

Holografía digital pulsada aplicada a la detección de inhomogeneidades en células vivas

Presenta:

Ing. María del Socorro Hernández Montes

Como requisito para obtener el grado de:

Maestro en Ciencias (Óptica)

León, Guanajuato, México, Octubre 2003

Contenido

1. Introducción	1
1.1. Justificación	5
1.2. Referencias	9
2. Revisión de técnicas para detección de tumores	10
2.1. Introducción	10
2.2. Constitución de la glándula mamaria (anatomía)	11
2.3. Cáncer de seno	
2.4. Síntomas	
2.5. Causas	14
2.6. Fibroadenoma	15
2.7. Principales Técnicas médicas	16
2.7.1. Ecografía mamaria (ultrasonido)	16
2.7.2. Resonancia magnética	
2.7.3. Mamografía	
2.8. Técnicas ópticas	
2.8.1. Mamografía empleando láser	
2.8.2. Imágenes optoacústicas	
2.8.3. El ultrasonido mejorado	
2.8.4. La tomografía optoacústica	
2.8.5. Espectroscopia	
2.9. Referencias	

3.	Técnicas ópticas no-invasivas (Holografía digital-ESPI)	32
	3.1. Introducción	32
	3.2. El efecto de moteado	32
	3.3. Interferometría holográfica	38
	3.4. ESPI (Electronic speckle pattern interferometry)	42
	3.5. Holografía Digital Pulsada (HDP)	43
	3.6. Consideraciones matemáticas	45
	3.7. Evaluación de la fase	48
	3.8. Filtrado por convolución	53
	3.9. Filtrado espacial empleando una máscara de convolución	. 54
	3.10. ESPI empleando un láser pulsado	. 55
	3.11. Propagación del sonido	. 56
	3.12. Velocidad del sonido	. 57
	3.13. Referencias	59
4.	Procedimiento para la detección de inhomogeneidades	61
	4.1. Introducción	61
	4.2. Modelo	61

4.2. Modelo	61
4.3. Transductor (Bocina, Martillo)	67
4.4. Radiación de campo acústico	68
4.5. Etapa de sincronización	69
4.6. Propagación del sonido-la ecuación de onda	72
4.7. Configuración experimental	75
4.8. Señal de entrada (Vibración y pulso transitorio)	78
4.9. Procesamiento de las imágenes	79
4.10. Referencias	81

5.	Resultados y análisis	82
	5.1. Introducción	82
	5.2. Experimentos	82
	5.3. Propagación usando ondas sonoras a 44 Hz y 810 Hz	84
	5.4. Resultados aplicando sonido a 44 Hz	86
	5.4.1. Sin estímulo	86
	5.4.2. Sin inhomogeneidad	88
	5.4.3. Con tumor cancerígeno	90
	5.4.4. Con fibroadenoma	93
	5.4.5 Con inhomogeneidades de diferentes tamaños	94
	5.4.5. Con varias anomalias	96
	5.5. Resultados aplicando sonido a 810 Hz	97
	5.5.1. Mapas de fase envuelta sin inhomogeneidad	98
	5.5.2. Mapas de fase desenvuelta sin inhomogeneidad	100
	5.5.3. Mapas de fase envuelta con inhomogeneidad	101
	5.5.4. Mapas de fase desenvuelta con inhomogeneidad	103
	5.6. Propagación del sonido usando un impulso transitorio	105
	5.6.1. Sin estímulo	107
	5.6.2. Secuencia de imágenes experimentales con impulso transitorio	109

6. Conclusiones y trabajo a futuro	123
6.1. Trabajo a futuro	125

Lista de figuras

2.

Figura 2.1. Vista Frontal de la glándula mamaria11
Figura 2.2. Progresión de las células en el cáncer de glándula mamaria
Figura 2.3. Fibroadenoma (Ecografía mamaria) 16
Figura 2.4. Técnica de ecografía mamaria 17
Figura 2.5. Técnica de resonancia magnética
Figura 2.6. Mamografía
Figura 2.7. Esquema del sistema de tomografía optoacústica en el modo de transmisión 25
Figura 2.8. Resultados del modelo (glándula mamaria) bajo la acción de radiación láser 26
Figura 2.9. Esquema del sistema de tomografía optoacústica en el modo de reflexión
Figura 2.10. Configuración del espectrómetro en vivo. La gráfica muestra los espectros
para un pecho saludable y otro con carcicoma

3.

Figura 3.1. Speckle (Patrón de moteado)	33
Figura 3.2. Propagación y formación de motas	34
Figura 3.3. Observación de motas	34
Figura 3.4. Modulación de la intensidad	35
Figura 3.5. Arreglo para observar las franjas de interferencia holográfica en tiempo real	39
Figura 3.6. Arreglo para observar las franjas de interferencia holográfica en	
"doble exposición"	41
Figura 3.7. La imagen de la derecha muestra un holograma común mientras que el de la	
izquierda es empleando ESPI	42
Figura 3.8. Arreglo experimental para ESPI	43

Figura 3.9. Frente de onda plana con inclinación positiva	. 45
Figura 3.10. Configuración básica, con sensibilidad para desplazamientos fuera del plano	. 47
Figura 3.11. Evaluación de la fase de interferencia por el método de transformada	
de Fourier	. 52
Figura 3.12. Interferómetro fuera del plano	. 55
Figura 3.13. Compresión y rarefacción de una onda longitudinal	. 57

4.

Figura 4.1. Modelo (ad-hoc) empleado para simular la glándula mamaria	. 62
Figura 4.2. Propagación de la onda sonora	. 64
Figura 4.3. Fotografía del transductor/modelo	. 68
Figura 4.4. Diagrama a bloques del mecanismo de radiación	. 68
Figura 4.5. Diagrama a bloques del sistema de sincronización	. 70
Figura 4.6. Diagrama de tiempos del sistema de sincronización	. 71
Figura 4.7. Configuración ESPI o HD, empleando endoscopio con el láser Nd: YAG	. 76
Figura 4.8. Diagrama experimental sin endoscopio	. 77
Figura 4.9. Fotografía del arreglo experimental (Holografía Digital o ESPI)	. 77
Figura 4.10. Señales de entrada y modos de vibración resultantes a la salida del modelo	. 78
Figura 4.11. Alteración del impulso de entrada al incidir sobre el tumor	. 79
Figura 4.12. Imágenes obtenidas experimentalmente, a) su espectro de Fourier;	
b) su mapa de fase original sin filtro; c) mapa de fase filtrado, y d) mapa de fase envuelta	. 80

5.

Figura 5.1. En el inciso (a) se muestra la fase envuelta y su imagen correspondiente
ya desenvuelta sin estímulo en el inciso (b)
Figura 5.2. a) Fase envuelta b) Fase desenvuelta obtenidas experimentalmente,
sin inhomogeneidad
Figura 5.3. Resultados al propagarse el sonido a 44 Hz, sin inhomogeneidad a) Fase envuelta
b) Fase desenvuelta

Figura 5.4. Mapas de fase desenvuelta con tumor maligno
Figura 5.5. Mapas de fase desenvuelta con tumor maligno
Figura 5.6. Mapa de fase desenvuelta con tumor benigno
Figura 5.7. Mapas de fase desenvuelta con inhomogeneidades de distintos tamaños
Figura 5.8. Mapa de fase desenvuelta con varias inhomogeneidades de distintos tamaños 97
Figura 5.9. Mapas de fase envuelta sin inhomogeneidades a 810 Hz
Figura 5.10. Mapas de fase desenvuelta sin inhomogeneidades a 810 Hz 101
Figura 5.11. Mapas de fase envuelta con incrustaciones a 810 Hz 103
Figura 5.12. Mapas de fase desenvuelta con incrustaciones a 810 Hz 105
Figura 5.13. Imágenes sin estímulo y sin anomalía a) fase desenvuelta b) sección transversal
a lo largo de una línea horizontal
Figura 5.14. Secuencia de imágenes en mapas de fase desenvueltos que muestran claramente
las distribuciones de presión espaciales a) a ciertos momentos de tiempo, y la destrucción de
este patrón con la inhomogeneidad b) 115
Figura 5.15. Gráficas en 2D que muestran claramente el perfil de la propagación del impulso
transitorio, a) sin inhomogeneidad, b) con la inhomogeneidad 122

1. INTRODUCCION

El cáncer en senos es una de las enfermedades con mayor porcentaje de incidencia que afecta a las mujeres hoy en día. En México según reportes de la Secretaría de Salud el cáncer de la glándula mamaria se encuentra situado en los primeros tres lugares como causa de mortalidad en mujeres entre 25 y 54 años. Con el fin de aportar una nueva alternativa que permita detectar este problema en su etapa inicial surge la idea de este trabajo de tesis. Una de las ideas que nos motivó fue la necesidad de un análisis específico y no invasivo que se pudiera aplicar ampliamente, y de esa forma aumentar el número de personas que se beneficien con la detección precoz.

Se aplicaron técnicas ópticas no-invasivas para detectar inhomogeneidades en un modelo ad-hoc que simula la glándula mamaria. En particular, se concentró el estudio de inhomogeneidades en la glándula mamaria causadas por fibroadenomas conocidos como tumores benignos o quistes que pueden dar lugar al cáncer de glándula mamaria, actualmente una de las enfermedades con un alto índice de mortandad que afecta en un porcentaje mayor a mujeres que a hombres^[1]. La aplicación de técnicas ópticas no-invasivas como la Holografía Digital Pulsada, representa una alternativa viable para la detección temprana de los fibroadenomas causantes del cáncer.

Tomando en cuenta la constitución de la glándula mamaria en este trabajo de tesis hemos llevado a cabo los experimentos, con tejido adiposo, tejido canceroso y fibroadenomas como incrustaciones en nuestro modelo ad-hoc, con el fin de encontrar algunas diferencias en el patrón de fase desenvuelta y de esta manera tener características específicas correspondientes a cada tejido que permitan lograr su identificación.

En metrología las técnicas de ESPI (Electronic Speckle Pattern Interferometry) y Holografía Digital Pulsada (HDP) han sido aplicadas en su mayoría al estudio de objetos sólidos y rígidos. En esta tesis se aplicarán estas técnicas en la localización de inhomogeneidades en el modelo ad-hoc que simula la glándula mamaria, cuyas características físicas y químicas difieren de aquellos objetos sólidos, como por ejemplo su densidad y consistencia. En este trabajo aplicamos estas técnicas en otro campo como lo es en medicina, para detectar la inhomogeneidad dentro del modelo.

Así mismo nos motivo que esta técnica sólo ha tenido como objetivo de investigación la de medir objetos sometidos a vibraciones y en general deformaciones sobre la superficie del objeto sólido, de tal manera que aquí proponemos ampliar el campo de aplicación de las técnicas mencionadas en cuestiones médicas.

Otra aportación es contar con una técnica alternativa que permita detectar el tumor en su etapa temprana, en este caso una técnica óptica no-destructiva.

Para lograr lo anterior, inicialmente simulamos la glándula mamaria usando silicón o algún otro material similar a su densidad y textura, para después hacer pruebas con incrustaciones de tumores reales tanto benignos como cancerigenos de distintos tamaños. De los resultados obtenidos se podrá valorar la utilidad de la técnica propuesta y su aplicación en la identificación de inhomogeneidades en el tejido en cuestión.

Debido a que ESPI y la Holografía Digital Pulsada son técnicas no-invasivas representan muchas ventajas en cuanto a las técnicas comunes como son: mamografía, ultrasonido ó resonancia magnética (RM), que tienen ciertas desventajas o molestias para el paciente^[2]. En las técnicas ópticas mencionadas no existe contacto, ni presión sobre la glándula mamaria, no son invasivas.

Aplicamos de manera inicial el método de ESPI con un láser de He-Ne (λ =632.8 nm) y después empleamos la técnica de HDP con un láser pulsado Nd:YAG $(\lambda = 532 \text{ nm})$ a la detección de alguna inhomogeneidad en nuestro modelo ad-hoc. En esta tesis fijaremos nuestra atención en la Holografía Digital Pulsada. Así nuestra idea es tener un holograma digital del modelo en una posición 1 arbitraria; tomar un segundo holograma después de haber modificado el modelo capturando una nueva imagen. El objetivo de tener dos imágenes es que nos permite comparar un estado inicial y un estado final del modelo, ya deformado debido a algún tipo de excitación. Una vez obtenidos estos dos hologramas digitales se realiza la substracción digital de ambos, con el resultado de un holograma digital que tiene franjas que corresponden a las diferencias o variaciones de camino óptico en las dos posiciones del modelo bajo estudio. Mediante el procesamiento de estas imágenes obtenemos la fase desenvuelta que muestra información contundente de la existencia nos de alguna inhomogeneidad, si ese es el caso. Lo anterior debido a que la fase óptica nos permite tener información del cambio que ha sufrido el modelo entre la toma de los dos hologramas digitales. Como medio de excitación de nuestro modelo adhoc empleamos ondas sonoras en el rango de 44 Hz a 810 Hz y un impulso transitorio.

La técnica interferométrica de Holografía Digital Pulsada la empleamos para eventos transitorios^[3], como es la propagación de nuestra onda sonora en el modelo. De esta prueba, observamos que es lo que sucede al encontrarse con algún obstáculo a diferentes tiempos de propagación, que van desde los 4 ms hasta los 90 ms. Las imágenes, que están cambiando a diferentes tiempos, nos permitieron ubicar mejor la inhomogeneidad.

Usamos el láser pulsado Nd:YAG de cavidad gemela, con longitud de onda de λ =532 nm, como fuente de luz, con pulsos de duración de 15 ns a una repetición de 60 Hz, en combinación con estímulos acústicos y un circuito electrónico para registrar y congelar la propagación de la onda sonora y observar la modificación del comportamiento de las franjas al encontrarse con alguna inhomogeneidad.

3

Con esta técnica llevamos a cabo una serie de experimentos como detección de inhomogeneidades de diferentes tamaños, diferentes posiciones (rotación del modelo), diversos tipos de incrustación, y dos modos de excitación (sonido, impulso transitorio) en diferentes frecuencias y tiempos.

Estos experimentos nos permitieron demostrar la factibilidad de uso de la técnica para detección de inhomogenidades dentro del modelo, además de que nos permite detectar tejidos reales.

Otra sección que se desarrollo fue la elaboración de una etapa de control electrónica para sincronizar los componentes necesarios (CCD, excitador, amplificador, láser, etc.), lo que nos permitió capturar y "congelar" las imágenes interferométricas (hologramas digitales), necesarias para la etapa siguiente que es el procesado de éstas y su interpretación, permitiéndonos tener resultados con resolución de micrómetros.

La bibliografía sobre la utilización de técnicas ópticas para el estudio que aquí tratamos; nos muestra que básicamente se ha llevado acabo empleando láser: la luz llega al seno vía fibra de vidrio y es proyectada sobre uno de los lados, mientras que del lado opuesto se coloca un detector que mide la señal trasmitida. Si en esta señal existe alguna perturbación, p. ej. la intensidad, se interpreta como la existencia de alguna inhomogeneidad^[4]. No encontramos información de la utilización de la Holografía Digital Pulsada aplicada en la detección de tumores.

Existen publicaciones realizadas en el área de ondas acústicas con holografía digital en placas (sólidos) principalmente en trabajos de reciente publicación.

A la fecha, y como parte del trabajo doctoral de la autora de esta tesis, seguimos trabajando con el fin de detectar tumores en la glándula mamaria. Tenemos la certeza de que aportaremos una técnica viable no invasiva al combate de esta enfermedad que día a día es causa de muerte en muchas personas, y sobre todo hemos dado un paso importante en obtener resultados positivos en un modelo ad-hoc que simula la glándula mamaria por lo que eventualmente concentraremos nuestro estudio en pacientes.

1.1 JUSTIFICACION

Dado que este trabajo de tesis tiene como objetivo la detección de inhomogeneidades en un modelo ad-hoc que simula la glándula mamaria empleando la técnica de Holografía Digital Pulsada, es imprescindible hacer un análisis de los efectos biológicos que se pueden suscitar debido a que se trabaja con un láser y a que en un futuro se hará con pacientes. Por cuestiones y requisitos de seguridad médica mostramos que estamos cumpliendo con los parámetros establecidos al existir una interacción láser-tejido^[4]. Esta técnica tiene como característica que es inofensiva y no invasiva al paciente como mencionamos anteriormente. Como única forma de contacto entre el paciente y el láser es el momento en que capturamos dos imágenes: registramos primero un holograma del modelo y un segundo holograma diferente del mismo modelo. Esto lo logramos haciendo incidir un haz sobre el modelo para después recombinarse con un haz de referencia y así generar el holograma en un estado ligeramente cambiado. Se emplea un láser Nd:YAG de cavidad gemela trabajando en el visible a 532 nm, con energía de 20 mJ por pulso, con repetición de 60 Hz.

La iluminación que enviamos al modelo (eventualmente paciente) no es un haz enfocado sino expandido, por lo tanto su energía es distribuida y de esta manera no existe la destrucción celular. Además el tiempo total de exposición es del orden de 3 s y el modelo (eventualmente el paciente) no tiene contacto alguno con el láser, simplemente es iluminar la superficie de la glándula mamaria y adquirir la imagen con una cámara digital.

Usando un radiómetro medimos la potencia que llega al modelo dando como resultado 0.201 mW para un detector con diámetro de 2 cm. Lo que nos da una razón en la radiación de 0.639 μ W/cm².

El efecto de baja-potencia del haz expandido es incapaz de ejercer cualquier influencia en organismo viviente. Un pulso del láser sin expandir si actuaría en tejido absorbente, causando su destrucción^[4].

Para este láser tenemos un coeficiente de absorción del tejido muy bajo, menor a 0.001^[4].

El láser Nd:YAG con λ = 1064 nm emite radiación infrarroja, lo que permite una penetración relativamente importante en los tejidos. Por ello, el cambio térmico se hace en sentido de profundidad y finaliza con frecuencia en coagulación vascular y celular^[5]. Esto no es nuestro caso ya que estamos trabajando con luz visible (λ =532 nm) y con un haz expandido lo cual nos asegura que no existe penetración en el tejido.

Por otro lado el láser Nd:YAG con una longitud de onda de 1064 nm es muy efectivo para tratar tatuajes hechos con tinta negra-azul y las lesiones dérmicas pigmentadas, la incidencia de complicaciones con estos tratamientos ha sido mínima, consistiendo básicamente en hipopigmentación^[5]. Este láser puede doblarse en su frecuencia, creando una longitud de onda de 532 nm, que es más absorbido por la melanina y se usa para el tratamiento de pigmentación superficial. El Q-switching contenido en el láser permite la salida de pequeños pulsos con amplificación de energía. Se generan durante el intervalo entre la conservación de pulsos y la amplificación de energía. Esto tiene como efecto pulsos de alta potencia y corta duración, con un efecto mínimo sobre el tejido adyacente. Si pudiera existir alguna lesión como hipopigmentación se requiere que el haz se encuentre enfocado y en este caso es imposible debido a que el haz esta expandido.

También recordemos que la luz visible la situamos entre las longitudes de onda 400 nm a 750 nm que incluye la gama violeta, azul, verde, amarillo, naranja y roja.

La luz puede producir riesgos tales como: pérdida de agudeza visual, fatiga ocular, deslumbramiento debido a contrastes muy acusados en el campo visual o a brillos excesivos de la fuente luminosa. Básicamente algún efecto puede ocurrir solo en forma visual, que al no existir en este trabajo, en consecuencia no afectan en este sentido al paciente. En el tejido o piel no tiene efecto alguno además que la intensidad del láser disminuye inversamente con el cuadrado de la distancia al modelo (o paciente). Existen las siguientes fuentes de luz a las que el ser humano esta sometido como son:

- Exposición solar
- Lámparas incandescentes
- •Arcos de soldadura
- •Lámparas de descarga de gases
- •Tubos de neón, fluorescentes, etc.

Podemos comparar la radiación del láser Nd:YAG (λ =532 nm) con la exposición solar, sólo teniendo la consideración que el modelo (paciente) permanece muy pocos segundos bajo la radiación del láser, por lo que la exposición es mínima^[4]. En el presente trabajo cumplimos con estos requisitos probando así que esta técnica no-invasiva es otra alternativa viable de uso para cumplir nuestros objetivos.

En este trabajo de tesis que hemos titulado "*Holografía digital pulsada aplicada a la detección de inhomogeneidades en células vivas.*" empleamos tanto la interferometría de patrones de moteado (ESPI), la Holografía Digital Pulsada (HDP) con la propagación de ondas acústicas en objetos semisólidos para la detección de incrustaciones de diferentes tamaños. Este trabajo de tesis esta estructurado en 6 capítulos.

El capítulo 1, es una introducción a la tesis. Damos los objetivos principales, el como surge la idea de este trabajo de tesis, el planteamiento del problema, que es lo que nos motivo a incursionar en esta línea. Así mismo presentamos cual es nuestra motivación al incursionar en otra área (médica) y de manera general el procedimiento que llevamos a cabo para lograr nuestras metas.

Mostramos también cual es nuestra principal aportación, el método que empleamos para lograr nuestros objetivos y la justificación de este trabajo.

En el capítulo 2, presentamos las técnicas tradicionales que existen para la detección de tumores y que son aplicables en medicina. También se presentan en que técnicas ópticas se esta trabajando ó investigando.

En el capítulo 3, presentamos consideraciones teóricas que son básicas para el desarrollo de este trabajo de tesis. En particular es de nuestro interés la Holografía Digital Pulsada (HDP) con la propagación de ondas acústicas, la interferometría de patrones de moteado (ESPI). Se presentan las bases matemáticas que sustentan estas técnicas.

En el capítulo 4, presentamos una descripción del procedimiento que seguimos en cada una de las etapas que proponemos para realizar la parte experimental, estos son: la creación de un modelo ad-hoc que simule la glándula, el transductor, la etapa de sincronización, la configuración experimental, señal de entrada o de excitación y el procesamiento digital de las imágenes.

Hacemos un sencillo análisis de un modelo matemático de la propagación del sonido en base a la ecuación de onda y a la variable presión (escalar) que han sido aplicados con éxito en tejidos.

En el capítulo 5, mostramos los experimentos realizados y los resultados obtenidos en base a la propagación de ondas sonoras a 44 Hz y 810 Hz y a la transmisión de un impulso transitorio. Así mismo mostramos que es posible detectar una incrustación dentro de nuestro material, siendo también la técnica de HDP útil para detectar diferentes tamaños. Hacemos un análisis de los resultados obtenidos en base a las imágenes en 3D de fase desenvuelta.

Hacemos uso de ondas acústicas infrasónicas y audibles como medio de excitación observando su comportamiento en nuestro medio con y sin inhomogeneidad. Realizamos un análisis de los resultados obtenidos y de la factibilidad de uso en el estudio de inhomogeneidades, de glándulas mamarias.

En el capítulo 6 damos las conclusiones a nuestro trabajo, mostrando la utilidad de esta técnica, se discuten posibles trabajos a futuro como continuación de este tema.

1.4 REFERENCIAS

- [1] www.mujertotal.com/artículos/salud/ss0103.asp
- [2] www.drgdiaz.com/eco/art/seno.shtml
- [3] A. FERNANDEZ, A.J. MOORE, C. PÉREZ LOPEZ, A.F. DOVAL, and J. BLANCO GARICIA, 1997, "Study of transient deformations with pulsed TV holography: application to crack detection" (APPLIED OPTICS), vol. 36, No. 10, pp. 2058-2065.
- [4] 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.
- [5] www.pgvnet.com/centrolaservigo/manchas.html

2. REVISION DE TECNICAS PARA DETECCION DE TUMORES

2.1 INTRODUCCION

El cáncer de la glándula mamaria es una enfermedad en la cual aparecen tumores cancerosos en cualquier parte de ésta, en ocasiones las protuberancias solo son quistes o fibromas pero para saberlo es necesario practicarse un examen profesional. Las protuberancias que son cancerosas son firmes, no desaparecen, en algunas ocasiones duelen aunque normalmente no provocan dolor. Estas protuberancias dan la sensación de que están creciendo y las que pueden ser cancerosas son las que no se mueven, o también pueden ser solo cambios fibroquísticos debido al periodo menstrual^[1].

Actualmente existen técnicas (no-ópticas) que han demostrado que por si solas no dan un diagnóstico asertivo en la detección temprana del cáncer o propiamente del tumor ya sea benigno o maligno. En este capítulo hacemos una revisión sencilla de esta enfermedad y la aplicación de estas técnicas. Así mismo mostramos técnicas alternativas que existen actualmente ó que continúan en investigación en el campo de la óptica.

2.2 CONSTITUCION DE LA GLANDULA MAMARIA (ANATOMIA)

Cada glándula mamaria tiene de 15 a 20 secciones llamadas lóbulos, los cuales están dispuestos de la misma manera que los pétalos de una margarita y cada lóbulo posee muchos lobulillos más pequeños, los cuales terminan en docenas de bulbos pequeñitos que pueden producir leche. Los lóbulos, lobulillos y los bulbos están todos conectados por unos tubos delgados llamados conductos; como se observa en la figura 2.1.



Figura 2.1. Vista Frontal de la glándula mamaria.

Estos conductos desembocan en el pezón, en el centro de una área oscura de la piel llamada la areola. La grasa llena los espacios que hay entre los lobulillos y los conductos. La glándula mamaria no tiene músculos. Estos se encuentran debajo de cada glándula mamaria y cubren las costillas. También contiene vasos sanguíneos y otros vasos que llevan linfa. Los vasos linfáticos desembocan en pequeños órganos en forma de fríjol llamados nódulos linfáticos, racimos de dichos nódulos se encuentran en la axila, por encima de la clavícula y en el pecho, así como en muchas otras partes del cuerpo^[2].

2.3 CANCER DE SENO

La mayoría de los tipos de cáncer reciben el nombre de la parte del cuerpo donde aparecen por primera vez. El cáncer de la glándula mamaria comienza en el tejido de la glándula mamaria (mama). Los hombres también pueden tener este tipo de cáncer, aunque esto es raro que suceda. El cáncer de seno se clasifica según la clase de tejido en el que comienza y también según su extensión. El cáncer se origina en las glándulas mamarias, los conductos mamarios, el tejido adiposo o el tejido conjuntivo. Dentro de la glándula mamaria hay glándulas que producen y segregan leche después de que una mujer tiene un bebé. A las glándulas que producen la leche se les llama lóbulos y los tubos que las conectan al pezón se llaman conductos. La glándula mamaria en sí está constituida por lóbulos, conductos y tejido graso, conectivo y linfático. La linfa es un líquido claro que contiene las células del sistema inmunológico. El líquido es transportado a través de vasos linfáticos que lo conducen a pequeñas agrupaciones de tejido de pequeño tamaño llamados ganglios linfáticos. La mayoría de los vasos linfáticos en la glándula mamaria se comunican con ganglios linfáticos debajo del brazo. Estos ganglios reciben el nombre de ganglios axilares. El cáncer de la glándula mamaria se inicia en el sistema ductal donde normalmente se produce la leche materna cuando la madre amamanta a sus hijos. Existe dos tipos de ductos, el lobular (donde se produce la leche) y el ductal (que son pequeños conductos que llevan la leche de los lóbulos al pezón). Si las células del cáncer de la glándula mamaria llegan a los ganglios linfáticos de la axila, pueden seguir creciendo y hacer que los ganglios se inflamen. Cuando las células cancerosas llegan a estos ganglios, también tienen más probabilidades de propagarse a otros órganos del cuerpo.

El cáncer de la glándula mamaria se empieza a formar a partir de células anormales, las cuáles están en los ductos y los lóbulos (carcinoma ductal-insitu). Posteriormente estas células se convierten en malignas invadiendo fuera de los ductos (cancer ductal e invasivo)^[3]. El tratamiento del cáncer de glándula mamaria in situ es vital y la meta es prevenir que se transformen en invasivos.

12

La figura 2.2 muestra la progresión de las células en el cáncer de la glándula mamaria^[4].



Figura 2.2. Progresión de las células en el cáncer de glándula mamaria.

Hay varios tipos de tumores de glándula mamaria. La mayoría son benignos, es decir, no son cancerosos. Estas protuberancias (masas o bultos) son causadas con frecuencia por cambios fibroquísticos. Los quistes son bolsas llenas de líquido, y la fibrosis se refiere a la formación de tejido conectivo o tejido cicatricial. Los cambios fibroquísticos pueden hacer que la glándula mamaria se inflame y duela. Las glándulas mamarias pueden presentar protuberancias y a veces producen una secreción clara o ligeramente oscura en el pezón. Los tumores benignos de la glándula mamaria son crecimientos anormales, pero no se propagan fuera de la glándula mamaria ni constituyen una amenaza para la vida.

Por otra parte, el cáncer de la glándula mamaria implica la presencia de tumores malignos.

2.4 SINTOMAS

El signo más común del cáncer de la glándula mamaria es una protuberancia o masa de reciente aparición. Una masa dura que no produce dolor y que presenta bordes irregulares tiene más probabilidades de ser cancerosa, pero algunos tumores cancerosos son sensibles, suaves y redondos. Por este motivo, es importante que cualquier alteración sea examinada por un médico^[4]. Otros signos del cáncer de la glándula mamaria son los siguientes:

- •Dolor, masa o tumoraciones en uno o ambos senos.
- •Retracción o salida de sangre del pezón.

•Salida de líquido por el pezón cuando no se está en el período de lactancia o durante el embarazo.

- •Importante diferencia de tamaño entre ambos senos.
- •Enrojecimiento o cambios en la piel de la glándula mamaria.
- •Inflamación debajo de una o ambas axilas.
- •Rápido aumento de tamaño o temperatura de uno o ambos senos.
- •Inflamación de una parte del seno.
- •Irritación o hendiduras de la piel.
- •Dolor o retracción (contracción) del pezón.

2.5 CAUSAS

No se sabe aún exactamente qué causa el cáncer de la glándula mamaria, pero sí se conoce que ciertos factores de riesgo están relacionados con la enfermedad. Un factor de riesgo es cualquier cosa que aumenta las probabilidades de que una persona padezca una enfermedad. Diferentes tipos de cáncer tienen diferentes factores de riesgo. Algunos factores de riesgo, tales como fumar, se pueden controlar^[5]. Otros, como la edad de una persona o los antecedentes familiares, no se pueden cambiar. Aunque todas las mujeres tienen riesgo de desarrollar cáncer de la glándula mamaria, los factores que se mencionan a continuación pueden aumentar las probabilidades de que una mujer tenga la enfermedad.

Entre las causas de mayor riesgo de cáncer de glándula mamaria están: el gran consumo de proteínas de origen animal, también el azúcar ya que se dice que esta tiene una acción sobre el crecimiento canceroso y que actúa anulando las reacciones positivas de los alimentos que protegen, como la fibra. Por otra lado se encuentran la herencia, los virus, las radiaciones ionizantes, los productos químicos, terapia de reemplazo de estrógeno, no haber amamantado bebes, alcohol, dieta y las alteraciones del sistema inmunológico. Los investigadores estudian como estos diferentes factores pueden interactuar de una manera multifactorial y secuencial para producir tumores malignos. El cáncer es, en esencia, un proceso genético. Las alteraciones genéticas pueden ser heredadas, o producidas en alguna célula por un virus o por una lesión provocada de manera externa. Probablemente una serie de mutaciones genéticas secuénciales conduce a la malignización de una única célula que se multiplica como un solo clon. En un principio se consideró que un clon maligno era completamente anormal, y que la única curación posible era la eliminación de todas las células anormales del organismo. En la actualidad, se sabe que el problema reside en la incapacidad de la célula de diferenciarse en su estado adulto y funcional, quizás por la ausencia de algún factor necesario para esa diferenciación.

2.6 FIBROADENOMA

Son tumores benignos sólidos y redondos encontrados comúnmente en mujeres jóvenes como se observa en la figura 2.3. Fibroadenoma significa "un tumor integrado por el crecimiento anormal de tejidos finos estructurales (conteniendo fibras), y tejidos finos glandulares (relacionado con la glándula)"^[6]. Generalmente, estos tumores son sin dolor y se localizan por la mujer misma. Se sienten parecidos a la goma, pueden ser movidos fácilmente alrededor, es asintomático, bien limitado, redondo o lobulado, de superficie lisa, y móvil. Generalmente mide entre 2 y 5 cm^[7].

Existen varios métodos para determinar la presencia de algún fibroma como son: mamografía, ultrasonido, resonancia magnética (pruebas no invasivas), y la

15

biopsia (prueba invasiva)^[8]. En nuestro experimento demostramos que es posible detectar este tipo de tumores en el modelo.



Figura 2.3. Fibroadenoma (Ecografía mamaria).

2.7 PRINCIPALES TECNICAS MEDICAS

Existen varias herramientas o técnicas de diagnóstico para detectar el cáncer antes de que se presenten los síntomas como son la mamografía, el ultrasonido y la resonancia magnética. A continuación las abordaremos de una manera breve.

2.7.1 ECOGRAFIA MAMARIA (ULTRASONIDO)

Un ultrasonido crea imágenes que permiten examinar diversos órganos del cuerpo. La máquina de ultrasonido envía ondas sonoras de alta frecuencia que reflejan estructuras corporales para crear una imagen como se muestra en la figura 2.4. En esta prueba no hay exposición dañina a la radiación ionizante. Es una técnica que utiliza ondas acústicas para exhibir una imagen de dos dimensiones de la glándula mamaria, demostrando si un tumor es sólido o lleno de fluido (enquistado). Se realiza un barrido de la glándula mamaria en tiempo real con un transductor de alta frecuencia de 7 a 10 Mhz. El ultrasonido es utilizado para caracterizar la textura de la masa una vez localizada en el

mamógrafo^[9]. La ecografía es un buen método de examen de la glándula mamaria pero siempre como complemento a la mamografía. Solo se debe utilizar en mujeres menores de 30 años como método de estudio primario con masa palpable o con percepción dudosa. Además de muchas otras carencias, en una ecografía de una glándula mamaria normal lo primero que veremos es la piel, después la grasa subcutánea que esta atravesada por los ligamentos de Cooper, detrás de esta grasa veremos el tejido fibroglandular y posterior a este grasa retromamaria los músculos pectorales, por último la pared costal. A veces también se ven imágenes tubulares negras que corresponden a los conductos galactóforos. Por lo que el valor fundamental de la ecografía reside en que es capaz de diferenciar lesiones quísticas de sólidas en un 100%^[10].



Figura 2.4. Técnica de ecografía mamaria.

2.7.2 RESONANCIA MAGNETICA (RM)

Genera las imágenes en base a las ondas de radiofrecuencia (10⁶ Hz) procedentes de la estimulación de la materia que ha estado sometida previamente a la acción de un campo electromagnético con un imán de 1,5 y 2.0 Teslas . Los núcleos (los más abundantes son los de Hidrógeno en el organismo humano) son capaces de aceptar y emitir energía (resuenan) al ser sometidos a la acción de las ondas de radiofrecuencia^[11].

Los componentes fundamentales de un tomógrafo por resonancia magnética son:

Imán: Creador de un campo magnético.

Antena emisora: De frecuencia.

Antena Receptora: Donde se recoge la señal.

Computadora: Sistema de representación de imagen o de análisis espectrométrico.

Esos componentes se muestran en la figura 2.5. Con estos se producen imágenes en múltiples planos y con mejor resolución que con otros métodos, así mismo se pueden valorar ciertas alteraciones que con otros medios de diagnósticos no podríamos^[12].



Figura 2.5. Técnica de resonancia magnética.

Esta técnica esta indicada en los siguientes casos:

• Valoración prequirúrgica de las lesiones malignas.

• Pacientes con tejido muy denso o distorsionado en las mamografías.

• Pacientes con extensa cicatriz tras cirugía en las que es difícil establecer si se trata de fibrosis cicatricial.

• Pacientes a las que se ha efectuado radioterapia.

• Pacientes portadoras de prótesis mamaria. En estos casos la RM de las glándulas mamarias puede ser útil tanto en la valoración del estado de la prótesis (si existe ruptura o no de la misma) como para identificar lesiones neoformativas en el tejido mamario de estos pacientes.

La RM tiene ventajas significativas sobre los restantes sistemas de diagnóstico por imagen empleadas en la actualidad:

- Mejor resolución de bajo contraste.
- No utiliza radiaciones ionizantes.
- Imágenes multiplanares directas.
- Sin artefactos derivados al aire o a los huesos.
- Medidas de flujos directas.
- Es el método de detección de fracaso para las prótesis de glándula mamaria.
- Permite detectar y estudiar el cáncer de glándula mamaria.

• Es la técnica de mayor utilidad que las técnicas convencionales puesto que permite detectar la existencia de una o más lesiones adicionales en la proximidad o a distancia de la lesión primitiva.

2.7.3 MAMOGRAFIA

Es la radiografía de la glándula mamaria. Se realiza con un aparato de rayos X llamado mamógrafo que con muy baja dosis de radiación es capaz de detectar múltiples problemas y principalmente el cáncer de glándula mamaria, incluso en etapas muy precoces de su desarrollo.

Las mujeres pueden tener un riesgo pequeño como la ruptura del tejido fino del pecho. Se recomienda para mujeres mayores de 40 años. Para la mamografía, se comprime cada seno en sentido horizontal y luego oblicuo y se toma una imagen de rayos X desde cada posición como se observa en la figura 2.6. El mamograma exploratorio es una forma rápida y sencilla de detectar el cáncer de la glándula mamaria en sus etapas tempranas, que es cuando los tratamientos son más eficaces y el nivel de supervivencia es alto^[13].



Figura 2.6. Mamografía.

La mamografía y el ultrasonido son dos técnicas de imagenología que se utilizan para evaluar los tumores mamarios, pero a muchas personas será necesario tomarles muestras de tejido para determinar si un tumor sospechoso es canceroso^[14].

En resumen, la glándula mamaria está formada por dos tipos de tejido: el glandular, que comprende los lóbulos y los conductos que están encargados de la producción de leche en la lactancia y el estromal que consta de tejido

conectivo fibroso, ligamentos que sostienen a la glándula mamaria y el tejido graso que lo recubre y protege.

Cualquiera de estos tejidos puede presentar cambios que provocan molestias en la mujer, siendo los principales las tumoraciones benignas y malignas. Las enfermedades benignas de la glándula mamaria son muy comunes, incluyendo los cambios fibroquísticos: condición que en grado muy leve se presenta hasta en 7 de cada 10 mujeres. Los tumores benignos, a diferencia de los tumores cancerosos, nunca ponen en peligro la vida. Pueden causar síntomas molestos y rara vez están asociados a un mayor riesgo de desarrollar posteriormente un cáncer.

De las técnicas existentes, hasta el momento la mamografía es el estudio preferido. La ecografía ha sido recibida con controversia como método de diagnóstico de las lesiones de la glándula mamaria. Sin embargo, al combinarlo con la mamografía, es posible lograr una mayor certeza. Dado que las pacientes jóvenes tienden a tener un tejido mamograficamente denso, la mamografía entrega poca información útil en pacientes menores de 35 años. La mamografía aumenta su eficacia después de los 35 años y por lo tanto pasa a constituir un examen fundamental en el estudio de un nódulo mamario después de esta edad. Su sensibilidad general es menor de un 82% en pacientes con cáncer de glándula mamaria palpable y seguramente es mucho menor en pacientes premenopáusicas. De cualquier forma, el diagnóstico final de cáncer de glándula mamaria depende de la biopsia para el examen microscópico; sin embargo, tiene gran valor el estudio con imágenes, para así llegar a la biopsia con mayor precisión diagnóstica. Así una mamografía sospechosa puede aumentar la probabilidad de que un nódulo sea maligno. En los casos en que la lesión es maligna se procede a efectuar la resonancia magnética con contraste que permite valorar si se trata de una lesión única o múltiple, no excluye la posibilidad de un cáncer cuando existe la sospecha clínica. Las investigaciones han demostrado que la RM de glándula mamaria puede aportar información clínica adicional importante que las técnicas convencionales no pueden proporcionar. No obstante en la actualidad su uso debe reservarse para los casos en que se ha probado su efectividad tales como en el control postterapéutico, exclusión de multicentricidad. Posiblemente en un futuro cercano se ampliarán sus aplicaciones.

2.8 TECNICAS OPTICAS

Actualmente se reconoce que el cáncer es un problema que sigue aquejando a gran parte de la población femenina del mundo por lo que los investigadores han incursionado en esta área médica con el fin de presentar trabajos que aporten una solución a esta enfermedad. Por lo mismo se esta trabajando en diversas técnicas no invasivas que permitan la detección temprana de los tumores.

2.8.1 MAMOGRAFIA EMPLEANDO LASER

Utiliza fuentes de luz a 690 nm y 810 nm cuya intensidad es modulada a frecuencias (rojo) de 110.0010 Mhz e infrarrojo (IR) de 110.0008 Mhz^[15]. La potencia de la luz es adaptada a la densidad óptica de la glándula mamaria, con valores típicos de 10 mW. La luz llega al busto vía fibra de vidrio, es colimada y proyectada sobre uno de los lados de la glándula mamaria a una distancia de 2 mm del diámetro del rayo incidente. La glándula mamaria se encuentra entre placas paralelas de vidrio. El haz se barre sobre un lado de la glándula mamaria, mientras del lado opuesto se encuentra otra fibra (detector). La amplitud y la fase para ambas longitudes de onda se miden con un tubo fotomultiplicador. La razón de las amplitudes rojo/IR o la diferencia de fases rojo-IR, se calcula mediante algoritmos que muestran estás diferencias en escala de grises. Basándose en el hecho en que en los bordes de la glándula mamaria hay pérdida de fotones, se reduce la cantidad de fotones transmitidos al detector y con la reducción del grosor del busto aumenta la señal transmitida. De aquí se observa que la fase de la señal es linealmente dependiente con la geometría y grosor del busto a lo largo de la fuente y del detector. Para evaluar el contraste en las imágenes se compara el área del tumor con otras como puede ser el área de máximo grosor del busto. Si existen perturbaciones pequeñas en la señal no se

puede generar suficiente contraste lo que puede ser traducido en que existe alguna anomalía.

2.8.2 IMAGENES OPTOACUSTICAS

La técnica de imágenes Optoacústicas consiste en irradiar el objetivo (glándula mamaria) con un láser y detectar las ondas acústicas producidas por los pequeños cambios de calor en los tejidos. Su habilidad para detectar y diagnosticar ya se ha demostrado, y algunos grupos de investigación creen que el método estará disponible en los hospitales en el año 2004^[16].

El principio de esta técnica es combinar la técnica por imágenes que tienen buena resolución pero contraste pobre, y otras que dan buen contraste pero baja resolución. Logrando así un buen contraste en imágenes ópticas con alta resolución con técnicas acústicas o ultrasónicas.

Otras técnicas tienen desventajas. Por ejemplo, por medio de la radiografía que usa radiación ionizante puede causar daño al tejido, mientras el ultrasonido tiene bajo contraste porque los tejidos biológicamente diferentes son acústicamente similares. Las técnicas de imágenes completamente ópticas son inadecuadas porque el tejido esparce la luz severamente, por lo que limita la profundidad de resolución de las imágenes.

Una de las ventajas principales de las imágenes optoacústicas es que pueden usarse para el diagnóstico. No sólo las imágenes muestran el tumor, sino que también indican si es maligno o benigno. Similarmente para imágenes ópticas, la longitud de onda de la luz determina los principales objetivos moleculares en el tejido. La sangre es utilizada como medio de confirmación para la mayoría de las aplicaciones médicas de imágenes optoacústicas^[16].

Al contrario de las imágenes ópticas, la resolución espacial está definida por la longitud de onda resultante del ultrasonido. El ancho de banda de los detectores del ultrasonido es un factor limitante en esta técnica, porque para lograr una alta resolución y visualizar objetos relativamente grandes en una sola vez, las ondas optoacústicas se deben detectar en un ancho de banda bastante amplio de frecuencias ultrasónicas.

Aunque las técnicas optoacústicas necesitan detectores de ultrasonido especializados, tienen una ventaja, no necesitan sistemas de refrigeramiento caro para reducir el ruido térmico como se requiere en los detectores ópticos. Las ondas ultrasónicas son detectadas por cristales piezoeléctricos para convertir las ondas acústicas en una señal electrónica.

Para asegurarse de que se esta detectando tumores malignos se considera el aumento en el volumen de sangre y en estos el nivel de oxígeno es notoriamente reducido, considerando que los tumores benignos tienen niveles relativamente normales de oxígeno en la sangre. Para determinar la oxigenación y desoxigenación de la sangre se han usado múltiples longitudes de onda, y de esta manera se logra confirmar si los tumores son cancerosos o no^[16].

2.8.3 EL ULTRASONIDO MEJORADO

Se emplea el sistema normal de imágenes de ultrasónido, solo que en lugar de emplear las ondas ultrasónicas, se usa el láser para irradiar la muestra. Esto da resultados excelentes con un mejor contraste que el ultrasonido exclusivamente. Con esta prueba se ha podido mostrar que el sistema de ultrasonido normal puede mejorarse.

Por otro lado se están aplicando sistemas que combinan la luz láser con las ondas ultrasónicas, de forma paralela, al tejido y se detectan ambos teniendo así simultáneamente imágenes ópticas y de ultrasonido.

Usando las ondas acústicas combinadas con la luz láser tiene sus ventajas. El ultrasonido puede usarse para crear una imagen base, y la información óptica puede sobreimprimirse creando una imagen con la información bioquímica, molecular, anatómica y funcional.

Las ondas ultrasónicas pueden usarse para crear un espejo acústico dentro del tejido para mejorar la reflexión de luz, y este espejo puede hacer vibrar el tejido para crear de esta manera los patrones de interferencia. Esta técnica es relativamente barata y genera una imagen bastante robusta. Pero ocurre, como en otros casos, que para lograr un sistema comercial para tratar los tumores profundos con la tecnología optoacústica habrán de pasar aun algunos años^[16].

2.8.4 LA TOMOGRAFIA OPTOACUSTICA

Las figuras 2.7 y 2.8 presentan dos tipos de tomografías optoacústicas, una por transmisión y la otra por reflexión. La primera puede aplicarse en el diagnóstico de cáncer de la glándula mamaria y el segundo en el descubrimiento de cáncer superficial. Un racimo de fibras ópticas entrega la energía de un pulso del láser Nd:YAG en la superficie de la glándula mamaria. Un transductor piezoeléctrico lee los contornos temporales de las ondas acústicas inducidas por el láser^[17].



Figura. 2.7. Esquema del sistema de tomografía optoacústica en el modo de transmisión. Un sistema electrónico digitaliza la señal detectada, la amplifica, la filtra, y la lleva a una computadora para el procesamiento de datos y reconstrucción de la imagen. Por ejemplo, se elabora un modelo de la glándula mamaria (colágeno en gel) con un tumor (esfera de 2 mm de gel coloreado con hemoglobina) como en la figura 2.7. De este modelo se obtiene una señal bipolar que se observa a una profundidad de aproximadamente 5 cm que representa un tumor esférico de 2 mm. El cambio de signo de la señal bipolar representa el tumor esférico. La bajada de la gráfica (figura 2.8) es debida a la disminución exponencial en

energía del láser absorbida en el modelo. La señal final normalizada y filtrada está libre del ruido de alta frecuencia y otras distorsiones, y puede usarse para la reconstrucción de la imagen. Imágenes en 3D reconstruidas se pueden obtener después de un mínimo de dos matrices optoacústicas que están a 90^o una con respecto a la otra.



Figura 2.8. Resultados del modelo (glándula mamaria) bajo la acción de radiación láser.

El sistema de tomografía por reflexión (figura 2.9) contiene una fibra óptica y un transductor piezoeléctrico, para detectar las ondas acústicas generadas en el lugar en donde existe la irradiación láser.

El beneficio de este sistema de imágenes está en la alta resolución espacial (varios micrómetros) y por consiguiente el ancho de banda del detector acústico debe ser lo más ancho posible (aproximadamente 300 MHz). Deben escogerse la longitud de onda del láser y duración de su pulso para generar los perfiles de presión con un contraste máximo en las capas del tejido.



Figura. 2.9. Esquema del sistema de tomografía optoacústica en el modo de reflexión.

2.8.5 ESPECTROSCOPIA

La aplicación experimental de la espectroscopia en la transmisión de la onda es muy simple: Un sistema de medición debe irradiar el objeto bajo investigación con un haz de luz producida por un láser de onda continua y después se miden las fluctuaciones de intensidad de la radiación esparcida dentro de una sola mota (speckle) usando un fotomultiplicador y un correlador electrónico^[17].

La figura 2.10 muestra el espectrómetro para la medida en vivo de los espectros alineados de transmitancia de una glándula mamaria y una gráfica de los espectros de una glándula mamaria saludable (normal) y de tejidos patológicos (tumor con cáncer). Típicamente los espectros del carcinoma muestran una baja transmitancia con respecto al espectro de referencia (para el mismo espesor del pecho).

En la región donde la longitud de onda esta entre aproximadamente 900 nm y 1000 nm, los espectros son bastante diferentes; esto es claramente debido a el volumen y al grueso de los carcinomas comparados con los de una glándula mamaria saludable. La mayoría de las mastopatías y carcinomas muestran una concentración de agua superior y un volumen sanguíneo superior en el lugar de la lesión. Una comparación entre los sitios saludables y cancerosos es la concentración un poco más baja de la concentración de oxy-hemoglobina para el tumor.

Como estos resultados no son suficientes para poder diferenciar entre las mastopatías benignas y los carcinomas malignos se examina el volumen de agua, el volumen de sangre y la concentración de oxígeno.



Figura 2.10. Configuración del espectrómetro en vivo. La gráfica muestra los espectros para un pecho saludable y otro con carcinoma.

En resumen, mientras algunos investigadores están usando un láser para generar las ondas acústicas, otros han experimentado con las ondas radiofónicas, combinando el láser con el ultrasonido o con el empleo de los láseres. Originalmente han usado la energía del láser para obtener la imagen de la glándula mamaria entera en 3D. Sin embargo, la excitación del láser es inadecuada a esta meta, porque la atenuación a través del tejido es demasiado grande. Así que se han tomado otros medios como son las ondas radiofónicas que tienen una penetración mayor. Sin embargo se han llevado ensayos clínicos que usan imágenes de la glándula mamaria entera basados en las ondas radiofónicas, pero no se pudo diferenciar adecuadamente entre el tejido maligno y benigno en base a la absorción de la onda radiofónica. Por lo que se ha decidido de nuevo regresar a la inducción del láser en el infrarrojo cercano, y ahora se está desarrollando un sistema de imágenes para habilitar el estudio de la progresión de la enfermedad en animales pequeños, porque en ellos no se requieren estudios de gran profundidad.

Por lo anteriormente expuesto hoy día se esta restringiendo el estudio para obtener imágenes de la glándula mamaria con luz láser a regiones sospechosas previamente identificadas por el ultrasonido.

2.9 REFERENCIAS
[1]	www.gentesana.com.mx/temas/pppadecimiento/cancersenos
[2]	www.mmhs.com/clinical/adult/breast/anatomy.htm
[3]	www.saludhoy.com/htm/mujer/articulo/canseno4.htm
[4]	www.farras.com/guayaquil/fariasfashion2/anteriores/salud.htm
[5]	www.arcride.edu.ar/udam/paginadelamujer/cancer_de_mama
[6]	www.alemana.cl/not/not/not030526.html
[7]	www.drscope.com/privados/pac/generales/ginecología/benignos
[8]	www.cirugest.com/Revisiones/cir09-05/09-05-01.htm
[9]	www.institutomarques.com/especialistas/ecomama.htm
[10]	www.cirgest.com/Revisiones/cir09-01/09-01-04.htm
[11]	www.bcm.es/spn/articulos/resonanciacancer.htm
[12]	www.mastologia.d/documento/mamas%2006.pdf
[13]	www.mamografia.com/cancermama-4.html
[14]	www.tuotromedico.com/temas/mamografia.htm
[15]	MOESTA K. THOMAS, FANTINI SERGIO, JESS HELGE, TOTKAS SUSAN, and FRANCES CHINI MARIA A., 1988, "Contrast Features of Breast Cancer in Frequency Domain Láser Scanning Mammography", vol. 3, No, 2, pp. 129-136.

- [16] ANSCOMBE NADYA, 2003, "Optoacoustics" (Biophotonics), vol. 10, No. 3, pp 38-43.
- [17] TUCHIN VALERY, 2000, "Tissue Optics, Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis" (SPIE Press), pp. 86-160.

3. TECNICAS OPTICAS NO-INVASIVAS (HOLOGRAFIA DIGITAL-ESPI)

3.1 INTRODUCCION

En este capítulo se hace un revisión de los conceptos teóricos básicos necesarios para el desarrollo de este trabajo de tesis. En particular es de nuestro interés la Holografía Digital Pulsada (HDP), la propagación de ondas acústicas, y la interferometría de patrones de moteado (ESPI). Así como las bases matemáticas que sustentan estas técnicas.

3.2 EL EFECTO DE MOTEADO

Una manifestación impresionante y fácilmente observable de la coherencia espacial de la luz del láser es su apariencia granular al incidir en una superficie difusa. Este efecto es conocido como moteado y a toda la luz esparcida por la superficie se le llama patrón de moteado, ver figura 3.1^[1].

El moteado se deriva de la interferencia de ondas de luz coherente (láser) esparcidas por puntos adyacentes en superficies rugosas, cuya variación de su altura es del orden o mayor que la longitud de onda de la luz que las ilumina. 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.



Figura 3.1. Speckle (Patrón de moteado).

Si iluminamos una superficie difusa con un haz láser, la intensidad de la luz esparcida varia aleatoriamente con la posición, efecto conocido como moteado objetivo, se forma en el espacio libre y normalmente se observan en una pantalla que se coloca a cierta distancia del objeto.

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 como moteado subjetivo^[2].

Un patrón de moteado consiste de muchos puntos brillantes, llamadas motas. Su apariencia es casi independiente, de las características de objeto, depende fuertemente de las propiedades ópticas del sistema. Este patrón de moteado cambia aleatoriamente de un punto a otro. El moteado contiene información que caracteriza la superficie del objeto. El tamaño de la mota, y otras características ópticas del patrón de moteado, se determinan por el sistema imagen.

La figura 3.2 ilustra los principios de la formación y propagación de las motas generados en un régimen de transmisión y reflexión de la luz coherente en medios ópticamente no especulares. El tamaño promedio de una mota en la zona de campo lejano se puede estimar como^[1]:

$$d \approx \frac{\lambda}{\varphi} \tag{3.1}$$

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



Figura 3.2. Propagación y formación de motas.

Cambiando el punto de observación (estacionario) 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, ver figura $3.3^{[1]}$.



Figura 3.3. Observación de motas.

Las fluctuaciones son caracterizadas por el valor medio de la intensidad (*l*) y por su desviación estándar (\Box_l), como se observa en la figura 3.4. El objeto es caracterizado por la desviación estándar (\Box_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 3.4. Modulación de la intensidad.

Puesto que muchos tejidos y células son tomados como objetos de fase, la propagación de haces coherentes en bio-objectos pueden describirse dentro de un sistema llamado pantalla de fase aleatoria (PFA)^{[1][5]}. El coeficiente de amplitud de transmisión de este sistema esta dada por:

$$t_s(x, y) = t_o \exp(-i\phi(x, y))$$
(3.2)

Donde t_0 es la amplitud de transmisión, espacialmente independiente, y $\phi(x,y)$ 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 PFAs: con esparcimiento débil ($\sigma_{\phi}^2 <<1$) y esparcimiento intenso ($\sigma_{\phi}^2 >>1$)^[1].

Las condiciones ideales para la formación del patrón de motas, puede enunciarse de la siguiente manera: a) Cuando luz coherente irradia una superficie difusa caracterizada por variaciones Gaussianas de longitud óptica $\Box L = \Box (nh)$ con una probabilidad de densidad de distribución dada por:

$$p(\Delta L) = \frac{\{2\pi\sigma_L^2\}^{1/2} \exp\{-(\Delta L)^2\}}{2\sigma_L^2}$$
(3.3)

donde σ_L es la desviación estándar de las variaciones en el relieve de la superficie y *h* es el grosor de la PFA.

b) Si la desviación estándar de las variaciones en los relieves cumple con la condición de $\Box_l >> \lambda$.

c) Si la longitud de coherencia de la luz y el área esparcida excede considerablemente las diferencias en caminos ópticos causados por el relieve en la superficie.

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

$$V_I = \frac{\sigma_I}{(I)}, \quad \sigma_I^2 = (I^2) - (I)^2$$
 (3.4)

Donde (*I*) es la intensidad media, y σ_I^2 es la varianza de las fluctuaciones de la intensidad.

Para condiciones ideales, cuando la amplitud compleja de la luz esparcida es Gaussiana, el contraste es V_I =1^{[5][6]}, la distribución de probabilidad de intensidad se representa por una función exponencial negativa^[1]:

$$p(I) = (I)^{-1} \exp\left[\frac{-I}{(I)}\right]$$
 (3.5)

Cuando el patrón de moteado se caracteriza por tener un contraste $V_I \le 1$. El contraste puede ser más bajo por las siguientes razones:

a) Si se agrega al patrón de moteado un fondo coherente uniforme de intensidad $I_{b.}$ entonces se tiene

$$V_I = \sqrt{1 - \left(\frac{I_b}{I_b + I}\right)^2} \tag{3.6}$$

Por ejemplo, con una disminución en la rugosidad en la superficie se tiene la condición de $\Box_{\phi}^{2} \Box 0$. Bajo estas condiciones, la componente no esparcida del haz coherente interfiere con el patrón de moteado^[1]. En el caso de una superficie idealmente plana o un medio uniforme, las motas desaparecen, $V_{I}=0^{[1][6]}$;

b) Si se agrega al patrón de moteado un fondo incoherente uniforme, por ejemplo debido a la baja coherencia de la fuente de iluminación o debido a que se generan múltiples esparcimientos en el medio, entonces el contraste es:

$$V_I = 1 - \left(\frac{I_b}{I_b + I}\right) \tag{3.7}$$

Para estadísticas Gaussianas y para la función de correlación Gaussiana de fluctuaciones de la fase, la propagación de intensidad del patrón de moteado en un espacio libre a lo largo del eje z detrás de la PFA se describe por la expresión

$$\sigma_i^2(z) = \left(\frac{\sigma_{\phi}^2}{2}\right) (1 + (1 + D^2))^{-1}$$
(3.8)

Donde $D = z\lambda/\pi L_{\phi^2}$ es el parámetro de onda y σ_{ϕ} es la desviación estándar de los cambios de fase del campo esparcido^[1].

Para un esparcimiento débil $(\Box_{\phi}^2 \ll 1)$, el contraste del patrón de moteado es siempre menor a la unidad^[1]. Para una PFA con esparcimiento intenso $(\Box_{\phi}^2 >> 1)$, el contraste alcanza su máximo en la zona de Fresnel $(D\Box 1)$ cuando $z_{max}=(2\pi/\lambda)(L_{\phi}^2/\Box_{\phi}), V>1^{[1]}$. El hecho de que el contraste es superior a la unidad implica que las áreas oscuras predominan en el patrón de moteado. La apariencia de las fluctuaciones de la intensidad máxima es debida al enfoque de las ondas esparcidas detrás de la PFA. En la zona de Fraunhofer, tenemos un contraste $V_I \Box 1^{[6]}$.

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

$$I_{\Sigma}(x, y) = I_{c}(x, y) + I_{s}(x, y)$$
(3.9)

Donde $I_c(x,y)$ es la intensidad de la luz transmitida de la componente especular y $I_s(x,y)$ es la intensidad de la componente esparcida. Para un campo esparcido con estadística Gaussiana, la intensidad I(0) al centro del haz y radio r_s de el haz esparcido en el plano de observación son determinados por las relaciones siguientes:

$$I(0) \cong I_o(0) \exp(-\sigma_\phi^2) \tag{3.10}$$

$$r_s \cong \frac{z\lambda}{\pi L_{\phi}}, \quad (\sigma_{\phi}^2 << 1) \qquad r_s \cong \frac{z\lambda}{(\pi L_{\phi})\sigma_{\phi}}, (\sigma_{\phi}^2 >> 1)$$
 (3.11)

3.3 INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA

La interferometría holográfica nos permite medir desplazamientos estáticos y dinámicos de una superficie ópticamente rugosa, eliminando así las limitaciones de la interferometría clásica^[4]. Esta técnica tiene como ventajas: alta resolución, y es no invasiva, lo que nos permite aplicarla al objeto de estudio de esta tesis: las glándulas mamarias.

La interferometría holográfica basa su información en un patrón de franjas que se forma cuando un objeto bajo prueba recibe un pequeño desplazamiento estático el cual es suficiente para producir una pequeña variación en la fase de los dos frentes de onda. Esto se conoce como tiempo real o en vivo del patrón de franjas por interferencia holográfica. En la figura 3.5, el holograma H reproduce una imagen virtual del objeto ob. Wr es el frente de onda de referencia y el objeto desplazado hacia ob' se ilumina por el frente de onda original Wo^[2].



Figura 3.5. Arreglo para observar las franjas de interferencia holográfica en tiempo real.

Alternativamente la holografía interferométrica puede mostrar franjas congeladas o de doble exposición como se muestra en la figura 3.6. En este método se registra primero un holograma del objeto no desplazado. Un tiempo después el objeto se desplaza y entonces se toma un segundo holograma que es superpuesto al primero^[2].

Si la placa del holograma se mantiene en la misma posición es posible reconstruir frentes de onda que corresponden al objeto en las dos posiciones. Un solo interferograma holográfico se guarda y por consiguiente el holograma se puede observar en la ausencia del objeto original. Este patrón de franjas normalmente es llamado patrón de franjas congeladas. Aunque este método es experimentalmente menos exigente tiene la desventaja que sólo un desplazamiento puede estudiarse por la grabación holográfica. Esta limitación no tiene la misma importancia en el estudio de desplazamientos dinámicos en que la holografía de "franjas congeladas" juega un papel indispensable^[2].

Dos de las técnicas más importantes: interferometría holográfica en tiempo promedio y la holografía interferométrica de doble pulso dependen del método de "franjas congeladas". Generalmente se limita el primero de éstos al estudio de movimientos cíclicos de amplitud pequeña (típicamente en el rango 1 a 10 longitudes de la onda) y requiere que un holograma del objeto sin movimiento se grabe para después usarse de referencia durante el tiempo de exposición en el período de oscilación del objeto. El patrón de "franjas congeladas" que es reconstruido de un holograma grabado, representa el tiempo promedio de la distribución del desplazamiento. Para investigar un rango más amplio de desplazamientos dinámicos puede usarse la segunda técnica. Esta requiere el uso de un láser de doble pulso que es capaz de entregar dos pulsos de corta duración (15ns) y repetición de unos cuantos Hz. Así, pueden grabarse dos hologramas de un objeto en movimiento en la misma placa. El patrón de franjas congeladas es reconstruido en un holograma de doble exposición, mostrando de una manera directa el valor de la distancia que el objeto ha sido movido entre los dos pulsos del láser. Este desplazamiento se mide en términos de la longitud de onda del láser. Típicamente se puede medir desplazamientos desde unos cuantos nanómetros hasta décimas de micrómetro. Sin embargo, la duración de los pulsos y su separación en el tiempo permite observar desplazamientos dinámicos, transitorios, segmentos pequeños de amplitud grande y movimientos cíclicos, entre otros. La exposición del objeto a pulsos con tiempos cortos permite también hacer mediciones en la presencia de inestabilidades aleatorias ambientales que eliminan el uso del láser de onda continua (CW).

También puede usarse la interferometría holográfica para detectar las variaciones de longitud de camino óptico en medios transparentes. Ésta es esencialmente una versión holográfica del interferómetro de Mach-Zender clásico. Las ventajas inherentes de la interferometría holográfica son contrapesadas un poco con el problema de interpretación del patrón de franjas. Esto es a menudo difícil porque en el caso del análisis del patrón de franjas de desplazamientos en superficies el espaciamiento de las franjas es sensible a

40

todos los componentes individuales presentes en el desplazamiento. El problema es relativamente simple cuando el desplazamiento tiene uno o dos componentes pero su dificultad aumenta cuando existen rotaciones, deformaciones y traslaciones de cuerpo rígido que pueden ocurrir simultáneamente.

El propósito de esta parte del capítulo es contar con conocimientos suficientes para desarrollar un panorama general a la solución de nuestro problema.



Figura 3.6. Arreglo para observar las franjas de interferencia holográfica en "doble exposición".

El patrón de franjas en holografía es el resultado de la interferencia entre la luz esparcida de dos idénticas superficies ob y ob' colocadas en posiciones ligeramente diferentes en el espacio^[2].

Los frentes de onda se hacen interferir usando una lente de campo para enfocarlas en un plano. Por ejemplo, esta lente puede ser el ojo del observador o la lente de la cámara si se requiere fotografiar el patrón de franjas. Los dos problemas básicos son explicar cómo estas franjas se forman y por qué el plano de enfoque de la lente, para que las franjas se observan con máxima visibilidad, varía como una función de desplazamiento y de la dirección.

La luz en un punto en el plano de observación se esparce desde una área en el objeto cuyo tamaño es determinado por la localización de ese plano; esta área será llamada el área de la resolución. Cuando el plano de observación corresponde al plano focal de la lente, el diámetro del área de resolución será aproximadamente la apertura de la lente (más de varios centímetros) y cuando el objeto es enfocado, el diámetro es aproximadamente de tamaño del disco de Airy que es del orden de 10 micrómetros^[2].

3.4 ESPI (ELECTRONIC SPECKLE PATTERN INTERFEROMETRY)

En esta técnica (llamada interferometría electrónica de patrones de moteado, por sus siglas en inglés ESPI), la película holográfica que es el medio de registro se reemplaza por una cámara de televisión. Obviamente, "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 comparada con una película holográfica que es de 1250 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 colineal con la onda objeto.

La figura 3.7 muestra que la diferencia principal cuando aplicamos holografía interferométrica y ESPI radica en la apariencia de los patrones de franjas, siendo mas ruidoso (por las motas) el de ESPI^[3].



Figura 3.7. La imagen de la derecha muestra un holograma común mientras que el de la izquierda es empleando ESPI.

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 substrae 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^[2]. Una configuración típica para ESPI se muestra en la figura 3.8.



Figura 3.8. Arreglo experimental para ESPI.

3.5 HOLOGRAFIA DIGITAL PULSADA (HDP)

Con el uso de medios de registro magnético-electrónicos, los patrones de franjas se obtienen sin la necesidad de emplear el procedimiento tradicional de película holográfica y la consiguiente reconstrucción del holograma. El grabado de hologramas pulsados se realiza con el uso de CCD o cámaras de video. La HDP esta basada en la configuración de ESPI: se comparan dos frentes de onda generados en intervalos de tiempo diferentes, que corresponden normalmente al estado original y deformado del objeto. 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 de la televisión). Un método para evaluar cuantitativamente los hologramas digitales pulsados es el basado en phase stepping y la reconstrucción numérica de hologramas. Esta técnica es llamada holografía digital. La reconstrucción del holograma se realiza por métodos numéricos a partir de hologramas de Fresnel generados directamente en 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 en ESPI.

Así mismo la holografía digital está principalmente limitada por los parámetros del sensor de la CCD. Asumimos por simplicidad que los pixeles no tienen ningún espacio entre ellos y no están traslapados, entonces las distancias del centro de pixel $\ddot{A}x$ y $\ddot{A}y$ concuerdan con las dimensiones del píxel^{[4][9]}. Por el teorema de muestreo sólo frecuencias espaciales menos que la frecuencia máxima f_x en la dirección x y f_y en la dirección y

$$f_x = \frac{1}{2\Delta x} \quad \text{y} \quad f_y = \frac{1}{2\Delta y} \tag{3.12}$$

Pueden reconstruirse seguramente. Esta frecuencia es el inverso de la distancia. Por consiguiente el ángulo máximo permitido entre la onda de referencia y la onda del objeto (• $_x$) es:

$$\gamma_x = 2 \arcsin(\frac{\lambda}{2} f_x) \tag{3.13}$$

Lo mismo ocurre en la dirección y.

Los objetos más grandes tienen que ser colocados más distantes de la cámara CCD, o su tamaño tiene que ser reducido por una lente zoom. Esta última opción es factible, si el frente de onda del objeto, su imagen, se traslapa directamente por medio de un sistema óptico al sensor de la CCD, dónde interfiere con la onda de la referencia^[4].

3.6 CONSIDERACIONES MATEMATICAS

Un interferograma es la superposición de dos frentes de onda, uno de los cuales es típicamente un frente de onda de referencia y el otro un frente de onda deformado cuya forma será medida. Un interferómetro puede medir las deformaciones del frente de onda con una exactitud alta, del orden de fracciones de la longitud de onda. La exactitud en un interferómetro depende de muchos factores como la calidad óptica de sus componentes, los métodos de la medición, y las propiedades de la fuente de iluminación, y también de factores externos como los disturbios atmosféricos y las vibraciones mecánicas^[8]. En conclusión, el principio de incertidumbre impone un límite fundamental a la exactitud. Este límite depende de varios parámetros, pero es del orden de un-milésimo de una longitud de onda.

Para un breve estudio de los principales principios interferométricos, consideraremos un interferograma de dos ondas. Un frente de onda plano que tiene una inclinación positiva sobre el eje y y un frente de onda bajo prueba cuyas deformaciones con respecto a una superficie plana sin inclinación, están dadas por W(x,y). Se dice que esta inclinación es positiva cuando el frente de onda es como se muestra en la figura 3.9.



Figura 3.9. Frente de onda plana con inclinación positiva.

La amplitud compleja en el plano de observación en dónde los dos frentes de onda interfieren, es la suma de las amplitudes complejas de las dos ondas^[8],

$$E_1(x, y) = A_1(x, y) \exp[ikW(x, y)] + A_2(x, y) \exp[iksen\theta]$$
(3.14)

Dónde A_1 es la amplitud del haz de luz en el frente de onda bajo prueba, A_2 es la amplitud del haz de luz del frente de onda de referencia, y $k = 2\pi / \lambda$. Entonces, la intensidad es

$$E_1(x, y)E(x, y)*_1 = A^2_1(x, y) + A^2_2(x, y) + 2A_1(x, y)A_2(x, y)\cos k \left[xsen\theta - W(x, y)\right]$$
(3.15)

En esta ecuación, se ha introducido una inclinación optativa θ sobre el eje y entre los dos frentes de onda^[8].

La intensidad en un punto en el plano imagen, se describe como (de la ec. 3.15):

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\omega)$$
(3.16)

Dónde los subíndices representan la onda objeto y la onda de referencia respectivamente, y ω la diferencia de la fase relativa. Los primeros dos términos $I_1 + I_2$, representan una condición de intensidad constante. En Holografía Digital y ESPI la razón de estas dos cantidades debe permanecer equilibrada, aunque esta condición depende de las características de respuesta del sensor usado. El proceso electrónico substrae éste término de DC dejando el último término interferométrico $2\sqrt{I_1I_2}\cos(\omega)$ para ser digitalizado y guardado. Cada cuadro de televisión subsiguiente se substrae de la imagen almacenada y los resultados obtenidos se muestran en un monitor de TV (ESPI).

Ambas técnicas HDP y ESPI pueden ser utilizadas en un arreglo interferométrico sensible a desplazamientos del objeto fuera del plano, como se muestra en la figura 3.10.



Figura 3.10. Configuración básica, con sensibilidad para desplazamientos fuera del plano.

Si el haz objeto se aumenta una distancia (*d*) entonces el cambio de la fase $(\Box \dot{U})$ se da por:

$$\delta\omega = \frac{4\pi d}{\lambda} \tag{3.17}$$

variable que nos proporciona los intervalos de las franjas.

Como sabemos λ es la longitud de onda del láser y la intensidad resultante cambia individualmente para cada mota y esta dada por:

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\delta + \delta \omega)$$
 (3.18)

Así vemos que el patrón de motas en el monitor de la televisión variará desde un mínimo cuando tenemos:

$$\delta\omega = (2n+1)\pi \tag{3.19}$$

hasta un máximo cuando:

$$\delta\omega = 2n\pi \tag{3.20}$$

Donde n es un número entero. Por lo tanto una franja oscura se verá cuando

$$d = \frac{(2n+1)\lambda}{4} \tag{3.21}$$

y una franja luminosa aparecerá cuando

$$d = \frac{n\lambda}{2} \tag{3.22}$$

La intensidad de cualquier mota individual variará cíclicamente durante el desplazamiento entre los niveles de máxima y mínima intensidad, con un valor inicial específico que es modificado por \hat{U} para el valor final de la intensidad.

La variación en intensidad representa el cambio en d, al desplazamiento normal de la superficie del objeto.

ESPI y por consiguiente HDP pueden usarse para producir franjas que representan desplazamientos ya sea en el plano o desplazamientos fuera del plano del objeto.

3.7 EVALUACION DE LA FASE

La transformada de Fourier es una herramienta matemática importante para el procesado digital de interferogramas en lo que se refiere a la evaluación de la fase. 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 dónde 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

$$g(x) = \operatorname{Re} g(x) + i \operatorname{Im} g(x) \tag{3.23}$$

donde $\operatorname{Re}\{g()\}$ representa la parte real y $\operatorname{Im}\{g\}$ representa la parte imaginaria de la función g.

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 esta graficando. Así, la fase de cualquier función compleja g(x) puede obtenerse como

$$\phi = \tan^{-1} \left[\frac{\operatorname{Im}\{g(x)\}}{\operatorname{Re}\{g(x)\}} \right]$$
(3.24)

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 igual como si ambas cantidades fueran positivas. Así, esta fase se encuentra entre los límites $0 \square \phi \square \pi$. Sin embargo, la cantidad que es de interés es el cambio de ϕ 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 ^{[4][9]}:

$$\Delta \phi = \phi - \phi \tag{3.25}$$

Donde la magnitud de este número complejo está definida por:

$$g(x) = \left[\left(\operatorname{Re} g(x) \right)^2 + \left(\operatorname{Im} g(x) \right)^2 \right]^{1/2}$$
(3.26)

qué siempre es positiva. Este número complejo también puede escribirse como:

$$g(x) = |g(x)| \exp(i\phi)$$
(3.27)

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 expresión, debemos escribir g(x)=|x| para $x\square 0$ y el $g(x)=|x|\exp(\pi)$ para $x\square 0$. Para evitar esta discontinuidad, tanto en la derivada y la fase de la función, se define la amplitud Am de la función compleja por la expresión:

$$g(x) = Am \cdot g(x) \exp(i\phi)$$
(3.28)

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 ha medirse^[5].

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^[5]:

$$I(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos[\Delta \phi(x, y)]$$
(3.29)

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 la función de intensidad se expresa en notación compleja. Introduciendo

$$c(x, y) = \frac{1}{2}b(x, y)e^{i\Delta\phi(x, y)}$$
(3.30)

la intensidad I(x,y), se vuelve

$$I(x, y) = a(x, y) + c(x, y) + c^{*}(x, y)$$
(3.31)

donde a(x,y), b(x,y) contienen las intensidades del patrón de interferencia ^[7] y * denota el complejo conjugado de la amplitud.

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

$$I(u,v) = A(u,v) + C(u,v) + C^*(u,v)$$
(3.32)

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 Hermitiano, esto significa que:

$$I(u,v) = I^{*}(-u,-v)$$
(3.33)

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^[7].

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, C(u,v) o $C^*(u,v)$, no es Hermitiano, así aplicando la transformada inversa de Fourier, p. ej. a C(u,v), da un número complejo c(x,y). La fase del patrón de interferencia puede calcularse por^[7]:

$$\Delta \phi(x, y) = \tan^{-1} \left[\frac{\operatorname{Im} c(x, y)}{\operatorname{Re} c(x, y)} \right]$$
(3.34)

La transformada inversa de $C^*(u,v)$ en lugar 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, $cos\Delta\phi=cos(s\Delta\phi+2\pi)$ donde $s \in \{-1,1\}$.

La figura 3.11 muestra la evaluación de la fase mediante la transformada Fourier.



Figura 3.11. Evaluación de la fase de interferencia por el método de transformada de Fourier.

La figura 3.11(a) muestra la distribución de intensidad variante, la transformada de Fourier (espectro), se muestra en la figura 3.11(b). Después de filtrarse, la amplitud del espectro se observa en la figura 3.11(c). La aplicación de la transformada inversa y la ecuación (3.34) da como resultado que el modulo de fase es 2π , ver figura 3.11(d).

El algoritmo de la transformada de Fourier se empleo para obtener los mapas de fase de $\Delta\phi$ con 1024 x 1280 pixeles en 2 minutos.

3.8 FILTRADO POR CONVOLUCION

Una aplicación importante del funcionamiento de la convolución es 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 $h(x)^{[8]}$. Esta propiedad del filtraje mediante la operación de convolución puede entenderse fácilmente si escribimos

$$\overline{g}(x) = F^{-1}\{G(x)H(x)\} = \int_{-\infty}^{\infty} g(\alpha)h(x-\alpha)d\alpha$$
(3.35)

Vemos que la filtración o el funcionamiento de la convolución es equivalente a multiplicar la transformada de Fourier de la función de filtración por la transformada de Fourier y obtener la transformada inversa de Fourier del producto. Si la función de filtración 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 filtración tiene un gran volumen de frecuencias altas y ninguna frecuencia baja, nosotros tenemos un filtro del 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

$$\overline{g}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} (a\sin(2\pi nf\alpha) + b\cos(2\pi nf\alpha))h(x-\alpha)d\alpha$$
(3.36)

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

$$\overline{g}(0) = \int_{-\infty}^{\infty} (a_n \sin(2\pi n f \alpha) + b_n \cos(2\pi n f \alpha))h(-\alpha)d\alpha$$
(3.37)

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 filtro 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 filtro con valores antisimétricos en frecuencia, el valor correcto filtrado es cero y se obtiene de nuevo sólo en el origen^[8].

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 general la función de filtraje debe tener el valor de cero en ambas componentes de Fourier.

3.9 FILTRADO ESPACIAL EMPLEANDO UNA MASCARA DE CONVOLUCION

Una máscara de filtraje representa la función de filtración h(x,y) con una matriz de $N \ge N$ pixeles. 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 $N\ge N$ pixeles puede escribirse como

$$h(x, y) = \sum_{n=-M}^{M} \sum_{m=-M}^{M} h_{nm} \delta(x - n\alpha, y - m\alpha)$$
(3.38)

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

$$H(f_{x}, f_{y}) = \sum_{n=-M}^{M} \sum_{m=-M}^{M} h_{nm} \exp(-i2\pi\alpha (nf_{x} + mf_{y}))$$
(3.39)

Donde $\hat{\mathcal{A}}$ es la separación entre dos pixeles consecutivos. Por lo tanto podemos escribir la frecuencia de muestreo como el f_s= $1/\hat{\mathcal{A}}$ La máscara puede ser de

cualquier tamaño $N \ge N$. El tamaño se toma basándose en las frecuencias espaciales en la imagen que se necesitan filtrar. Un tamaño pequeño 3x3 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^[8].

3.10 ESPI EMPLEANDO UN LASER PULSADO

Un láser pulsado junto con un interferómetro que emplea un haz de referencia uniforme, puede usarse para obtener franjas fuera del plano tipo ESPI que son equivalentes a las franjas que se obtienen con el sistema de holografía digital pulsada. Las franjas de interferencia se generan de una doble exposición que compara dos estados del objeto y así obtenemos información del cambio en la longitud de camino óptico. Las franjas se muestran en el monitor de televisión y la salida debe ser grabada para obtener un registro permanente^[2].

Para las medidas en plano se usan dos haces, ver figura 3.12.



Figura 3.12. Interferómetro fuera del plano.

Así, las medidas de ESPI de desplazamientos en el plano usan un sistema pulsado mediante el proceso de guardar el patrón de moteado para el objeto estático y substrayendo el patrón de moteado para el objeto que ha sido desplazado. Esta técnica es útil para medir desplazamientos en el plano en áreas grandes y por inspección de objetos que se están moviendo rápidamente, por ejemplo objetos que están girando a altas velocidades^[2].

3.11 PROPAGACION DEL SONIDO

Como señal de excitación para el modelo ad-hoc estamos empleando ondas acústicas. Las ondas del sonido se convierten en una perturbación mecánica al viajar en un gas, líquido, o sólido. Por ejemplo, las palpitaciones del corazón a través del pecho son esto una evidencia de que las ondas viajan a través de los tejidos. El sonido no traspasa en cualquier sentido rápidamente como es entre medios de comunicación densos y aire; por ejemplo, entre el aire y agua o tejido que tienen implicaciones médicas para el examen de los pulmones e intestino y para el paso del sonido dentro y fuera del cuerpo.

Nosotros podemos usar una bocina que vibra de un lado a otro en el aire a una frecuencia f para demostrar el comportamiento del sonido. Las vibraciones causan incrementos o disminuciones de presión relativa a la presión atmosférica. Éstos incrementos en la presión es llamada compresión, y a las disminuciones, se le llama rarefacción, ver figura $3.13^{[10]}$. Estas vibraciones se propagan como ondas longitudinales, es decir que los cambios de presión en una onda ocurren en la misma dirección del viaje de la onda.

Las compresiones y rarefacciones se pueden describir por los cambios de densidad y por el desplazamiento de los átomos y moléculas a partir de su posición de equilibrio.

La relación entre la frecuencia de vibración f de la onda del sonido, la longitud de onda \ddot{e} y la velocidad v de la onda de sonido es $i = f \ddot{e}$

Para una onda plana la intensidad esta dada por^[11]:

$$I = \frac{1}{2}\rho v A^{2} (2\pi f)^{2} = \frac{1}{2}Z(A\omega)^{2}$$
(3.40)

donde \tilde{n} es la densidad del medio; i es la velocidad del sonido; f es la frecuencia; \tilde{u} es la frecuencia angular, ($2\pi f$); A es la amplitud en máximo desplazamiento del átomo o molécula desde su posición de equilibrio; y Z, es la impedancia acústica que es igual \tilde{n} . La intensidad también puede ser expresada por^[11]:

$$I = \frac{1}{2} \left(\frac{P_o}{Z} \right) \tag{3.41}$$

donde *P*_o es el máximo cambio en la presión.

En nuestro modelo ad-hoc hecho a base de gelatina, se encontró que ésta vibra por acoplamiento acústico en la frecuencia de 810 Hz; se coloca una bocina cercana a la superficie del modelo. La bocina es conectada a un generador de frecuencias, aplicándosele una excitación senoidal.



Figura 3.13. Compresión y rarefacción de una onda longitudinal.

3.12 VELOCIDAD DEL SONIDO

La velocidad de propagación de una onda acústica (p. ej. ultrasonido) en un medio, es determinada por las características físicas del medio y es independiente de la frecuencia del sonido. Los parámetros principales que afectan la velocidad del sonido (c) son la elasticidad (k) y la densidad (\tilde{n}) del

medio, expresado en su relación $c = \sqrt{k/r}$. La alta elasticidad implica fuerzas elásticas grandes entre las partículas del medio y una alta resistencia contra la compresión (compresibilidad baja). La velocidad aumenta con la compresibilidad que disminuye (elasticidad de aumento) porque los medios menos compresibles han embalado más densamente las moléculas que necesitan moverse solamente una distancia pequeña antes de que su movimiento se transmita a las moléculas vecinas. La velocidad disminuye con el aumento de la densidad porque los materiales densos tienden a tener moléculas grandes y pesadas que sean difíciles de comenzar y de parar en el movimiento implicado en la propagación del sonido. Los tejidos finos se pueden considerar como líquidos, y en líquidos la compresibilidad y la densidad son generalmente inversamente proporcionales. La velocidad del sonido es por lo tanto muy similar en todos los tejidos finos. La velocidad media en el tejido fino suave humano es aproximadamente 1540 m/s.

3.13 REFERENCIAS

[1]	TUCHIN VALERY, 2000, "Tissue Optics, Light Scattering Methods
	and Instruments for Medical Diagnosis" (SPIE Press), pp. 135-140.

- [2] JONES, R., and WYKES.C., 1989, "Holographic and Speckle Inteferometry" (Cambridge University Press), pp. 64-67.
- [3] GÅSVIK KJELL J., and SONS, 1987, "Optical Metrology" (The Norwegian Institute of Technology, Trondheim), pp. 108,110.
- [4] VEST CHARLES M., 1979, "Holographic Interferometry" (The University of Michigan), pp. 1-64.
- [5] AIZU YOSHIHISA, and ASAKURA TOSHIMITUS, 1999, "Coherent Optical Techniques for Diagnostics" (Journal of Biomedical Optics), vol. 4, No. 1, pp. 63-75.
- [6] BRIERS J. DAVID, RICHARDS GLENN, and WEI HE XIAO, 1997, "Capillary blood flow monitoring using laser speckle contrast analysis (LASCA)" (Journal of Biomedical Optics), vol. 4, No. 1, pp. 164-170.
- [7] KREIS THOMAS, 1984, "Holographic Interferometry" (Akademie Verlag), pp. 138, 164.
- [8] MALACARA DANIEL, SERVIN MANUEL, MALACARA ZACARIAS, 1998, "Interferogram Analysis for Optical Testing" (Centro de Investigaciones en Óptica), pp. 1, 2, 29, 30,41,42, 67,68.

- [9] SCHEDIN STAFFAN, 1998, "Transient Acoustic Fields Studied by Pulsed TV Holography" (Doctoral Thesis), pp. 8-12.
- [10] www.nottingham.acuk/physics/ugrade/courses
- [11] CAMERON JOHN R., and SKOFRONICK JAMES G., 1978, "Medical physics" (A Wiley-Interscience Publication), pp. 253-263

4. PROCEDIMIENTO PARA LA DETECCION DE INHOMOGENEIDADES

4.1 INTRODUCCION

En este capítulo, se hace un descripción del procedimiento que seguimos en cada una de las etapas que proponemos para realizar la parte experimental, estas son: la creación de un modelo ad-hoc que simule la glándula mamaria, el transductor, la etapa de sincronización, la configuración experimental, señal de entrada o de excitación y el procesamiento digital de las imágenes.

Hacemos un sencillo análisis de un modelo matemático de la propagación del sonido en base a la ecuación de onda y a la variable presión (escalar) que han sido aplicados con éxito en tejidos.

4.2 MODELO

Propusimos la creación de un modelo que nos permitió experimentar y evaluar nuestra técnica, calibrar el equipo a emplear, armar un interferómetro fuera del plano para detectar a que frecuencias respondía nuestro material y determinar la propagación del sonido. Todo con el fin de optimizar el procedimiento, de esta manera contaremos con las condiciones de seguridad que tendremos que llevar acabo al emplear cualquier sistema óptico que tenga como objetivo hacer predicciones de los resultados a obtenerse después en muestras reales. Buscamos un material con las características de densidad y consistencia parecidas a la glándula mamaria. Estos materiales son silicones y gelatinas cuya consistencia es muy similar. El modelo es fácil de preparar, pero no se puede usar para hacer pruebas prácticas reales.

Básicamente nuestro modelo tiene la forma de una semiesfera de radio 4.0 cm, que se aproxima en mucho y cumple con la geometría real. Además de que el material que estamos utilizando es reproducible y nos sirve para entender su comportamiento al aplicar la técnica.

El material es estable en evaporación, disolución, consistencia, permanece estable y es independiente de las influencias ambientales el tiempo necesario para realizar nuestras pruebas.

Nos permite también introducir las incrustaciones (inhomogeneidades) por ser un material moldeable, de fácil y rápida preparación.

La figura 4.1 muestra la geometría empleada, con las medidas reales.



Figura 4.1. Modelo (ad-hoc) empleado para simular la glándula mamaria.

Las incrustaciones son de diferentes tamaños lo cual nos permitirá determinar hasta que medidas pueden ser detectadas con la técnica óptica.

Empleamos como inhomogeneidades tejido humano como el graso, fibroadenoma, tejido canceroso, así como esferas de vidrio.

El modelo se encuentra sobre una base firme y es excitado por una bocina que recibe la señal eléctrica de un generador de señales a una frecuencia determinada. La bocina responde a las bajas frecuencias vía un amplificador. Es importante indicar que la gelatina se encuentra dentro de un molde que sirve como acoplamiento. Nuestro modelo está sometido a un tren de comprensiones y rarefacciones. Adelante derivaremos como relacionamos la presión con otras variables como la densidad del modelo, y velocidad acústica.

Generalmente cuando se deriva la ecuación de onda acústica se elige eliminar la velocidad y densidad para concentrarnos en la presión como variable dependiente. Hay dos razones principales: el primero es que la presión es un escalar y así conceptualmente es más fácil de trabajar que con la velocidad. El segundo es que la presión es lo que oímos, medimos y en este trabajo de tesis observamos fluctuaciones de la misma, por lo que veremos como está relacionada con la velocidad acústica, y la densidad del modelo.

Es conocido que una onda sonora puede considerarse como una onda de presión. Si la primera se escribe como una función coseno, la última se escribirá como una función seno y viceversa. Por lo tanto, la onda de desplazamiento está desfasada 90° respecto de la onda de presión. Consideraremos un tren continuo de compresiones y rarefacciones viajando a través de la gelatina. Cuando la onda avanza, cada pequeño elemento de volumen de la gelatina oscila alrededor de su posición de equilibrio. El desplazamiento es de abajo hacia arriba en la dirección *y*, que coincide con la propagación de la onda. Representaremos con la letra *x* el desplazamiento de cualquiera de dichos elementos de volumen a partir de su posición de equilibrio en *y*, como se muestra en la figura 4.2.

Entonces la ecuación de una onda longitudinal que viaja hacia arriba puede escribirse como^[1]:

$$x = f(y - vt) \tag{4.1}$$



Figura 4.2. Propagación de la onda sonora.

En esta ecuación, v es la rapidez de la onda longitudinal, x indica el desplazamiento en un instante t, a partir de su posición de equilibrio en y. En el caso particular de una oscilación armónica simplemente tenemos

$$x = x_m \cos \frac{2\pi}{\lambda} (y - vt)$$
(4.2)

 $v = \lambda/\hat{O}y \hat{O}=1/f$, donde ôes el periodo temporal y *f* la frecuencia temporal entonces $f=v/\lambda^{[2]}$. A menudo el movimiento de la onda longitudinal se expresa en función de la frecuencia temporal angular (*w*), donde *w* = $2\pi f$. De aquí la ecuación (4.2) se puede escribir en forma más compacta

$$x = x_m \cos(ky - wt) \tag{4.3}$$

En esta ecuación x_m es la amplitud de la onda longitudinal, w es la frecuencia temporal angular^[1].

Es más conveniente tratar con las variaciones de presión en una onda sonora que con los desplazamientos reales de la onda. Por lo tanto escribiremos la ecuación de dicha onda en términos de la variación de la presión^[1].

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

$$B = -\frac{\Delta p}{\Delta V/V} \tag{4.4}$$

por lo tanto
$$\Delta p = -B \frac{\Delta V}{V}.$$
 (4.5)

donde *B* es la razón del cambio de presión $\ddot{A}p$ en un cuerpo, al cambio fraccional de volumen resultante - $\ddot{A}V/V$, debido a la presión $\ddot{A}p$.

Haremos que p represente el cambio respecto de la presión no perturbada p_o . Por lo tanto, p reemplaza a $\Bar{A}p$, y

$$p = -B\frac{\Delta V}{V} \tag{4.6}$$

Si una capa de un fluido a la presión p_o tiene un espesor Äy y un área de sección A, su volumen es $V=A\cdot$ Äy. Cuando la presión cambia, su volumen cambiará en AÄx, donde Äx es la cantidad en que ha cambiado el espesor de la capa durante la compresión o rarefacción.

Por lo tanto

$$p = -B\frac{\Delta V}{V} = -B\frac{A\Delta x}{A\Delta y} \tag{4.7}$$

Si hacemos que $Ay \square 0$ de manera que la capa del material se reduzca a un espesor infinitesimal, obtenemos

$$p = -B\frac{\partial x}{\partial y} \tag{4.8}$$

Si el desplazamiento de la partícula es armónico simple, tenemos^[3]:
$$\frac{\partial x}{\partial y} = -kx_m sen(ky - wt) \tag{4.9}$$

у

$$p = Bkx_msen(ky - wt) \tag{4.10}$$

Como la rapidez del pulso longitudinal es $v = \sqrt{\frac{B}{\rho_o}}$ la ecuación para la presión

puede escribirse como:

$$p = \{k\rho_o v^2 x_m\}sen(ky - wt)$$
(4.11)

p representa el cambio respecto a la presión p_o y ρ_o es la densidad del material exterior a la zona de compresional. El término entre corchetes representa el cambio máximo de la presión y se llama la amplitud de la presión. Si lo denotamos como *P*, entonces

$$p = Psen(ky - wt) \tag{4.12}$$

y

$$P = k\rho_o v^2 x_m \tag{4.13}$$

Por otro lado la ecuación linearizada del ímpetu nos dice que la velocidad acústica es proporcional al gradiente de la presión^[4]:

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{\nabla p}{\rho_o} \tag{4.14}$$

El ímpetu lineal es la tendencia de un objeto que se mueve en cierta dirección para mantener la misma velocidad e ir en la misma dirección. Es el producto de la inercia del objeto su masa total (M) y su velocidad (v).

Una solución de la ecuación de onda en términos de un potencial de la velocidad $\phi = f(t-r/c)$, relaciona a la presión y velocidad de la siguiente manera^[4]:

$$p = -\rho_o \frac{\partial \phi}{\partial t} \tag{4.15}$$

$$v = \nabla \phi \tag{4.16}$$

por lo tanto

donde

$$v = \frac{p}{\rho c} + \frac{f(t - r/c)}{\rho r^{2}}$$
(4.17)

donde ϕ describe la propagación de una onda esférica que viaja en la dirección positiva de *r*, en términos de vectores unitarios r=xi+yj+zk con una velocidad constante *c* en cualquier instante.

Para una onda plana simplemente

$$\nabla \to \frac{\partial}{\partial x}$$
 (4.18)

$$y v = \frac{p}{\rho_o c} (4.19)$$

4.3 TRANSDUCTOR (BOCINA, MARTILLO)

Como fuente de sonido empleamos una bocina (figura 4.3) que hacemos vibrar empleando un generador de señales a una frecuencia determinada.

La bocina se emplea como medio de estimulación para observar si respondía la gelatina al sonido audible. Para esto probamos con un rango bastante amplio de frecuencias desde 40 Hz hasta 10000 Hz teniendo nuestras mejores imágenes y mejores franjas a las frecuencias de resonancia localizadas en 44 Hz y 810 Hz. Estas frecuencias de resonancia nos permitieron observar como se comporta nuestro modelo con y sin anomalía. Cabe mencionar que se empleó también un agitador de martillo (en contacto con el molde que contiene el modelo), la gelatina podía acoplarse a este tipo de estimulación, resultando que si existen frecuencias de resonancia.



Figura 4.3. Fotografía del transductor/modelo.

4.4 RADIACION DEL CAMPO ACUSTICO

El mecanismo físico que describe la radiación por un elemento transductor (bocina) se puede analizar como un sistema lineal, figura 4.4.



Figura. 4.4. Diagrama a bloques del mecanismo de radiación.

En este diagrama a bloques, podemos identificar los siguientes elementos (transductor y propagación de campo acústico) y la aportación de cada uno de ellos como sigue:

La señal de entrada corresponde a la señal eléctrica temporal transmitida desde el emisor (generador de señales). Esta señal puede ser un pulso muy corto, o cualquier señal senoidal. El transductor lleva a cabo la conversión de una señal eléctrica a una vibración mecánica en el emisor (como la bocina). Este proceso se comporta como un filtro pasa-banda y puede describirse por su frecuencia central f_c y su ancho de banda b_w , o de una manera más general por su impulso que responde a una función e(t), llamada respuesta al impulso del elemento emisor (un proceso de la filtración similar está envuelto en el proceso de recepción). El segundo bloque describe la propagación del campo acústico del emisor a cualquier punto de observación. La respuesta al impulso e(t)corresponde a una función H(r,t), y la señal de salida temporal corresponde al campo propagado a la posición de cualquier punto de observación r. La velocidad potencial se puede describir como una función H(r,t) de la señal de salida temporal proveniente del bloque anterior (Transductor) que corresponde a la velocidad potencial del campo acústico generado por el emisor.

La función H(r,t) se obtiene de la formulación de propagación del impulso, que es convolucionada por la respuesta temporal e(t) y de esta forma representan el mecanismo del transductor. Producen un espectro que está limitado en su rango de frecuencia.

4.5 ETAPA DE SINCRONIZACION

Para obtener las imágenes de la propagación de la onda en diferentes tiempos, se desarrolló el circuito electrónico cuyo diagrama a bloques se muestra en la figura 4.5. Básicamente se toma como señal de entrada la señal eléctrica generada por el láser a 60 Hz, cuya frecuencia y ancho de pulso es modificada al pasar por el bloque "Divisor de Frecuencias", que sirve para retrasar la señal según se requiera y modificar los tiempos en el nivel lógico alto (1) y nivel lógico bajo (0) de la onda, en donde, al estado (1) le corresponde el valor de voltaje más alto y al estado (0) el más bajo. La señal de salida del bloque "Retraso del pulso y modificación del ancho" genera dos señales: la primera es una señal de control para la cámara CCD, y la segunda es utilizada para una etapa amplificadora del pulso transitorio, el cual activa un martillo ó bocina que sirven como excitación mecánica del objeto.

Un primer pulso del láser se toma para el registro del primer holograma en un estado base del objeto. Un tiempo después de la aplicación de la onda transitoria el segundo pulso del láser nos proporciona el control para realizar la grabación de una segunda imagen correspondiente a un estado perturbado del objeto. La iluminación del láser debe ser tal que ocurra al mismo tiempo en que se toma el holograma y solamente después de la llegada del pulso; sólo son necesarios dos pulsos para la cámara y un pulso para el excitador. Esta etapa nos permite también seleccionar la cantidad de imágenes, permitiéndonos capturar más de dos hologramas. De esta manera logramos controlar los tiempos de disparo de los pulsos para la captura de las imágenes, la generación del pulso transitorio y sobre todo mantener el control del instante en que se dispara el pulso para el excitador. Este mecanismo nos permite realizar varias pruebas experimentales para distintos tiempos y así tener imágenes de la propagación del impulso sonoro.



Figura. 4.5. Diagrama a bloques del sistema de sincronización

La figura 4.6 muestra las señales de control para llevar a cabo la sincronización: a) los pulsos del láser a 60 Hz con separación entre pares de pulsos de 200 µs, sirven como entrada al sistema y como parte fundamental para controlar correctamente los tiempos para la señal que genera el divisor de frecuencias; la señal que se encarga de la activación de la cámara CCD, para activar la bocina, y sobre todo mantener el control sobre el tiempo en que se activarán cada uno de ellos; b) se produce una señal cuadrada con una repetición de 8.2 Hz y pulsos de 20 ms de duración del divisor de frecuencias; (c) y (d) mostramos los pulsos necesarios para la activación de la CCD y del excitador; las dos últimas gráficas (e) y (f) nos muestran las señales con el tiempo de duración correcto que son 13 ms para la cámara y 4 ms para el excitador mecánico ó bocina.

En general presentamos los tiempos de retardo programables que se originan desde la señal del láser, del tal manera que la señal del láser sincroniza todos los elementos necesarios para la habilitación y deshabilitación de cada uno de ellos.



Figura. 4.6. Diagrama de tiempos del sistema de sincronización

4.6 PROPAGACION DEL SONIDO - LA ECUACION DE ONDA

La acústica se puede ver como el estudio de las soluciones de la ecuación de onda en una dimensión, habiendo sido aplicada en el estudio de diversos órganos humanos como el pulmón ó corazón^[5].

Existen una gran cantidad de modelos matemáticos de la vibración y propagación de campos acústicos en diversos sistemas y materiales que han sido radiados con sonido. La presión que provoca el sonido es llevado hasta la superficie (p. ej. de los materiales) y estos campos son medidos ópticamente. Los modelos matemáticos que se han desarrollado son basados en la formulación de diferentes métodos para resolver las ecuaciones clásicas (Kirchhoff, Helmholtz, etc.). Las soluciones son obtenidas por la aproximación WKB (método de Wentzel-Kramer-Wentzel-Kramer-Brillouin), solución d'Alembert's, etc. Tales soluciones son de interés en una variedad de aplicaciones en la propagación de las ondas acústicas en medios inhomogéneos, donde intervienen una cantidad de variables como son el desplazamiento transversal, la densidad, el espesor, la geometría, la presión acústica, velocidad acústica y condiciones de frontera que caracterizan al sistema y material bajo estudio.

Consideremos la propagación de una onda acústica en un medio elástico homogéneo^[6].

El campo acústico en una área homogénea, en un medio constante, se puede describir por la superposición de ondas planas que se propagan a la derecha e izquierda, f(t-x/c) y g(t+x/c), respectivamente. Las funciones f y g son arbitrarias y son determinadas por las condiciones de frontera iniciales.

Las ecuaciones de movimiento de Navier's, gobiernan la propagación de los disturbios (lineales y pequeños), que ha sido empleadas con éxito en el estudio de la propagación de las ondas sonoras en tejidos^[5]. Nos limitaremos al análisis de oscilaciones de amplitud pequeña; otros fenómenos relacionados como la reflexión y refracción no se considerarán. La ecuación de onda se puede aplicar a muchos sistemas diversos: aquí solamente la abordaremos de una manera sencilla, que ha sido probada de manera eficaz en tejidos. Esto corresponde al sonido que se propaga en una sola dirección; en este caso tomamos nuestro objeto como un medio elástico continuo y homogéneo.

El comportamiento elástico es caracterizado por dos condiciones: la tensión ($extsf{Q}$) en el material, y el esfuerzo (ϵ). Se supone que el material tiene la propiedad de recuperar completamente su forma "natural" después de aplicarse una fuerza. La forma general de la ecuación que muestra el comportamiento elástico es^[6]:

$$\sigma = C\varepsilon \tag{4.20}$$

C es tensor simétrico y ε es un tensor de esfuerzo.

Como valores de frontera asumiremos que la tensión (esfuerzo) es pequeña y no hay rotación de cuerpo rígido. Además asumiremos que el material es isotrópico y lineal^[1].

Esto nos conduce a la expresión lineal del tensor de esfuerzo.

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$
(4.21)

y a la expresión que involucra la tensión

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_i} + \rho B_j = \rho_o a_i \tag{4.22}$$

donde

Óes la tensión (esfuerzo), fuerza o presión.

u es el desplazamiento observado en cualquier punto como resultado de la deformación del objeto.

 $\tilde{n}B_j = \overline{X_j}$ es la fuerza aplicada al objeto/volumen

 $a = \ddot{u}$ es la aceleración

 \tilde{n} es la densidad

Para pequeños desplazamientos

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_i} + \overline{X_j} = \rho_o \frac{\partial^2 u_j}{\partial t^2}$$
(4.23)

Cuando el material es isotrópico es caracterizado por la ley de Hooke, por lo tanto tenemos:

$$\sigma_{ij} = \lambda(\varepsilon_{kk})\delta_{ij} + 2G\varepsilon_{ij} \tag{4.24}$$

donde λ y G son constantes elásticas que dependen de la velocidad de corte $c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$, la velocidad de dilatación $c_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2G}{\rho}}$ y $\varepsilon_{kk} = (\varepsilon_{11+}\varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}) = (\frac{\partial u_k}{\partial x_k})$

Rescribiendo la ecuación de equilibrio en términos de la tensión para los desplazamientos^[6]

$$\rho_{o} \frac{\partial^{2} u_{j}}{\partial t^{2}} = \rho_{o} B_{i} + (\lambda + G) \frac{\partial^{2} u_{i}}{\partial x_{j} \partial x_{i}} + G \frac{\partial^{2} u_{j}}{\partial x_{i} \partial x_{j}}$$
(4.25)

Asumiremos $\partial^2 u_j / \partial t^2$ como condición de equilibrio estático para la propagación de la onda y obtenemos las 3 ecuaciones de equilibrio en función de los desplazamientos u_j , ecuaciones de Navier^[1].

$$(\lambda + G)\frac{\partial \varepsilon_{kk}}{\partial x_1} + G\left(\frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_2^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_3^2}\right)u_1 + \rho_o B_1 = 0$$

$$(\lambda + G)\frac{\partial \varepsilon_{kk}}{\partial x_2} + G\left(\frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_2^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_3^2}\right)u_2 + \rho_o B_2 = 0$$

$$(\lambda + G)\frac{\partial \varepsilon_{kk}}{\partial x_3} + G\left(\frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_2^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_3^2}\right)u_3 + \rho_0 B_3 = 0$$

$$(4.26)$$

Empleando los componentes de desplazamiento tenemos

$$(\lambda + G)\nabla \varepsilon_{kk} + Gdiv\nabla u_j + X_j = \rho \ddot{u}_j$$
(4.27)

Donde div $\nabla = \nabla^2$ es el operador Laplaciano.

Por lo tanto la radiación del sonido se obtiene por la solución numérica de las ecuaciones del Navier's, para las cuales existen métodos que han sido aplicados en tejidos.

4.7 CONFIGURACION EXPERIMENTAL

Inicialmente empleamos un láser continuo He-Ne con longitud de onda de 632.8 nm y aplicamos la técnica de "ESPI" con el fin de evaluar su uso en otro tipo de materiales. Con la misma técnica de "ESPI" empleamos el láser pulsado Nd:YAG para inspeccionar nuestro objeto "gelatina (modelo ad-hoc)", con la ayuda de un endoscopio flexible, ver figura 4.7. La cámara utilizada para la adquisición de las imágenes es una "SensiCam PCO" de alta resolución, 1024x1240 pixeles a 12 bits, que cuenta con un programa "SensiControl 4.03" que instruye a la CCD a capturar varias imágenes consecutivas, cada una consiste en un patrón de moteado que forman un holograma digital en combinación con el haz de referencia.

Usamos el endoscopio con el fin de tener una inspección mas directa de la región que necesitemos evaluar.

La onda proveniente del objeto la transferimos por medio del endoscopio hacia el sensor de la CCD. El método (ESPI) empleando un endoscopio es una herramienta para el descubrimiento y visualización de deformaciones y movimientos en cavidades así como para los diagnósticos de mínima invasión y de técnicas no destructivas dentro de las cavidades del cuerpo. Por tal motivo se empleó como arreglo inicial para inspeccionar pequeñas regiones del modelo y para inspeccionar de una manera mas puntual el sitio donde el paciente podría tener algún síntoma o presentar un cambio en esa zona. También de esta manera podemos inspeccionar cualquier zona de difícil acceso, además de poder realizar un barrido por zonas en todo el modelo.

Por medio de la substracción de las imágenes secuénciales capturadas obtenemos la correlación de franjas que corresponden a las diferencias o variaciones en el modelo.



Figura 4.7. Configuración ESPI o HD, empleando endoscopio con el láser Nd:YAG.

Tanto en ESPI como en holografía digital un solo rayo del láser Nd:YAG es divido en dos por medio de un divisor de haz. Un haz se expande e ilumina al modelo. El modelo proporciona diversas cantidades de fase retrasada a través del frente de onda reflejado. Cuando este haz se recombina con el haz de la referencia que llega vía fibra óptica al sensor de la CCD, se produce la interferencia que convierte la información de la fase en las variaciones de la intensidad que registramos en el sensor de un dispositivo acoplado de carga eléctrica (cámara CCD) como un patrón de motas (holograma digital). Este arreglo nos permitió registrar campos acústicos transitorios en el modelo y campos resonantes generados por el sonido. La figura 4.8 muestra el arreglo experimental, sensible a desplazamientos fuera del plano de la superficie del modelo, que nos permite detectar a que frecuencias responde el material y determinar la propagación de la onda y la figura 4.9 es una fotografía del arreglo experimental.



Figura. 4.8. Diagrama experimental sin endoscopio.



Figura. 4.9. Fotografía del arreglo experimental (Holografía Digital o ESPI) 4.8 SEÑAL DE ENTRADA (VIBRACION E IMPULSO TRANSITORIO)

Tomamos en cuenta que la transmisión del sonido será verá afectada al pasar por un medio que contiene inhomogeneidades (p. ej. tumor) provocando que una parte del sonido sea reflejada y otra sea absorbida, por el tumor, y de esta manera nos de información de que la señal de salida ha sido alterada. Empleamos dos tipos de señales de entrada en una bocina: 44 Hz y 810 Hz, a 0.680 Vac, como se muestra en la figura 4.10, las imágenes de la izquierda son las señales de entrada que nos permitieron realizar los experimentos en vibración. En la parte derecha de la misma figura se muestran los patrones de onda de salida. Un impulso transitorio se observa en la figura 4.11, cuya salida se ve modificada al chocar contra el tumor. En el capítulo 5 mostramos los resultados reales y el análisis de éstos.



Figura 4.10 Señales de entrada y modos de vibración resultantes a la salida del modelo.



Figura 4.11. Alteración del impulso de entrada al incidir sobre el tumor.

4.9 PROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES

Para observar si existe algún cambio durante la aplicación de las ondas sonoras registramos dos imágenes consecutivas (hologramas digitales) del modelo, y después las almacenamos en una computadora. Aplicando el proceso de FFT (Transformada Rápida de Fourier) obtuvimos la fase del patrón de franjas. La figura 4.12(a) muestra el espectro en el espacio de Fourier, en donde vemos claramente los tres términos completamente separados (parte central componente de DC, y los lóbulos que contienen la fase). Enseguida escogimos uno de los lóbulos de la transformada mediante el filtraje para después aplicar la transformada inversa, para obtener la diferencia de fase de las imágenes. Así, obtenemos un segundo término de la imagen con una distribución de fase desconocida, figura 4.12(b), que podemos recuperar según la ecuación (3.34). Aplicamos un filtro de convolución a la figura 4.12(b), que produce una imagen "suave" del modelo con sus franjas de interferencia, ver figura 4.12(c). Hasta aquí hemos obtenido un mapa de fase envuelto entre $-\pi$ hasta $+\pi$. Ahora el mapa de fase es desenvuelto y las discontinuidades que existían se eliminan, cambiando por completo de π hasta 2π y su complemento, figura 4.12(d).





a)

b)



Figura. 4.12. Imágenes obtenidas experimentalmente, a) su espectro de Fourier; b) su mapa de fase original sin filtro;c) mapa de fase filtrado, y d) mapa de fase desenvuelta.

4.10 REFERENCIAS

- [1] RESNICK ROBERT, and HALLIDAY DAVID, 1980, "Física" (Parte I), pp. 449-459.
- [2] HECHT EUGENE, 1999, "Optica", Addison-Wesley, pp. 11-20.
- [3] SEARS FRANCIS W., 1978, "Mecanica, Calor y Sonido". Addison-Wesley Publishing, pp. 491-523.
- [4] www.bath.acu.uk/~ensmjc/Notes/MECH0050/html

- [5] www4.ncsu.edu/~gmkumar/lung.ppt
- [6] GÉRADIN MICHEL, and RIXEN DANIEL, 1994 "Mechanical Vibrations" (Theory and Application to Structural Dynamics), pp. 125-130, 137-149.

5. RESULTADOS Y ANALISIS

5.1 INTRODUCCION

Experimentamos con ondas acústicas a 44 Hz y 810 Hz y un impulso transitorio de 4 ms de duración como medios de excitación, en combinación con la técnica de Holografía Digital Pulsada, para demostrar la propagación de estas señales en el modelo ad-hoc que simula la glándula mamaria, logrando así la detección de inhomogeneidades. En este capítulo mostramos una serie de pruebas que realizamos en el laboratorio y los resultados que demuestran la factibilidad y utilidad de esta técnica.

Mostramos nuestros resultados por medio de mapas de fase desenvueltos que representan las proyecciones a la respuesta del modelo a los campos acústicos en 3D, y hacemos un análisis de estas imágenes.

Así mismo mostramos que es posible detectar tejidos biológicos como inhomogeneidades dentro de nuestro material por medio de está técnica, siendo además útil para detectar inhomogeneidades de diferentes tamaños.

5.2 EXPERIMENTOS

La existencia de alguna inhomogeneidad en el modelo afecta la propagación de la onda sonora inducida, que al toparse con este obstáculo, modifica su comportamiento y por tanto el patrón de franjas que sin la inhomogeneidad es "normal"; representa el modo de resonancia del modelo. Los dos métodos que empleamos para llevar a cabo las pruebas son el de vibración (propagación de ondas sonoras a 44 Hz y 810 Hz) y el de transmisión de un impulso transitorio. La tabla 5.1 muestra los experimentos que realizamos en el laboratorio, los cuales detallamos más adelante y presentamos los resultados obtenidos:

Prueba	Clase de prueba
Propagación de ondas sonoras a 44 Hz	Sin excitación y sin incrustación
	Sin inhomogeneidad
	Con tumor cancerigeno
	Con tumor benigno
	Con incrustación de diferentes tamaños
	(1.34, 1.61,1.73 cm de diámetro)
	Con varias incrustaciones
Propagación de ondas sonoras a 810	Sin incrustación e inclinada a 45º
Hz	Sin incrustación e inclinada a 45º y rotada
	30º
	Con incrustación e inclinada a 45º
	Sin incrustación e inclinada a 45º y rotada
	30º
	Sin incrustación a 0º
	Con incrustación a 0º
Propagación usando un impulso	Sin excitación
transitorio	A varios tiempos 4, 20, 40, 60, 80 y 90 ms.

Tabla 5.1. Pruebas realizadas en el laboratorio.

Los resultados que presentamos es empleando la técnica de holografía digital pulsada cuya configuración experimental la mostramos en la figura 4.8, ver sección 4.7. En un inicio utilizamos la configuración de ESPI, con un láser He-Ne con longitud de onda 632.8 nm, tratando de buscar un patrón de moteado en el modelo, lo cual nos resulto imposible, debido al tipo de material semisólido, lo

que ocasionó decorrelación, así que usamos como primera aproximación un material plástico para simular una membrana, con este tipo de material si logramos observar el moteado. Empleamos el programa que viene con la cámara COHU CCD de resolución de 640 x 480 pixeles para realizar la sustracción en tiempo real y obtener los interferogramas. Probamos con la membrana con el fin de tener una primera prueba con un material elástico. Como mencionamos anteriormente los resultados que mostramos en este capítulo es empleando la técnica de Holografía Digital Pulsada (HDP).

5.3 PROPAGACION USANDO ONDAS SONORAS A 44 Hz y 810 Hz.

La idea básica es detectar el comportamiento de nuestro modelo bajo la excitación de una onda sonora. Una onda acústica entrante hace vibrar en resonancia al modelo, y este movimiento se detecta ópticamente con un interferómetro fuera del plano.

El sonido ocasiona ondas de presión que se desplazan en todas direcciones provocando diferentes perturbaciones como es que el objeto comience a vibrar como consecuencia de la propagación de las ondas en el modelo.

Al conocer la fase desenvuelta observamos una alternancia repetida regularmente de regiones en que existen compresiones y rarefacciones que se propagan en el modelo. Vemos que esto ocurre, exactamente, cuando se originan ondas de presión. Estas zonas alternadas constituyen una serie de esferas concéntricas, en cuyo centro está la fuente de sonido: la bocina.

Consideramos esta onda como anillos o esferas concéntricas que van expandiéndose, similar a lo que ocurre cuando arrojamos una piedra en el agua.

Así el sonido es como si apartara la gelatina cuando este penetra produciendo unas protuberancias más o menos circulares. Así, la onda se desplaza hacia los extremos. Mientras tanto la parte central continúa elevándose y deja un abultamiento.

Antes de eliminar la excitación las imágenes muestran que se generan oscilaciones hacia arriba y hacia abajo antes de amortiguarse. De tal manera

84

que las ondas de presión producidas por la vibración de la bocina se expanden y se van debilitando cada vez más hasta que dejan de presionar las moléculas de la gelatina. La intensidad disminuye a medida que la onda sonora se aleja de su fuente. Consideramos que logramos hacer vibrar en resonancia nuestro modelo comunicando las vibraciones por medio del molde, de tal manera que lo único que provocamos fue el reforzamiento de las ondas sonoras.

Cuando existía una inhomogeneidad observamos que la onda sonora experimenta cambios ocasionados por el choque con un medio totalmente distinto al del modelo. Estos cambios son que la forma de la onda se modifica, es decir la onda se desplaza, parte del sonido se refleja (retorna hacia la fuente) en el límite entre un medio y otro.

Igualmente las ondas sonoras al penetrar en un medio diferente cambian de dirección como si la onda al chocar se detuviera y empujara hacia atrás.

Notamos que la propagación de la onda acústica es un portador de información de la forma del tejido u otra incrustación ya que el perfil de la onda acústica se ve reemplazado con una onda acústica temporal que se parece al perfil de distribución de la inhomogeneidad y esa información se observa claramente al procesar las imágenes y obtener la fase desenvuelta que nos muestra un perfil alterado. Esto se debe a que el sonido permite la reproducción de la distribución de la presión en el modelo que es sometido a las vibraciones. La presencia de alguna inhomogeneidad será suficiente para mostrarnos que se genera una presión o hundimiento en la localización de la anomalía.

Cuando el generador de señales (fuente de corriente alterna) calibrado a 810 Hz se enciende, hace que la bocina vibre en 810 Hz también. La onda incidente viaja desde aquí a la superficie del modelo, comportándose como explicamos en los párrafos anteriores, pero llega a un punto en que este se encuentra con las paredes del molde, que ocasionan que la onda sea reflejada. La onda entrante y la onda reflejada se sobreponen para producir una onda estacionaria como lo muestra la figura 5.10 (a, b y c). En las imágenes de la fase desenvuelta observamos que existe un valor máximo y un mínimo como ocurre cuando están en fase y fuera de fase respectivamente. El objeto está resonando dentro de las paredes del molde y la onda que se refleja y la emitida interfieren generando las ondas estacionarias.

85

Cuando la bocina vibra a 44 Hz no logramos generar ondas estacionarias, en este caso la señal se propaga en el medio ocasionando cambios de presión tanto positivas como negativas que se ven alterados al chocar con las paredes del molde o con los tejidos que empleamos como incrustaciones.

En cuanto a las imágenes obtenidas cuando la inhomogeneidad es un tumor con cáncer nos indican la posición y la forma (profundidad no). Cabe mencionar que el tumor estaba rodeado de tejido graso el cual es menos sensible al sonido ya que las imágenes nos indican un mayor cambio en el lugar donde se encuentra el tejido cancerigeno. De igual manera estas provocan un alteración en la propagación del sonido, así como patrón normal (anillos concéntricos) obtenido de la fase desenvuelta.

5.4 RESULTADOS APLICANDO SONIDO A 44 HZ.

En esta parte del experimento encontramos que el modelo responde a la onda acústica a 44 Hz, permitiéndonos identificar la detección de inhomogeneidades (material vidrioso y tejidos). En este experimento logramos caracterizar el modelo sin excitación, con estímulo, sin y con inhomogeneidad.

5.4.1 SIN ESTIMULO

La figura 5.1 nos indica claramente que cuando el modelo no recibe ningún estímulo permanece "constante", básicamente tenemos una superficie plana y lisa, sin ninguna alteración, como vemos no existe presión ni se forma ningún patrón, además de que su amplitud es cero. Este resultado nos sirvió como base para comprobar la influencia del sonido sobre el modelo, ya que como vemos en las imágenes son un resultado positivo para diferenciar entre un experimento (con sonido) y otro (sin sonido). Cabe mencionar que hicimos no sólo un prueba sino muchas para asegurarnos de analizar las diferencias entre cada uno de los experimentos y considerar esta prueba como clave para probar que el sonido si se esta propagando en la gelatina. Para la imagen de fase desenvuelta tenemos una altura de ~ 0 μ m este resultado es muy importante ya que claramente indica que no existe estímulo, y mucho menos inhomogeneidad.





Figura 5.1. En el inciso (a) se muestra la fase envuelta y su imagen correspondiente ya desenvuelta sin estímulo en el inciso (b).

5.4.2 SIN INHOMOGENEIDAD

Las figuras 5.2 y 5.3 muestran el patrón característico (anillos concéntricos) obtenidos experimentalmente debidos a la presión que provoca la propagación del sonido. Repetimos el experimento varias veces y en todas obtuvimos el mismo comportamiento. Mostramos cuatro imágenes para corroborar el experimento y los resultados. Las fases envueltas que obtuvimos son todas diferentes pero la fase desenvuelta es la misma, como era de esperarse. De esta manera caracterizamos el modelo ad-hoc y tomamos este patrón como base para identificar cuando no existe anomalía. En estas imágenes también podemos observar claramente la existencia de un estímulo a diferencia de las anteriores. La altura de los anillos tomando como base el centro alcanza los 20 μ m.



a)



Figura 5.2. a) Fase envuelta b) Fase desenvuelta obtenidas experimentalmente, sin inhomogeneidad.



a)



Figura 5.3. Resultados al propagarse el sonido a 44 Hz, sin inhomogeneidad a) Fase envuelta, b) Fase desenvuelta.

5.4.3 CON TUMOR CANCERIGENO

Mostramos 4 imágenes en las figuras 5.4 y 5.5 en donde observamos claramente la existencia de la anomalía (tumor maligno), que a diferencia de las imágenes anteriores el patrón característico (anillos concéntricos) se ve modificado o destruido en la posición del tumor. El tumor (6 mm de radio) es rodeado de tejido graso. Vemos que en todas las imágenes el comportamiento es alterado a la izquierda precisamente donde hicimos la incrustación. Otra observación es que el tumor es más sensible a las ondas sonoras, ya que en todas las imágenes se ve como una mancha, con un tono diferente de gris, de geometría mas o menos uniforme (redonda), sobre todo en las figuras 5.4 (a), y (b) y 5.5 (a) y (b); en la cuarta imagen es contundente la diferencia entre un tejido y otro y la gelatina.



Figura 5.4. Mapas de fase desenvuelta con tumor maligno.

Ambas imágenes 5.4 (a) y (b) muestran un hundimiento a la izquierda precisamente donde existe el tumor, esta región oscura conserva la forma y el tamaño de la anomalía.



a)



Figura 5.5. Mapas de fase desenvuelta con tumor maligno.

En un instante distinto capturamos la imágenes 5.5 (a) y (b) logrando identificar más claramente la región del tumor.

5.4.4 CON FIBROADENOMA

En estos resultados cabe mencionar que el tumor benigno se coloca en una profundidad diferente al tumor maligno. Este se incrusto a un 1cm de la base en el modelo. No cabe duda que las imágenes nos muestran que el objeto ya no es homogéneo, ocurriendo así la destrucción de los anillos, de esta manera podemos indicar que si se puede detectar el fibroadenoma (tumor benigno). Por otro lado debido a que el tejido una vez fuera del formol, ocurre su descomposición, consideramos que requerimos más imágenes para hacer resaltar más las diferencias entre un tejido y otro (benigno y maligno).

Una diferencia clara es que influye la profundidad a la que se colocó el tejido benigno afectando la sensible para poder detectarlo e identificar su tamaño y geometría. Ambos tejidos maligno y benigno responden adecuadamente a la frecuencias de 44 Hz. Por otro lado no nos es muy claro la separación entre el tejido graso y el fibroadenoma, por lo que no pudimos ubicarlo adecuadamente. También lo podemos atribuir a su consistencia elástica o que es muy pequeño (0.3 mm de radio). Mostramos una imagen (figura 5.6) que nos indican la existencia del tumor benigno.



Figura 5.6. Mapa de fase desenvuelta con tumor benigno.

5.4.5 CON INHOMOGENEIDADES DE DIFERENTES TAMAÑOS

El experimento incrustando inhomogeneidades a 3.5 cm de profundidad de material vidrioso de distintos tamaños (2.5, 2.1, 1.61, 1.34 cm de diámetro) fue con el objeto de evaluar hasta que medidas de la incrustación son detectables. Experimentamos con incrustaciones bien definidas, redondas y bastante consistentes.

Las imágenes de la figura 5.7 (a), (b), (c) y (d) nos indican la presencia de la incrustación mediante un mancha oscura, bien definida y localizada. Donde esta se coloco observamos un hundimiento y obstrucción de la propagación de la onda sonora, conforme el tamaño disminuye este pozo también cambia en tamaño mientras que la geometría permanece constante. Mostramos cuatro imágenes en las cuales es posible observar la diferencia de tamaños, sin descartar la posibilidad de poder detectar inhomogeneidades de un tamaño menor.



a) Resultado con inhomogeneidad de 2.5 cm de diámetro.



b) Resultado con inhomogeneidad de 2.1 cm de diámetro.

De la figura 5.7 (a), y (b) se detecta claramente la ubicación de la inhomogeneidad, de la misma manera se puede diferenciar visualmente la diferencia de 2.5 y 2.1 cm de diámetro basándonos en el tamaño de los hundimientos observados en las imágenes.



c) Imagen de fase desenvuelta con inhomogeneidad de 1.61 cm de diámetro.



d) Resultado con inhomogeneidad de 1.34 cm de diámetro.

Figura 5.7. Mapas de fase desenvuelta con inhomogeneidades de distintos tamaños.

Observamos en las figuras 5.7 (c) y (d) que el tamaño del pozo disminuye, haciendo factible distinguir entre un tamaño y otro con el uso de HDP.

5.4.6 CON VARIAS ANOMALIAS

Con este experimento comprobamos que si es posible detectar mas de una anomalía: en un caso particular se incrustaron inhomogeneidades de tamaños 1.34, 1.61 y 1.73 cm. La figura 5.8, muestra que al existir más de una inhomogeneidad la onda sonora sufre reflexiones en cada una de ellas, que interfieren unas con otras, debido a esto no observamos claramente la ubicaciones de cada una, ni su geometría y tamaño. Lo anterior debido a que las tres incrustaciones quedaron bastante juntas al momento de colocarlas: creemos que esto se resuelve tomando más imágenes de la propagación del sonido en instantes de tiempo diferente.



Figura 5.8. Mapa de fase desenvuelta con varias inhomogeneidades de distintos tamaños

5.5 RESULTADOS APLICANDO SONIDO A 810 HZ

En esta prueba las imágenes nos muestran el modo de resonancia producida por las ondas sonoras al modificar la frecuencia de excitación. También en este otro experimento cambiamos la inclinación del modelo, lo rotamos y aumentamos la frecuencia de la onda sonora 44 Hz a 810 Hz, ver figura 5.9 (a), (b), y (c). Para este valor se genera un patrón de franjas característico que nos indica que existen oscilaciones, es decir las ondas sonoras viajan a través del modelo se reflejan en los límites de éste, que son las paredes del molde, ocasionando de esta manera una onda que viaja en sentido opuesto, provocando que interfieran y den lugar a ondas estacionarias, ver figura 5.10. Esto es como resultado del hecho que existen pequeños desplazamientos del volumen encerrado en el molde y que estos varían de acuerdo a la posición del modelo. En esta parte del experimento mantenemos nuestro objeto en una cierta inclinación y lo rotamos con el fin de observar si el modo de vibración se mantiene y permanece independiente en el modelo. Esto se observa en la figura 5.9 (a), (b), y (c) en donde se muestran varios instantes de la oscilación en donde la resonancia se mantiene, girando solamente con el ángulo de rotación que se le dio en el experimento (30º). Cuando el modelo ya no es homogéneo la onda sonora se topa con el obstáculo, y el modo de resonancia permanece, solo en la posición de la inhomogeneidad se observa un hundimiento, ver figura 5.12 (a) ,(b), y (c).

5.5.1 MAPAS DE FASE ENVUELTOS SIN INHOMOGENEIDADES

Al tomar estas imágenes tomamos el estado en que apenas comienza a vibrar figura 5.9 (a), cuya amplitud es pequeña debido a que todavía no comenzaba a resonar y a que el desplazamiento de las partículas en la onda estacionaria son pequeños; como consecuencia de que en este momento la presión está disminuyendo. Capturamos el momento en que apenas se comienzan a formar los lóbulos de la oscilación como se observa. Esta imagen la tomamos en posición horizontal sin rotación.



a) Mapas de fase envueltos sin incrustación inclinado a 0° .

Las imágenes de la figura 5.9 (b), y (c) de fase envuelta, muestran como resultado un máximo y un mínimo al desenvolver la fase, decimos esto en base a la existencia de dos lóbulos y al cambio en la dirección de nivel de gris de uno a otro. En la figura 5.9 (b) solo existe inclinación, al rotar el objeto vemos que se mantiene el mismo patrón de franjas sólo que estas también rotan 30°; figura 5.9 (c).



b) Sin incrustación Inclinada a 45º



c) Sin incrustación a 45º rotada 30º Figura 5.9. Mapas de fase envuelta sin inhomogeneidades a 810 Hz

5.5.2 MAPAS DE FASE DESENVUELTOS SIN INHOMOGENEIDAD

Presentamos el resultado de desenvolver el patrón de franjas de las figuras 5.9 (a), (b), y (c). Se observa que prácticamente es el mismo: ondas estacionarias cuya amplitud cambia debido a que las imágenes de la propagación del sonido son tomadas en instantes de tiempo diferentes. En base a estas tres figuras observamos la progresión de la onda estacionaria basándonos en los cambios de amplitud.



a) Fase desenvuelta sin incrustaciones sin inclinación.



b) Sin incrustación Inclinada a 45º


c) Sin incrustación a 45º rotada 30º

Figura 5.10. Mapas de fase desenvuelta sin inhomogeneidades a 810 Hz.

5.5.3 MAPAS DE FASE ENVUELTA CON INHOMOGENEIDAD

Los resultados de la figura 5.11 (a), (b), y (c) se obtuvieron de agregar una inhomogeneidad al modelo, manteniéndolo con la misma inclinación y rotación. El patrón se ve alterado en la posición de la incrustación, demostrando de nuevo que es posible detectar la anomalía con la técnica de holografía digital pulsada. La fase envuelta en las tres imágenes presenta un patrón muy similar y totalmente distinto de cuando no existe incrustación alguna.



a) Fase envuelta con incrustación sin inclinación.



b) Fase envuelta con incrustación inclinada a 45° .



c) Fase envuelta con incrustación inclinada a 45º y rotada a 30º

Figura 5.11. Mapas de fase envuelta con incrustaciones a 810 Hz

5.5.4 MAPAS DE FASE DESENVUELTA CON INHOMOGENEIDAD

La figura 5.12 (a), (b), y (c) muestra el mapa de fase desenvuelta correspondiente a la figura 5.11 (a), (b), y (c). Se observa un cambio en la forma del mapa debido a la posición en la que se coloco la inhomogeneidad. En el inciso (a) es más notoria la forma, ubicación y tamaño: si observamos esta imagen el tamaño es de 1.9 cm x 1.9 cm, que son valores muy cercanos a la inhomogeneidadd de 2.1 cm diámetro. En el inciso (b) la destrucción de uno de los lóbulos es completa, ya que en este instante la onda sonora al toparse con el obstáculo se refleja en su mayor parte interfiriendo destructivamente con la señal. En el inciso (c) también se identifica la inhomogeneidad en el mismo lugar que en las imágenes anteriores sólo en un instante donde la amplitud de la oscilación es menor, por lo tanto no es muy profunda y notoria. Las imágenes demuestran la tendencia a oscilar y a generar ondas estacionarias, esto lo demostramos claramente en el experimento sin inhomogeneidad.



a) Fase desenvuelta con incrustaciones sin inclinación.



b) Fase desenvuelta con incrustaciones inclinada a 45° .

En la imagen 5.12 (a) se manifiesta la existencia de la inhomogeneidad hacia la izquierda, lo mismo sucede en el inciso (b) y (c), lo que nos indica la consistencia del experimento, el hundimiento se mantiene en la misma posición aunque su inclinación halla cambiado.



c) Fase desenvuelta con incrustaciones inclinada a 45° y rotada 30°

Figura 5.12. Mapas de fase desenvuelta con incrustaciones a 810 Hz.

5.6 PROPAGACION DEL SONIDO USANDO UN IMPULSO TRANSITORIO.

Un impulso es un ejemplo de una onda transitoria. El experimento de impulso transitorio consistió en la generación de un pulso de frecuencia baja 4 ms (250 Hz) como señal de excitación en una de las caras de nuestro modelo, lo que nos permitió observar la propagación del impulso en un momento determinado. Debido a que la velocidad de propagación del sonido está en razón inversa a la raíz cuadrada de la densidad ($v = \sqrt{\frac{B}{\rho_a}}$) y que aumenta a medida que aumenta la

elasticidad, tenemos que el sonido en nuestro modelo se propaga en ms a diferencia de metales que es de μ s. Usamos como medio de excitación una bocina que genera un pulso a diferentes tiempos, tomamos una imagen (holograma digital) antes de aplicar el impulso, es decir cuando el objeto aun no ha sido modificado. Una segunda imagen se captura que corresponde a un estado modificado de nuestro objeto debido a que se aplico un impulso y este se propaga a través de él. Controlamos que cada pulso del láser que ilumina nuestro objeto este en sincronía con la señal que va a recibir la cámara CCD, además que el impulso caiga a determinado tiempo entre estas dos imágenes. Estos tiempos van desde 4 ms a 90 ms.

Las imágenes para los hologramas digitales, son capturadas por medio de exposiciones muy cortas, grabadas con un tiempo de exposición de aproximadamente 15 ns. Este tiempo de exposición corto es necesario para "congelar" la imagen durante el tiempo de grabación de la imagen, y de hecho es el tiempo de duración de cada pulso del láser.

Un mecanismo importante para la generación de sonido transitorio es la propagación curvada de la onda en el modelo debido al impulso. Las imágenes obtenidas de fase desenvuelta en la figura 5.14 (a) muestran como se doblan claramente las ondas en el modelo. Las ondas se están propagando en dirección radial ó elíptica a partir del momento en que se aplica el impulso. Se ve claramente que estas ondas se dispersan mucho más cuando se alejan de la fuente a partir del punto en que aplicamos la señal. Presentamos varios mapas de fase desenvuelta, ver figura 5.14 (a) donde observamos la presión transitoria del sonido en varios tiempos 4 ms, 20 ms, 40 ms, 60 ms, 80 ms, 90 ms en el modelo. Notamos que existen regiones un poco mas luminosas y oscuras que indican cómo la presión aumenta en ciertas regiones y disminuye en otras respectivamente. La figura 5.16, muestra gráficas en 2D con el perfil obtenido de la onda y en las que se observa claramente como se doblan; es decir tomamos la

región central del mapa de fase desenvuelto para observar la transición del impulso en un tiempo determinado. Estas curvas sirven en este contexto como una manera de explicar la formación de ondas sonoras y como se observa no tienen un perfil "exacto" a diferentes valores del tiempo. Así mismo se muestra la gráfica de un estado no deformado del modelo: tomamos imágenes cuando el modelo no recibe señal de excitación y vemos claramente que no contiene ningún abultamiento, su patrón es homogéneo, no muestra la forma elíptica o radial como ocurre al aplicar un impulso y la gráfica en 2D prácticamente es una línea recta, tomando en cuenta que la escala es de micrómetros

La propagación de la onda, en el modelo produce presiones tanto positivas como negativas es decir existen zonas donde se genera una elevación o depresión en direcciones radiales. En el campo acústico estas marcas se ven como regiones alternadas luminosas y oscuras en el mapa de fase desenvuelto. Observamos en las gráficas de 2D que la forma de la onda se ve alterada en su amplitud conforme el tiempo de propagación cambia. La amplitud llega paulatinamente a un valor máximo para después llegar a un valor mínimo de tal manera que nos indica que se encuentra oscilando. De manera muy importante influye el ángulo y posición al cual se coloca el transductor ya que las huellas, por decirlo de alguna manera, coinciden con la dirección de propagación de las ondas. Como vemos cerca de los extremos las ondas tienen un valor mayor dispersivo como resultado del doblamiento de la onda entrando al modelo.

5.6.1 SIN ESTIMULO

Presentamos dos imágenes en la figura 5.13: la fase desenvuelta, inciso (a) y la gráfica en 2D, inciso (b) para el evento sin estímulo y por tanto no existen zonas de presión. En este caso tenemos una amplitud de 4 μ m a diferencia que al existir el impulso alcanzó los 14 μ m. La gráfica en 2D es muy importante ya que de esta manera si podemos observar con claridad el valor máximo y mínimo de la amplitud.





Figura 5.13. Imágenes sin estímulo y sin inhomogeneidad a) fase desenvuelta b) sección transversal a lo largo de una línea horizontal.

5.6.2 SECUENCIA DE IMÁGENES EXPERIMENTALES CON IMPULSO TRANSITORIO

La figura 5.14 muestra una secuencia de imágenes de la propagación de los cambios que sufre el transitorio, registrados por medio de la técnica de holografía digital pulsada. En el inciso (a), imagen superior el resultado es sin incrustación, mientras que las imágenes del inciso (b) si la contienen. El tiempo de disparo del impulso antes de que se tome un segundo holograma lo indicamos en cada una de las imágenes. Los resultados son con un ancho de pulso transitorio acústico de 4 ms para todos los eventos. El objeto es el mismo, una semiesfera de gelatina para la secuencia de las imágenes. Las perturbaciones son producidas por la propagación del impulso transitorio acústico generado por una bocina cercana a la gelatina (en su molde). La bocina se colocó lo suficientemente cerca de la gelatina (sin estar en contacto) con el fin de que solo el impulso tuviera efecto sobre este y así eliminar los posibles rebotes que pudieran actuar o tener contacto sobre la gelatina. Claramente observamos la propagación del impulso en los diferentes tiempos, en las imágenes superiores es evidente y notaria la formación de patrones "elípticos", forma que se observa más claramente en los tiempos de 20 ms y 80 ms. Las imágenes de la figura 5.14 se tomaron al sincronizar el disparo del impulso 4, 20, 40, 60, 80 y 90 ms antes de capturar la segunda imagen. La secuencia de imágenes de la figura 5.14 (b) parte inferior, muestran claramente la detección de la inhomogeneidad y producen una zona de depresión que se va haciendo más notoria en los tiempos 20, 40 y 60 ms, y que es poco visible en 4, 80 y 90 ms. Esta prueba tiene cierta ventaja sobre el experimento de ondas acústicas armónicas, en el sentido de que por medio de este experimento no tuvimos que buscar la frecuencia de resonancia a la cual respondiera el modelo, sin embargo es una prueba en la que se tiene que controlar todos los eventos para "congelar" la imagen en el tiempo.





 $t_1 = 4 \text{ ms}$







b)

 $t_{2=}20 \text{ ms}$





b) $t_3 = 40 \text{ ms}$





b) $t_4 = 60 \text{ ms}$





Figura 5.14. Secuencia de imágenes en mapas de fase desenvueltos que muestran claramente las distribuciones de presión espaciales a) a ciertos momentos de tiempo, y la destrucción de este patrón con la inhomogeneidad b).

Las imágenes de la figura 5.15 son el perfil de la propagación del impulso transitorio como es el desplazamiento transversal que sufre en la gelatina en un instante de tiempo dado. De las imágenes anteriores tomamos la parte central de estas. Analizando la figura 5.15, en promedio la propagación del impulso comienza con una amplitud desde los 7 µm hasta los 14 µm alcanzando hundimientos en 3, 5, 7 y 12 µm y abultamientos en 8,10,11,12 y 13 µm. Esto nos sirve para observar la formación de la propagación del impulso en un estado no deformado por no existir inhomogeneidad alguna. El estado alterado muestra un hundimiento que llega hasta las 0 µm de amplitud en t₃ =40 ms, caso que jamás es obtenido sin inhomogeneidad. Estas gráficas en 2D son muy útiles ya que muestran el perfil de la inhomogeneidad y de acuerdo a las dimensiones del objeto podemos ubicarla más correctamente. Este experimento tiene la ventaja de que no necesitamos buscar la frecuencia de resonancia del material, sólo aplicamos el impulso en distintos tiempos y analizamos en cual es más notoria la depresión.



a)

116







 $t_2 = 20 \text{ ms}$





 $t_3 = 40 \text{ ms}$





 $t_4 = 60 \text{ ms}$





t₅= 80 ms





 $t_6 = 90 \text{ ms}$

Figura 5.15. Gráficas en 2D que muestran claramente el perfil de la propagación del pulso transitorio. a) sin inhomogeneidad, b) con la inhomogeneidad

6. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

En este trabajo de tesis presentamos el procedimiento experimental (capítulo 4), los resultados y el análisis (capítulo 5) para la detección de inhomogeneidades logrando nuestras metas y alcanzando resultados positivos. Demostramos la factibilidad uso de la técnica de Holografía Digital Pulsada como una prueba no invasiva aplicable para detectar inhomogeneidades dentro de objetos semisólidos. Nuestras principales aportaciones son

- Demostramos que mediante la técnica no invasiva de Holografía Digital Pulsada es posible detectar inhomogeneidades en un objeto "modelo" adhoc que simula la glándula mamaria, haciendo probable la aplicación de la técnica en medicina.
- Demostramos que la Holografía Digital Pulsada es un método factible para medir la propagación de campos transitorios acústicos en materiales orgánicos.

- Aprovechando que la técnica de holografía digital presenta alta r resolución, logramos detectar cambios en las ondas mecánicas de 10 micrométros.
- Combinamos la óptica, con la parte electrónica, y señales de audiofrecuencias, a la evaluación en la detección de inhomogeneidades.
- Mostramos que los tejidos biológicos son sensibles a señales sonoras y al impulso transitorio que empleamos como estímulo.
- Observamos que si existe alguna perturbación, el patrón de franjas se ve alterado, lo cual podemos traducir en la existencia de alguna anomalía.
- Logramos detectar incrustaciones de distintos tamaños (2.5, 2.1, 1.61, 1.34 cm).
- Esta técnica es útil para detectar fibroadenomas, tejido canceroso, y tejido graso.
- Las ondas acústicas nos proporcionaron información sobre el diagnóstico en la detección de inhomogeneidades transmitiendo información desde el interior del modelo hasta la superficie de este.
- Vimos que ocurre una distribución espacial de forma "elíptica" que se genera al propagar la presión provocada por el impulso transitorio y muestra un patrón de anillos concéntricos que resulta de la presión provocada al aplicar sonido. Estos campos son observados cuando la onda choca en el modelo de forma semiesférica.
- Comprobamos que el material (gelatinoso) tiene una respuesta a las ondas acústicas en el intervalo de 10 a 100 ms, a diferencia de los sólidos que se encuentran en el rango de µs.

- El sistema de sincronización nos permitió trabajar en el rango de milisegundos para lograr grabar la evolución del evento transitorio.
- Observamos que los campos acústicos aplicados, parte de ellos fueron absorbidos y otra parte reflejada al incidir sobre la anomalía lo cual se muestra en los diagramas de fase desenvuelta al destruirse el patrón original.
- Hacemos uso de la bocina como forma de excitación, estas ondas mecánicas son las que penetran y producen ondas de presión en el objeto, haciendo uso de frecuencias en el audible (44 hz y 810 hz)
- Mostramos que las inhomogeneidades que se insertaron a .5 cm, 2 cm y a 3 cm de profundidad medidas desde la cara plana del modelo, se detectaron.
- Mostramos que los modos de vibración se mantienen y permanecen independientes de la posición. Así podemos concluir que se manifiestan en cualquier posición y se mantienen girando solamente con el ángulo de rotación que se le dio en el experimento . Cuando la onda sonora se topa con el obstáculo los modos de resonancia permanecen.
- A diferencia de otras técnicas, como el ultrasonido, que emplea el sonido para la detección, nosotros lo usamos como estímulo para excitar el objeto.

6.1 TRABAJO A FUTURO

Como trabajo a futuro pretendemos obtener más diferencias entre un tumor benigno, maligno, tejido graso, tejido conectivo, con el fin de caracterizarlos adecuadamente.

Eliminaremos el molde de plástico, para así tener contacto directo con el objeto, además de trabajar con material más real.

Realizaremos pruebas directamente en el tejido.

Mejoraremos la ubicación del tumor, encontrar su posición tanto en x, y y z, con el propósito de localizar adecuadamente la profundidad a la que se encuentra.

Trabajaremos ya con pacientes tanto sanos como enfermos.

Pretendemos también trabajar con tamaños más pequeños de las inhomogeneidades.