20)$$

Ahora determinaremos la diferencia de camino óptico recorrido por la luz láser cuando la superficie del objeto se desplaza en la dirección Z a lo largo del eje Z . Así podemos representar la medida directa del desplazamiento fuera de plano como

$$W = \frac{n\lambda}{2} \quad (3.21)$$

Un arreglo óptico fuera de plano es sensible a los desplazamientos a lo largo del eje óptico de la cámara, figura 3.7. La sensibilidad del interferómetro es controlada por el ángulo θ entre el eje de la cámara y la fuente de iluminación.

La sensibilidad puede ser definida por

$$d = \frac{\lambda}{1 + \cos \theta} \quad (3.22)$$

donde λ es la longitud de onda del láser, y d es el desplazamiento fuera de plano. Si el ángulo de iluminación es cero, la sensibilidad del interferómetro es maximizada.

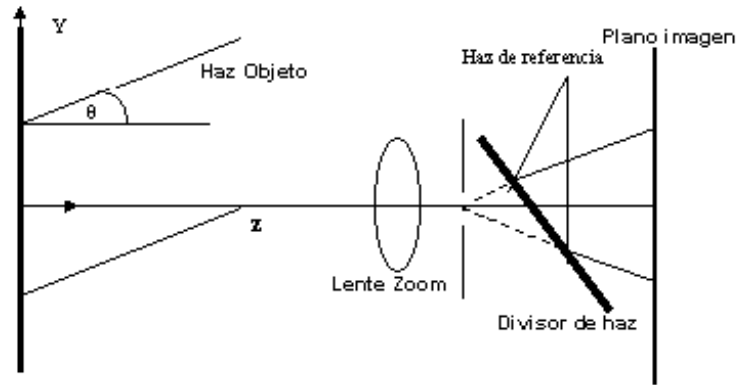


Figura 3.7. Diagrama esquemático de un interferómetro con sensibilidad de la correlación del patrón de franjas fuera de plano.

En la figura 3.7⁽³⁹⁾ se muestra un arreglo alternativo el cual puede dar la sensibilidad del desplazamiento de franjas fuera de plano. Aquí el objeto es iluminado por el haz objeto en un ángulo θ con respecto a la normal de la superficie y la imagen es formada por la lente en el plano de imagen. Un haz de referencia es sumado a la imagen para la combinación de ambos haces. El ángulo de incidencia θ no debe ser mayor a los 15° .

3.4.2 CORRELACIÓN DE MOTEADO

La correlación es una comparación directa de dos patrones de moteado superpuestos, adquiridos por el proceso de adición o substracción. El principio básico de correlación en la formación de franjas es explicado en términos de la obtención de franjas usando la sensibilidad del interferómetro fuera de plano.

Una de las formas más comunes de la interferometría de moteado consiste en la interferencia de dos haces coherentes en un sensor CCD. Uno de los haces funciona como haz de referencia y es introducido en el arreglo a lo largo del eje óptico del sistema. Para obtener un arreglo con sensibilidad a movimientos fuera de plano, se requiere que el ángulo entre el haz de iluminación y la dirección de observación sea cercano a cero. El efecto del haz de referencia es hacer el moteado muy dependiente sobre la diferencia de fase entre los frentes de onda del objeto y de referencia⁽³⁵⁾.

3.4.3 LA FORMACIÓN DE FRANJAS DE ESPI

La figura 3.7 muestra la configuración usada para medir componentes fuera de plano. El haz de referencia es agregado axialmente, y se combina con el haz objeto en el divisor de haz. El tamaño de la mota se define con la apertura de la lente, de acuerdo con el tamaño del pixel. La intensidad de los haces de referencia y objeto son igualados en el plano de la CCD.

La primera imagen es almacenada y la segunda imagen es capturada después que el objeto ha sido perturbado. Se obtiene la diferencia pixel por pixel de las dos imágenes capturadas⁽³⁶⁾. La diferencia de señal es rectificadora y luego enviada al monitor para desplegar el patrón de franjas⁽³⁵⁾. Este procedimiento puede ser explicado matemáticamente como sigue

La intensidad en la primera imagen está dada por

$$I_1(x, y) = a_1^2(x, y) + a_2^2 + 2a_1(x, y)a_2(x, y)\cos \Delta\theta \quad (3.23)$$

donde $\Delta\theta = \theta_2 - \theta_1$. Si $\Delta\theta = \varphi$, la intensidad en la segunda imagen esta dada por

$$I_2(x, y) = a_1^2(x, y) + a_2^2 + 2a_1(x, y)a_2(x, y)\cos(\varphi + \delta) \quad (3.24)$$

donde la diferencia de fase δ introducida por la deformación está dada por $\delta = (k_2 - k_1) \cdot d$. La substracción de la señal es entonces

$$\begin{aligned} \Delta V \propto I_2 - I_1 &= 2a_1(x, y)a_2(x, y)[\cos(\varphi + \delta) - \cos \varphi] \\ &= 4a_1(x, y)a_2(x, y)\text{sen}\left(\varphi + \frac{\delta}{2}\right)\text{sen}\frac{\delta}{2} \end{aligned} \quad (3.25)$$

La brillantez en el monitor puede ser proporcional a la señal de voltage ΔV (diferencia de señal) del detector CCD. Esta brillantez B esta dada por

$$B = 4\wp a_1(x, y)a_2(x, y) \left| \text{sen} \left(\varphi + \frac{\delta}{2} \right) \text{sen} \frac{\delta}{2} \right| \quad (3.26)$$

donde \wp es la constante de proporcionalidad. Como δ varía, $\text{sen} \left(\frac{\delta}{2} \right)$ varía entre -1 y 1. Estos valores negativos pueden aparecer oscuros en el monitor, resultando en pérdida de la señal. Esta pérdida es evitada rectificando la señal antes de ser mandada al monitor. Por ello se toma el valor absoluto del término de fase en la ecuación.

La brillantez es igual a cero cuando $\left(\frac{\delta}{2} \right) = n\pi$ ó cuando $\delta = 2n\pi$, para $n=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3\dots$

3.5 VECTOR DE SENSIBILIDAD

Existen arreglos interferométricos para la medición de deformaciones, ya sean fuera de plano o en plano y la derivada del desplazamiento, cuya sensibilidad depende de las geometrías de iluminación y observación. La dirección de sensibilidad puede ser definida por un vector unitario S llamado vector de sensibilidad. Si establecemos un sistema de coordenadas (x,y) sobre el objeto, la sensibilidad fuera de plano se refiere a la capacidad del interferómetro para detectar los desplazamientos medidos sobre el eje z ⁽³⁷⁾.

En varias técnicas de metrología óptica el proceso lleva a un patrón de franjas debido al mapeo en el cambio de fase, y es interpretado en términos de diferencias de longitud del camino óptico. En la geometría de los sistemas de moteado, así como en los sistemas holográficos, es común la conversión de la información de la longitud del camino óptico al vector de desplazamiento en un punto sobre el objeto, lo cual se explica mejor con el uso de vectores. El vector de sensibilidad está definido sólo por la geometría del arreglo holográfico. Este nos da la dirección en la cual se alcanza la máxima sensibilidad. En cada punto se mide la proyección del vector de desplazamiento sobre el vector de sensibilidad. Para desplazamientos ortogonales al vector de sensibilidad la interferencia de fase resultante es igual a cero, independientemente de la magnitud del desplazamiento⁽³⁸⁾. El promedio de la intensidad en cualquier punto depende del orden de interferencia de fase entre puntos correspondientes de dos frentes de onda.

Para calcular el vector de de sensibilidad del arreglo experimental observamos la figura 3.8.

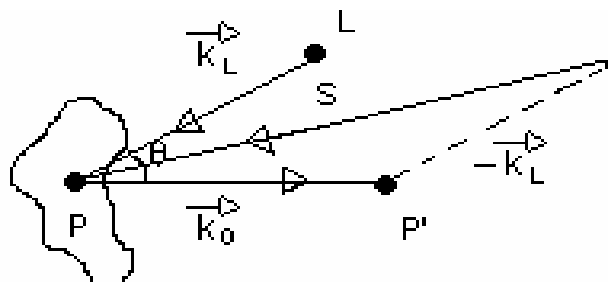


Figura 3.8. Construcción del vector de sensibilidad.

En donde \vec{k}_L y \vec{k}_o son los vectores de onda (de propagación) correspondientes a las direcciones de iluminación y de observación respectivamente, θ es el ángulo entre ambos; P es el punto en el objeto, P' es su proyección en el plano de observación, y L es la fuente de iluminación. Siendo

$$\vec{k}_L = \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_L \quad (3.27)$$

y

$$\vec{k}_o = \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_o \quad (3.28)$$

donde \hat{n}_L y \hat{n}_o son los vectores unitarios correspondientes, se define el vector de sensibilidad como

$$S = (\hat{n}_L - \hat{n}_o) \quad (3.29)$$

En nuestro caso, al utilizar un endoscopio tanto para iluminar como para observar, el vector de sensibilidad es prácticamente colineal al vector de observación ($\theta \sim 0$), que para este caso coincide también con la dirección del vector de desplazamiento. Además, posicionamos el endoscopio de manera normal a la superficie del objeto, que a su vez puede considerarse plano para efectos prácticos, por lo cual la sensibilidad del arreglo experimental en cuestión, para desplazamientos fuera de plano, se puede considerar como máxima.

La figura 3.9 muestra la relación entre la medida del desplazamiento d_m y el desplazamiento actual d en función del ángulo θ , derivada de la relación

$$d_m = \frac{(1 + \cos \theta)}{2} \cdot d \quad (3.30)$$

La relación entre la medición de d_m y la de d para ángulos menores de 15° resulta en una muy buena aproximación, ya que es sabido que los desplazamientos medidos son del orden de los nanómetros a unas cuantas micras.

La diferencia puede ser ignorada para algunos arreglos que involucran ondas esféricas, sólo si el objeto no es demasiado grande para las distancias involucradas⁽³⁹⁾.

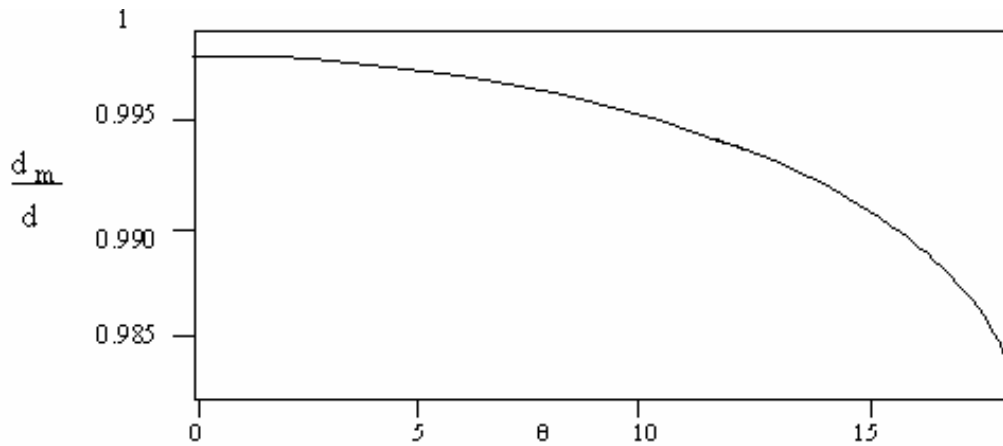


Figura 3.9. Relación d_m/d en función del ángulo θ .

Debido a que en el arreglo experimental utilizado en este trabajo el ángulo $\theta \approx 0$, esta relación no afecta.

3.6 MEDICIÓN DEL VECTOR DE DESPLAZAMIENTO

El cambio de fase es responsable de la formación del patrón de franjas⁽⁴⁰⁾.

Consideremos un punto P sobre la superficie de un objeto. Si se ejerce una carga en este punto para moverlo a una localización diferente P' . La distancia PP' es el vector de deformación d . En la figura 3.10⁽³⁹⁾, se muestra la geometría para calcular la diferencia de fase introducida por la deformación.

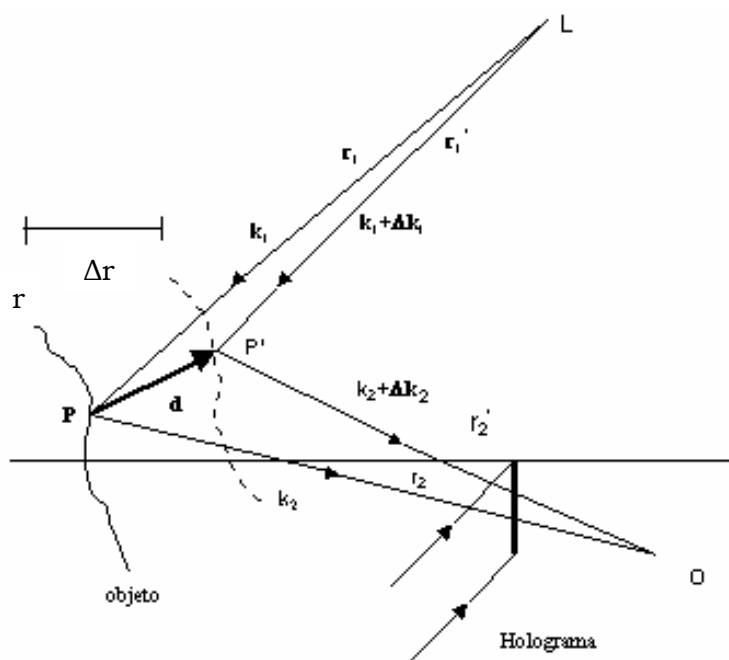


Figura 3.10. Configuración para calcular la diferencia de fase y el vector de desplazamiento.

La diferencia de fase δ está dada por

$$\delta = \hat{k}_1 \cdot \vec{r}_1 + \hat{k}_2 \cdot \vec{r}_2 - (\hat{k}_1 + \Delta\hat{k}_1) \cdot \vec{r}'_1 - (\hat{k}_2 + \Delta\hat{k}_2) \cdot \vec{r}'_2 \quad (3.31)$$

De la figura 3.10 podemos expresar también a \vec{r}_1 y \vec{r}_2 como sigue

$$\begin{aligned} \vec{r}_1 + \vec{d} &= \vec{r}'_1 \\ \vec{r}_2 - \vec{d} &= \vec{r}'_2 \end{aligned} \quad (3.32)$$

Sustituyendo la ecuación (3.32) en la (3.31) tenemos

$$\begin{aligned} \delta &= \hat{k}_1 \cdot \vec{r}_1 + \hat{k}_2 \cdot \vec{r}_2 - (\hat{k}_1 + \Delta\hat{k}_1) \cdot (\vec{r}_1 + \vec{d}) \\ &\quad - (\hat{k}_2 + \Delta\hat{k}_2) \cdot (\vec{r}_2 - \vec{d}) \end{aligned} \quad (3.33)$$

$$\begin{aligned} \delta &= \hat{k}_1 \cdot \vec{r}_1 + \hat{k}_2 \cdot \vec{r}_2 - \hat{k}_1 \cdot \vec{r}_1 - \hat{k}_1 \cdot \vec{d} - \Delta\hat{k}_1 \cdot \vec{r}_1 - \Delta\hat{k}_1 \cdot \vec{d} \\ &\quad - \hat{k}_2 \cdot \vec{r}_2 + \hat{k}_2 \cdot \vec{d} - \Delta\hat{k}_2 \cdot \vec{r}_2 + \Delta\hat{k}_2 \cdot \vec{d} \\ &= (\hat{k}_2 - \hat{k}_1) \cdot \vec{d} \end{aligned} \quad (3.34)$$

La última nos da el vector de desplazamiento el cual se considera del orden de nanómetros a unas cuantas micras y la distancia entre los vectores \vec{r}_1 y \vec{r}_2 en nuestro caso es prácticamente 0, ya que se trata de un endoscopio. Cuando estas medidas se toman con exactitud \vec{r}_1 y \vec{r}_2 son perpendiculares a $\Delta\hat{k}_1$ y $\Delta\hat{k}_2$, respectivamente; de aquí que el producto punto de sus términos sea automáticamente cero, donde los dos términos restantes, $\Delta\hat{k}_1 \cdot \vec{d}$ y $\Delta\hat{k}_2 \cdot \vec{d}$, los cuales representan las contribuciones de segundo orden, son también anulados.

La diferencia en el primer término de la última expresión de la ecuación (3.34) nos da el vector de sensibilidad S ; es la diferencia de los vectores unitarios de propagación $(\hat{k}_2 - \hat{k}_1)$, tal y como se había definido previamente. Si expresamos la magnitud del vector de desplazamiento \vec{d} como Δr , esta última la tomamos como el valor del desplazamiento o la deformación experimentada por el punto en observación, por lo que la razón de la deformación, de acuerdo a la figura 3.10, será⁽³⁹⁾

$$e = \frac{\Delta r}{r} \quad (3.35)$$

3.7 IHD

(INTERFEROMETRÍA HOLGRAFÍCA DIGITAL)

3.7.1 HOLOGRAFÍA

Método de obtener imágenes fotográficas tridimensionales. Las imágenes se crean sin lente alguna, por lo que esta técnica también se denomina fotografía sin lente. Las grabaciones reciben el nombre de hologramas (en griego, *holos*, 'todo'; *gram*, 'mensaje o cosa escrita'). Los principios teóricos de la holografía fueron desarrollados por el físico británico de origen húngaro Dennis Gabor en 1947. La primera producción real de hologramas tuvo lugar a principios de los años sesenta una vez disponible el láser. A finales de los años ochenta se comenzó la fabricación de hologramas en color, así como de hologramas que cubrían desde la región del espectro de las microondas hasta los rayos X. También se crearon hologramas ultrasónicos utilizando ondas de sonido⁽⁴¹⁾.

Un holograma se diferencia básicamente de una fotografía normal en que no sólo registra la distribución de intensidades de la luz reflejada, sino también la de fases. Es decir, la película es capaz de distinguir entre las ondas que inciden en la superficie fotosensible hallándose en su amplitud máxima, de aquellas que lo hacen con amplitud mínima. Esta capacidad para diferenciar ondas con fases distintas se logra interfiriendo un haz de referencia con las ondas reflejadas por el objeto.

La Holografía consiste básicamente en registrar la interferencia producida por dos haces coherentes; uno reflejado (o transmitido) por un objeto y otro de referencia. El medio de registro normalmente es una placa fotográfica, pero existen otros materiales tales como la gelatina dicromática, los termoplásticos, la foto-resina, los foto-polímeros, etc.

Una vez efectuada la exposición, el medio de registro se revela y se fija, quedando así terminado el holograma.

Cuando el holograma se ilumina con el haz de referencia, se reconstruirá la onda que provenía del objeto al momento del registro. Esto significa que se podrá ver el objeto con las mismas características de profundidad y detalles.

Matemáticamente, al ser un holograma la captura del frente de onda reflejado por el objeto, interfiriendo con el frente de onda de referencia, es decir, es un interferograma; obedece a las ecuaciones de interferencia expuestas en el punto 3.2.

Existen los hologramas por transmisión, cuando los dos haces, objeto y referencia, llegan a la placa por el mismo lado. Este tipo de holograma sólo puede ser visto apropiadamente con luz láser, debido a que la red de difracción que constituye el holograma difracta la luz en diferentes ángulos dependiendo de la longitud de onda. Es decir, si lo ilumináramos con luz blanca, cada color será desviado a diferentes lugares haciendo imposible lograr una imagen nítida del objeto.

Y hologramas por reflexión, si los haces objeto y referencia llegan por lados contrarios a la película, se está haciendo un holograma por reflexión. En este caso la red de difracción serán planos paralelos a la placa fotográfica. Este tipo de holograma puede ser visto con luz blanca, debido a que este tipo de red selecciona sólo una longitud de onda, aquella que es igual a la distancia entre planos, se puede demostrar que los demás colores interfieren destructivamente⁽⁴²⁾.

En nuestro caso capturamos hologramas de división de amplitud por transmisión, porque la fuente que ilumina al objeto es dividida previamente, mediante un divisor de haz para proporcionar también el haz de referencia, y porque los dos haces se recombinan e interfieren sobre el plano de la CCD, y los hologramas quedan grabados digitalmente en la PC. El proceso de reconstrucción, para este trabajo se lleva a cabo mediante métodos numéricos.

3.7.2 INTERFEROMETRÍA HOLOGRAFÍCA DIGITAL

En época reciente la holografía se ha visto favorecida con las nuevas tecnologías electrónicas y de cómputo y ha pasado de almacenar los hologramas en películas a medios electrónicos, el uso de nuevos algoritmos, computadoras más potentes en cuanto al manejo de memoria y rapidez de los cálculos, otros avances se han dado con el tratamiento por medio de cámaras cada vez más rápidas, de mayor sensibilidad y más alta resolución, todo esto ha llevado a un alto desempeño y a la disminución de los tiempos del tratamiento de la señal comparativamente. Así, tenemos avances tales como el cálculo de la amplitud y fase del holograma en forma digital. Aunado a lo anterior se obtienen imágenes más claras y que brindan mayor información⁽³⁹⁾.

La interferometría holográfica digital es una técnica empleada para la medición de cantidades mecánicas tales como desplazamiento, deformación y vibración de objetos. Es un método poderoso de pruebas sin contacto que proporciona información de visión de campo completo de deformaciones con precisión de sub-longitudes de onda. La IHD, proporciona comparaciones interferométricas de objetos reales o eventos que están separados en el tiempo y el espacio. La técnica es útil para mediciones cuantitativas y cualitativas. Al igual que el ESPI la IHD proporciona un patrón de franjas que dan información de la deformación del objeto. Sin embargo la IHD permite calcular directamente la fase óptica envuelta por medio del procesamiento de la transformada de Fourier de dos hologramas, esto es muy conveniente cuando se estudian eventos transitorios como es el caso de este estudio.

La técnica de suma de doble pulso fue la primera en usarse (la doble exposición de dos imágenes holográficas en el detector). Para obtener una mejor visibilidad del patrón de franjas se realiza una substracción de doble pulso (la substracción de dos imágenes grabadas separadamente en cuadros consecutivos del monitor). Un método para evaluar cuantitativamente los hologramas digitales pulsados es el basado en el 'corrimiento de fase' y la reconstrucción numérica de hologramas.

La reconstrucción del holograma se realiza por métodos numéricos a partir de hologramas de Fresnel generados directamente en plano de un detector CCD. La información cuantitativa de la distribución de la fase óptica en la imagen holográfica se calcula durante el proceso numérico.

Básicamente la diferencia principal entre ESPI y la holografía digital es que la información generada por el patrón de franjas no se puede observar en tiempo real en la TV como ocurre con ESPI. Así mismo la holografía digital está principalmente limitada por los parámetros del sensor de la CCD. Asumimos por simplicidad que los píxeles no tienen ningún espacio entre ellos y no están traslapados, entonces las distancias del centro de pixel Δx y Δy concuerdan con las dimensiones del píxel⁽⁴³⁾. Por el teorema de muestreo sólo pueden reconstruirse con seguridad frecuencias espaciales menores a la frecuencia máxima f_x en la dirección x y f_y en la dirección y . Esta frecuencia es el inverso de la distancia.

$$f_x = \frac{1}{2\Delta x} \quad (3.36)$$

y

$$f_y = \frac{1}{2\Delta y} \quad (3.37)$$

Por consiguiente el ángulo máximo permitido entre la onda de referencia y la onda del objeto es

$$\gamma_x = 2\arcsen\left(\frac{\lambda}{2} f_x\right) \quad (3.38)$$

lo mismo ocurre en la dirección y .

Los objetos más grandes deben ser colocados más distantes de la cámara CCD, o su tamaño debe ser reducido por una lente zoom.

La figura 3.11 muestra la diferencia en el patrón de franjas obtenido cuando aplicamos holografía interferométrica y ESPI, ésta radica en su apariencia, siendo más ruidoso (por las motas) el de ESPI.

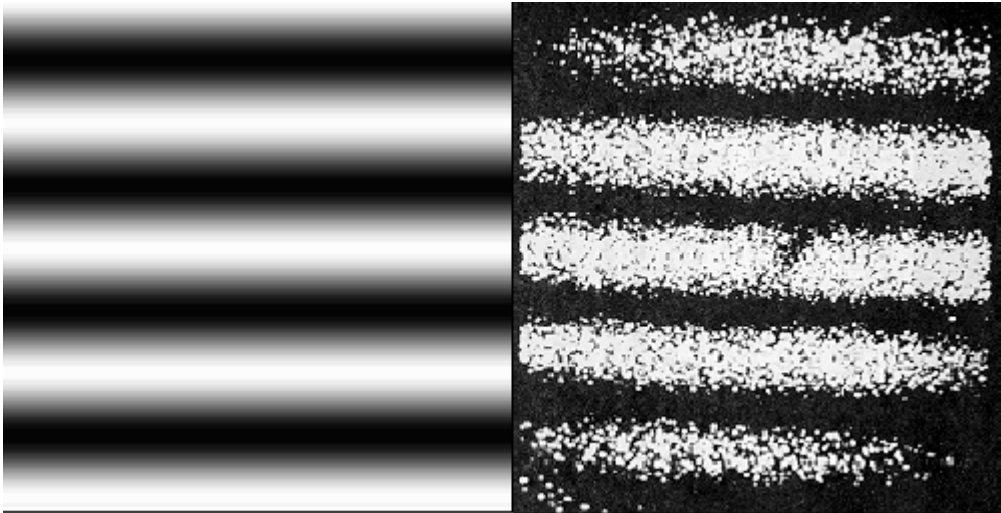


Figura 3.11. La imagen de la izquierda muestra un holograma común mientras que el de la derecha se obtiene empleando ESPI.

3.8 EVALUACIÓN DE LA FASE

La evaluación de la fase de los interferogramas capturados, la realizamos mediante la transformada de Fourier. Las funciones complejas son herramientas muy importantes en el uso de la transformada de Fourier. Una función compleja puede trazarse en un diagrama de fasores donde la parte real de la función se grafica en el eje de abscisas y la parte imaginaria en el eje de ordenadas. Por lo tanto una función compleja puede escribirse como

$$g(x) = \text{Re } g(x) + i \text{Im } g(x) \quad (3.39)$$

donde $\text{Re}\{g(x)\}$ representa la parte real e $\text{Im}\{g(x)\}$ representa la parte imaginaria de la función $g(x)$. La fase de este número complejo es el ángulo medido con respecto al eje de las abscisas, a partir del origen hasta el valor de la función compleja que se está graficando. Así, la fase de cualquier función compleja $g(x)$ puede obtenerse como

$$\phi = \tan^{-1} \left[\frac{\text{Im}\{g(x)\}}{\text{Re}\{g(x)\}} \right] \quad (3.40)$$

En óptica se dice que la relación anterior contiene sólo la fase envuelta, debido a que si tanto la parte real como la parte imaginaria son negativas, la razón resultante es positiva, como cuando ambas cantidades son positivas. Así, esta fase se encuentra entre los límites 0 y 2π . Sin embargo, la cantidad que es de interés es el cambio de fase entre dos imágenes. Así considérese la fase de una primera imagen como ϕ y ϕ' para una segunda imagen, el cambio de fase se determina por

$$\Delta\phi = \phi' - \phi \quad (3.41)$$

La magnitud del número complejo está definida por

$$g(x) = \sqrt{(\text{Re } g(x))^2 + (\text{Im } g(x))^2} \quad (3.42)$$

qué siempre es positiva.

En notación exponencial el número complejo se escribe así

$$g(x) = |g(x)| e^{i\phi} \quad (3.43)$$

donde la fase puede tener algún valor entre 0 y 2π . A veces esta representación tiene algunas desventajas. Por ejemplo, considerando el caso de la función real $g(x)=x$. Usando esta representación, debemos escribir $g(x)=|x|$ y $g(x)=|x| e^{i\phi}$ para $x<0$. Para evitar esta discontinuidad tanto en la derivada como en la fase de la función, se define la amplitud Am de la función compleja por la expresión

$$g(x) = Am \cdot g(x) e^{i\phi} \quad (3.44)$$

donde la derivada de la función $g(x)$ y la fase son ahora continuas en el plano complejo. Esta amplitud es el equivalente de las coordenadas radiales en las coordenadas polares. Un cambio en el signo de la amplitud es equivalente a un cambio de π en la fase. La evaluación cuantitativa de la fase está compuesta de dos pasos principales: primero la distribución de fase de la interferencia se determina del interferograma grabado, y segundo la fase de la interferencia se combina con los vectores de sensibilidad para lograr la distribución espacial de la cantidad física a medirse⁽³³⁾.

La evaluación de la transformada de Fourier es esencialmente una combinación lineal de funciones espaciales armónicas convolucionada con la distribución de intensidad $I(x,y)$, dada por

$$I(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos [\Delta\phi(x, y)] \quad (3.45)$$

Las frecuencias espaciales admisibles de estas funciones armónicas son definidas por el usuario mediante la frecuencia de corte de un filtro pasa bandas en el dominio de las frecuencias espaciales. Para hacer esto, sustituimos el segundo término de la función de intensidad, utilizando la función $c(x,y)$

$$c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y) e^{i\Delta\phi(x, y)} \quad (3.46)$$

Entonces, la intensidad $I(x,y)$ ahora es

$$I(x,y) = a(x,y) + c(x,y) + c^*(x,y) \quad (3.47)$$

donde $a(x,y)$, $b(x,y)$ contienen las intensidades del patrón de interferencia y el asterisco denota el complejo conjugado de la amplitud⁽³⁸⁾.

Se calcula la transformada discreta bidimensional de Fourier a $I(x,y)$, empleando el algoritmo de FFT (transformada rápida de Fourier) y resulta en

$$I(u,v) = A(u,v) + C(u,v) + C^*(u,v) \quad (3.48)$$

ahora (u,v) se encuentran en coordenadas de frecuencias espaciales. $I(x,y)$ es una distribución real en el dominio espacial y su transformada $I(u,v)$ es Hermitiana, esto significa que

$$I(u,v) = I^*(-u,-v) \quad (3.49)$$

La amplitud del espectro $|I(u,v)|$ es simétrica con respecto al término de DC ($I(0,0)$). $A(u,v)$ contiene el término $I(0,0)$ y los cambios en las frecuencias bajas. $C(u,v)$ y $C^*(u,v)$ llevan la misma información⁽³⁸⁾.

Por medio de un filtro pasa bandas se elimina en el dominio de las frecuencias espaciales, $A(u,v)$ y uno de los términos $C(u,v)$ o $C^*(u,v)$. El espectro restante, no es Hermitiano, así aplicando la transformada inversa de Fourier, por ejemplo a $C(u,v)$, da un número complejo $c(x,y)$.

La fase del patrón de interferencia puede calcularse por

$$\Delta\phi(x,y) = \tan^{-1} \left[\frac{\text{Im } c(x,y)}{\text{Re } c(x,y)} \right] \quad (3.50)$$

La transformada inversa de $C^*(u,v)$ resultaría en $-\Delta\phi(x,y)$. La incertidumbre sobre que partes simétricas del espectro pertenece a $C(u,v)$ y cual a $C^*(u,v)$ es una manifestación de la ambigüedad del signo, $\cos \Delta\phi = \cos(\pm\Delta\phi + 2\pi)$.

La figura 3.12 muestra la evaluación de la fase mediante el método de la transformada de Fourier⁽⁴⁴⁾

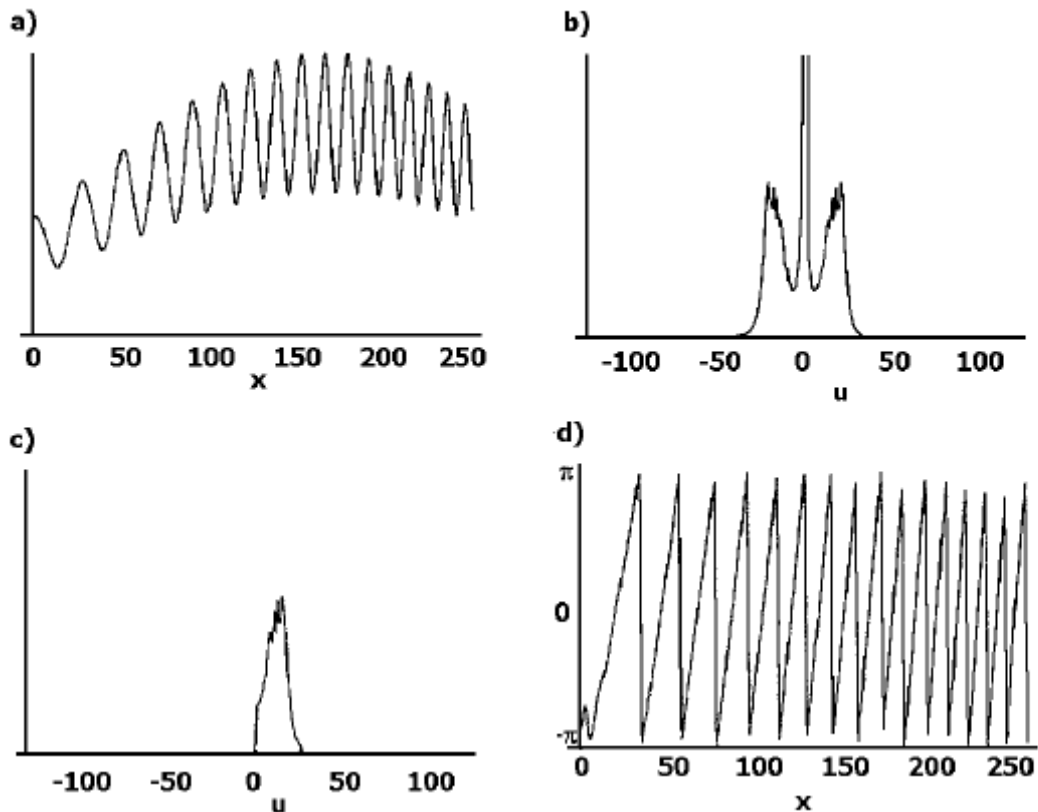


Figura 3.12. Evaluación de la fase mediante la transformada de Fourier, a) Distribución de intensidad variante, b) La transformada de Fourier (espectro) de a). c) La amplitud del espectro filtrado. d) Se aplica la transformada inversa y la ecuación (3.50) se obtiene como resultado que el modulo de fase es 2π .

El algoritmo de la transformada de Fourier se emplea para obtener los mapas de fase de $\Delta\phi$ con la cámara Sensicam, utilizando Matlab.

3.9 FILTRADO POR CONVOLUCIÓN

La convolución tiene una aplicación muy importante como filtro de frecuencias ya sea, pasa bajas, pasa banda, o pasa altas de una función $g(x)$ por medio de una función de filtro $h(x)$ ⁽⁴⁴⁾. Esta propiedad del filtraje mediante la operación de convolución puede entenderse fácilmente si escribimos

$$\bar{g}(x) = F^{-1} \{G(x)H(x)\} = \int_{-\infty}^{\infty} g(\alpha)h(x - \alpha)d\alpha \quad (3.51)$$

Podemos ver que la convolución es equivalente a multiplicar la transformada de Fourier de la función de filtro por la transformada de Fourier y obtener la transformada inversa de Fourier del producto. Si la función de filtro tiene un gran volumen de frecuencias bajas y ninguna frecuencia alta, nosotros tenemos un filtro pasa bajas. Por otro lado, si la función de la filtro tiene un gran volumen de frecuencias altas y ninguna frecuencia baja, tenemos un filtro pasa altas.

Tomando un caso particular de la convolución de una función real senoidal $g(x)$ formada por la suma de una función seno y una función coseno, con una función de filtración $h(x)$, obtenemos la función filtrada

$$\bar{g}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} (a \sin(2\pi n f \alpha) + b \cos(2\pi n f \alpha))h(x - \alpha)d\alpha \quad (3.52)$$

El valor de esta función en el origen ($x = 0$) es

$$\bar{g}(0) = \int_{-\infty}^{\infty} (a_n \sin(2\pi n f \alpha) + b_n \cos(2\pi n f \alpha))h(-\alpha)d\alpha \quad (3.53)$$

La función real senoidal $g(x)$ con frecuencia f tiene dos componentes de Fourier, una con frecuencia f y la otra con frecuencia $-f$. Si sólo el primer término (seno) está presente en $g(x)$, la señal es antisimétrica y las dos componentes de Fourier tienen la misma magnitud pero signos opuestos. En este caso, si la señal se filtra con una función con valores

simétricos en frecuencia para ser filtrados, vemos que el valor de cero se obtiene en el origen, pero no para todos los valores de x .

Si sólo el segundo término (coseno) está presente en $g(x)$, la señal es simétrica y las dos componentes de Fourier tienen las mismas magnitudes y los mismos signos. En este caso, si la señal se filtra con una función con valores antisimétricos en frecuencia, el valor correcto filtrado es cero y se obtiene de nuevo sólo en el origen.

En el caso más general, cuando el seno y el coseno están presentes en $g(x)$, las magnitudes y el signo de las dos componentes de Fourier pueden ser diferentes.

En el caso más general, cuando el seno y el coseno están presentes en $g(x)$, las magnitudes y el signo de las dos componentes de Fourier pueden ser diferentes. En este caso la función de filtraje debe tener el valor de cero en ambas componentes de Fourier⁽⁴⁴⁾.

3.9.1 FILTRADO ESPACIAL UTILIZANDO UNA MASCARA DE CONVOLUCIÓN

La función $h(x,y)$ representa una máscara de filtraje con una matriz de $N \times N$ píxeles. Una función puede filtrarse por convolución con una función de filtro. La transformada de Fourier de la función del filtro se llama función de respuesta en frecuencia del filtro.

La función de la filtración con una máscara con $N \times N$ píxeles puede escribirse como

$$h(x,y) = \sum_{n=-M}^M \sum_{m=-M}^M hnm \delta(x - n\alpha, y - m\alpha) \quad (3.54)$$

donde $M = (N-1)/2$. El filtro para la transformada de Fourier (o la respuesta en frecuencia) de este filtro es

$$H(f_x, f_y) = \sum_{n=-M}^M \sum_{m=-M}^M hnm \cdot e^{(-i2\pi\alpha(nf_x + mf_y))} \quad (3.55)$$

donde α es la separación entre dos píxeles consecutivos. Por lo tanto podemos escribir la frecuencia de muestreo como $f_s = 1/\alpha$. La máscara puede ser de cualquier tamaño $N \times N$. El tamaño se toma basándose en las frecuencias espaciales en la imagen que se necesitan filtrar. Un tamaño pequeño 3×3 es el más común. La máscara puede ser antisimétrica o simétrica. Una máscara simétrica tiene una transformada de Fourier real y se le llama máscara de fase cero⁽²⁹⁾.

La máscara utilizada para el filtraje de los mapas de fase envuelta en este trabajo fue de 5×5 .

TERCERA PARTE

PROCEDIMIENTO Y EXPERIMENTOS PREVIOS

4.1 INTRODUCCIÓN

En esta sección se revisan de manera cualitativa los arreglos experimentales utilizados hasta llegar al arreglo final, se presenta una pequeña historia de los modelos de tejido biológico utilizados en dichos arreglos; sus resultados y su interpretación.

Los primeros experimentos se realizaron utilizando solamente una cámara estándar CCD Cohu de 30 cuadros por segundo y resolución de 640 x 480 pixeles, conectada a la tarjeta de una PC que realiza la sustracción de los patrones de moteado consecutivos en tiempo real, con el propósito de obtener franjas de ESPI. Después al modificar el arreglo e introducir el endoscopio al mismo, se utilizó la técnica de IHD agregando la cámara CCD Sensicam de alta resolución (1280 x 1024 pixeles y 12 bits x pixel), y así evaluar la fase de los interferogramas capturados mediante el método de Fourier. También se introdujo la excitación sonora, y ESPI ya sólo se utilizó para encontrar modos de vibración, es decir, para encontrar frecuencias de resonancia de los objetos modelo. Esto último se logró efectuando un simple barrido de frecuencias de excitación, y observando las franjas de ESPI en el monitor se pueden observar modos de vibración a determinadas frecuencias, esto sucede sólo en frecuencias de resonancia.

Todos los experimentos se llevan a cabo utilizando el láser de onda continua de estado sólido COHERENT tipo Verdi V-6 (Nd:YVO_4), con longitud de onda de $\lambda=532$ nm, y potencia de salida variable entre 10 mW y 6W.

4.2 EXPERIMENTO PLACA METÁLICA

Este experimento se llevo a cabo con una configuración ESPI típica, figura 4.1, con el objetivo de obtener franjas de ESPI, el objeto es una placa metálica tratada con polvos reflectivos, debido a que es una superficie especular; estos polvos opacan la superficie y la hacen difusa, ideal para generar patrones de moteado, por lo ya visto en el punto 3.3. Este objeto obviamente no es nada parecido a una membrana de tejido biológico, sin embargo el experimento se realizo como referente para comparar la calidad de franjas que se obtienen con áreas de observación considerablemente más grandes y con superficies mecánicas sólidas y más rígidas.

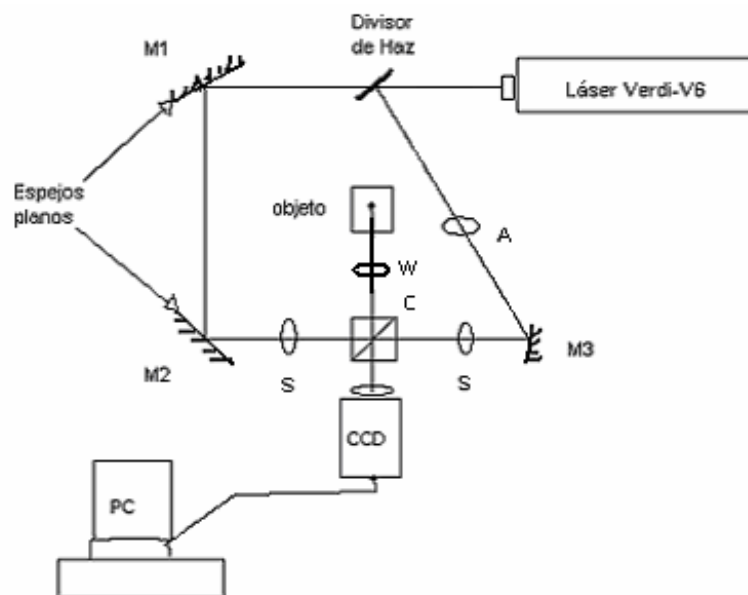


Figura 4.1 Arreglo típico de ESPI para observar franjas de correlación de patrones de moteado; S, lentes colimadoras; M1, M2, M3, espejos planos; A, atenuador variable; W, lente formadora de imagen en el plano de la CCD; y C, cubo combinador de frentes de onda.

El área de la placa metálica que se observó media en diámetro aproximadamente 2.5 cm. La placa se sujeto a una montura mecánica

y se le hizo una pequeña presión por la parte trasera, y se obtuvo el patrón de franjas que se muestra en la figura 4.2.

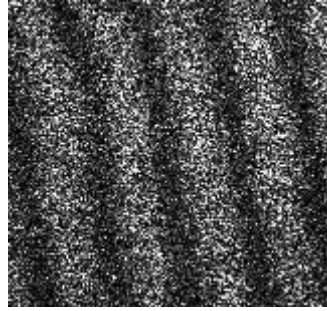


Figura 4.2 Franjas de ESPI de placa metálica.

Podemos ver en la figura 4.2 que hay alrededor de 5 franjas oscuras por otro tanto de brillantes, y que poseen un buen contraste.

Los desplazamientos no se midieron, tampoco se evaluó el cambio de fase debido a que en esta etapa del trabajo ello no era de interés.

4.3 EXPERIMENTOS CON MODELOS TIMPÁNICOS

4.3.1 EXPERIMENTO HOJA DE PAPEL CON MICROSCOPIO

Esta sección la comenzamos revisando el concepto de *apertura numérica*, ésta es una medida de la resolución del sistema, específicamente, de la lente que enfoca la imagen en el plano de la CCD para este caso. La apertura numérica se define como

$$A_N = n \sin \frac{\alpha}{2} \quad (4.1)$$

donde n es el índice de refracción del medio que rodea a la lente, en este caso es el del aire con $n=1$, y α es la apertura angular de la lente, la cual es el ángulo aparente de la apertura de la lente visto desde el punto focal de la lente, ver figura 4.3. Por lo que la apertura numérica, básicamente es una medida del diámetro de la apertura comparada con la distancia focal, multiplicada por el índice de refracción⁽⁴⁵⁾. Entre más grande es el valor de la apertura numérica, más grande es el poder resolutor de la lente. Este valor puede variar entre

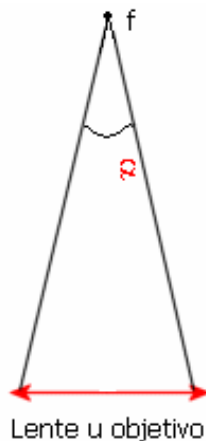


Figura 4.3 Geometría para determinar la apertura numérica de una lente.

Posteriormente se utilizó una configuración típica de ESPI, Figura 4.4, sólo que en ella para enfocar el objeto se utilizó un objetivo de microscopio de $10\times$ con apertura numérica de 0.25, con el cual se logró

enfocar un área más o menos circular con diámetro de aproximadamente $460\ \mu\text{m}$, el objeto se posicionó a $0.6\ \text{cm}$, distancia focal del objetivo. El objeto utilizado fue una simple hoja de papel, tratando de imitar el grosor de la membrana timpánica, su semitransparencia y su sensibilidad. El resultado se muestra en la figura 4.5, en ella encontramos 2 franjas oscuras y tres brillantes, este no es un gran número de franjas sin embargo resulta muy significativo que para un área de observación tan pequeña ($\sim 460\ \mu\text{m}$), y que para un objeto semisólido tan delgado y semitransparente, se hayan encontrado franjas de correlación de patrones de moteado.

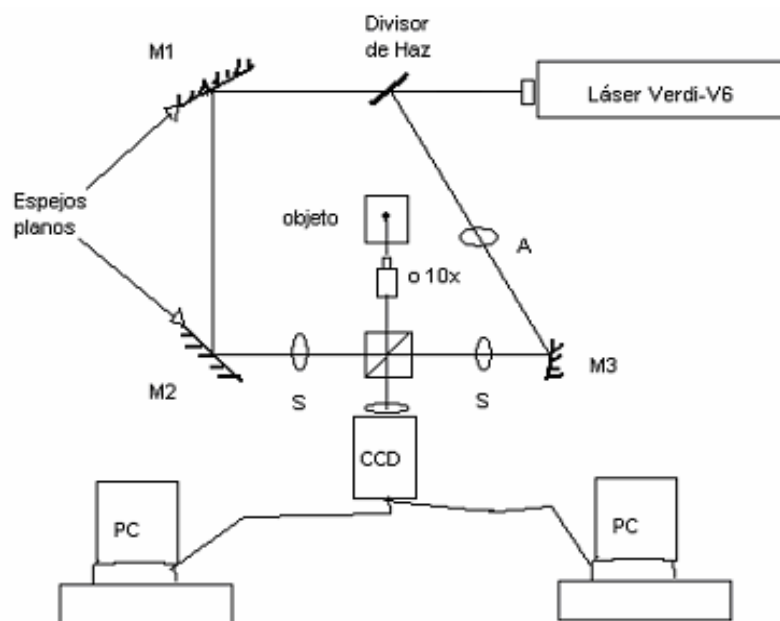


Figura 4.4. Arreglo ESPI para observar un área muy pequeña; S, lentes colimadoras; M1, M2, M3, espejos planos; A, atenuador variable; o, objetivo de microscopio.

Para desplazar el objeto posterior a un estado inicial arbitrario sólo se sopló un poco a la hoja de papel, ya que la hoja de papel es muy delgada, por lo tanto muy sensible a la presión ejercida por el soplido aplicado a ella. La hoja se desplazó y de ello dió fé el patrón de franjas que también se desplazó de manera muy notable.

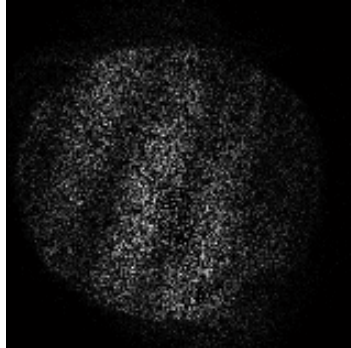


Figura 4.5 Patrón de franjas de ESPI de una hoja de papel con diámetro de observación de $\sim 460 \mu m$.

Podemos observar que el número de franjas es menor y que se tiene menor contraste entre ellas, en relación con las obtenidas con la placa metálica. Todo ello se atribuye a la semi-transparencia del objeto así como al área tan pequeña de observación. Para este experimento fue necesario variar la potencia del láser al triple ($90 mW$) en relación con la utilizada con la placa metálica ($30 mW$), para poder obtener la misma intensidad promedio en el monitor de las imágenes capturadas, en comparación con las de la placa metálica. Esto también se atribuye a la semitransparencia de la hoja de papel, ya que seguramente gran parte del haz objeto la atravesó y por consiguiente no pudo ser reflejada y/o esparcida por ésta. En la figura 4.6 se muestra el arreglo experimental en el laboratorio.

El patrón de franjas debido al desplazamiento sufrido por el objeto se forma en el monitor porque la señal de salida de la cámara CCD de TV que corresponde al estado inicial del objeto se registra en la memoria de la PC, posteriormente el objeto se desplaza, y las imágenes consecutivas en vivo son substraídas electrónicamente de la señal almacenada. Considerando las intensidades I_1 y I_2 que corresponden a las intensidades antes y después del desplazamiento

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \psi \quad (4.2)$$

donde ψ es la fase de interferencia y varía aleatoriamente de punto a punto en la imagen. Como I_1 e I_2 , son las intensidades de los dos haces, objeto y referencia respectivamente, si se produce un pequeño cambio en la fase entre dichos frentes de onda se producirá en un punto P de la hoja de papel un cambio en la intensidad y ésta se expresa en la siguiente ecuación

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\psi + \phi) \quad (4.3)$$

donde la fase ϕ , que es proporcional al desplazamiento, se suma con la fase aleatoria de moteado ψ . Debido a lo anterior no se puede observar el patrón de franjas hasta este punto. Así que para obtener directamente el valor de ϕ se deben desacoplar ambas ecuaciones. De la sustracción de las ecuaciones 4.2 y 4.3, obtenemos la intensidad resultante

$$I = I_1 - I_2 = 4\sqrt{I_1 I_2} \left(\text{sen} \frac{2\psi + \phi}{2} \right) \cdot \left(\text{sen} \frac{\phi}{2} \right) \quad (4.4)$$

En esta ecuación, la intensidad está modulada senoidalmente por un término de alta frecuencia que corresponde al ruido del moteado, $(2\psi + \phi)/2$ (portadora). El segundo término, $(\phi/2)$ (moduladora) de baja frecuencia corresponde a la correlación de franjas. Una ventaja de esta técnica es que nos permite observar en tiempo real la correlación de franjas⁽³⁹⁾.

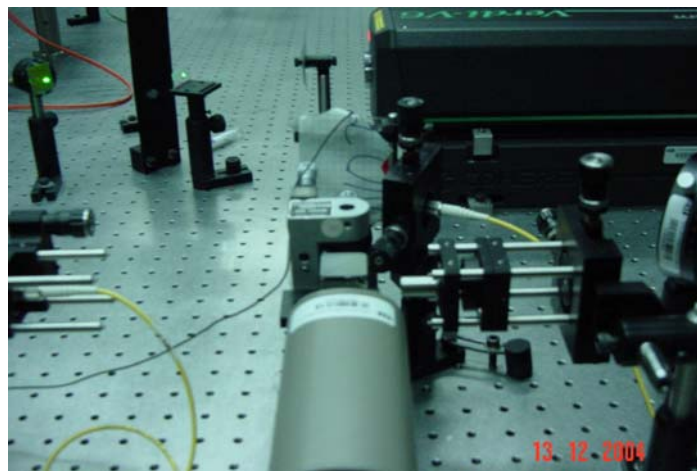


Figura 4.6. Arreglo experimental. Modelo hoja de papel

4.3.2 ARREGLO EXPERIMENTAL FINAL

Para los experimentos finales se implemento un arreglo doble (ESPI-IHD), posicionando tanto la cámara CCD Cohu y la cámara CCD Sensicam a 90° una de la otra, frente al cubo que combina los haces de referencia y el del objeto, figura 4.7. El haz de referencia se lleva hasta el cubo mediante fibra óptica, y el del objeto llega a él a través del endoscopio.

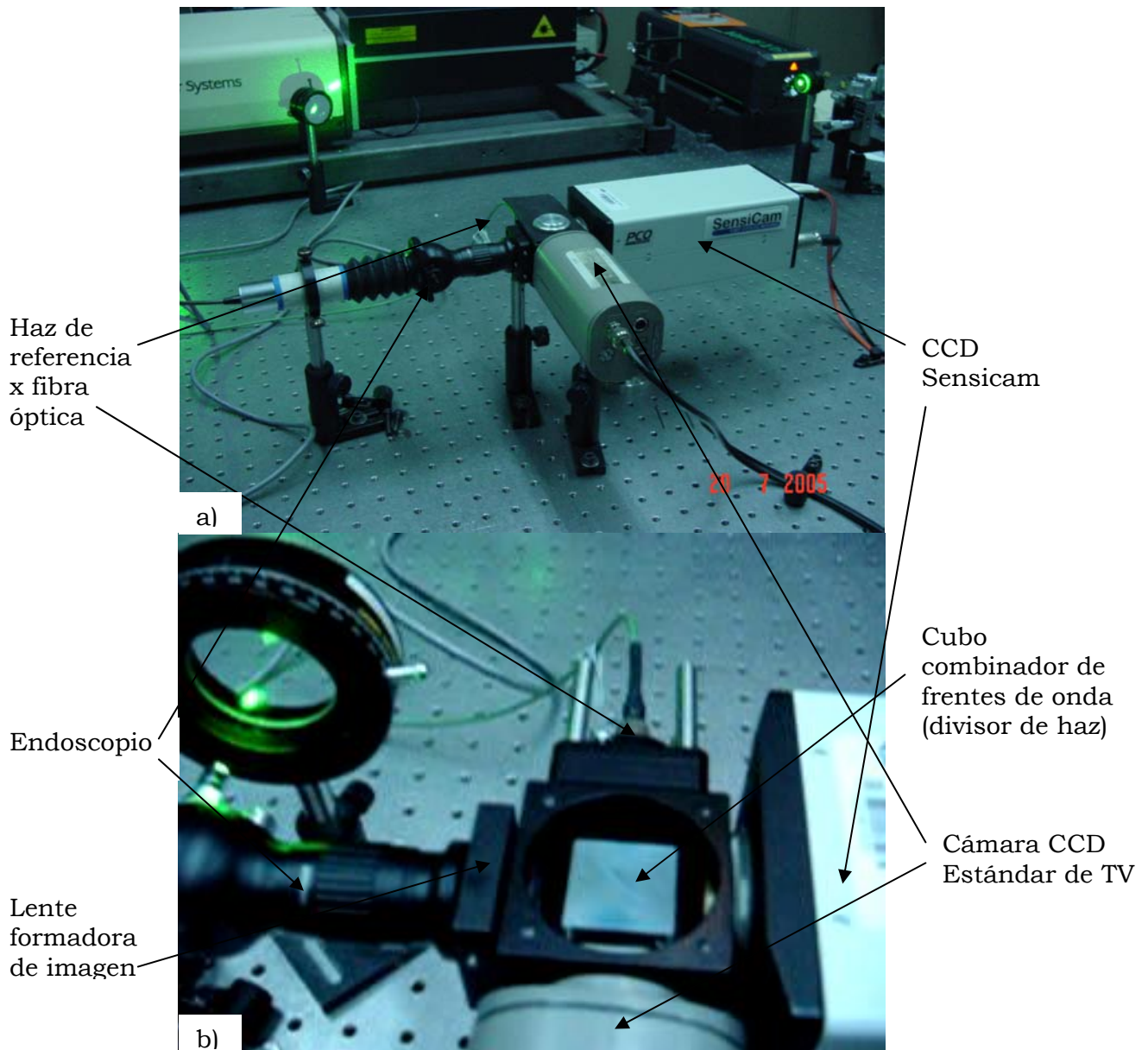


Figura 4.7. Configuración utilizada para combinar los dos frentes de onda en un arreglo doble (ESPI-IHD);

- a) Podemos observar la cámara CCD Sensicam, la CCD Cohu, la fibra óptica por donde llega el haz de referencia, y el endoscopio; en b) podemos observar todos estos elementos y también se ve al descubierto el cubo que combina los dos haces para que interfieran en los dos sensores CCD.

En la figura 4.7 a) se puede observar que el cubo se encuentra cubierto, esto para que la luz natural no intervenga, y no sature los sensores CCD.

Arreglo experimental

El arreglo experimental que se implemento finalmente se muestra en la figura 4.8

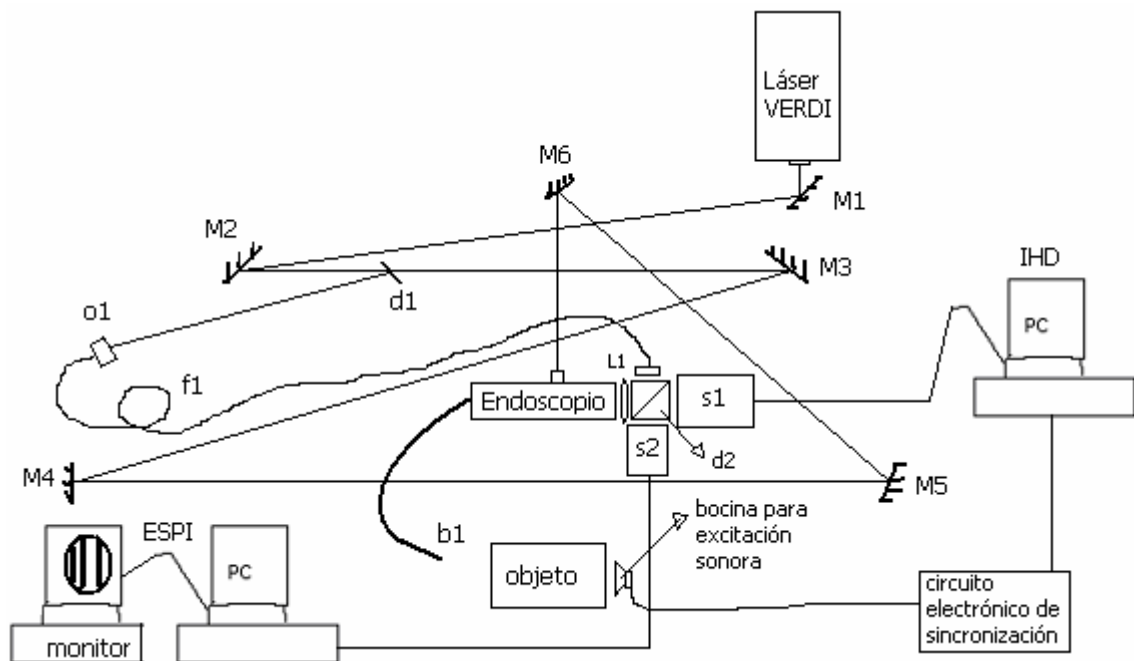


Figura 4.8. Arreglo experimental final (ESPI-IHD); M1 a M6, espejos planos; d1 y d2, divisores de haz; L1, lente formadora de imagen; f1, fibra óptica; o1, objetivo de microscopio 20x; s1, cámara Sensicam; s2, cámara Cohu; b1, brazo del endoscopio.

El haz a la salida del láser de onda continua (VERDI) pasa por los espejos *M1* y *M2* para llegar al divisor de haz *d1*, de ahí el haz objeto

sigue su trayectoria por los espejos $M3$, $M4$, $M5$ y $M6$, hasta llegar a la entrada de luz del endoscopio, en donde ésta se concentra en un manojo de fibras ópticas que se dividen en cuatro lóbulos, mismos que se reparten en el límite de la circunferencia del cabezal del brazo del endoscopio, para iluminar al objeto. Por su parte, el haz de referencia, después del divisor de haz $d1$ pasa por un objetivo de microscopio $o1$, para incidir en el centro de la fibra óptica $f1$, la cual llega directamente al divisor de haz $d2$, en donde el haz de referencia se apunta de manera céntrica a $d2$ y así llegue a los dos sensores CCD. En su regreso, el haz del objeto, posterior a ser esparcido por la superficie difusora del objeto, es recogido por el centro del cabezal del brazo endoscópico en donde encontramos una lente que concentra la luz que incide en él en un manojo de fibras (aproximadamente 14,713), las cuales regresan por el mismo brazo, más no por las mismas fibras que iluminan, la luz ya reflejada por la superficie del objeto. Este frente de onda pasa por un sistema de lentes propios del endoscopio, los cuales enfocan la imagen 'leída' en el plano adyacente a la salida del endoscopio; esta imagen es llevada al plano central del divisor de haz $d2$ por medio de la lente formadora de imagen $L1$ ($f=5cm$), en donde se combina con el haz de referencia para interferir en los planos de ambos sensores CCD.

Entre la lente $L1$ y el cubo divisor de haz $d2$ se posicionó un diafragma en forma física de 2 mm x 4 mm, el cual tuvo la función de reducir el tamaño de la apertura de la lente formadora de imagen, para así modificar el tamaño de la mota (del patrón de moteado), para que cada una de ellas fuera muestreada por ~4 píxeles de la CCD Sensicam y así obtener una resolución óptima del interferograma capturado en la PC para el proceso de IHD, sin dejar de cubrir toda el área de la superficie del objeto por pretender que un mayor número de píxeles muestrearan una sola mota. Sin esta ventana, varias motas habrían entrado en un solo pixel, el cual hubiera promediado la intensidad de todas ellas para mandar la cantidad resultante como dato válido a la PC, resultando con

esto en una pérdida lamentable de la resolución del interferograma capturado.

El tamaño del diafragma o ventana se relaciona con el tamaño de la mota, de radio R , de la siguiente manera

$$R = \frac{1.22\lambda f}{D} \quad (4.5)$$

donde λ es la longitud de onda del láser utilizado, f la distancia focal de la lente y D es el tamaño de la apertura o diafragma, por lo cual con un simple despeje de la cantidad D , y sabiendo que el tamaño del pixel de la cámara Sensicam es de $(6.7 \times 6.7) \mu\text{m}$, y que $f = 5\text{cm}$, obtenemos el tamaño necesario del diafragma para que una mota se distribuya sobre cuatro pixeles y así cumplir con el teorema del muestreo.

Para lograr esto que se describe anteriormente, al cubo divisor de haz $d2$, en donde se combinan los dos haces, de objeto y de referencia, se le da un pequeño giro (milimétrico) con el objeto de producir una frecuencia espacial suficiente que cumpla con la condición de los 4 pixeles por mota, es decir, un periodo de franjas de interferencia máxima de 8 pixeles. El ángulo que se le da al cubo influye únicamente en el haz de referencia, ya que, por el acomodo del divisor de haz, el haz objeto sigue su misma trayectoria. La razón de introducir este ángulo es para generar franjas de Moiré de baja frecuencia. La fórmula para determinar este ángulo es

$$\tan \alpha = \frac{D/2}{f} \quad (4.6)$$

Lo cual nos da un resultado de $\sim 0.04^\circ$.

4.3.3 PROCEDIMIENTO

El tímpano es una membrana elástica que se adapta a los cambios de presión, pero evidentemente, cada persona posee un grado de elasticidad diferente. De hecho, a lo largo de nuestra vida la elasticidad de los tímpanos va disminuyendo.

Debido a que la trompa de Eustaquio, como ya vimos, consigue que el oído medio tenga la misma presión de aire que el oído externo, el tímpano puede vibrar con una elasticidad uniforme en ambos sentidos. Los cambios de presión en la pared externa de la membrana timpánica, asociados a la señal sonora, hacen que dicha membrana vibre siguiendo las oscilaciones de dicha señal, es decir su frecuencia.

El tímpano humano vibra dentro del ancho de banda conocido (~ de 20 Hz a 20 kHz) siguiendo a la onda sonora, esto quiere decir que dentro de este ancho de frecuencias entra en resonancia, sin embargo es sabido también que de ~ 1 kHz a 4 kHz es mayor su sensibilidad, y como el ancho de banda de audición del cerdo es diferente (~ de 8 Hz a 12 kHz), fue necesario buscar frecuencias sonoras de excitación en las que se notara mayor sensibilidad, es decir, se observaran algunos modos de vibración característicos debido a las ondas estacionarias que se forman cuando un objeto entra en resonancia. Esto se hizo con la ayuda de la técnica de ESPI, los modos de vibración no fueron muy notorios, tal vez por tratarse de una membrana, y por ser tan pequeña y traslúcida. Sin embargo, se notaron algunas franjas con forma de semi-anillos con buen contraste a 3.5 kHz y a 8.1 kHz, por lo que las pruebas se efectuaron a estas frecuencias y a 1 kHz, para comparar resultados con los experimentos previamente realizados (octubre 2003) en la membrana timpánica. La técnica IHD se utilizó para evaluar la fase mediante Fourier, obtener el mapa de fase envuelta asociado a la diferencia de fase entre un estado inicial del objeto y un estado posterior (objeto desplazado), para después desenvolverlo y obtener la deformación, sus valores pico de desplazamiento y la forma en que vibra el tímpano para las frecuencias de prueba utilizadas.

Presión del sonido y módulo de elasticidad

Las ondas longitudinales (como el sonido), producen una constante alternancia de compresión y descompresión de las moléculas del medio donde se propaga, ya sea el aire o el tímpano para nuestro caso, las moléculas oscilan alrededor de su posición de equilibrio y se crean vibraciones a lo largo de la dirección en que se propagan las ondas. En el caso del tímpano, el desplazamiento que experimenta es en la dirección z , que es la dirección de propagación de la onda sonora, esto considerando el plano del tímpano en el plano (x,y) . La onda sonora también se considera una onda de presión, si esta última se escribe como una función seno, la onda sonora se escribirá como una función coseno y viceversa, ya que la onda de presión esta desfasada 90° respecto de la onda de desplazamiento. Por lo que la ecuación de la onda de desplazamiento es

$$x = f(z - vt) \quad (4.7)$$

donde x es el desplazamiento sufrido por una molécula alrededor de su posición de equilibrio en z , en un instante t ; v es la rapidez de la onda longitudinal, y f su frecuencia temporal.

Para una oscilación armónica, y debido a que $v = \lambda/T$ y a que $T = 1/f$, por lo que $f = v/\lambda$, tenemos

$$x = x_m \cos \frac{2\pi}{\lambda} (z - vt) \quad (4.8)$$

donde x_m es la amplitud de la onda⁽⁴⁶⁾. T es la frecuencia temporal. La ecuación 4.8 se puede expresar en términos de la frecuencia temporal angular ω , donde $\omega = 2\pi f$ y $k = 2\pi/\lambda$, como

$$x = x_m \cos(kz - \omega t) \quad (4.9)$$

Como es más conveniente en este caso tratar con las variaciones de presión en una onda sonora que con los desplazamientos reales de la onda, se escribe la ecuación de dicha onda en términos de la variación de la presión⁽⁴⁶⁾.

De la expresión del módulo volumétrico, de la elasticidad B tenemos

$$B = -\frac{\Delta p}{\Delta V / V} \quad (4.10)$$

por lo tanto

$$\Delta p = -B \frac{\Delta V}{V} \quad (4.11)$$

donde B es la razón negativa del cambio de presión Δp en un cuerpo, al cambio fraccional de volumen resultante $-\Delta V/V$, debido a la presión Δp . Ahora, si $\Delta p=p$, tenemos

$$p = -B \frac{\Delta V}{V} \quad (4.12)$$

Si una capa del medio a la presión inicial p_0 tiene un espesor Δz y un área de sección A , su volumen es $V=A \cdot \Delta z$. Cuando la presión cambia, su volumen cambiará en $A \cdot \Delta x$, donde Δx es la cantidad en que ha cambiado el espesor de la capa durante la compresión o rarefacción (descompresión). Por lo tanto la ecuación 4.12 se puede describir como

$$p = -B \frac{A \Delta x}{A \Delta z} \quad (4.13)$$

Si $\Delta z \sim 0$, como en el caso del tímpano, la capa se reduce a un espesor infinitesimal, y obtenemos

$$p = -B \frac{\partial x}{\partial z} \quad (4.14)$$

Si el desplazamiento de la partícula es armónico simple⁽⁴⁷⁾, tenemos

$$p = Bkx_m \text{sen}(kz - wt) \quad (4.15)$$

debido a que

$$\frac{\partial x}{\partial z} = -kx_m \text{sen}(kz - \omega t) \quad (4.16)$$

Como la rapidez del pulso longitudinal es $v = \sqrt{\frac{B}{\rho_0}}$ (4.17)

la ecuación 4.15 puede describirse como

$$p = \{k\rho_0 v^2 x_m\} \text{sen}(kz - \omega t) \quad (4.18)$$

donde p es el cambio respecto a la presión inicial p_0 y ρ_0 es la densidad del material exterior a la zona de compresión. El término entre corchetes representa el cambio máximo de la presión y se llama la amplitud de la presión. Si decimos que $P = k\rho_0 v^2 x_m$, entonces

$$p = P \text{sen}(kz - \omega t) \quad (4.19)$$

obtenemos la ecuación final de la variación de presión que ejerce la onda longitudinal en el medio que se propaga, misma que es proporcional a la velocidad acústica. No olvidemos que P , la amplitud de la presión, involucra a la densidad del medio y a su modulo de elasticidad.

Ahora, sabemos que las deformaciones elásticas son aquellas que desaparecen completamente (recuperables) una vez que cesa la causa que las produjo. Y el modulo de elasticidad, es la constante de proporcionalidad entre el esfuerzo ó presión aplicados y la deformación obtenida (según ley de Hooke), ver ecuación 4.10.

En el tímpano el modulo de elasticidad lo podemos verificar en el cuadro 4.1⁽⁴⁸⁾.

| Eardrum's Modulus of elasticity | |
|---------------------------------|-----------------------|
| Eardrum | Modulus of elasticity |
| Pars tensa | 3.3×10^7 Pa |
| Pars flacida | 1.1×10^7 Pa |

Cuadro 4.1. Modulo de elasticidad del tímpano.

recordando que $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$. Si consideramos que el acero tiene un $B=16 \times 10^{10} \text{ Pa}$, es decir varios ordenes de magnitud mayor al del tímpano, podemos observar lo flácido que es el tímpano en relación al acero. Esto nos dice que es necesario aplicar mucho mayor esfuerzo o presión en el metal, para obtener una deformación determinada, que en el tímpano. Y que la velocidad del sonido es mayor en el acero que en el tímpano, ver ecuación 4.17.

Fuente de excitación sonora (bocina)

Como fuente de excitación sonora se utilizó una bocina de 2 pulgadas de diámetro, de 7.5 Watts, con impedancia de 8Ω . Se tomaron secuencias de interferogramas a diferentes frecuencias de excitación sonora; para el globo a 6.05 kHz; para la membrana timpánica del cerdo a 1, 3.5 y 8.1 kHz; y para el tímpano humano a 3.5 kHz. Frecuencias que fueron encontradas mediante barrido de frecuencias de excitación sonora con ayuda de la técnica ESPI, tratando de encontrar ondas estacionarias, es decir modos de vibración. Lo cual no se logró del todo, como se dijo previamente, para el globo sí se encontró a 6.05 kHz y a otras frecuencias más altas, para el cerdo se encontraron dos posibles 3.5 y 8.1 kHz, y para el humano, por teoría, se utilizó la frecuencia a la que es más sensible ($\sim 3.5 \text{ kHz}$). Recordar que en si todo el rango audible en frecuencias, tanto para el cerdo, como para el humano, son frecuencias de resonancia del tímpano, por ello se escogieron a las que son más sensibles (mejor estabilidad y contraste en las franjase ESPI). La presión sonora utilizada fue la misma en todas las pruebas, una intensidad baja que no llego a la incomodidad auditiva.

Circuito electrónico de sincronización y tiempos de exposición

Para sincronizar el sonido con el disparo de la CCD Sensicam (para la técnica IHD), se utilizó un sencillo circuito electrónico de sincronización. Como utilizamos un láser de onda continua, éste no entró en la etapa de sincronización. La bocina se conectó a un generador de funciones que entregó una onda senoidal (tono puro) a la frecuencia elegida, y a la amplitud necesaria para obtener la presión sonora comentada en el párrafo anterior. Posteriormente, para que el disparo de la cámara ocurriera siempre en un mismo punto de la onda de sonido, la salida del generador conectada a la bocina se rectifica con un simple diodo, el cual activa a un transistor para que este le de un nivel lógico alto (1) a una compuerta *AND*, mientras que la otra entrada de la compuerta se conecta siempre a V_{cc} , para que la salida de la compuerta sea una señal de disparo cuadrada a nivel TTL, óptima para ser llevada a la tarjeta de la PC que controla a la Sensicam. La señal se monitoreó con un Osciloscopio. En la Figura 4.9 se puede ver el circuito de sincronización.

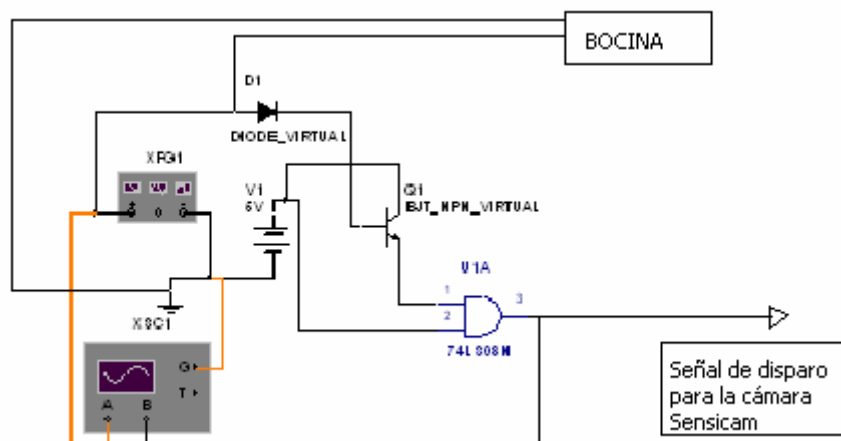


Figura 4.9 Circuito electrónico de sincronización.

La señal senoidal que activa la bocina se puede observar en el osciloscopio, figura 4.10, y la señal cuadrada es la que activa el disparo de la cámara.



Figura 4.10. Señal senoidal que activa a la bocina, y señal cuadrada que activa el disparo de la cámara Sensicam, sincronizadas.

Ahora, el software de la cámara (CamWare) tiene la capacidad de disparar a la cámara de acuerdo a la señal de subida o de bajada de la entrada, además de que tiene la capacidad de hacerlo en función estándar, función de doble disparo, o función de ciclos rápidos. En este trabajo se utilizó la función de ciclos rápidos, ya que en ella es posible programar los tiempos de exposición y retraso entre cada captura. Sin embargo, el tiempo entre cada captura esta sujeto al tiempo de recuperación (read-out) de la imagen de la cámara, el cual para una resolución de 1280 x 1024 pixeles es de 256ms. Como la sección de interés al enfocar con el endoscopio, ocupa un área menor en el cuadro de máxima resolución, y el software tiene la capacidad de utilizar los pixeles que se deseen, reduciendo así el tiempo de recuperación de la cámara, se utilizó sólo la sección en la que se observó el objeto enfocado por el endoscopio. Obteniendo una resolución de 736 x 736 pixeles, y un tiempo de recuperación, entre cada imagen, de 72.6ms (~ 13.8 Hz) . Por lo que a esta frecuencia se capturaron secuencias de imágenes del objeto de estudio a razón de 40 imágenes por secuencia.

Los tiempos de exposición se programaron a $300\ \mu\text{s}$, utilizando una potencia del láser de 280mW para la membrana timpánica del cerdo y $480\ \text{mW}$ para la humana. Esto debido a que el cerdo al estar muerto, su membrana timpánica se opaca un poco y se empieza a endurecer, por lo que no es tan tr aslucida como un tímpano de un ser vivo, y por consiguiente el nivel de potencia requerido para obtener hologramas con suficiente información, para tiempos de exposición tan cortos, no debía ser tan alto como en el caso de la membrana timpánica de la persona viva, que por ser más tr aslucida reflejaba menos la luz láser.

En la figura 4.11 se ve el diagrama de tiempos que muestran la señal senoidal, en anaranjado, que activa a la bocina, en rojo la señal TTL que dispara a la cámara, en azul tenemos el tiempo de recuperación de la cámara y en negro en la parte más baja, encontramos los disparos de la cámara con su tiempo correspondiente de exposición $300\ \mu\text{s}$.

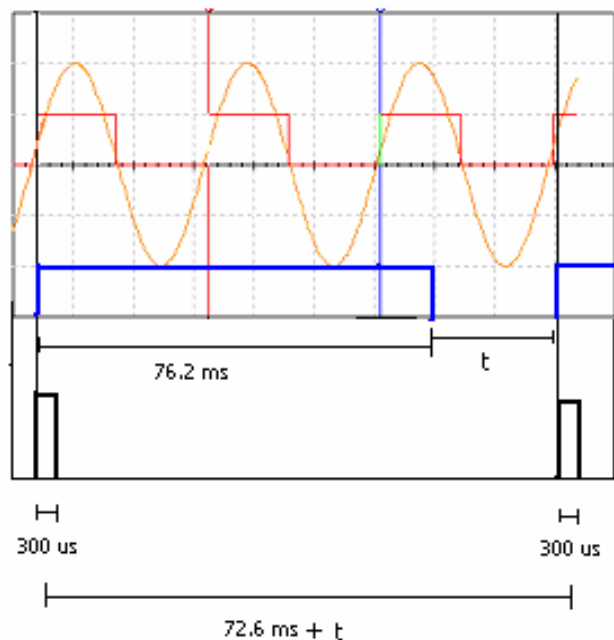


Figura 4.11. Diagrama de tiempos.

Podemos observar claramente que la señal de subida de la bocina esta perfectamente sincronizada con la señal de subida TTL del circuito electrónico, está última dispara a la cámara, siempre y cuando ya haya

pasado el tiempo de recuperación de la cámara más el tiempo t ($72.6 \text{ ms} + t$), siendo t el tiempo que tarda en llegar la señal de subida TTL, al ya haber pasado el tiempo de recuperación de la cámara.

El láser por ser continuo, se encontró encendido todo el tiempo, al igual que la bocina, para al procesar las imágenes y desenvolver la fase obtener la progresión de las deformaciones (desplazamientos) en la membrana timpánica, al considerar una imagen previa como estado inicial y la siguiente imagen, como estado final, para evaluar la diferencia de fase asociada al desplazamiento con cada par de ellas. Todo para una misma secuencia de 40 imágenes. Este número, por cuestiones de memoria de la PC, fue el máximo permitido para guardar imágenes en cada secuencia. De cualquier manera se tomaron secuencias de imágenes sin excitación sonora, para comparar.

4.3.4 EXPERIMENTO GLOBO CON ENDOSCOPIO

En este experimento se utilizó ya la configuración experimental final. El globo (muy estirado) se dispuso en un bastidor, para simular una membrana blanquecina, tráslucida, y muy delgada, sujeta a un anillo en toda su circunferencia, figura 4.12.

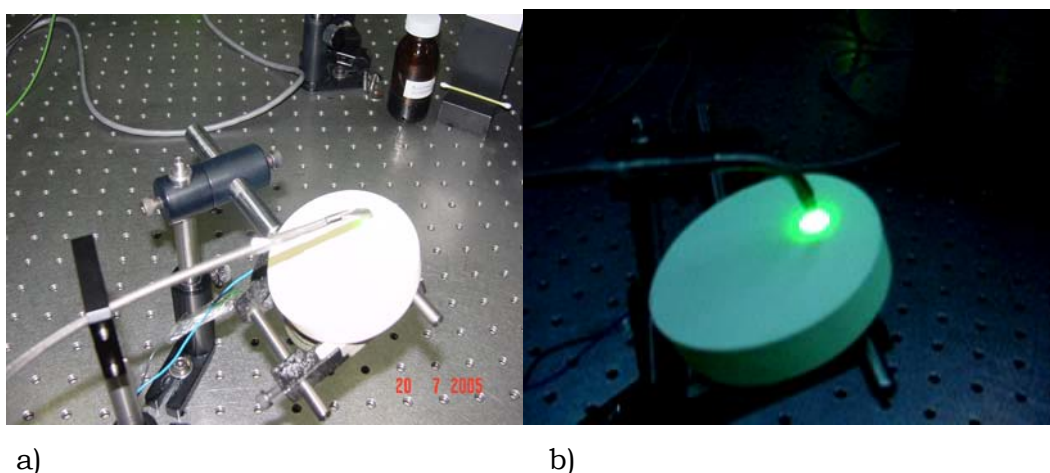


Figura 4.12. Experimento 'globo con endoscopio', a) sin encender láser, b) láser encendido.

La bocina, aunque no se ve en la figura 4.12, se encuentra por debajo del bastidor al que esta sujeto el globo, no toca al bastidor, se encuentra por debajo de la montura mecánica que sostiene al bastidor, para que las ondas sonoras de presión lleguen por vía aérea. La bocina se encuentra colocada a aproximadamente 1 *cm* por debajo del bastidor con el globo, al mismo ángulo de inclinación que el bastidor, para que las ondas sonoras de presión lleguen de forma perpendicular a la superficie posterior del bastidor con el globo.

En la figura 4. 12 se puede observar también, que el endoscopio esta curvado para 'observar' de manera perpendicular al globo, esto por que el endoscopio tiene un control sobre su base, que permite direccionar el cabezal del brazo endoscópico sobre un eje. Esto es muy conveniente ya que además de que su diámetro (4.2 mm) es de tamaño

perfecto para entrar con fluidez al conducto auditivo externo ($d \sim 9\text{mm}$), hay que recordar que la membrana timpánica posee una pequeña inclinación en relación con el ‘suelo’ del conducto auditivo externo (65°), es decir, no se encuentra perpendicular a este (ver figura 2.2), y que dicho conducto se angosta un poco, pero luego se vuelve a ensanchar al llegar al tímpano. Por lo que permite, con la ayuda del control de direccionamiento del cabezal del endoscopio, que éste se posicione de manera perpendicular a la superficie exterior de la membrana timpánica.

Podemos ver una representación gráfica del cabezal del endoscopio en la figura 4.13.

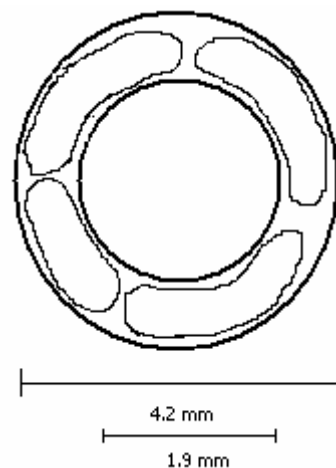


Figura 4.13. Vista frontal del cabezal del endoscopio.

La circunferencia del centro ($d=1.9\text{ mm}$) es el área donde se encuentra una lente, la cual concentra la luz en el ‘manejo’ de fibras que la retornan (~ 14713). Los cuatro lóbulos que se aprecian en el exterior de la circunferencia del centro son los cuatro ‘manojos’ de fibras ópticas que llevan el haz objeto a la superficie del mismo.

El endoscopio utilizado en este trabajo, es un Flexoscope - Karl Storz, de 4.2 mm de diámetro, con dirección de vista a 0° , con ángulo de visión de 100° , y con deflexión de $180^\circ/90^\circ$.

El endoscopio, también posee un sistema de lentes para enfocar a su salida. El cabezal del endoscopio se posicionó a 4 mm de la superficie del globo, con esto se logró un enfoque perfecto, aunque por su sistema de enfoque mencionado anteriormente, era factible colocarlo desde 2 mm a 1 cm de la superficie del objeto, sólo que a menor distancia había riesgo de dañar al tímpano, además de que la luz reflejada se veía en 4 secciones debido a los cuatro lóbulos que iluminan. A mayor distancia el haz diverge más y por consiguiente es necesario subir la potencia del láser para capturar interferogramas con información suficiente, por lo que a la distancia de 4 mm resulto muy conveniente. Cabe mencionar en este punto, que tanto para determinar la potencia necesaria del láser, la distancia del endoscopio al objeto, y los tiempos de exposición finales, se efectuaron más de 300 secuencias de imágenes, a diferentes tiempos, distancias y potencias, así como un circuito de sincronización distinto, con la función de doble disparo de la cámara. Todo esto a lo largo de varios meses. Sin embargo, la configuración final resulto ser la más óptima.

La representación de una onda sonora transitoria de presión la podemos observar en la figura 4.14 a), y en la figura 4.14 b) el modo de vibración que genera, se pueden localizar un máximo y un mínimo en la parte posterior y anterior, respectivamente.

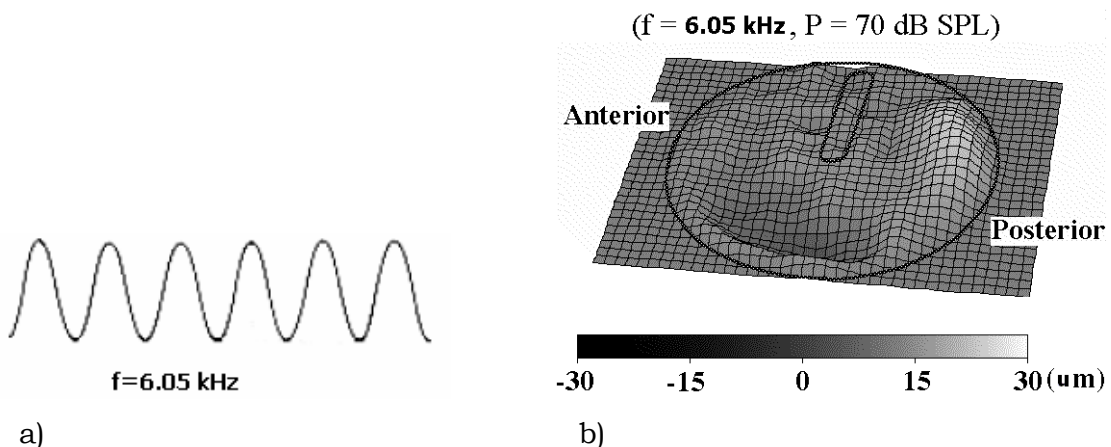


Figura 4.14. Representación de una onda de presión y el modo de vibración que genera.

Posteriormente, en resultados reales, mediante ESPI se pudo observar un patrón de vibración (ondas estacionarias) en el globo a 6.05 kHz, al efectuar el barrido de frecuencias, figura 4.15.



Figura 4.15. Modo de vibración de globo a 6.05 kHz.

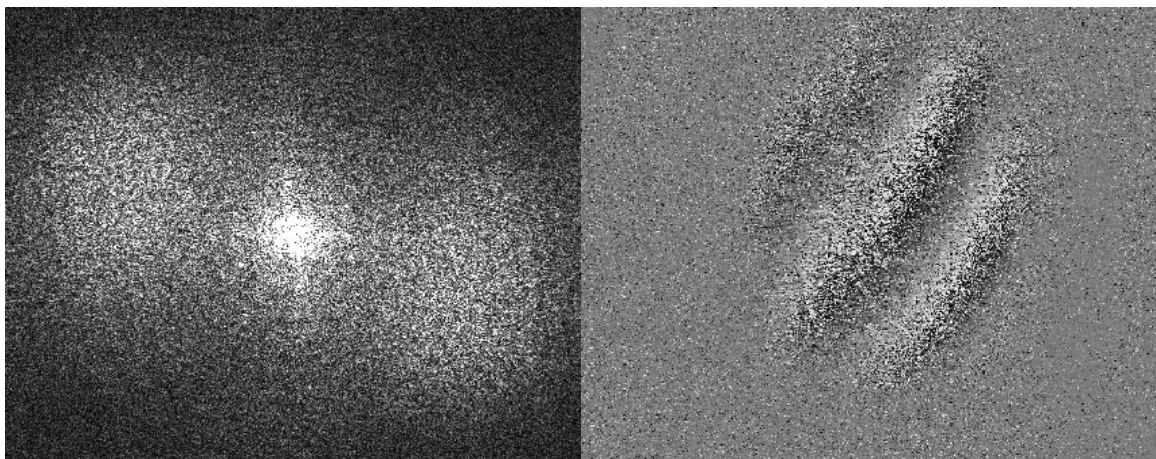
En la figura 4.15 se pueden observar franjas en semicírculos, se estima que esto se debe a que se observa una imagen muy pequeña, por lo que no podemos observar los anillos completos, a esta frecuencia las franjas se estabilizaron en una gran medida, por lo que se consideró una forma de resonancia (onda estacionaria) ya que el movimiento de estas era constante a otras frecuencias. Esto se atribuye a que es un semi-sólido muy delgado y, por lo tanto, muy sensible. Así como el bajo contraste en relación, por ejemplo, a los resultados obtenidos con la placa metálica (ver figura 4.2), debido a su semitransparencia.

Otro punto que hay que acentuar es que el haz de referencia debe ser en intensidad promedio aproximadamente 0.85, de la intensidad promedio del haz objeto que interfiere con él en el plano de la CCD. Esto para logra el mejor contraste de franjas, relación que se observó después de haber hecho varias pruebas. Esta relación se midió de forma cualitativa, más no cuantitativa. Debido a esto, para cada objeto semitransparente o traslúcido se debía cambiar el grado de atenuación del haz de referencia, según su grado de semitransparencia, para lograr esta relación. Esto se logra mediante un atenuador variable posicionado en la trayectoria del haz de referencia, antes de llegar al objetivo de

microscopio que concentra la luz en la fibra óptica. Ya que el haz de referencia se encuentra (al estar bien alineado el haz con la fibra óptica), al máximo posible, por lo que de cualquier forma se debe atenuar para no saturar el dispositivo CCD, y para alcanzar esta razón entre intensidades, y así obtener el mejor contraste de franjas, tanto para ESPI como para IHD.

A continuación se capturaron secuencias de interferogramas en la Senciam, para efectuar IHD, a la frecuencia encontrada de 6.05 kHz. Como se mencionó al inicio de este capítulo, no se presentan mediciones, sólo se efectuaron pruebas para dejar calibrado el sistema para los experimentos *in situ*, ya que por razones obvias (putrefacción), cada cabeza de cerdo sólo se utilizó 2 días, y se sacó de la hielera sólo 3 horas por día para realizar pruebas. En total se realizaron pruebas en tres cabezas de cerdo diferentes.

Las imágenes que resultaron del experimento con el globo, se muestran en la figura 4.16.



a)

b)

Figura 4.16. a) Espectro de Fourier; b) Mapa de fase envuelto.

En las imágenes que muestra la figura 4.16, no se había llegado a la conclusión de recortar sólo la zona de interés, por software (antes de la

captura de imágenes), ya que como se puede apreciar sólo en la zona central hay información, esto es debido a que sólo esa zona es la que logra 'ver' el endoscopio ($d \sim 1\text{cm}$), enfocando a 4 mm. Estas imágenes se tomaron utilizando todos los píxeles, a la máxima resolución de 1280 x 1024. Sin embargo, gran parte de la imagen se desperdicia, pues no hay información. En los experimentos posteriores el recorte ya se hizo. El láser se utilizó a una potencia de 200 mW, para el globo.

Procesamiento de imágenes

Con el propósito de observar el cambio durante la aplicación de las ondas sonoras se registran dos interferogramas consecutivos del objeto a estudiar. Aplicando el proceso de FFT (Transformada Rápida de Fourier) se obtiene la fase del patrón de franjas. La figura 4.16 a) muestra el espectro en el espacio de Fourier, en la cual detectamos claramente los tres términos separados (parte central componente de DC, y los lóbulos que contienen la fase)⁽⁴⁴⁾. Enseguida mediante el filtraje se escoge uno de los lóbulos de la transformada de Fourier, a la cual se le aplica la transformada inversa, para obtener la diferencia de fase de las imágenes. Con esto obtenemos una segunda imagen con una distribución de fase desconocida (mapa de fase envuelta), figura 4.16 b), la que podemos recuperar según la ecuación (3.50). A esta imagen se le aplica un filtro de convolución que produce una imagen filtrada (suavizada) del mapa de fase en vuelta. El mapa de fase envuelta que se obtiene esta entre $-\pi$ hasta $+\pi$. Posteriormente se desenvuelve la fase y las discontinuidades que existían se eliminan, cambiando por completo de 0 hasta 2π .

CUARTA PARTE

EXPERIMENTOS *IN SITU*, ANALISIS Y RESULTADOS

5.1 INTRODUCCIÓN

En esta última sección se realizaron los experimentos en las membranas timpánicas del cerdo y de la persona viva, se tomaron varias secuencias de imágenes a las frecuencias ya mencionadas, para al desenvolver la fase⁽⁵¹⁾, y así obtener el mapa de la distribución continua de fase, que corresponde al campo de deformación de la superficie debido a la presión ejercida por el sonido. Tomando como estado inicial un estado arbitrario, y el interferograma posterior, como el estado perturbado. Esto para detectar antes que nada, desplazamientos en el tímpano debidos a la onda de presión del sonido, y posteriormente para al evaluar los mapas de fase desenvuelta consecutivos para una misma secuencia de captura de interferogramas, verificar como es que se ‘mueve’ (responde) la membrana timpánica a distintas frecuencias.

Más adelante, cuando se realicen pruebas en tímpanos con perforaciones, presencia de burbujas, o tímpanoesclerosis, se establecerán diferencias en los patrones de franjas y de movimiento encontrados (al desenvolver la fase y observar la progresión de las deformaciones), en relación con los de un tímpano sano.

5.2 EXPERIMENTO MEMBRANA TIMPÁNICA DEL CERDO

Podemos observar el arreglo sobre la mesa holográfica en la figura 5.1.

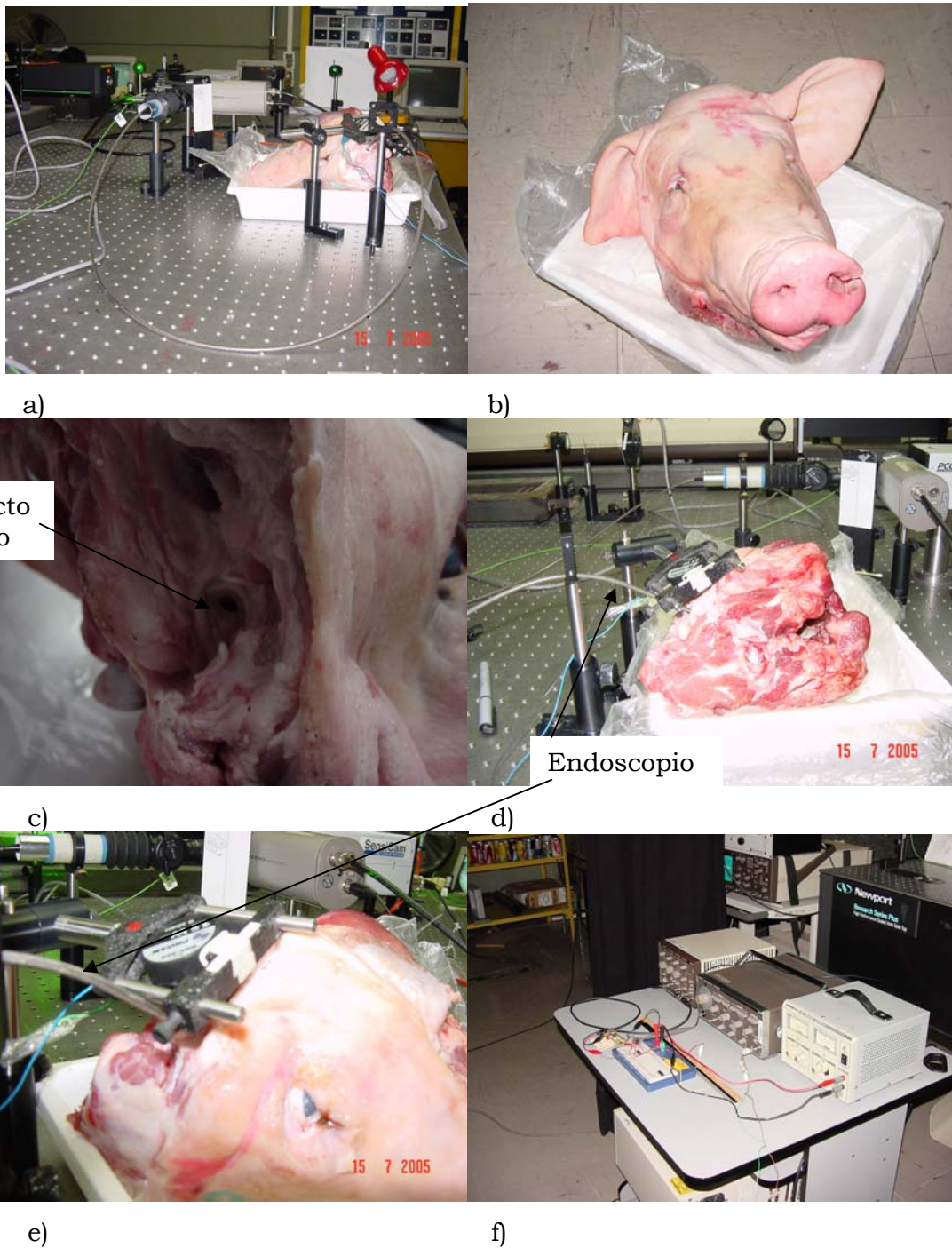
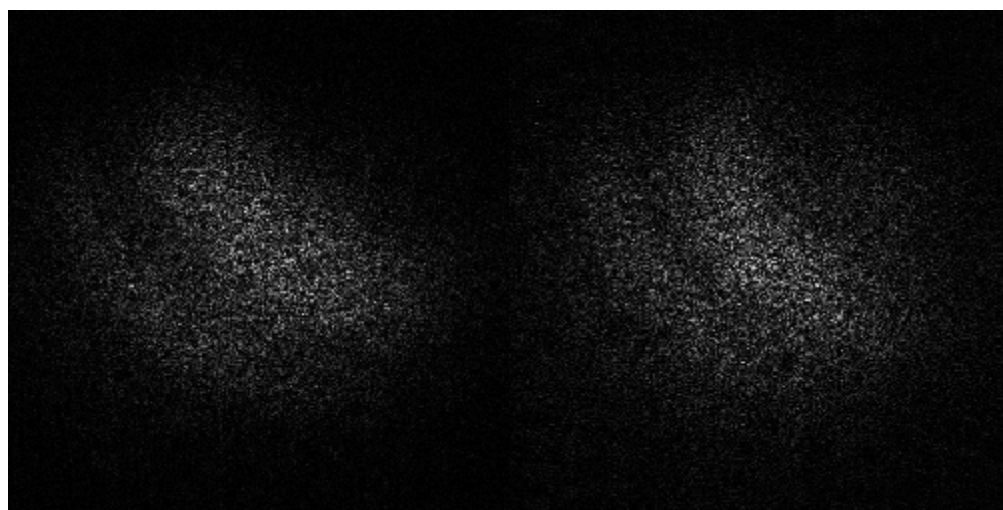


Figura 5.1. Experimento tímpano del cerdo; a) Arreglo experimental;

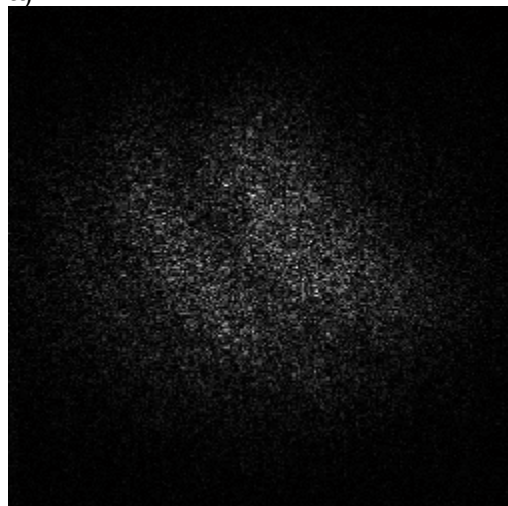
b) Una de las cabezas utilizadas; c) Conducto auditivo del cerdo por donde se introduce el endoscopio; d) y e) El endoscopio introducido y la bocina montada a un ángulo perpendicular a la membrana timpánica; f) Circuito de sincronización.

Lo primero que se realizó fue encontrar frecuencias de estabilidad de franjas mediante ESPI, figura 5.2.



a)

b)



c)

Figura 5.2. Franjas de ESPI del tímpano del cerdo; a) A 1kHz; b) A 3.5 KHz; A 8.1 kHz.

A estas frecuencias de excitación sonora fue en donde se notó mayor estabilidad de franjas. Se pueden observar, nuevamente, una

especie de semicírculos que progresan desde la esquina superior derecha, se estima que por la misma razón por lo que se ven así en el globo. Sin embargo, estas imágenes presentan un poco menos de contraste que las del globo y se tuvo que subir un poco la potencia del láser para obtener la razón entre intensidades (determinada anteriormente, p. 146) de los haces de referencia y de objeto para un mejor contraste. Aunque para estas frecuencias se estabilizan un poco las franjas, no pasa mucho tiempo para que estas crezcan en número y velocidad y se decorrelacionen. Lo que demuestra lo sensible que es la membrana timpánica.

Posteriormente se utilizó la técnica de IHD para obtener la deformación debida a la onda de presión del sonido, evaluando la fase por el método de Fourier.

5.2.1 RESULTADOS E INTERPRETACIÓN

Resultados sin excitación sonora

Antes de mostrar resultados a frecuencia de excitación de 1 kHz, mostraremos el mapa de fase envuelta y desenvuelta para dos interferogramas consecutivos, sin excitación sonora (si presión ejercida a la membrana timpánica), figura 5.3.

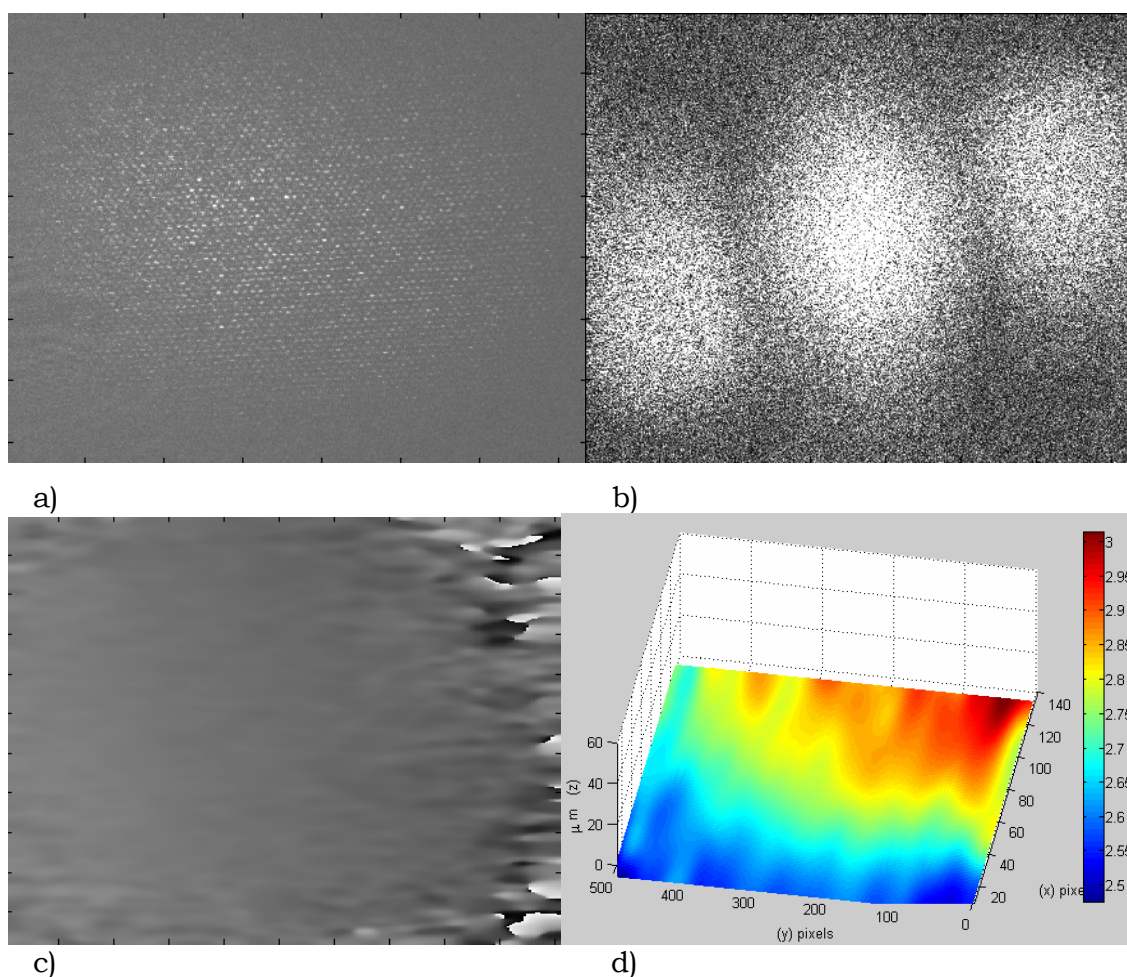


Figura 5.3. Resultados del tímpano del cerdo sin ningún estímulo; a) Se muestra la forma en que el endoscopio ‘ve’ al tímpano; b) El espectro de Fourier; c) mapa de fase envuelta; d) fase desenvuelta (prácticamente un plano).

Vemos en la figura 5.3 a) una especie de malla, la cual corresponde al ‘manejo’ de fibras ópticas que enfocan al tímpano. El espectro de Fourier se encuentra más definido que para el globo, y el mapa de fase

envuelta, como el mapa de fase desenvuelta, muestran un plano. Se comprueba que no hay estímulo, por lo que no hay desplazamiento alguno. Así resulta para el análisis de toda la secuencia de 40 imágenes.

Resultados con excitación sonora de 1 kHz

Los resultados a 1 kHz se muestran en la figura 5.4.

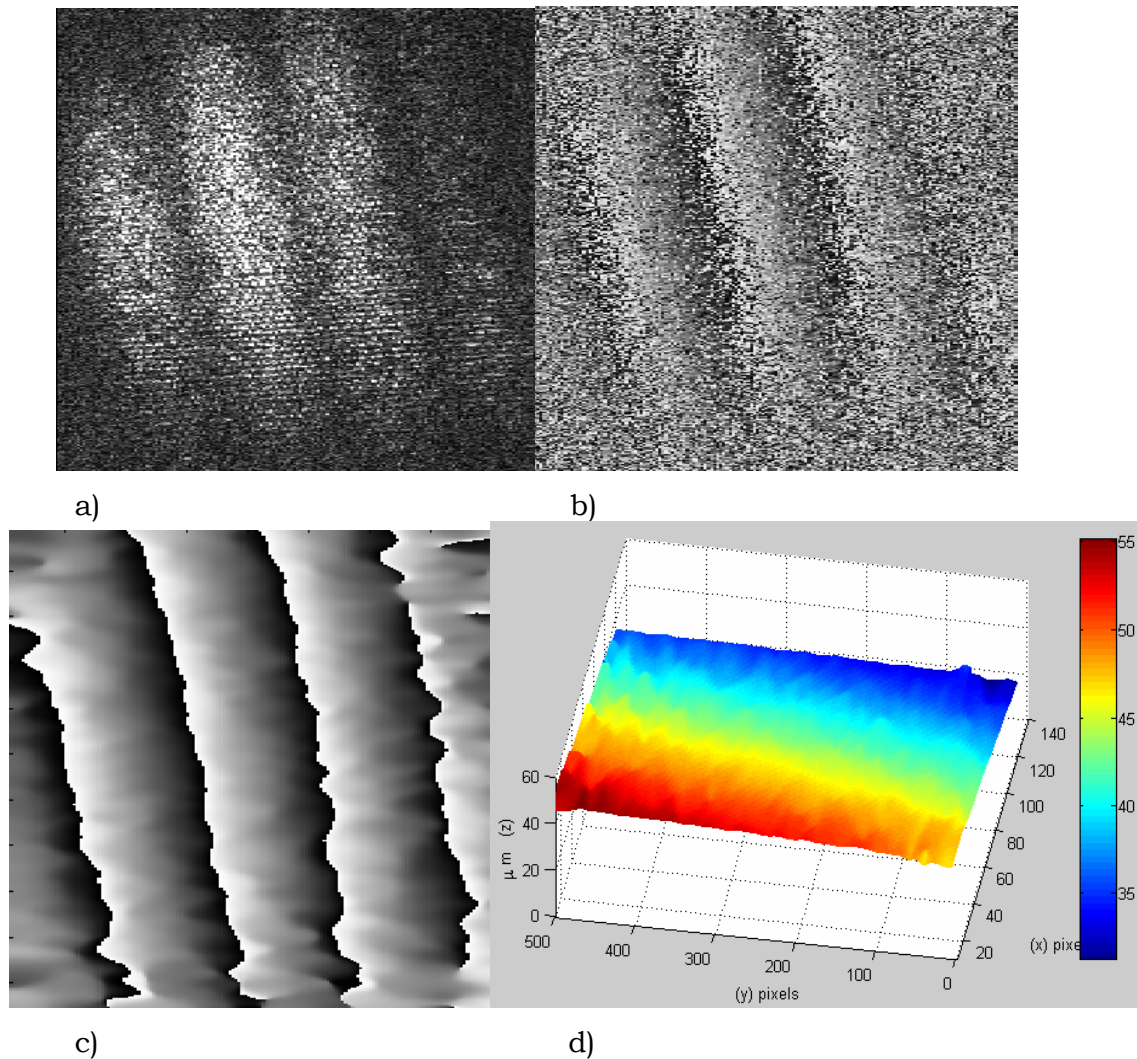


Figura 5.4. Resultados de la membrana timpánica del cerdo a 1 kHz; a) Sustracción directa de transformadas inversas de Fourier; b) mapa de fase envuelta; c) mapa de fase envuelta con filtro de convolución 5x5; d) fase desenvuelta en 3D.

Para efecto de comparar resultados, el experimento que se realizó anteriormente (octubre 2003) con membrana timpánica de cerdo tratada

con polvos reflectivos, se realizó a 1 kHz, con holografía digital pulsada, el mapa de fase envuelta que se obtuvo es el que se muestra en la figura 5.5⁽⁵²⁾.

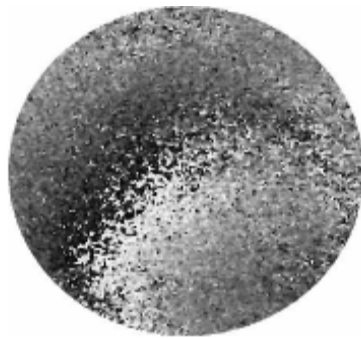


Figura 5.5. Mapa de fase envuelta del tímpano del cerdo (a 1 kHz), experimento anterior (octubre 2003).

Si comparamos la figura 5.4 b), con la figura 5.5, es decir los dos mapas de fase envuelta para el cerdo a 1 kHz de excitación sonora, nos podemos dar cuenta, a simple vista, que efectivamente mejoramos con este trabajo la técnica de medición, además de que pudimos observar franjas de ESPI.

Ahora analizando la figura, este par de hologramas con el que se evaluó la fase corresponden al número 10 con el no. 11, de la secuencia de 40 imágenes. Como sabemos que el 'read-out' de la cámara es de 72.6 ms, es decir, ~ 13.8 Hz, es obvio que quien gobierna el disparo de la cámara es el tiempo de recuperación mismo, aunque si es importante que para el siguiente disparo, este concuerde con el mismo punto de la onda sonora en el que fue tomado el holograma anterior, pero como la frecuencia, en este caso de 1 kHz, es mucho más grande que la de 'read-out' de la cámara, ésta última es quien posee el mayor efecto en la velocidad de captura. Siendo esto así, y para efectos prácticos, tomaremos como 72.6 ms, la separación en tiempo entre cada holograma capturado. Por lo tanto entre el holograma número 10 y el 11 sólo pasó ese tiempo, y entre el primero y el número diez, pasaron $72.6 \text{ ms} \times 9$, más $300 \mu\text{s}$ de tiempo de exposición de cada holograma anterior al décimo, esto nos da un resultado de 656.1 ms entre el primer holograma y el décimo, lo cual nos servirá para evaluar la

progresión en el tiempo de las deformaciones, a una frecuencia específica de excitación, para la presión sonora aplicada.

Dados estos tiempos, y recordando que en el experimento anterior (octubre 2003) se utilizó la función de doble disparo de la cámara, y se sincronizó el evento de forma tal, que se tomaron dos hologramas de manera casi inmediata (sólo 500 μ s entre cada uno de ellos), nos sugiere que el tiempo de respuesta del tímpano, es decir, el tiempo en reaccionar al sonido es mucho más lento de lo que se pensaba en aquel experimento, por lo que a tiempos tan cortos no se obtuvieron muy buenos resultados. Además, en el trabajo aquí realizado, no se utiliza ningún tipo de polvo difusor para tratar al tímpano.

Ahora, los resultados del desenvolvimiento de fase nos dicen que una zona del tímpano sufrió un desplazamiento de alrededor de 50 μ m, mientras que el otro extremo se mantuvo sin desplazamiento aparentemente, o con uno muy pequeño, al menos para ese instante. Se puede atribuir a que la *pars tensa* se mueve u oscila en contrafase de la *pars flácida*, o a que simplemente es un máximo y un mínimo, del modo de vibración, para ese instante. Veamos que pasa a tiempos diferentes, un tiempo después, \sim 801.9 ms después, el mapa de fase desenvuelta es el que muestra la figura 5.6.

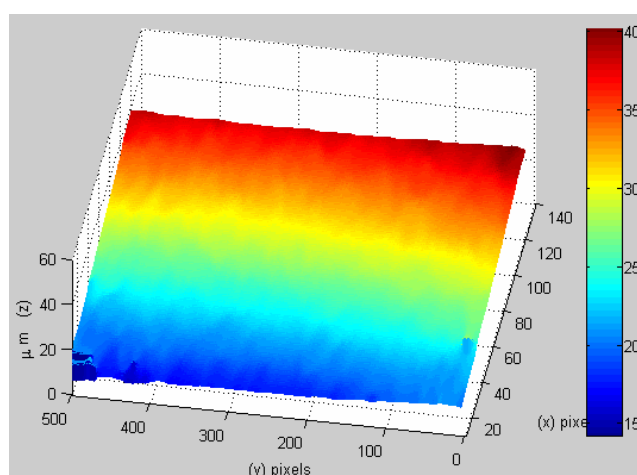


Figura 5.6. Fase desenvuelta a \sim 802ms después del estado anteriormente mostrado.

Ahora, si observamos que sucede 145.8 ms después, figura 5.7

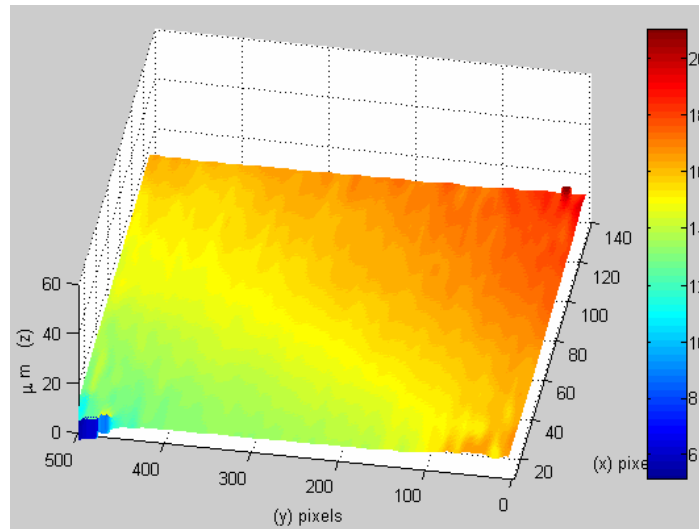
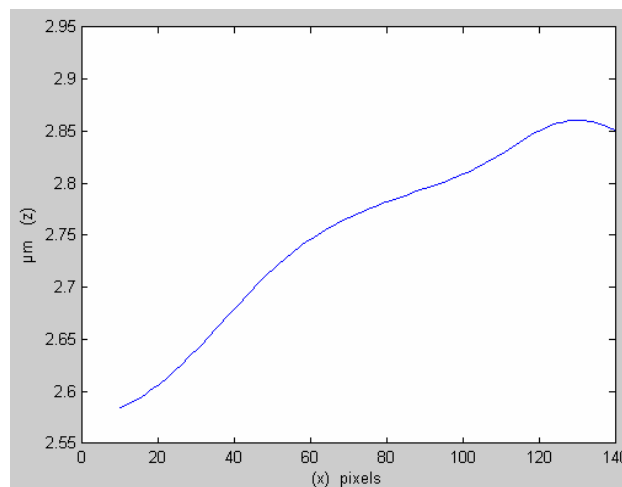


Figura 5.7. Fase desenvuelta a 145.8 ms de lo mostrado en la figura 5.6.

De aquí podemos inferir que efectivamente parece ser un modo de vibración, en donde un máximo y un mínimo se van desplazando por toda la membrana, la cual parece moverse como un todo, en una especie de muelle, a esta frecuencia, dado que no aparecen varios picos y varios valles en su superficie. Esto es fácil de ver, veamos la figura 5.8, en donde vemos el perfil de la deformación en x , siendo x las abscisas, y z las ordenadas, dirección en la que crece la deformación.



a)

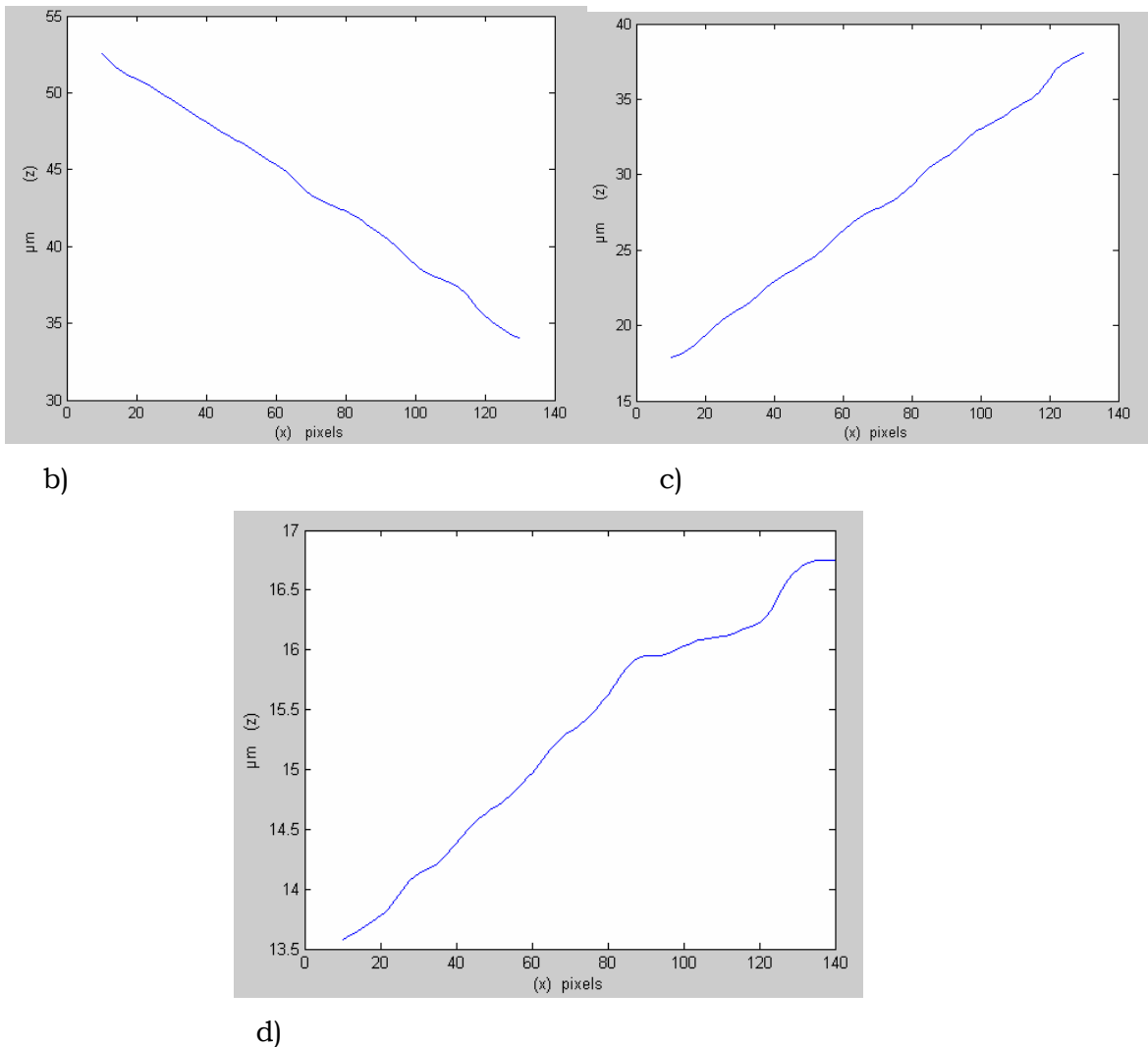


Figura 5.8. Perfil de la deformación en x ; a) Sin excitación sonora; b) A 656.1 ms de iniciada la secuencia; c) A 801.9 ms después; d) 145.8 ms después.

Puede parecer que en la figura 5.8 a) tenemos deformación, sin embargo, esta es mínima, fijarse en escala del eje z , ya que para este caso (sin excitación sonora), es tan sólo del orden de $0.4\mu\text{m}$ de un extremo a otro.

Es posible que la *pars flácida* se encuentre en la parte anterior en las gráficas 3D, pues esta zona sufre mayores desplazamientos, (recordar que el módulo de elasticidad de la *pars flácida* es menor que el de la *pars tensa*).

Resultados a 3.5 kHz

En la figura 5.9 podemos observar los resultados a 3.5 kHz a 656.1 ms de iniciada la secuencia de captura de hologramas.

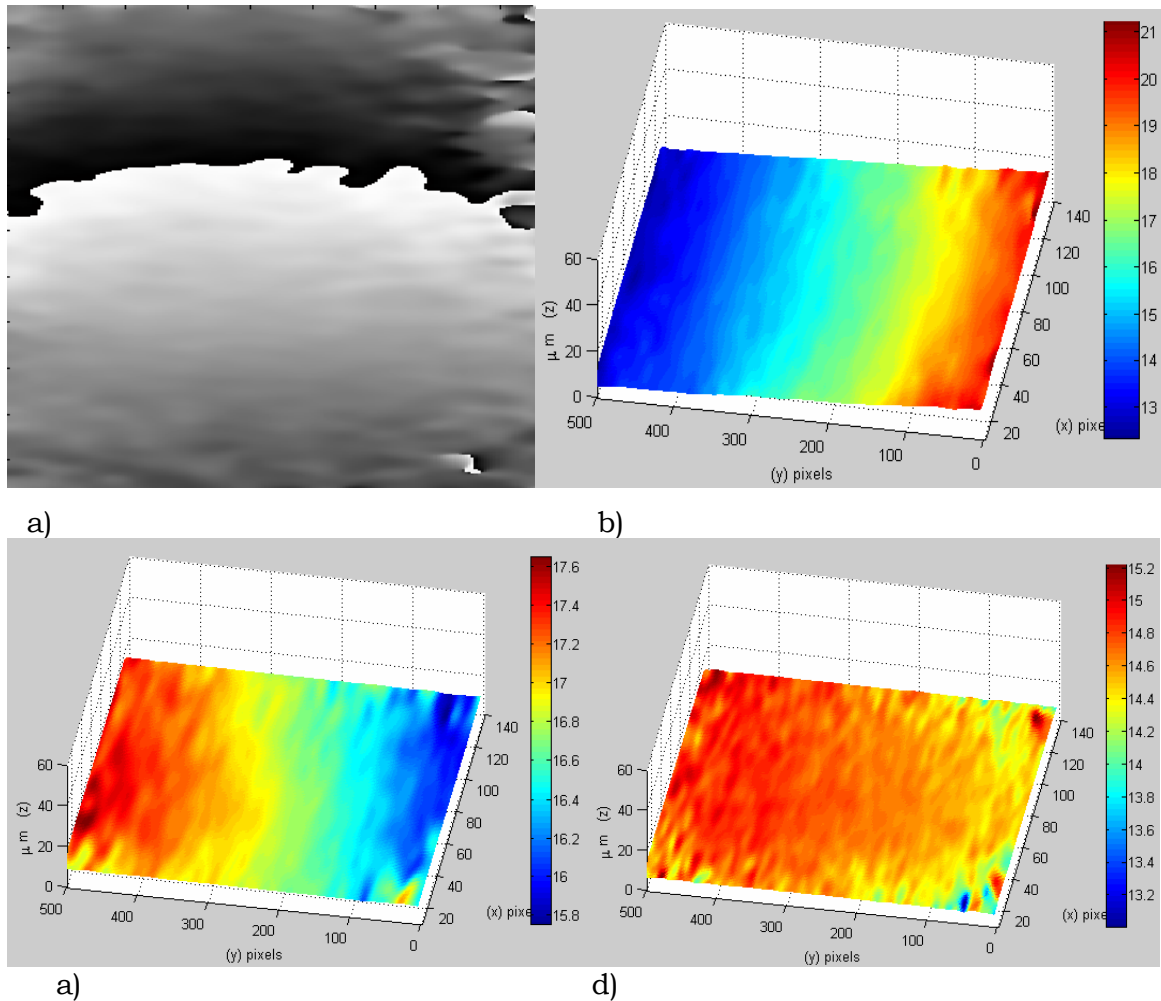


Figura 5.9. Tímpano del cerdo a 3.5 kHz de excitación; a) Mapa de fase filtrado a 656.1ms; b) Fase desenvuelta correspondiente; c) Fase desenvuelta 801.9 ms después; d) Fase desenvuelta 145.8 ms después.

Podemos observar que ahora la vibración es un tanto más aleatoria, ahora si vemos algunos picos o valles, por ejemplo zonas amarillas en la parte roja, y dos máximos y un mínimo en la figura 5.9 b).

Veamos ahora la evolución en el tiempo del perfil de deformación que se muestra en la figura 5.10.

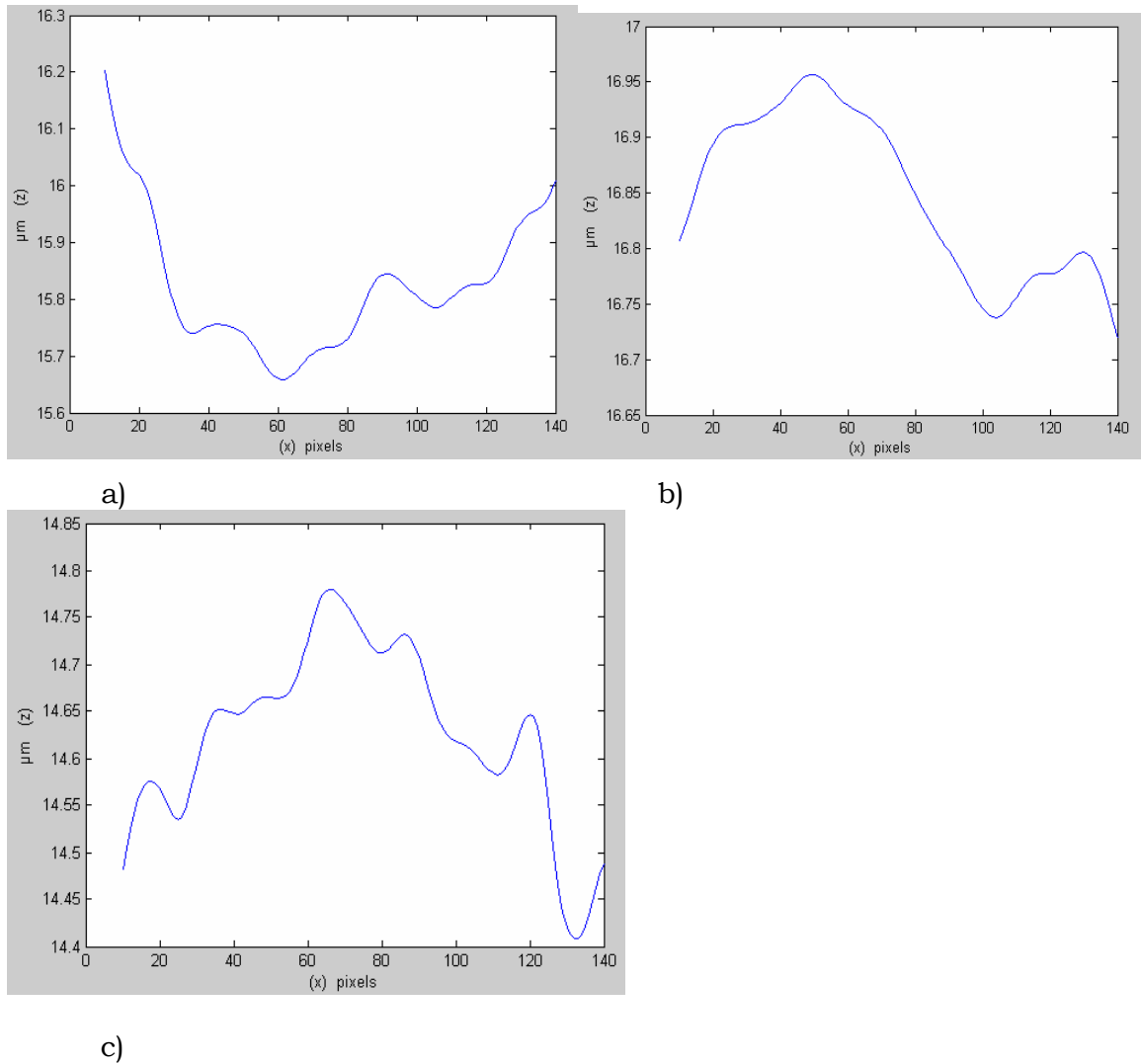


Figura 5.10. Perfil de la deformación del tímpano del cerdo a 3.5 kHz de excitación sonora; a) Deformación a 656.1 ms de iniciada la secuencia; b) Deformación 801.9ms después; c) Deformación 145.8 ms después.

Vemos que los desplazamientos son más pequeños, pero al mismo tiempo más aleatorios, y la membrana timpánica ya no se mueve como un todo, ahora encontramos picos y valles en el perfil de deformación. Por lo que podemos afirmar que si la frecuencia es más alta, este comportamiento se presenta en el tímpano.

Resultados a 8.1 kHz

Analicemos ahora el tímpano del cerdo a 8.1 kHz de excitación sonora. Figura 5.11.

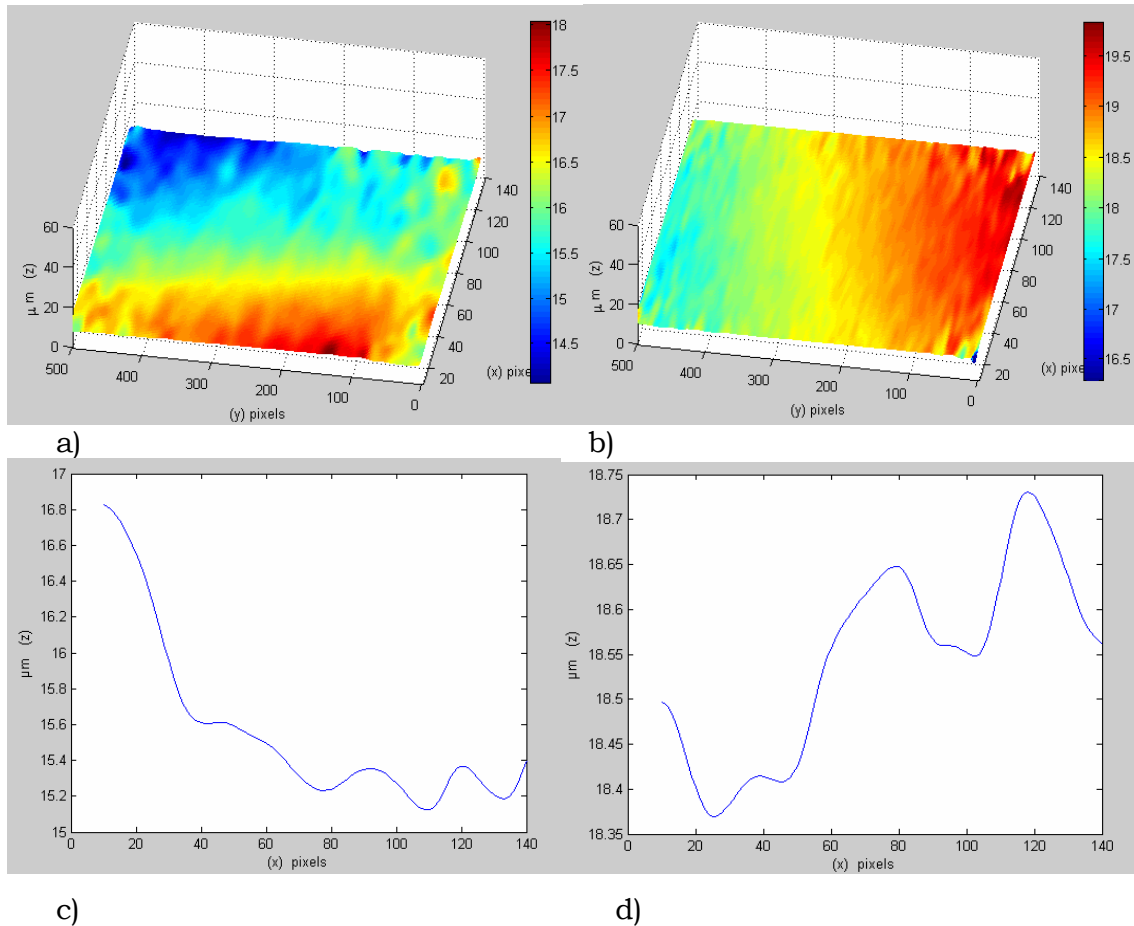


Figura 5.11. Resultados a 8.1 kHz de excitación sonora en la membrana timpánica del cerdo; a) Fase desenvuelta a 656.1 ms de iniciada la secuencia de captura; b) Fase envuelta 145.8 ms después; c) perfil de deformación para 656.1 ms; d) Perfil de deformación para 145.8 ms después.

Vemos también desplazamientos aleatorios, habría que determinar cuantos modos de vibración se encuentran, en los mapas de fase desenvuelta volvemos a ver máximos y mínimos sin patrón característico. El comportamiento es parecido a la frecuencia anterior de 3.5 kHz.

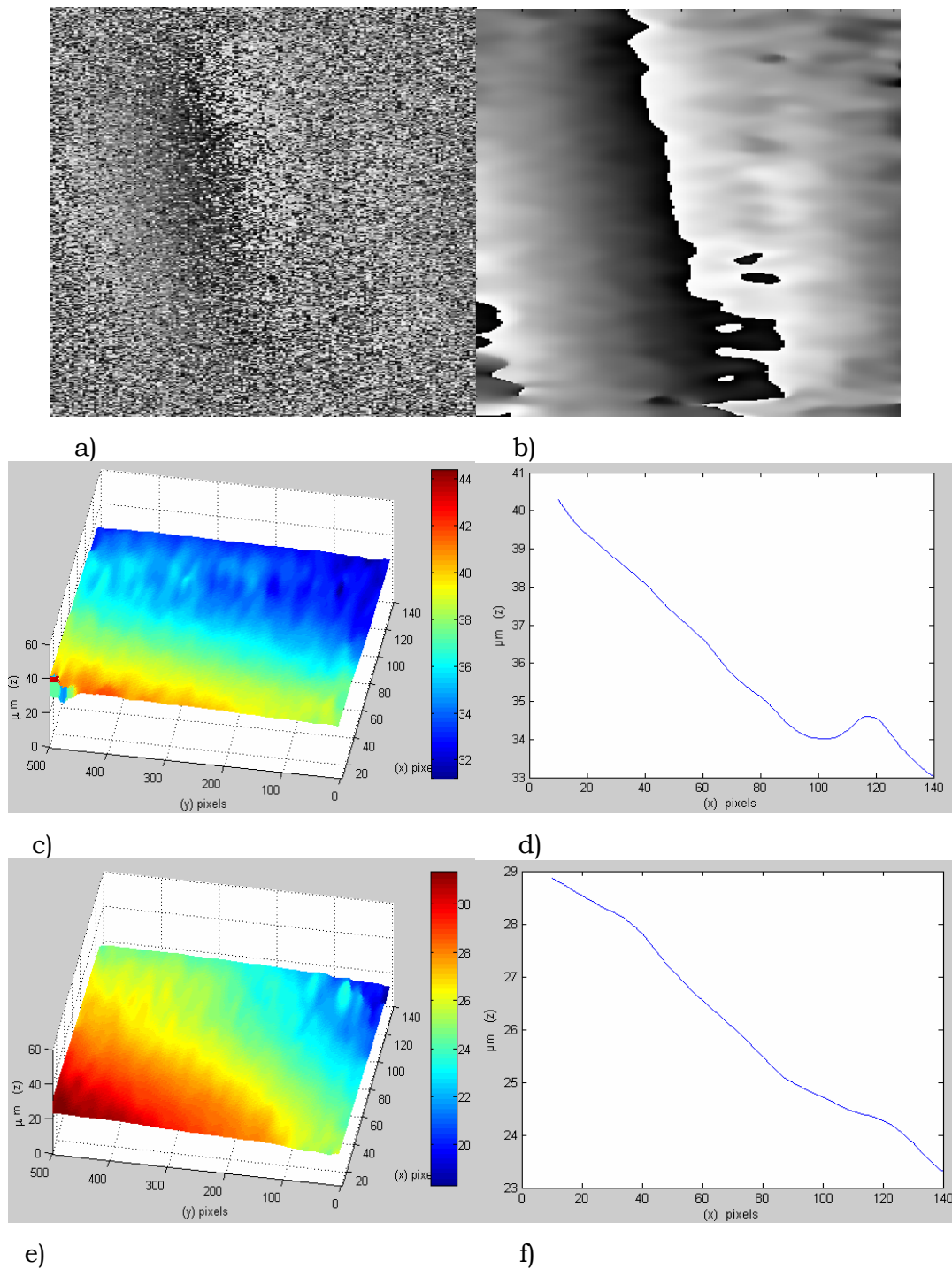
5.3 EXPERIMENTO TÍMPANO HUMANO

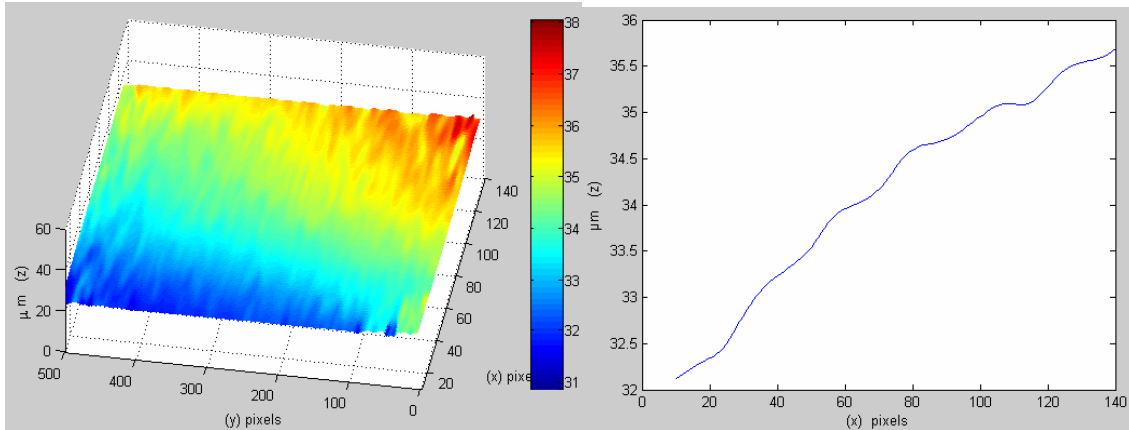
A continuación, a manera de complementar la investigación, se presentan resultados de IHD en la membrana timpánica de un ser humano vivo, estos resultados tienen un grado de incertidumbre indeterminado aún, ya que la interferometría holográfica exige estabilidad absoluta del sistema (cero movimientos que entorpezcan la medición), de hecho es la razón principal por la que ESPI no se pudo lograr, ya que cualquier movimiento en 'falso' provocó decorrelación en el patrón de franjas. Como sabemos que el rango audible más sensible del ser humano es entre 1 kHz y 4 kHz, y más específicamente a 3.5 kHz, esta fue la frecuencia de excitación elegida para la medición.

5.3.1 RESULTADOS E INTERPRETACIÓN

Resultados en el tímpano humano a 3.5 kHz

En la figura 5.12 se presentan los resultados.





g)

h)

Figura 5.12. Membrana timpánica humana, con frecuencia de excitación sonora de 3.5 kHz; a) Mapa de fase envuelta en un tiempo inicial arbitrario; b) Mapa de fase filtrado; c) Desenvolvimiento de fase correspondiente; d) Perfil de deformación en x ; e) Desenvolvimiento de fase a 145.8 ms después; f) Perfil de deformación correspondiente; g) Desenvolvimiento de fase a 656.1 ms después; h) Perfil de deformación correspondiente.

Podemos ver que se encontraron buenos resultados, estos sí son comparables a los del experimento anterior (octubre 2003) con membrana timpánica humana, ver figura 5.13⁽⁵²⁾. La membrana humana viva, a esta frecuencia, se comporta aproximadamente como la del cerdo a 1 kHz (comportamiento descrito en la sección 5.2.1), hay que recordar que el rango audible del cerdo (8 hz a 12 kHz) es casi la mitad del humano (20 Hz a 20 kHz), tal vez esa sea la razón de que se comportan parecido a estas frecuencias. Por lo que tal vez, la frecuencia de 1 kHz sea la frecuencia a la que es más sensible el cerdo (especulación). A esta frecuencia el tímpano humano se mueve más o menos como un todo, ver perfiles de deformación en figura 5.12, encontrando en instantes máximos y mínimos de deformación.

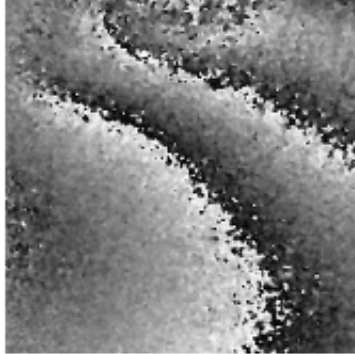


Figura 5.13. Mapa de fase envuelta del tímpano humano vivo en experimento anterior.

Comparando la figura 5.13 con la figura 5.12 a), podemos observar que los resultados son buenos en ambos casos. Aunque haya existido diferencia en la frecuencia utilizada, para la figura 5.13, 1 kHz, para la figura 5.12 a), 3.5 kHz.

CONCLUSIONES GENERALES

Las indicaciones hechas en el punto '1.1 JUSTIFICACION' son muy buenas, para cuando se perfeccione y se optimice la técnica completamente, ya que todavía, es cierto, no se puede tener la certidumbre de que los resultados obtenidos en personas vivas, tanto en los experimentos anteriores como en los obtenidos en este trabajo sean del todo confiables, debido a la necesidad de gran estabilidad del sistema (cero vibraciones procedentes de otra fuente que no sea el objeto de estudio). Es cierto que ya se lograron mediciones sin necesidad de tratar a la membrana timpánica con alguna clase de polvos reflectivos, y en una persona viva. Esto es algo que no se reporta en ningún artículo anterior o reciente, sólo reportan mediciones del tímpano de un cerdo de guinea muerto⁽⁴⁾, y de la membrana basilar de cadáveres humanos con menos de 48 horas de haber fallecido⁽³⁾, ya que las membranas se endurecen y se opacan después del fallecimiento de la persona. Sin embargo, antes de 48 horas no se llegan a endurecer todavía, conservan prácticamente toda su elasticidad, pero sí se opacan un poco y esto facilita las mediciones, razón por la cual la membrana timpánica del cerdo, probablemente, se pudo medir con menos potencia del láser que la membrana timpánica de la persona viva.

Es obvio que las investigaciones hechas en otros laboratorios se dirigen al estudio del comportamiento del tímpano o de las membranas del oído interno, pero no a participar en ningún diagnóstico médico ya que para esto se investigaría en muestras biológicas vivas y no sólo en cadáveres, como lo están haciendo. En este trabajo se presentan las primeras mediciones en tímpanos de personas vivas, aunadas a las realizadas anteriormente en el mismo laboratorio con láser pulsado. Los resultados de este trabajo rebasan en calidad a los anteriores con el láser pulsado, además de que en esta investigación no se utilizaron polvos reflectivos en el tratamiento de la membrana timpánica del cerdo, es decir, no se alteraron sus propiedades físicas. Aunque, es obvio que

en las mediciones del tímpano humano, en ambas investigaciones, no se utilizaron polvos reflectivos ya que esto hubiese dañado el oído de la persona a la que se le aplicaron las mediciones.

Es evidente que si logramos la progresión de la deformación en el tiempo, evaluándola a cada instante, se podrá establecer el modo en que el tímpano vibra a determinada frecuencia, para una presión determinada. A juzgar por los resultados, se puede afirmar, que la frecuencia de 3.5 kHz resulta óptima para comparar posteriormente un tímpano perforado, con presencia de burbujas, ó con tímpanoesclerosis, con uno sano, y establecer diferencias. Aunque si se logra determinar el modo de vibración del tímpano a frecuencias más altas, sería muy útil también para comprender su comportamiento a estas frecuencias, que muy a menudo son a las que ya no responde un tímpano adulto (presbiacusia).

Lo que sigue por hacer es justamente eso, perfeccionar la técnica en estabilidad para que se puedan hacer mediciones en personas vivas con un alto grado de confiabilidad. Y posteriormente, efectuar mediciones con tímpanos enfermos, para comparar y caracterizar unos y otros, obteniendo así patrones de respuesta timpánica, a la presión sonora y frecuencia aplicadas. Por ello, habrá que efectuar las mediciones de vibración y desplazamientos del tímpano, a diferentes niveles de presión sonora, bien determinados, y a diferentes frecuencias para cada nivel de presión.

BIBLIOGRAFIA Y REFERENCIAS

- [1] Julio Félix Muñiz. 'Estudio de la correlación existente entre el efecto supresor contralateral y la fatiga auditiva mediante otoemisiones acústicas transitorias'. Tesis doctoral. Universidad de Valencia. 2005.
- [2] Jacono A, Hu BH, Kopke RD. Changes in cochlear antioxidant enzyme activity after sound conditioning and noise exposure in the chinchilla. *Hearing Res* 1998; 117: 31-38.
- [3] Paul Neiswander and G. Slettemoen. 'Electronic speckle pattern interferometric measurements of the basilar membrane in the inner ear'. Norwegian Institute of Technology, Physics Dep.
- [4] P. Smigielski, F. Albe, H. Fagot, A. Dancer and R. Franke. 'Application of holographic interferometry to the investigation of the deformations of the tympanic membrane of the guinea pig undergoing transient sound effects'. 1975 *Nouvelle Revue d'Optique* 6 49-54.
- [5] Müller J. Gerhard, and Sliney David H., 1988, "Dosimetry of Laser Radiation in Medicine an Biology" (SPIE Institutes for Advanced Optical Technologies), vol. IS5, pp. 5-77.
- [6] www.pgvnet.com/centrolaservigo/manchas.html
- [7] www.cepis.ops-oms.org/bvsasv/e/areas/notransmi/ruido/ruido.htm
- [8] www.bioq.unizar.es/FMBvirtual/Organani.pdf
- [9] www.edulat.com/3eraetapa/biologia/8vo/4.htm
- [10] www.sinfomed.org.ar/Mains/publicaciones/procesos.htm

-
- [11] sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/Tomo_V/o_medio.htm
- (12) rborl.org.br/conteudo/acervo/acervo.asp?id=1559
- (13) www.gozen.demon.co.uk/godric/sound/fglossary.html
- (14) www.fisicanet.com.ar/fisica/f3ap04/apf3_25b_Ondas_Sonoras.html.
- (15) www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_04_05/io9/public_html/propagacion.html
- (16) www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/ondas/acustica/sonido/sonido.htm
- (17) www.labc.usb.ve/EC4514/AUDIO/Sistema%20Auditivo/OID/O_MEDIO.html
- (18) www.du.edu/~jcalvert/waves/hear.htm
Composed by J. B. Calvert. Created 3 September 2003
Last revised. L. E. Kinsler and A. R. Frey, *Fundamentals of Acoustics*, 2nd ed. (New York: John Wiley & Sons, 1962). Chapter 13.A. Wood, *Acoustics*, 2nd ed. (New York: Dover, 1966) Chapter XVII.
- (19) hypertextbook.com/physics/matter/pressure/Hearing
- (20) www.utopiasilver.com/testimonials/earache.htm
- (21) Threshold shifts and enhancement of cortical evoked responses after noise exposure in rats Josef Syka *, Natalia Rybalko Institute of Experimental Medicine, Academy of Sciences of the Czech Republic, V| "den-ska" 1083, 142 20 Prague, Czech Republic.

-
- (22) sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/Tomo_V/o_medio.htm
- (23) www.sinfomed.org.ar/mains/publicaciones/atresia.htm
- (24) www.netdoctor.es/html/000538.html
- (25) escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ApuntesOtorrino/ExFisicoOido4.html
- (26) escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ApuntesOtorrino/Audiometria.html
- (27) P Courtat, C Peytral, P Elbaz. *Exploraciones funcionales en ORL*. Tomo I. Barcelona: Ed. Jims S.A. 1997. J Shanks, C Shelton. *Principios básicos y aplicaciones clínicas de la timpanometría*. (Vol. 2) *Clínicas otorrinolaringológicas de Norteamérica*, 1991;1:295.
- (28) www.psymtec.com/catalogo_psicologia/audici%F3n.htm
www.ibn.a-star.edu.sg/research_projects_details.php
Biopolymeric Membrane for Tympanic Membrane Repair
Runsheng Ruan, Euan Murugasu, Yi-Yan Yang
- (29) Malacara Daniel, Servin Manuel, Malacara Zacarias, 1998, "Interferogram Analysis for Optical Testing" (Centro de
- (30) Gäsvisk Kjell J., and Sons, 1987, "Optical Metrology" (The Norwegian Institute of Technology, Trondheim), pp. 108,110. *Investigaciones en Óptica*), pp. 1, 2, 29, 30,41,42, 67,68.

-
- (31) Jones, R., and Wykes.C., 1989, “Holographic and Speckle Inteferometry” (Cambridge University Press), pp. 64-67.
- (32) Tuchin Valery, 2000, “Tissue Optics, Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis” (SPIE Press), pp. 135-140.
- (33) Aizu Yoshihisa, and Asakura toshimitus, 1999, “Coherent Optical Techniques for Diagnostics” (Journal of Biomedical Optics), vol. 4, No. 1, pp. 63-75.
- (34) Gary L. Cloud, Optical Methods of Engineering Analysis, Cambridge University Press, Fisrt edition, 1995, ISBN 0521-45087-X.
- (35) Optical Methods of Measurement Rajpal, S. Sirohi, Fook Siong Chau Mracel Dekker,Inc, First, 1999, ISBN 0-8247-6003-4.
Holographic Speckle Interferometry Robert Jones Catherine Wykes,
- (36) Strain and Stres Analysis by Holographic and Speckle Interferometry, Valery P. Shchepinov, Vladimir S. Pisarev, John Wiley & Sons, 1996, ISBN 0-471-96077-2.
- (37) Medición del modulo de Young en el hule latex usando ESPI, J. A. Rayas, Ramón Rodriguez Vera, y A. Martínez, Centro de investigaciones en óptica, A.C,
- (38) Holographic Interferometry Thomas, Kreis Akademie Verlag, First, 1996, ISBN 3-05-501644-0. Strain and Stres Analysis by Holographic and Speckle Interferometry.
- (39) Aplicación de la interferometría Ópticade Moteado a Bolsas de Aire: Dispositivos de Seguridad Automotriz. Tesis de maestría presentada por Rodolfo Gutiérrez Zamarripa

-
- (40) Schuman-Zürcher, Cuche, *Holography and Deformation Analysis*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, Tokyo, 1985.
- (41) perso.wanadoo.es/chyryes/glosario/holograf.htm
- (42) www.explora.cl/otros/fisica2005/expoquantos/holografia.html
- (43) Vest Charles M., 1979, "Holographic Interferometry" (The University of Michigan), pp. 1-64.
- (44) Holografía digital pulsada aplicada a la detección de inhomogeneidades en células vivas, María del Socorro Hernández, tesis de maestría, CIO, A. C.
- (45) es.wikipedia.org/wiki/Apertura_num%C3%A9rica
- (46) Resnick Robert, and Halliday David, 1980, "Física" (Parte I), pp. 449-459.
- (47) Sears Francis W., 1978, "Mecánica, Calor y Sonido". Addison-Wesley Publishing, pp. 491-523.
- (48) www.cluborl.org.ar/revista/junio02/reconst.htm
- (49) Vibration measurement of the tympanic membrane using the time-averaged electronic speckle pattern interferometry (ESPI)
www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp/speckle-e.html tímpanoguinea
- (50) www.agualatinoamerica.com/docs/PDF/referencia%2011-12-02.pdf

- (51) Ulf Schnars, 'Direct phase determination in hologram interferometry with use of digitally recorded holograms', Bremen Institut für Angewandte Strahltechnik, Klagenfurter Strasse 2, 28359 Bremen, Germany.
- (52) Vibration measurements by pulsed digital holographic endoscopy Staffan Schedin* a), Giancarlo Pedrini b), Carlos-Pérez López c) and Fernando Mendoza-Santoyo d) Department of Applied Physics and Electronics, Umeå University, SE-90187 Umeå, Sweden. e) Institut für Technische Optik, Universität Stuttgart, Pfaffenwaldring 9, D-70569 Stuttgart, Germany. f) Centro de Investigaciones en Optica, Loma del Bosque, León, Mexico.

APÉNDICE

Tabla de Referencia para Unidades de Presión

Existen varias unidades de medida de presión. Debido a que la presión se define como una fuerza por área, en los Estados Unidos comúnmente se utilizan unidades de libras por pulgada cuadrada (psi*), al igual que libras por pie cuadrado (psf). En Europa y Japón—al igual que la mayoría del resto del mundo, incluyendo Latinoamérica—el sistema métrico utiliza kilogramos por centímetro cuadrado (kg/cm²). La presión también puede expresarse en términos de altura de una columna de líquido. Si se vertiera una libra de agua en un tubo de vidrio con un área de una pulgada cuadrada, el peso del agua sobre esa área al fondo del tubo es una libra—y por lo tanto la presión es una psi. A 39°F (3.85°C), la columna de agua tendría una altura de 27.68 pulgadas (1 pulgada=2.54 centímetros, o cm). Una pulgada de columna de agua (WC*) se escribe como 1"WC.

Si reemplazamos el agua con un líquido más pesado, la presión que se genera aumenta. Por ejemplo, solamente se requieren 2.036 pulgadas de mercurio (Hg) para generar 1 psi vs. 27.68"WC debido a que el mercurio es tan pesado. Una psi equivale a 2.036"Hg. En Europa, prevalece el sistema métrico, por lo que se reemplazan pulgadas con milímetros (mm). La medida de 25.4 mmHg es equivalente a 1"Hg. Evangelista Torricelli realizó una gran parte de los primeros trabajos acerca de la medición de presión e inventó el barómetro en 1644. En su honor, un mmHg ha sido designado como un Torr. El pascal lleva ese nombre por Blaise Pascal, otro matemático antiguo quien descubrió que la presión de aire disminuye con la altitud y que la presión de un fluido.

Constantes en Conversiones de Unidades de Presión

| | psi ⁽¹⁾ | in. H ₂ O ⁽²⁾ | in. Hg ⁽³⁾ | kg/cm ² | atm ⁽⁴⁾ | kPa | mbar | cm H ₂ O ⁽⁵⁾ | mmHg ⁽⁶⁾ |
|-------------------------------------|-----------------------|-------------------------------------|-------------------------|-----------------------|------------------------|---------|--------|------------------------------------|---------------------|
| psi ⁽¹⁾ | 1 | 27.680 | 2.036 | 0.0703 | 0.680 | 6.8947 | 68.947 | 70.308 | 51.715 |
| in. H ₂ O ⁽²⁾ | 3.61×10 ⁻² | 1 | 7.3554×10 ⁻² | 2.54×10 ⁻³ | 2.458×10 ⁻³ | 0.2491 | 2.491 | 2.5400 | 1.868 |
| in. Hg ⁽³⁾ | 0.4912 | 13.596 | 1 | 0.0346 | 0.0334 | 3.3864 | 33.864 | 34.532 | 25.400 |
| kg.cm ² | 14.224 | 393.7 | 28.910 | 1 | 0.9678 | 98.07 | 980.7 | 10 ³ | 734. |
| atm ⁽⁴⁾ | 14.66 | 406.7 | 29.922 | 1.033 | 1 | 101.3 | 1013 | 1.033×10 ³ | 760. |
| 1kPa | 0.14504 | 4.0147 | 0.2953 | 0.0102 | 9.869×10 ⁻³ | 1 | 10.000 | 10.1973 | 7.500 |
| mbar | 0.01450 | 0.40147 | 0.02953 | 1.02×10 ⁻³ | 9.869×10 ⁻⁴ | 0.100 | 1 | 1.01973 | 0.75006 |
| cm H ₂ O ⁽⁵⁾ | 1.42×10 ⁻² | 0.53525 | 3.9370×10 ⁻² | 10 ⁻³ | 9.678×10 ⁻⁴ | 0.09806 | 0.9806 | 1 | 0.7355 |
| mmHg ⁽⁶⁾ | 1.93×10 ⁻² | 0.53535 | 3.937×10 ⁻² | 1.36×10 ⁻³ | 1.316×10 ⁻³ | 0.13332 | 1.3332 | 1.3595 | 1 |

NOTAS: (1) psi=libras por pulgada cuadrada, in.=pulgadas="; (2) a 39°F; (3) a 32°F; (4) atm=atmósfera; (5) mbar=millibar; (6) a 4°F; (7) a 0°C—También, °C=(°F-32)×5÷9 (o 0.55) FUENTE: Modificado de una tabla de Endress+Hauser, Greenwood, Indiana, EE.UU.

Cuadro A.1. Tabla de constantes en conversiones de unidades de presión.

| Unidades de Medidas de Presión (Referidas en 1 psi) | |
|--|----------------------------------|
| 1 psi | 27.68"WC ⁽¹⁾ |
| 1 psi | 2.036"Hg ⁽²⁾ |
| 1 psi | 51.715 mmHg o Torr |
| 1 psi | 0.068947 bar |
| 1 psi | 0.06804 atmósfera ⁽³⁾ |
| 1 psi | 6.8947 KiloPascales (kPa) |
| 1 psi | 0.0703 kg/cm ² |
| 1 psi | 2.307 pies de agua |

Notas: (1) pulgadas de columna de agua; (2) pulgadas de mercurio; (3) 1 bar no es exactamente 1 atmósfera

Cuadro A.2. Tabla de medidas de presión, referidas en psi.

| Source | Intensity | Intensity Level | # Times Greater Than TOH |
|---------------------------------------|---|-----------------|--------------------------|
| Threshold of Hearing (TOH) | 1 * 10 ⁻¹² W/m ² | 0 dB | 100 |
| Rustling Leaves | 1 * 10 ⁻¹¹ W/m ² | 10 dB | 101 |
| Whisper | 1 * 10 ⁻¹⁰ W/m ² | 20 dB | 102 |
| Normal Conversation | 1 * 10 ⁻⁶ W/m ² | 60 dB | 106 |
| Busy Street Traffic | 1 * 10 ⁻⁵ W/m ² | 70 dB | 107 |
| Vacuum Cleaner | 1 * 10 ⁻⁴ W/m ² | 80 dB | 108 |
| Large Orchestra | 6.3 * 10 ⁻³ W/m ² | 98 dB | 109.8 |
| Walkman at Maximum Level | 1 * 10 ⁻² W/m ² | 100 dB | 1010 |
| Front Rows of Rock Concert | 1 * 10 ⁻¹ W/m ² | 110 dB | 1011 |
| Threshold of Pain | 1 * 10 ¹ W/m ² | 130 dB | 1013 |
| Military Jet Takeoff | 1 * 10 ² W/m ² | 140 dB | 1014 |
| Instant Perforation of Eardrum | 1 * 10 ⁴ W/m ² | 160 dB | 1016 |

Cuadro A.3. Tabla de intensidad de sonido en dBA, e intensidad de sonido en Watts por unidad de área.