



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

**“Estudio de tejido del sistema integumentario usando
interferometría holográfica digital”**

Tesis presentada por:

Lic. Ninfa del Carmen Lozano Rincón

Como requisito para obtener el grado de:

Maestra en Ciencias (Óptica)

Asesor:

Dr. Manuel Humberto De la Torre Ibarra

León, Guanajuato, México, Junio de 2013

Resumen

El estudio de las propiedades biomecánicas de la piel es importante para muchos campos biomédicos como son la medicina y la biología, ya que con ello se puede: conocer el estado de salud que guarda el tejido, mejorar el diseño de piel artificial, cuantificar la efectividad de un producto dermatológico, desarrollar estrategias para mejorar la curación en heridas, diseñar patrones de incisión quirúrgicas para minimizar la cicatrización y trauma, detectar enfermedades en la piel, etc. Es por esto que nació el interés de analizar qué tan factible es el uso de la técnica óptica “interferometría holográfica digital” (DHI, por sus siglas en inglés) para el estudio de la piel y la información que pueda la técnica óptica obtener de su estado físico-mecánico. Cabe señalar que este trabajo es un primer estudio donde se expone un marco teórico y experimental de los resultados obtenidos en el manejo de varias muestras de piel empleando DHI.

DHI es una técnica óptica no invasiva que no hace contacto mecánico con el objeto bajo estudio y es de campo completo. Consiste básicamente en comparar dos frentes de onda en diferentes tiempos. Por ejemplo, se compara un estado de referencia del tejido con otro donde el tejido sufre deformación. Para este estudio se realizaron deformaciones por medio de arcos eléctricos en forma controlada y repetible.

De los resultados obtenidos en el trabajo se muestra que DHI es una técnica plausible para el análisis de deformaciones inducidas en la piel. A pesar de que las deformaciones pueden llegar a ser de varias decenas de micrómetros, fue posible hacer un seguimiento de ellas en intervalos definidos.

Dedicatoria

A mis padres,

Julio y Ma. del Carmen .

Gracias por todo su cariño, apoyo y paciencia. Los quiero mucho.

Agradecimientos

Le agradezco primeramente a Dios, por darme salud, fortaleza y una vida llena de aprendizajes.

Le doy gracias a mi asesor de tesis, al Dr. Manuel Humberto De la Torre por su infinita paciencia, por compartir conmigo sus conocimientos, gracias Doctor.

Debo agradecer también al CONACYT y al CIO, por brindarme la oportunidad de crecer profesionalmente.

Al Dr. Daniel Malacara Doblado y al Dr. Francisco Javier Casillas Rodríguez por sus valiosas correcciones hechas en este trabajo.

Agradezco a todas aquellas personas que de alguna manera contribuyeron a la realización de esta tesis.

Gracias...

Índice

Capítulo I

Introducción.....	1
Referencias.....	4

Capítulo II

Fundamentos ópticos de DHI

2.1 Conceptos básicos de óptica.....	6
2.1.1 Interferencia de dos ondas planas.....	7
2.1.2 Moteado.....	14
2.1.3 Sensibilidad en patrones de moteado.....	18
2.1.4 Medición de desplazamientos en un interferómetro.....	23
2.1.4.1 Caso de desplazamiento en el plano.....	23
2.1.4.2 Desplazamiento en un interferómetro fuera de plano.....	28
2.1.5 Interferometría holográfica digital (DHI).....	30
2.1.5.1 Tamaño de la apertura.....	34
2.1.5.2 Portadora espacial.....	36
2.1.6 Evaluación de la fase por medio de la transformada de Fourier.....	40
Referencias.....	44

Capítulo III

Sistema integumentario y técnicas de medición

3.1 Estructura y funciones de la piel	45
---------------------------------------------	----

3.2 Mediciones de las propiedades mecánicas de la piel.....	50
3.2.1 Prueba de succión.....	51
3.2.2 Prueba de torsión.....	52
3.2.3 Prueba de tracción.....	53
3.2.4 Prueba de indentación.....	54
3.2.5 Prueba de elastografía.....	54
3.2.5.1 Elastografía con ultrasonido.....	56
3.2.5.2 Elastografía con resonancia magnética.....	57
3.2.5.3 Elastografía con OCT.....	58
Referencias.....	59

Capítulo IV

Experimento y resultados

4.1 Arreglo experimental	61
4.1.1 Arreglo óptico 1 (muestra vertical).....	63
4.1.2 Arreglo óptico 2 (muestra horizontal).....	65
4.1.3 Dispositivo.....	65
4.2 Pruebas preliminares.....	75
4.2.1 Prueba 1. Esparcimiento de la luz sobre la piel de rata	75
4.2.2 Prueba 2. Piel de rata sometida a estrés.....	77
4.2.3 Prueba 3. Piel de rata fijada a un bastidor de madera.....	79
4.2.4 Prueba 4. Piel de rata fijada a un bastidor de plástico.....	81

4.3 Pruebas y resultados finales.....	84
4.3.1 Comparación del método de desenvolvimiento de fase espacial con el método de fase temporal (TPU).....	82
4.3.2 Prueba 1. Piel de dorso porcino en la posición 1 del dispositivo versión 4...	88
4.3.3 Prueba 2. Piel de dorso porcino en la posición 2 del dispositivo versión 4. ...	91
4.3.4 Prueba 3. Piel de dorso porcino en la posición 1 del dispositivo versión 4.	93
4.3.5 Análisis del cambio de fase en el tiempo.....	95

Capítulo V

Discusión y conclusiones.....	98
-------------------------------	----

Apéndice

Apéndice A. Haz reflejado en un sistema de coordenadas rotado.....	102
Apéndice B. Características del láser Verdi-V10 Nd:YV04.....	103
Apéndice C. Características de la cámara PixeLink PL-B741U-R.....	104

Lista de figuras

Figura 2.1 Diagrama esquemático de la interferencia de dos ondas planas en el punto P ...	9
Figura 2.2 Ángulo formado por dos ondas planas, donde una de ellas es paralela al eje z .	12
Figura 2.3 Efecto de moteado.....	14
Figura 2.4 Formación de moteado objetivo.	15
Figura 2.5 Deducción de la mota objetiva... ..	16
Figura 2.6 Formación del moteado subjetivo.	17
Figura 2.7 Diagrama para estudio de la sensibilidad del patrón de moteado.....	19
Figura 2.8 Vector de sensibilidad.....	20
Figura 2.9 Diagrama esquemático de interferómetro en plano.....	23
Figura 2.10 Desplazamiento de un punto P en un interferómetro en el plano.....	24
Figura 2.11 Diferencia de camino óptico entre el haz 1, antes y después de la deformación	25
Figura 2.12 Acercamiento de la figura 2.11.....	26
Figura 2.13 Diferencia de camino óptico entre el haz 2, antes y después de la deformación	27
Figura 2.14 Diagrama esquemático de interferómetro fuera de plano.....	29
Figura 2.15 Desplazamiento del punto P en un interferómetro fuera de plano.	29
Figura 2.16 Diagrama esquemático del haz objeto y el haz de referencia en un arreglo DHI.	31
Figura 2.17 Diagrama esquemático para el cálculo del tamaño de la apertura en un interfe-- rómetro fuera de plano	34

Figura 2.18 Diagrama esquemático para el cálculo del ángulo para introducir portadora.	36
Figura 2.19 Diagrama esquemático de la pantalla del sensor donde se graba los hologramas y la ventana en el espacio de las frecuencias.	37
Figura 2.20 Lóbulos de Fourier rectangulares centrados en $\frac{1}{4} M_s$	37
Figura 2.21 Propiedad de la portadora de la transformada de Fourier.	38
Figura 2.22 Diagrama de pasos para obtener el mapa de desplazamientos por el método de desenvolvimiento de fase espacial.	41
Figura 2.23 Diagrama de pasos para obtener el mapa de desplazamientos por el método TPU.	42
Figura 2.24 Diagrama esquemático de la fase de un pixel (m,n) en el tiempo.	43
Figura 3.1 Estructura de la piel.	46
Figura 3.2 Capas de la epidermis.	47
Figura 3.3 Diagrama esquemático de la dermis.	48
Figura 3.4 Diagrama esquemático de fibra colágena.	48
Figura 3.5 Moléculas de elastina.	51
Figura 3.6 Diagrama esquemático de aparato para prueba de succión.	52
Figura 3.7 Diagrama esquemático de aparato para prueba de torsión.	52
Figura 3.8 Diagrama esquemático de aparato para prueba de tracción.	53
Figura 3.9 Esquema básico de la prueba de indentación.	54
Figura 3.10 Esquema básico de la prueba de elastografía.	55
Figura 3.11 Sonograma y elastograma de un carcinoma.	56
Figura 3.12 Diagrama esquemático de un sistema de elastografía con ultrasonido.	57

Figura 3.13 Diagrama esquemático de un sistema de elastografía por OCT.....	58
Figura 4.1 Diagrama esquemático del arreglo óptico 1	63
Figura 4.2 Diagrama esquemático del arreglo óptico 2	65
Figura 4.3 Generador de pulsos eléctricos... ..	66
Figura 4.4 Señal de salida del generador de pulsos eléctricos	66
Figura 4.5 Dispositivo versión 1	68
Figura 4.6 Fotografías de sujeción de la rata con una placa de vidrio en el FOV.....	69
Figura 4.7 Diagrama esquemático de lienzo de piel tensado con garfios.....	70
Figura 4.8 Dispositivo versión 2.....	71
Figura 4.9 Dispositivo versión 3.....	71
Figura 4.10 Lienzo de piel en el dispositivo de sujeción versión 3.....	72
Figura 4.11 Tabla de mediciones de voltaje promedio y corriente promedio	73
Figura 4.12 Dispositivo versión 4.....	74
Figura 4.13 Mapa de fase envuelta obtenido de la prueba 1	76
Figura 4.14 Mapas envueltos obtenido de la prueba 1	77
Figura 4.15 Mapas envueltos obtenidos de la prueba 2	78
Figura 4.16 Mapas desenvuelto y de desplazamientos del mapa mostrado en la figura 4.15 (b)	78
Figura 4.17 Diferentes posiciones de los caimanes... ..	79
Figura 4.18 Mapas envueltos de la piel fijada en bastidor de madera	80
Figura 4.19 Tres diferentes posiciones del paso de corriente	81
Figura 4.20 Mapas envueltos de la prueba 4.....	82

Figura 4.21 Mapas de desplazamiento correspondientes a las figuras 4.20.....	83
Figura 4.22 Comparación del método de desenvolvimiento espacial con TPU	85
Figura 4.23 Comparación de mapas envueltos.....	86
Figura 4.24 Mapa de fase TPU con su correspondiente mapa envuelto.....	87
Figura 4.25 Tiras de piel porcina.....	88
Figura 4.26 Mapa envuelto de la piel donde el paso de corriente es por la posición 1 y su -- correspondiente mapa de desplazamiento.....	89
Figura 4.27 Mapas envueltos de desplazamiento para distintas muestras de piel durante la - prueba 1.....	90
Figura 4.28 Mapa envuelto de la piel con voltaje aplicado en la posición 2 y el mapa de desplazamiento resultante.....	91
Figura 4.29 Mapas envueltos y de desplazamiento resultantes de tres piezas de piel para la prueba 2.....	92
Figura 4.30 Mapas envuelto en la posición 1 por el dispositivo de la versión 4 y el mapa de desplazamiento.....	93
Figura 4.31 Mapas envueltos y de desplazamiento en diversas muestras de piel en la prue- ba 3.....	94
Figura 4.32 Ejemplos de mapas envueltos de tres muestras distintas para analizar el cambio de fase en el tiempo.....	95
Figura 4.33 Gráficas de la fase desenvuelta en 3 segundos para filas y columnas seleccio- nadas para cada posición de aplicación de voltaje.....	97
Figura 5.1 Diagrama esquemático para representar las deformaciones de un material cuan- do es aplicado un esfuerzo de compresión.....	99

Figura A.1. Esquema para el cálculo del ángulo de un haz reflejado en un sistema de coordenadas rotado.....102

Capítulo I

Introducción

En la vida cotidiana existen muchos fenómenos físicos que al ser modelados matemáticamente nos permiten predecirlos y cuantificarlos en cierta medida. Al establecer un modelo matemático del comportamiento de la luz, fue posible el desarrollo de una gran cantidad de dispositivos optoelectrónicos que actualmente existen y que son aplicados en la estimación de variables físicas en escala micrométrica en muchas disciplinas de ingeniería; es por esto, que la óptica es un área fundamental para el desarrollo de la tecnología.

Dentro de la óptica, existen varias técnicas de medición que se fundamentan con modelos ondulatorios de la luz. Una de estas técnicas es la interferometría holográfica digital (DHI, Digital holographic interferometry) que es un método que compara dos frentes de onda en diferentes tiempos. Esta técnica óptica es no-invasiva, es decir, no hace contacto mecánico con el objeto bajo estudio, y además es de campo completo ya que mide en toda el área de observación. También tiene varias aplicaciones como son el análisis de deformaciones y vibraciones, la medición de forma, las estimaciones en el cambio de índice de refracción de un medio, etcétera [1].

El presente trabajo tiene como objetivo aplicar DHI en el estudio inicial de las micro-deformaciones que se generan en el tejido integumentario (piel) cuando está bajo estrés debido a una corriente eléctrica y se analiza mediante la técnica de DHI. Cabe mencionar que en la literatura no se ha reportado ninguna aplicación de DHI en el estudio de la deformación de la piel como resultado de un impulso eléctrico de voltaje controlado; aunque sí existen aplicaciones de DHI en el área biomédica como estudios del movimiento del hueso [2], análisis de vibraciones en el cuerpo humano [3], detección de anomalías en tejido de seno femenino y localización de tumores en un modelo de seno humano [4-6].

El estudio de las propiedades biomecánicas en la piel (por ejemplo la elasticidad, rigidez, etc.) permite conocer el estado de salud del tejido, mejorar el diseño de piel artificial, cuantificar la efectividad de un producto dermatológico, desarrollar estrategias para mejorar la curación de heridas, diseñar patrones de incisión quirúrgica para minimizar la cicatrización, detectar enfermedades en la piel, etc. [7]. De hecho, hay muchas enfermedades de la piel que dan como resultado cambios en sus propiedades mecánicas y se puede hacer un diagnóstico usando métodos de medición de éstas. Adicionalmente se ha mostrado que estos métodos indican el comienzo de la atrofia generada por corticosteroides (un tipo de hormonas), fotoesclerosis (endurecimiento de tejidos debido a la alta sensibilidad a la luz solar) y arosclerosis (rigidez de la piel de los dedos que se acompaña de pérdida ósea de los huesos largos de la mano y atrofia muscular) mucho antes que pruebas clínicas histológicas y bioquímicas [8].

El trabajo se inicia planeando un estudio “in vivo” (se refiere a experimentación hecha dentro o en el tejido vivo de un organismo vivo) con ratas de la especie *mus musculus*, aprovechando que la piel de este animal es utilizada típicamente como modelo “in vivo” de la piel humana [9], es fácil de conseguir, es de fácil manejo, no requiere cuidados especiales, tienen un alto número de crías y poseen un breve período de gestación; de hecho, tienen un sistema inmune y un genoma muy similar al de los seres humanos. Aunque las desventajas de este modelo es que estos pequeños mamíferos difieren de los humanos anatómicamente y fisiológicamente [10]. Aún así, se hicieron las pruebas y se obtuvieron imágenes que contenían mucho ruido debido al continuo movimiento de las ratas, por lo que se optó por cambiar la muestra de piel y como el objetivo es probar que la técnica se puede usar en esta aplicación, se cambió a prueba “in vitro” (se refiere a experimentación generalmente en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo).

También se eligió piel porcina considerando que en experimentos “in vitro” ha mostrado que funciona comparablemente con la piel humana [10-13]. Cabe mencionar que algunos autores [8] consideran que las propiedades mecánicas son preferiblemente probadas “in vitro” y éstas son más útiles para los científicos; mientras las funciones de la piel deben ser necesariamente examinadas “in vivo” y proveen más información para los médicos.

Como un trabajo a futuro se pretende analizar las propiedades mecánicas de la piel; por ejemplo, la dureza (resistencia que un material opone a la penetración o a ser rayado por otro cuerpo) y la elasticidad (capacidad de algunos materiales para recuperar su forma y dimensiones primitivas cuando cesa el esfuerzo que había determinado su deformación), son algunas de las propiedades mecánicas de los objetos. Éstas describen cómo reaccionan los materiales a fuerzas físicas, es decir, reflejan la relación entre la respuesta o deformación del objeto o material a la fuerza aplicada [14]. Estas propiedades son útiles para diseñar estructuras o componentes eligiendo el material adecuado que sea capaz de soportar ciertos niveles de deformación, evitando que ocurran ciertas fallas o rupturas de los materiales.

Así pues, el esquema básico de este trabajo es el siguiente: en el capítulo 2 se presenta los fundamentos ópticos de la teoría básica de DHI, en el capítulo 3 se muestra una descripción breve del tejido integumentario así como algunas de las técnicas utilizadas para conocer propiedades biomecánicas de la piel, en el capítulo 4 se presenta la metodología que se llevó a cabo para desarrollar este trabajo y los resultados obtenidos, y por último en el capítulo 5 la discusión y las conclusiones, donde se mencionan posibles trabajos de investigación a futuro.

Referencias

- [1] P. K. Rastogi, *Digital speckle pattern interferometry and related techniques*, John Wiley & Sons, LTD (2001).
- [2] R. J. Pryputniewicz, "Pulsed laser holography in studies of bone motions and deformations," *Opt. Eng.* **24** (5) 832–839 (1985).
- [3] H. Wos, L. Svensson, and S. Norlander, "Implementation of double-pulsed holography in evaluation of whole-body vibration," *Ergonomics* **34**(11), 1357–1364 (1991).
- [4] H. Hong, D. Sheffer, and W. Loughry, "Detection of breast lesions by holographic interferometry," *J. Biomed. Opt.* **4**(03), 368–375 (1999).
- [5] J. Woisetschläger, D. B. Sheffer, C. W. Loughry, K. Somasundaram, S. K. Chawla, and P. J. Wesolowski, "Phaseshifting holographic interferometry for breast cancer detection," *Appl. Opt.* **33**, 5011–5015 (1994).
- [6] M. Hernández-Montes, F. Mendoza-Santoyo, C. Perez-Lopez, "Detection of inhomogeneities in semi-solid materials using pulsed digital holography," *Interferometry XII: Applications* **5532** (2004).
- [7] C. Flynn, A. Taberner, P. Nielsen, "Mechanical characterisation of in vivo human skin a 3D force-sensitive micro-robot and finite element analysis," *Biomech Model Mechanobiol* **10**, 27-38 (2011).
- [8] R. Marks and P.A. Payne, *Bioengineering and the skin*, Kluwer Academic Publishers (1981).
- [9] B. Van Ravenzwaay, E. Leibold, "A comparison between in vitro rat and human and in vivo rat skin absorption studies," *Human Exp. Toxicol.* **23**, 421-430 (2004).
- [10] T. P. Sullivan, W. H. Eaglstein, S. C. Davis, P. Mertz, "The pig as a model for human wound healing," *Wound Rep Reg* **9**, 66-76 (2001).
- [11] B. Godin, E. Touitou, "Transdermal skin delivery: Predictions for humans from in vivo, ex vivo and animal models," *Adv Drug Deliv Rev*, 1152-61 (2007).
- [12] G. M Gray, H. J. Yardley, "Lipid compositions of cells isolated from pig, human and rat epidermis," *J. Lipid Res.* **16**, 434-440 (1975).
- [13] U. Jacobi, M. Kaiser, R. Toll, S. Mangelsdorf, H. Audrig, N. Otberg, W. Sterry, Lademann, "Porcine ear skin: an in vitro model for human skin," *Skin Res. Technol.* **13**, 19-24 (2007).
- [14] W. D. Callister, *Materials Science and Engineering: An introduction*, Reverté, (1998).

Capítulo II

Fundamentos ópticos de DHI

Cuando se ilumina un objeto con una fuente de luz coherente y las irregularidades de la superficie de éste son mayores a la longitud de onda λ de la luz utilizada, se dice que el objeto provoca un esparcimiento de la luz. A esta luz esparcida es conocida, como el frente de onda del objeto, y está caracterizada por tener amplitud y fase. La amplitud se relaciona con la intensidad de cada punto del objeto, más oscuro o más claro; mientras que la fase está relacionada con la forma del objeto y permite conocer la posición del objeto en la que se esparció la luz.

La principal diferencia entre una fotografía y un holograma, es que en una fotografía se graba solo la amplitud del frente de onda del objeto y en un holograma, además de ésta se graba la fase. Entonces mediante los hologramas se puede obtener mayor información de los objetos.

Al tener dos hologramas de un objeto que se desplaza (cada uno con su respectiva fase del frente de onda del objeto), se comparan y se obtiene indirectamente cómo cambió la posición de los puntos de un holograma respecto del otro; y así, la diferencia de fase de cada punto del objeto se puede relacionar con el desplazamiento del mismo punto en un intervalo de tiempo. Un holograma además de contener la fase del objeto contiene otros términos que no son de interés, los cuales se descartan con diversos algoritmos de filtraje. Dependiendo de la sensibilidad a componentes de desplazamiento de un arreglo óptico, éstos se pueden relacionar con la diferencia de fase. Por ello, se puede diseñar un sistema óptico para tomar estas imágenes de la muestra de estudio; a partir de las cuales se puede obtener la diferencia de fase utilizando el método de la transformada de Fourier.

Para comprender mejor lo anterior, este capítulo muestra la teoría básica de la óptica relacionada: se explican los conceptos básicos que emplea DHI, la relación entre el desplazamiento de la superficie y la diferencia de fase (subtema denominado sensibilidad en patrones de moteado) y por último la evaluación de la fase por medio de la transformada de Fourier.

2.1 Conceptos básicos de óptica

Aunque se conocen los principios básicos de holografía desde 1948 (*D. Gabor*), su desarrollo comenzó hasta la llegada del láser (1960). Una de las publicaciones sobre holografía digital más antiguas fue en 1967 por *J. W. Goodman* and *R. W. Lawrence*, quienes registraron hologramas con un arreglo de 256 X 256 pixeles y lo cuantificaron en 8 niveles de gris [1].

Un holograma es un patrón de interferencia formado por dos frentes de onda, uno corresponde al dispersado por la superficie del objeto y el otro es un fondo coherente llamado haz de referencia. Esta información está codificada en forma de franjas de interferencia, que el ojo humano no puede resolver debido a la alta frecuencia espacial, la cual puede ser grabada en el sensor empleado. Es por esto que DHI depende de la resolución del sensor. Se envía esta información a una PC, la cual reconstruye numéricamente la información codificada. Por ello, DHI tuvo que esperar tantos años para aprovechar su potencial. Todavía a principios de los 90's la reconstrucción de un holograma digital de 512 X 512 pixeles tomaba 30 minutos con un software especial para propósitos metrológicos [2], pero en la actualidad se pueden realizar en un tiempo mucho menor, ya que existen sensores de millones de pixeles y computadoras que pueden procesar centenas de millones de instrucciones por minuto, lo cual es aprovechado para DHI.

A continuación se describirá el análisis de la interferencia de dos ondas planas, el fenómeno de moteado, los desplazamientos que se producen al ser deformado un objeto en un

interferómetro en el plano y fuera del plano, la técnica de DHI y por último se presenta la evaluación de la fase por medio de la transformada de Fourier.

2.1.1 Interferencia de dos ondas planas

Los fenómenos eléctricos y magnéticos se pueden describir por medio de las cuatro ecuaciones de *J. C. Maxwell* [3]:

$$\nabla \cdot \vec{D} = 0, \quad (2.1)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0, \quad (2.2)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}, \quad (2.3)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J}, \quad (2.4)$$

donde

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E}, \quad (2.5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H}, \quad (2.6)$$

$$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0, \quad (2.7)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0. \quad (2.8)$$

El término \vec{D} es el desplazamiento eléctrico, \vec{B} es la densidad de campo magnético (inducción magnética), \vec{E} es el campo eléctrico, \vec{H} es la intensidad de campo magnético, \vec{J} es la densidad de corriente, ϵ es la permitividad absoluta de un material, ϵ_r es la permitividad relativa (constante dieléctrica), ϵ_0 es la permitividad en el vacío, μ es la permeabilidad magnética absoluta, μ_r es la permeabilidad magnética relativa, μ_0 es la permeabilidad magnética en el vacío y t es el tiempo. Los símbolos 'x' y '.' representan el producto cruz y el producto punto.

De las ecuaciones de *Maxwell*, se puede deducir la ecuación de onda, la cual describe la propagación de ondas como las de luz y las ondas sonoras. Entonces, considerando que ϵ es constante, la ecuación de onda en el vacío es

$$\nabla^2 \vec{E} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = 0, \quad (2.9)$$

donde c es la velocidad de la luz en el vacío.

Más explícitamente la ecuación (2.9) se puede escribir como

$$\left(\frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial z^2} \right) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = 0, \quad (2.10)$$

donde x, y y z son las coordenadas cartesianas. La expresión (2.10) es una ecuación diferencial parcial lineal de segundo orden. Resolviéndola en el sistema coordenado cartesiano xyz por el método de separación de variables la solución escalar tiene la siguiente forma

$$\vec{E}(x, t) = |\vec{E}(x, t)| e^{i(\vec{k} \cdot \vec{r})}, \quad (2.11)$$

donde $|\vec{E}(x, t)|$ es la amplitud de $\vec{E}(x, t)$, \vec{k} es el vector de propagación de la onda y \vec{r} es el vector de posición. A la expresión (2.11) se le conoce como la ecuación de la onda plana. Además, si se usa la fórmula de *Euler* tenemos que

$$\vec{E}(x, t) = |\vec{E}(x, t)| [\cos(kx - \omega t) + i \operatorname{sen}(kx - \omega t)], \quad (2.12)$$

donde $\omega = kc$ es frecuencia angular temporal, $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ es el número de onda y λ es la longitud de onda.

Por ello, si se considera solo la parte real

$$\vec{E}(x, t) = |\vec{E}(x, t)| \cos(kx - \omega t). \quad (2.13)$$

Una vez que se tiene la representación matemática escalar del campo eléctrico de una onda plana o un haz de luz, sigue encontrar la expresión de la interferencia de dos ondas planas en el punto P como se muestra en la figura 2.1. El ángulo θ es la mitad del ángulo total que

forman ambas ondas (ángulo α), \vec{r} es el vector posición del punto P y \vec{k}_1, \vec{k}_2 son los vectores de propagación de la onda 1 y 2 respectivamente.

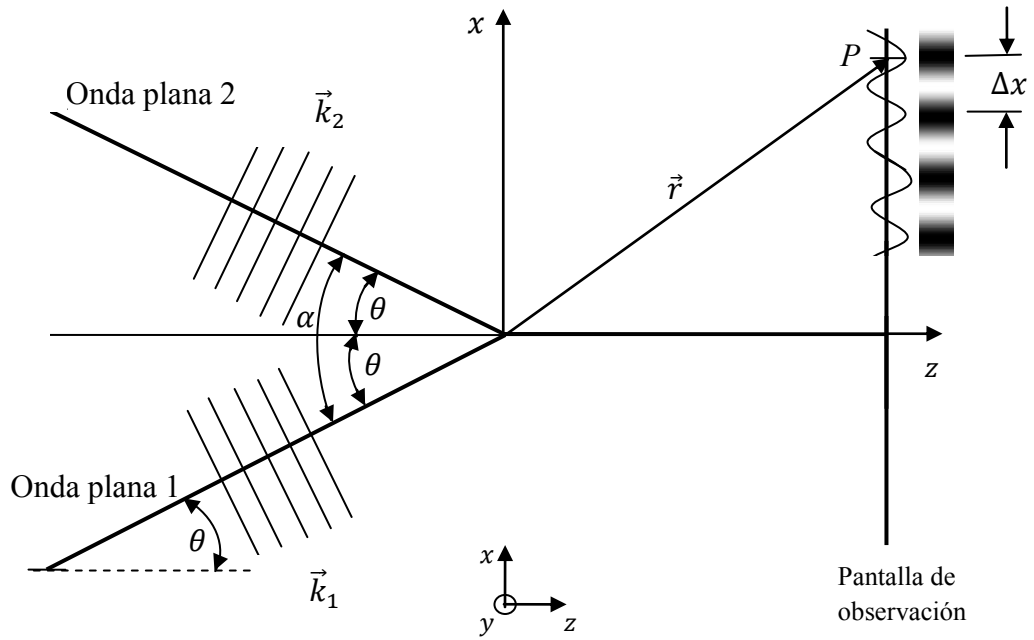


Figura 2.1 Diagrama esquemático de la interferencia de dos ondas planas en el punto P .

El campo eléctrico de la onda plana 1 es E_1 y el de la onda 2 es E_2 . Los cuales se definen de la siguiente manera

$$E_1 = |E_1|e^{i\phi_1}, \quad (2.14)$$

$$E_2 = |E_2|e^{i\phi_2}, \quad (2.15)$$

donde

$$\phi_i = \vec{k}_i \cdot \vec{r}, \quad i = 1,2 \quad (2.16)$$

es la fase óptica de las ondas planas 1 y 2.

La intensidad de la luz que se registra en el sensor definida según [4] es:

$$I_1 = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c E_1 E_1^* = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c |E_1|^2, \quad (2.17)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c E_2 E_2^* = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c |E_2|^2, \quad (2.18)$$

donde * denota el complejo conjugado.

Entonces el campo eléctrico en el punto P es

$$E = E_1 + E_2, \quad (2.19)$$

que expresado como la intensidad es

$$I = \frac{1}{2} \varepsilon_0 c (E_1 + E_2)(E_1 + E_2)^*, \quad (2.20)$$

$$= \frac{1}{2} \varepsilon_0 c (E_1 E_1^* + E_2 E_2^* + E_1 E_2^* + E_2 E_1^*), \quad (2.21)$$

$$= \frac{1}{2} \varepsilon_0 c [|E_1|^2 + |E_2|^2 + |E_1||E_2| e^{i(\phi_1 - \phi_2)} + |E_1||E_2| e^{-i(\phi_1 - \phi_2)}], \quad (2.22)$$

$$= I_1 + I_2 + \frac{1}{2} \varepsilon_0 c |E_1||E_2| [e^{i(\phi_1 - \phi_2)} + e^{-i(\phi_1 - \phi_2)}], \quad (2.23)$$

$$= I_1 + I_2 + \frac{1}{2} 2 \varepsilon_0 c |E_1||E_2| \left[\frac{e^{i(\phi_1 - \phi_2)} + e^{-i(\phi_1 - \phi_2)}}{2} \right]. \quad (2.24)$$

Considerando las siguientes ecuaciones

$$|E_1||E_2| = \frac{2}{\varepsilon_0 c} \sqrt{I_1 I_2}, \quad (2.25)$$

$$\cos(\phi_1 - \phi_2) = \frac{e^{i(\phi_1 - \phi_2)} + e^{-i(\phi_1 - \phi_2)}}{2}, \quad (2.26)$$

$$\psi = \phi_1 - \phi_2, \quad (2.27)$$

$$a = I_1 + I_2, \quad (2.28)$$

$$b = 2\sqrt{I_1 I_2}, \quad (2.29)$$

se tiene que

$$I = I_1 + I_2 + \frac{1}{2} 2\varepsilon_0 c |E_1| |E_2| [\cos(\phi_1 - \phi_2)], \quad (2.30)$$

$$= I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\phi_1 - \phi_2), \quad (2.31)$$

$$= I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\psi), \quad (2.32)$$

$$= a + b \cos(\psi). \quad (2.33)$$

Como se ve en la ecuación (2.32), la intensidad resultante es la suma de las intensidades individuales más el término de interferencia $2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\psi)$, el cual tiene la fase del objeto. La intensidad varía entre un valor máximo $I_{max} = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2}$ y un valor mínimo $I_{min} = I_1 + I_2 - 2\sqrt{I_1 I_2}$ [5]. Al término "a" se le conoce como iluminación de fondo y a "b" como modulación ó contraste de las franjas.

Ahora, se obtendrá una expresión matemática para la separación de las franjas (Δx , ó también llamado periodo de las franjas). Considerando la ecuación (2.16), la figura 2.1, las siguientes dos igualdades

$$\vec{k}_1 = k_1(\sin \theta \hat{x} + \cos \theta \hat{z}), \quad (2.34)$$

$$\vec{k}_2 = k_2(-\sin \theta \hat{x} + \cos \theta \hat{z}), \quad (2.35)$$

y suponiendo que $k = k_1 = k_2$, se tiene que

$$\phi_1 = k(x \sin \theta + z \cos \theta), \quad (2.36)$$

$$\phi_2 = k(-x \sin \theta + z \cos \theta), \quad (2.37)$$

Entonces, la diferencia de fase de las dos ondas planas es

$$\phi_1 - \phi_2 = k(x \sin \theta + z \cos \theta + x \sin \theta - z \cos \theta), \quad (2.38)$$

$$\phi_1 - \phi_2 = k(2x \sin \theta), \quad (2.39)$$

Si sustituimos la ecuación (2.39) y el valor de k en (2.33), entonces la intensidad en el punto P tiene la siguiente forma

$$I = a + b \cos \left(\frac{4\pi x \sin \theta}{\lambda} \right), \quad (2.40)$$

donde se puede observar que la intensidad en cada punto P en la pantalla de observación varía dependiendo de la coordenada x , entonces para encontrar la separación de las franjas Δx se analiza en qué valor del argumento, la función coseno es máxima. Y esto pasa cuando el argumento es un múltiplo de 2π .

$$\frac{4\pi x_{max} \sin \theta}{\lambda} = m2\pi, \quad (2.41)$$

$$x_{max} = \frac{m\lambda}{2 \sin \theta}, \quad (2.42)$$

donde m es un número entero. Y se hace la resta de dos máximos consecutivos para encontrar Δx :

$$\Delta x = x_{m+1} - x_m, \quad (2.43)$$

$$\Delta x = \frac{(m+1)\lambda}{2 \sin \theta} - \frac{m\lambda}{2 \sin \theta}, \quad (2.44)$$

$$\Delta x = \frac{\lambda}{2 \sin \theta}. \quad (2.45)$$

Ahora si se analiza el periodo de las franjas en el caso de que la onda plana 1 se propague en dirección del eje z , las ondas formarían un ángulo α como se muestra en la figura 2.2.

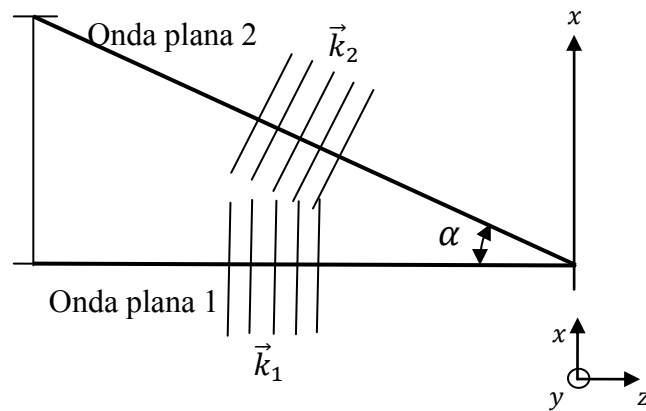


Figura 2.2 Ángulo formado por dos ondas planas, donde una de ellas se propaga en el eje z .

De la figura tenemos que \vec{k}_1 , ϕ_1 y $\phi_1 - \phi_2$ cambian a:

$$\vec{k}_1 = k_1(\cos \alpha \hat{z}), \quad (2.46)$$

$$\phi_1 = k(z \cos \alpha), \quad (2.47)$$

$$\phi_1 - \phi_2 = k(x \sin \alpha). \quad (2.48)$$

Si se repite el análisis anterior para encontrar Δx , se llega a

$$\Delta x = \frac{\lambda}{\sin \alpha}. \quad (2.49)$$

Resumiendo, dadas dos ondas planas que interfieren forman un patrón de franjas de interferencia en la pantalla de observación, el cual tiene un periodo Δx que depende del ángulo que las ondas forman entre si y de la longitud de onda λ .

Por otra parte, la visibilidad V o contraste de estas franjas está definida por [6]

$$V = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}. \quad (2.50)$$

Al sustituir los valores de I_{max} e I_{min} en la ecuación (2.50), se llega a

$$V = \frac{(I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2}) - (I_1 + I_2 - 2\sqrt{I_1 I_2})}{(I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2}) + (I_1 + I_2 - 2\sqrt{I_1 I_2})}, \quad (2.51)$$

$$V = \frac{2\sqrt{I_1 I_2}}{(I_1 + I_2)} = \frac{b}{a}. \quad (2.52)$$

Entonces se analiza la relación que debe tener I_1 con I_2 para que V sea máximo. Para esto se usará la siguiente ecuación

$$V = \frac{2\sqrt{I_1 I_2}/I_1}{(I_1 + I_2)/I_1} = \frac{2\sqrt{r}}{1+r}, \quad (2.53)$$

donde $r = I_2 / I_1$. Para encontrar los valores de I_1 donde V es máximo

$$\frac{\partial V}{\partial I_1} = 0, \quad (2.54)$$

$$\frac{\partial V}{\partial I_1} = \frac{2(1+r)\left(\frac{1}{2}\right)\left(\frac{1}{\sqrt{r}}\right)\frac{dr}{dI_1} - 2\sqrt{r}\frac{dr}{dI_1}}{(1+r)^2} = 0, \quad (2.55)$$

Así,

$$(1 + r) - 2r = 0, \quad (2.56)$$

$$r = 1, \quad (2.57)$$

Y por lo tanto, se encuentra que $I_1 = I_2$ para que el contraste de las franjas sea máximo. De hecho, se ve en la ecuación (2.53) que si $I_1 \gg I_2$ ó $I_2 \gg I_1$ entonces $V \rightarrow 0$, pero si $I_1 \rightarrow I_2$ entonces $V \rightarrow 1$. Por lo tanto V toma valores entre 0 y 1.

2.1.2 Moteado (*Speckle*)

Cuando se ilumina con una fuente cuasi-monocromática una superficie ópticamente rugosa se tiene una apariencia granulada, donde se pueden notar zonas de máximos y mínimos de iluminación dispersados aleatoriamente por toda la superficie iluminada. Las variaciones de altura de esta superficie son del orden o más grandes que la longitud de onda del láser λ . A este efecto se le conoce como moteado (ó *speckle* en inglés)[5].

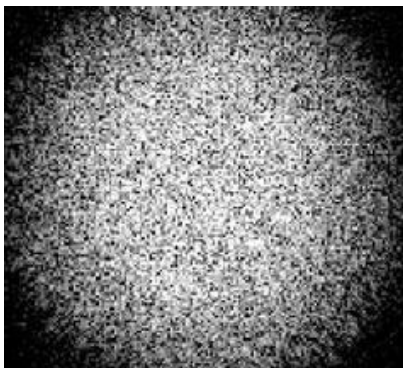


Figura 2.3 Efecto de moteado

Cuando se interpone un sistema óptico entre el área iluminada y el plano de observación, al moteado se le denomina subjetivo mientras que si no lo tiene se le llama moteado objetivo.

En la figura 2.4 se muestra cómo la luz cuasi monocromática incide sobre la superficie de longitud L y ésta es esparcida por cada punto en forma aleatoria en múltiples direcciones e interfiere en la pantalla colocada a una distancia z_0 , donde se forman las motas (patrón de moteado). Puede entonces definirse el moteado como la interferencia aleatoria de la luz al ser esparcida por una superficie ópticamente rugosa.

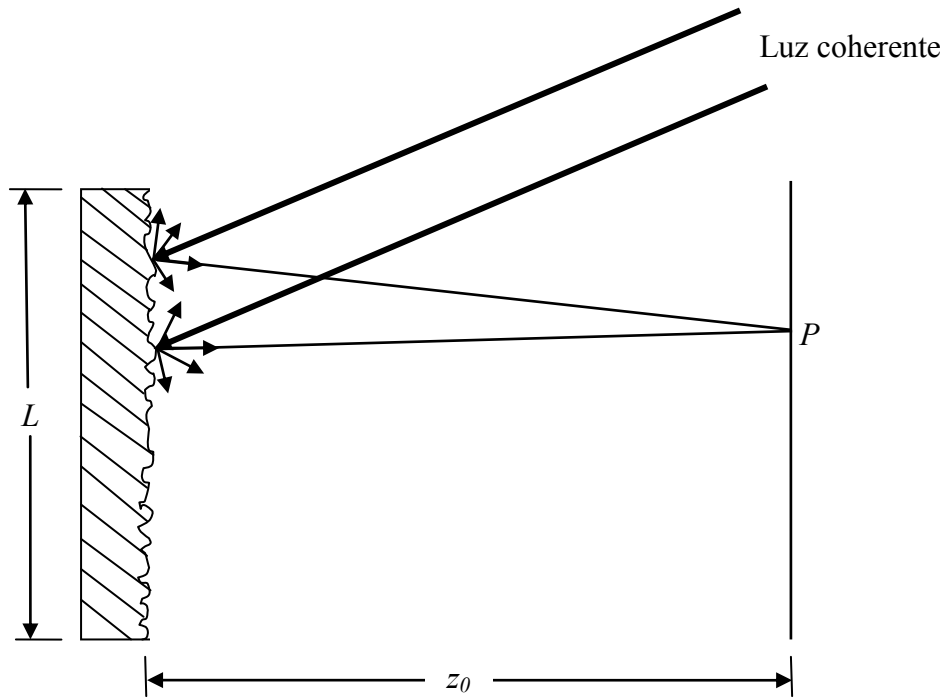


Figura 2.4 Formación de moteado objetivo.

La luz esparcida de cada punto de la superficie ópticamente rugosa contribuye al campo eléctrico del punto P , el cual está en el plano de observación. L es el área de sección transversal iluminada. z_0 es la distancia entre el plano de observación y el plano objeto. Y considerando el punto P , el cono de luz que sale de éste hasta el objeto difusor limita un área, a la cual se le llamará área de resolución.

Al ser la superficie ópticamente rugosa ocasiona que en el plano del punto P haya una suma de superposiciones de muchos patrones de interferencia debidos a la interferencia entre 2 ondas esparcidas de dos puntos de la superficie y el periodo mínimo de estos patrones está

determinado por los extremos de la longitud de la superficie del objeto, como se muestra en la figura 2.5.

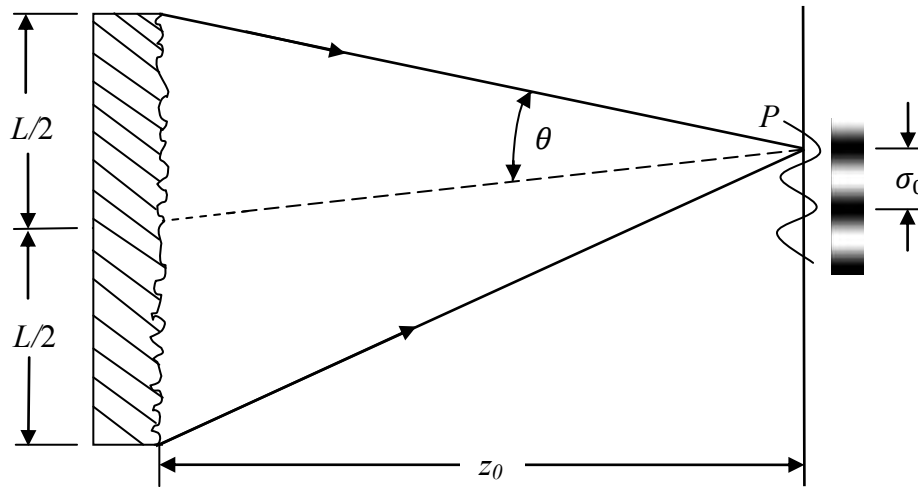


Figura 2.5 Deducción de la mota objetiva.

El periodo determinado por los extremos de la longitud de la superficie del objeto se denominará mota objetiva σ_0 , que por la ecuación (2.45) está determinada por

$$\sigma_0 = \frac{\lambda}{2 \sin \theta} \quad (2.58)$$

De la figura 2.5, se hace la siguiente aproximación

$$\tan \theta \approx \frac{L}{2z_0} \quad (2.59)$$

Si consideramos que $\theta < 10^\circ$, podemos tomar que

$$\sin \theta \approx \tan \theta. \quad (2.60)$$

Entonces sustituyendo las ecuaciones (2.59) y (2.60) en (2.58), se tiene que el tamaño de la mota objetiva está dado por la siguiente ecuación [7]:

$$\sigma_0 = \frac{\lambda z_0}{L} \quad (2.61)$$

donde λ es la longitud de onda del láser utilizado. De la ecuación (2.61) se puede ver que la mota aumenta conforme disminuye el área de resolución, considerando λ y z_0 fijos.

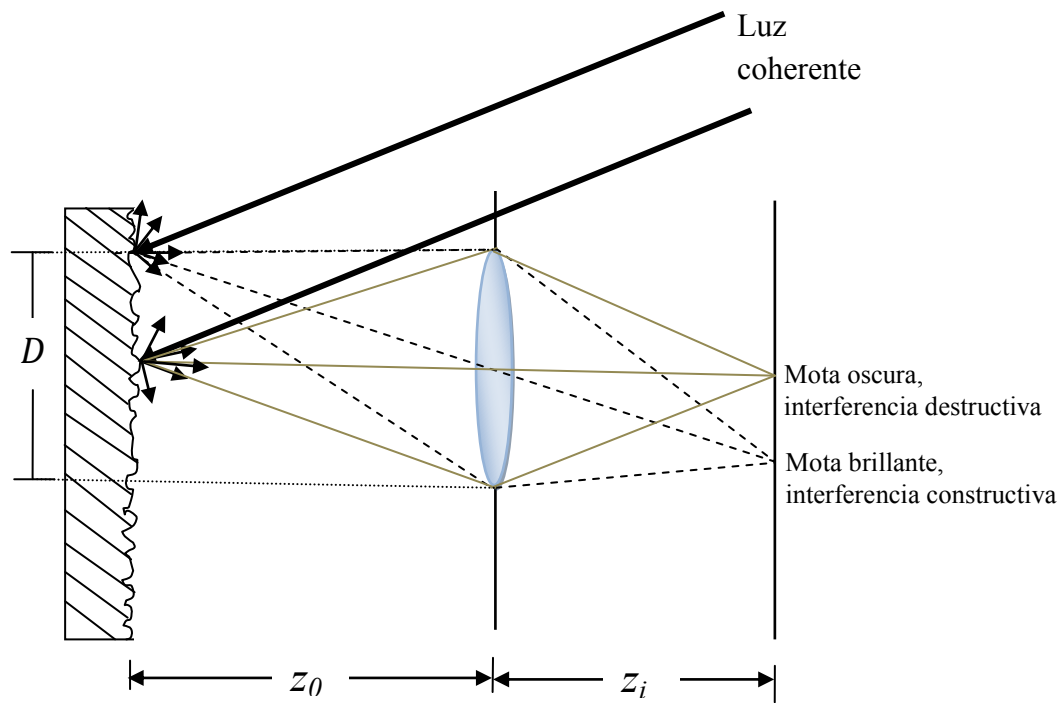


Figura 2.6 Formación del moteado subjetivo.

En el moteado subjetivo, las características del sistema óptico influyen en el cálculo del tamaño de la mota. Además el área de la sección transversal iluminada está limitada por el diámetro de la lente D , que forma la imagen.

En algunos puntos del plano imagen (plano de observación), las ondas predominan a estar en fase e interfieren de manera constructiva creando un punto luminoso, mientras que en otros puntos predomina a estar fuera de fase y forman una mota oscura. Otros puntos tienen una mezcla de diferencias de fase y su mota es de un tono intermedio.

Para deducir el tamaño de la mota subjetiva σ_s se hacen las mismas consideraciones que en la mota objetiva, solo que ahora los puntos que determinan el periodo mínimo de los patrones de interferencia son los extremos de la lente. Así, el tamaño de la mota subjetiva σ_s está dado por la siguiente ecuación [7]:

$$\sigma_s = \frac{\lambda z_i}{D} \quad (2.62)$$

donde D es el diámetro de la lente y z_i la distancia imagen del sistema óptico.

Por otra parte, el número F ó $F^\#$ es una referencia al tamaño de la apertura numérica de la lente, conforme aumenta $F^\#$ disminuye la apertura numérica, lo que ocasiona que pase menos cantidad de luz; en este caso $F^\#$ se refiere al tamaño del diámetro de la lente D . Y están relacionados por

$$F^\# = f/D \quad (2.63)$$

donde f es la distancia focal de la lente.

Si se despeja D de la ecuación (2.63) y se sustituye en la ecuación (2.62), se tiene

$$\sigma_s = \frac{\lambda F^\# z_i}{f} = \lambda F^\# \left(\frac{z_i + f - f}{f} \right) = \lambda F^\# \left(1 + \frac{z_i - f}{f} \right) \quad (2.64)$$

$$\sigma_s = (1 + m) \lambda F^\# \quad (2.65)$$

donde m es la amplificación de la lente. Así la ecuación (2.65) relaciona el diámetro de la mota subjetiva σ_s con $F^\#$ y la magnificación m de la lente [7].

Sustituyendo el valor de $F^\#$ de la ecuación (2.63) en (2.65), se obtiene

$$\sigma_s = \frac{(1+m)\lambda f}{D} \quad (2.66)$$

Se puede observar de la ecuación (2.66) que el tamaño de la mota aumenta si la apertura disminuye.

El analizar patrones de moteado toma especial importancia porque éstos siempre aparecen cuando los objetos tienen superficies ópticamente rugosas.

2.1.3 Sensibilidad en patrones de moteado

Se definirá la relación que existe entre el desplazamiento de la superficie y la diferencia de fase cuando se deforma o desplaza el objeto difusor.

Cuando el objeto difusor se desplaza, gira o se deforma, se cambia la posición de la fuente de iluminación o cambia la posición donde se graba el patrón de moteado, entonces las motas del primer patrón de moteado también se desplazan dependiendo de estos cambios [7].

Considerando la figura 2.7, se tiene un sistema de coordenadas donde S es el punto de la fuente de iluminación, cuya luz va hacia el objeto difusor, P es el punto de observación, \vec{r} el vector posición del punto observado del objeto difusor, \vec{r}_i el vector posición del punto de iluminación, \vec{r}_o el vector posición del punto de observación, \vec{k}_i el vector de iluminación y por último \vec{k}_o el vector de observación [8].

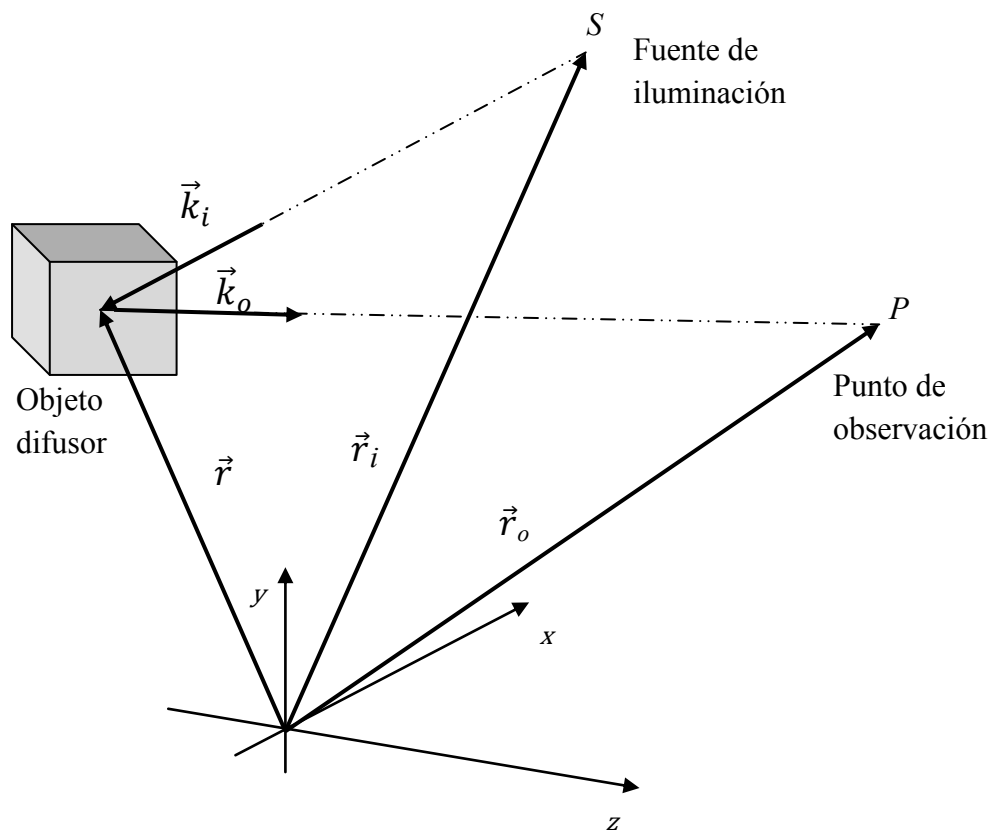


Figura 2.7 Diagrama para estudio de la sensibilidad del patrón de moteado.

Definiendo los vectores de iluminación y observación en función de sus correspondientes vectores unitarios \hat{n}_i y \hat{n}_o , se tiene:

$$\vec{k}_i = \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_i \quad (2.67)$$

$$\vec{k}_0 = \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_0 \quad (2.68)$$

La fase del patrón de moteado en cada punto P está en función del camino que recorre la luz desde la fuente de iluminación hasta el punto P

$$\psi = \psi_p + \phi = \psi_p + \phi_i + \vec{k}_i \cdot (\vec{r} - \vec{r}_i) + \vec{k}_o \cdot (\vec{r}_o - \vec{r}), \quad (2.69)$$

donde ψ_p es una componente aleatoria, ϕ es una componente determinística, ϕ_i es la fase inicial de la fuente de iluminación. De la ecuación (2.69) se puede ver que ϕ se compone de la fase inicial de la iluminación ϕ_i , más los desfases desde la fuente hasta el punto de observación. Si se hace un acercamiento a la figura anterior se obtiene la figura 2.8, donde se puede apreciar el vector de sensibilidad \vec{s} .

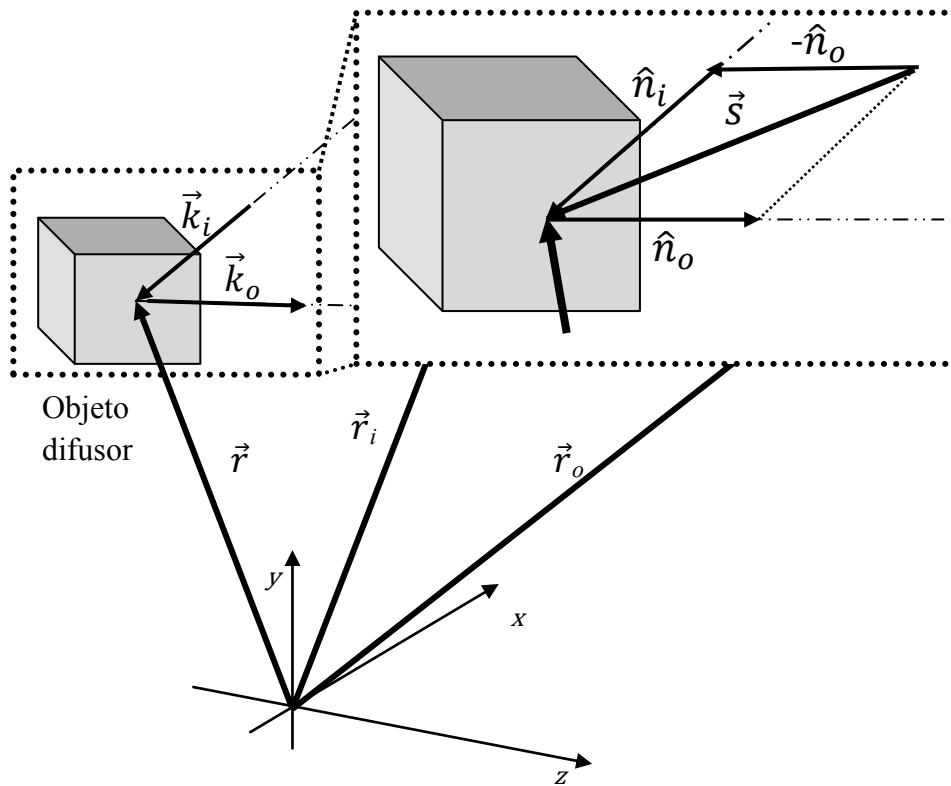


Figura 2.8 Vector de sensibilidad. Diagrama para la obtención del vector de sensibilidad.

De la anterior figura, se puede ver que el vector de sensibilidad se define con la siguiente ecuación:

$$\vec{s} = \hat{n}_i - \hat{n}_o. \quad (2.70)$$

El vector de sensibilidad, dado por la geometría del arreglo óptico, da información de la dirección a la cual el sistema tiene su máxima sensibilidad.

Sustituyendo las ecuaciones (2.67), (2.68) y (2.70) en la ecuación (2.69) se tiene:

$$\psi = \psi_p + \phi, \quad (2.71)$$

$$= \psi_p + \phi_i + \vec{k}_i \cdot (\vec{r} - \vec{r}_i) + \vec{k}_o \cdot (\vec{r}_o - \vec{r}), \quad (2.72)$$

$$= \psi_p + \phi_i + \vec{k}_i \cdot \vec{r} - \vec{k}_i \cdot \vec{r}_i + \vec{k}_o \cdot \vec{r}_o - \vec{k}_o \cdot \vec{r}, \quad (2.73)$$

$$= \psi_p + \phi_i + \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_i \cdot \vec{r} - \vec{k}_i \cdot \vec{r}_i + \vec{k}_o \cdot \vec{r}_o - \frac{2\pi}{\lambda} \hat{n}_o \cdot \vec{r}, \quad (2.74)$$

$$= \psi_p + \phi_i + \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \vec{r} - k_i \cdot \vec{r}_i + k_o \cdot \vec{r}_o, \quad (2.75)$$

$$= \psi_p + \phi' + \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \vec{r}, \quad (2.76)$$

donde $\phi = \phi_i + k_o \cdot \vec{r}_o - \vec{k}_i \cdot \vec{r}_i$, al tener un desplazamiento el difusor, las condiciones de iluminación cambian y la fase se rige por la ecuación:

$$\phi = \Delta\psi = \Delta\left(\psi_p + \phi + \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \vec{r}\right), \quad (2.77)$$

$$\phi = \Delta\psi_p + \Delta\phi + \frac{2\pi}{\lambda} \Delta\vec{s} \cdot \vec{r} + \frac{2\pi}{\lambda} \Delta\vec{s} \cdot \Delta\vec{r} + \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \Delta\vec{r}. \quad (2.78)$$

El primer término de la ecuación (2.78) se considerará cero suponiendo que los desplazamientos no alteran la micro estructura del objeto difusor; el segundo y tercer término concierne a los cambios por los que pasa la geometría de la iluminación, la observación y la fase inicial de la fuente, el cuarto término representa el efecto de las variaciones simultáneas que presentan ambos parámetros y por último el quinto término indica que hay un incremento en la fase que se produce al ser desplazado el objeto difusor.

Para simplificar, se puede considerar que al desplazar el difusor no cambia significativamente el vector de sensibilidad, y entonces

$$\frac{2\pi}{\lambda} \Delta \vec{s} \cdot \Delta \vec{r} = 0 . \quad (2.79)$$

Y la ecuación (2.78) se reduce a:

$$\phi = \Delta \phi + \frac{2\pi}{\lambda} \Delta \vec{s} \cdot \vec{r} + \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \Delta \vec{r} . \quad (2.80)$$

Más aún, si la geometría de la iluminación permanece constante, el primer y segundo término de la ecuación (2.80) se pueden despreciar, quedando reducida a:

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \vec{s} \cdot \Delta \vec{r} , \quad (2.81)$$

donde $\Delta \vec{r}$ es el desplazamiento que sufre un punto debido a la deformación que sufrió el objeto difusor, así en el espacio tridimensional $\Delta \vec{r} = \Delta \vec{r}(x, y, z)$. La ecuación (2.81) significa que la diferencia de fase en cada punto está dada por el producto escalar entre el vector desplazamiento $\Delta \vec{r}$ y el vector de sensibilidad \vec{s} .

2.1.4 Medición de desplazamientos en un interferómetro

2.1.4.1 Caso de desplazamientos en el plano

En la figura 2.9 se muestra un interferómetro que es sensible a desplazamientos en el plano xy . En éste, un haz láser es dividido en dos haz de luz por un divisor de haz (BS). El haz H_1 se dirige hacia un espejo M_1 , se refleja y al pasar por un objetivo de microscopio F_{E1} se expande e incide en la superficie del objeto a un ángulo θ_1 con respecto al eje z . Para el segundo haz H_2 es algo similar, pero llega con un ángulo θ_2 . Se considera que al incidir en la superficie, los haz de luz llegan colimados. Por último, la luz esparcida por el objeto pasa por una apertura D_a , colocada frente a una lente L que enfoca en el sensor S la imagen del objeto.

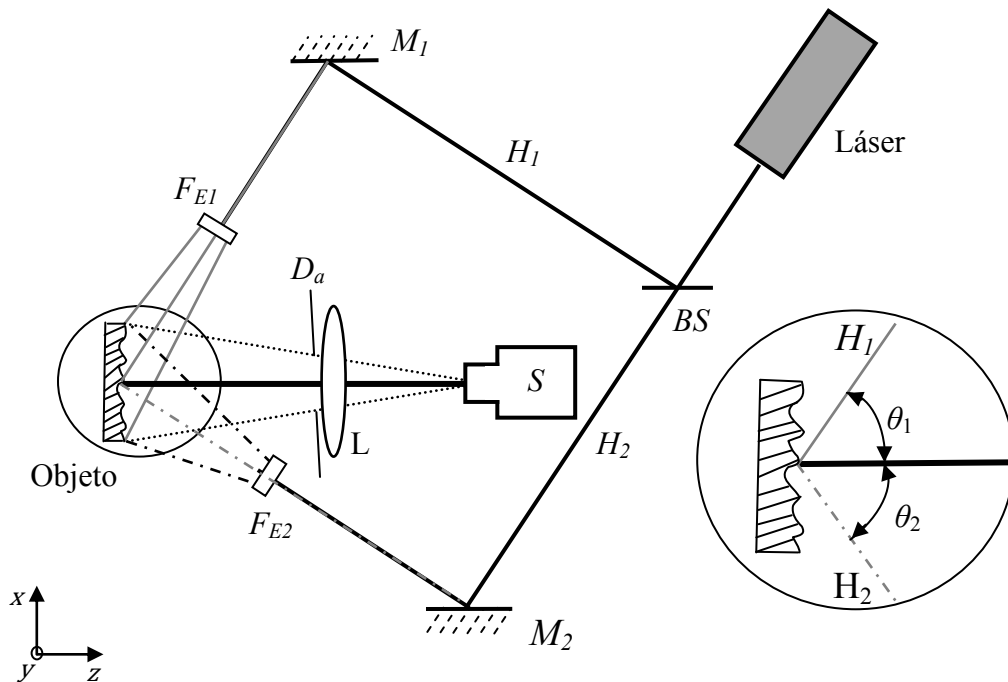


Figura 2.9 Diagrama esquemático de interferómetro en plano. En el círculo de la derecha se muestra un acercamiento del objeto en donde se pueden apreciar los ángulos que forman cada uno de los haz de luz.

Ahora, para analizar los desplazamientos que sufre un punto en la superficie se muestra la figura 2.10. El punto P se desplaza hasta P' cuando se hace una deformación, es decir, P se desplaza δ_x en el eje x y δ_z en el eje z .

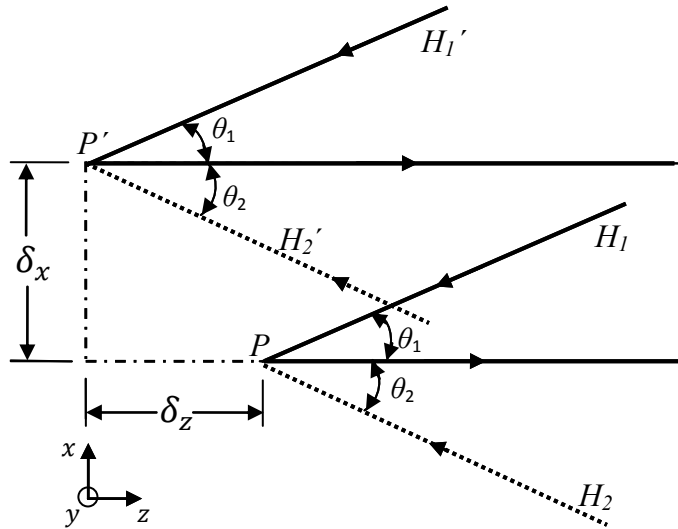


Figura 2.10 Desplazamiento de un punto P en un interferómetro en el plano.

Los haz de luz H_1 y H_2 interfieren en el punto P , en el sensor se detecta un patrón de interferencia con una intensidad

$$I_r = a + b \cos (\phi_1 - \phi_2), \quad (2.82)$$

donde ϕ_1, ϕ_2 son las fases ópticas correspondientes a H_1 y H_2 .

Al introducir una deformación en el objeto, la fase de los campos eléctricos cambia y se asume que la amplitud permanece constante, entonces los haz de luz H_1 y H_2 cambian a H_1' y H_2' . Por lo tanto, la intensidad del patrón de interferencia después de la deformación es

$$I_d = a + b \cos (\phi_1' - \phi_2'), \quad (2.83)$$

donde ϕ_1', ϕ_2' son las fases ópticas de H_1' y H_2' .

Para encontrar el argumento del coseno de las ecuaciones (2.82) y (2.83) se puede usar cualquier método de cálculo de fase, por ejemplo el método de Fourier, el cual se verá más adelante.

La diferencia de fase $\Delta\phi$ entre los estados deformado y no deformado se puede expresar como

$$\Delta\phi = (\phi'_1 - \phi'_2) - (\phi_1 - \phi_2), \quad (2.84)$$

O también

$$\Delta\phi = (\phi'_1 - \phi_1) - (\phi'_2 - \phi_2), \quad (2.85)$$

donde se observa que es la diferencia de fases de los haz de luz entre sí mismos antes y después de la deformación.

Cuando dos haz de luz viajan en una misma dirección, uno viaja una distancia z_1 y el otro z_2 , las fases son $\phi_1 = kz_1$ y $\phi_2 = kz_2$, respectivamente. Por lo tanto, si a éstos se les hace interferir se genera un patrón de franjas parecido al dado por la ecuación (2.32), donde $\psi = \phi_1 - \phi_2 = k(z_1 - z_2) = k\Delta z$, y Δz es la diferencia de camino óptico. Si se aplica esto a un solo haz por ejemplo, para el estado deformado y no deformado se tiene que la fase interferométrica es $\psi = \frac{2\pi}{\lambda}\Delta z$ y por otro parte $\psi = (\phi'_1 - \phi_1)$.

Ahora, se analizará la diferencia de camino óptico para el haz H_1 antes y después de la deformación. Para esto véase la figura 2.11.

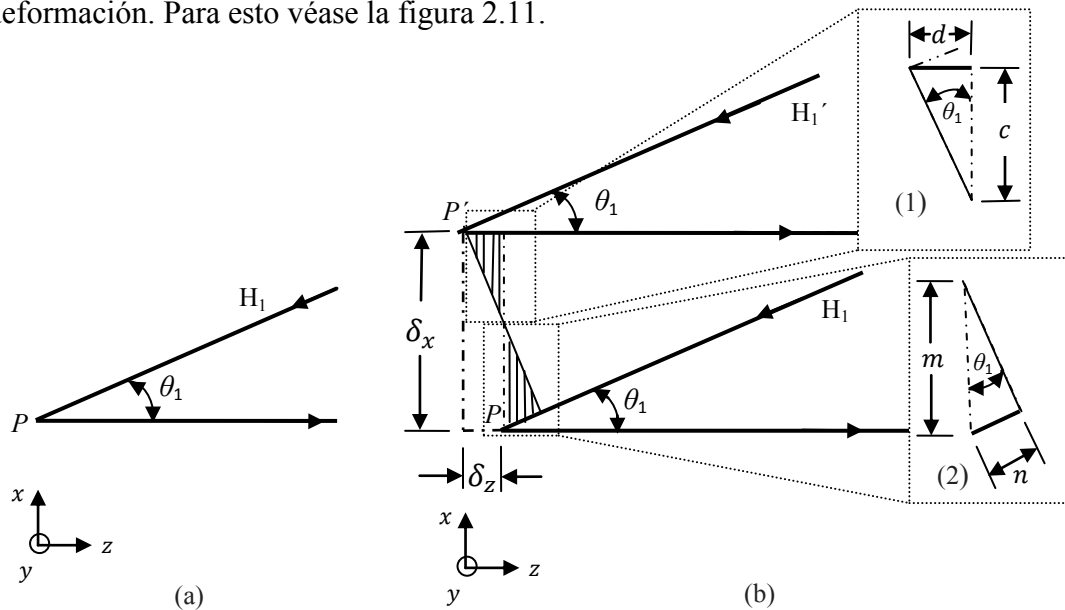


Figura 2.11 Diferencia de camino óptico en el haz 1, (a) antes y (b) después de la deformación.

De la figura 2.11 (b) se ve que

$$\Delta z_{H_1} = d - n . \quad (2.86)$$

De los triángulos rectángulos de la parte (b) de la figura 2.11

$$m + c = \delta_x , \quad (2.87)$$

$$d = (\delta_x - m) \tan \theta_1 , \quad (2.88)$$

$$n = m \sin \theta_1 , \quad (2.89)$$

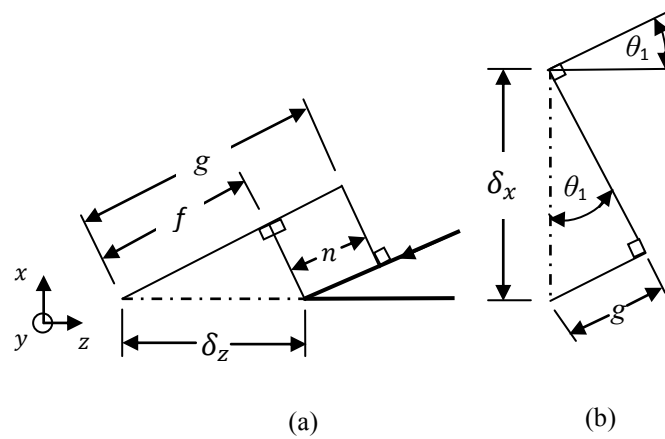


Figura 2.12 Acercamiento de la figura 2.11.

Para obtener el valor de n en función de θ_1 , δ_x y δ_z se considerará la figura 2.12. De ésta se ve que

$$f = \delta_z \cos \theta_1 , \quad (2.90)$$

$$g = \delta_x \sin \theta_1 , \quad (2.91)$$

$$n = g - f . \quad (2.92)$$

Sustituyendo las ecuaciones (2.90) y (2.91) en (2.92)

$$n = \delta_x \sin \theta_1 - \delta_z \cos \theta_1 . \quad (2.93)$$

Y nuevamente sustituyendo que $d = \delta_z$ y la ecuación (2.93) en (2.86)

$$\Delta z_{H_1} = \delta_z - \delta_x \sin \theta_1 + \delta_z \cos \theta_1, \quad (2.94)$$

$$= \delta_z(1 + \cos \theta_1) - \delta_x \sin \theta_1. \quad (2.95)$$

A continuación se analizará la diferencia de camino óptico para el haz H_2 antes y después de la deformación.

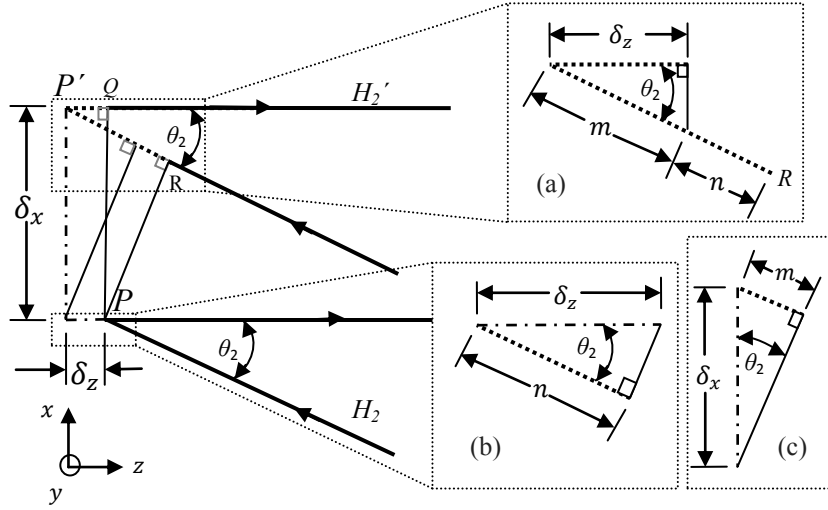


Figura 2.13 Diferencia de camino óptico en el haz 2, antes (H_2) y después de la deformación (H_2'). En (a), (b), y (c) se muestra un acercamiento de triángulos relacionados con δ_x y δ_z .

Se observa de la figura 2.13 que

$$\Delta z_{H_2} = \delta_z + m + n, \quad (2.96)$$

$$m = \delta_x \sin \theta_2, \quad (2.97)$$

$$n = \delta_z \cos \theta_2. \quad (2.98)$$

Si se sustituye las ecuaciones (2.97) y (2.98) en (2.96)

$$z_{H_2} = \delta_z(1 + \cos \theta_2) + \delta_x \sin \theta_2, \quad (2.99)$$

entonces si se considera que $|\phi'_1 - \phi_1| = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta z$, y se substituyen las ecuaciones (2.95) y (2.99) en (2.85)

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (|\Delta z_{H_1} - \Delta z_{H_2}|) , \quad (2.100)$$

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (|\delta_z(1 + \cos \theta_1) - \delta_x \sin \theta_1 - (\delta_z(1 + \cos \theta_2) + \delta_x \sin \theta_2)|) , \quad (2.101)$$

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (|\delta_z(\cos \theta_1 - \cos \theta_2) - \delta_x(\sin \theta_1 + \sin \theta_2)|) . \quad (2.102)$$

Si se quiere que tenga más sensibilidad en plano, entonces $\theta = \theta_1 = \theta_2$ y

$$\Delta\phi = \frac{4\pi\delta_x \sin \theta}{\lambda} , \quad (2.103)$$

entonces, el desplazamiento en el eje x está dado por

$$\delta_x = \frac{\lambda}{4\pi \sin \theta} \Delta\phi . \quad (2.104)$$

Así, el interferómetro detecta solo la componente en plano de desplazamiento en la dirección x . Si se quisiera medir desplazamientos en el eje y , basta girar 90° el plano que contiene a ambos haz de luz, H_1 y H_2 .

2.1.4.2 Desplazamiento en un interferómetro fuera de plano

A continuación en la figura 2.14 se muestra un interferómetro que mide desplazamientos a lo largo del eje óptico, en éste un haz láser es dividido en dos haz de luz por el divisor de haz BS . El haz H_1 se dirige hacia el espejo M_1 , se refleja y al pasar por un objetivo de microscopio F_E se expande e incide en la superficie del objeto a un ángulo θ . La luz esparcida por la superficie pasa por una abertura D_a , después por una lente y llega al cubo combinador BC . Mientras el segundo haz H_2 se dirige hacia el espejo M_2 , éste lo refleja hasta BC , el cual junta ambos haz de luz y por último llegan al sensor S .

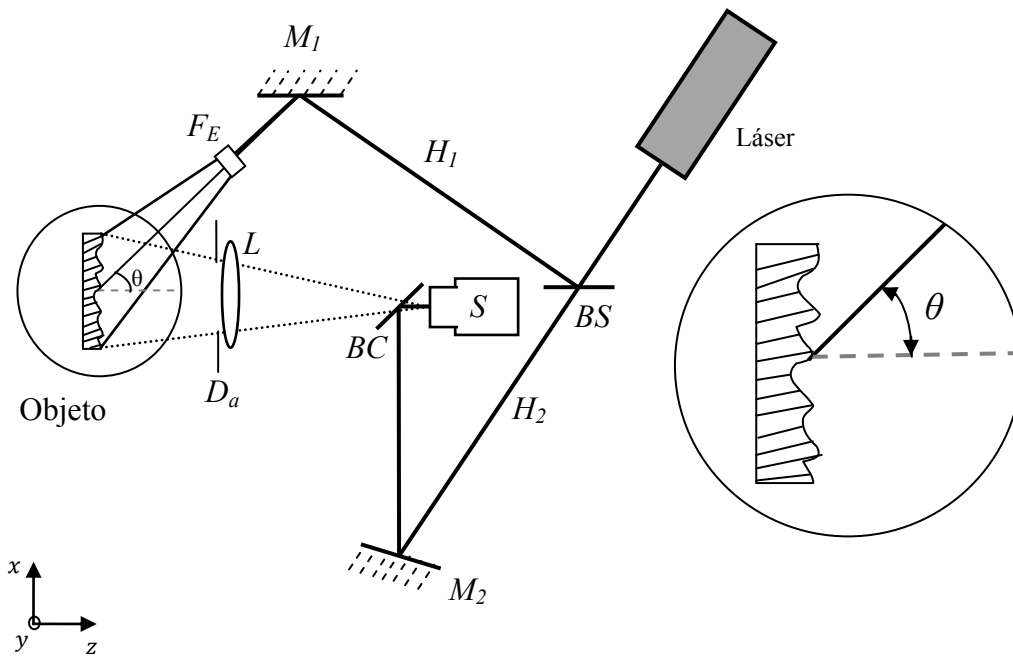


Figura 2.14 Diagrama esquemático de interferómetro fuera de plano.

Para analizar los desplazamientos que sufre un punto en la superficie al ser ésta deformada se considera la figura 2.15. El punto P se desplaza hasta P' cuando se hace una deformación, es decir, P se desplaza δ_x en el eje x y δ_z en el eje z . Entonces se observa que es el mismo caso del desplazamiento en el interferómetro en plano solo para un haz, ya que en el interferómetro fuera de plano el H_2 permanece igual antes y después de la deformación ($\Delta z_{H_2} = 0$).

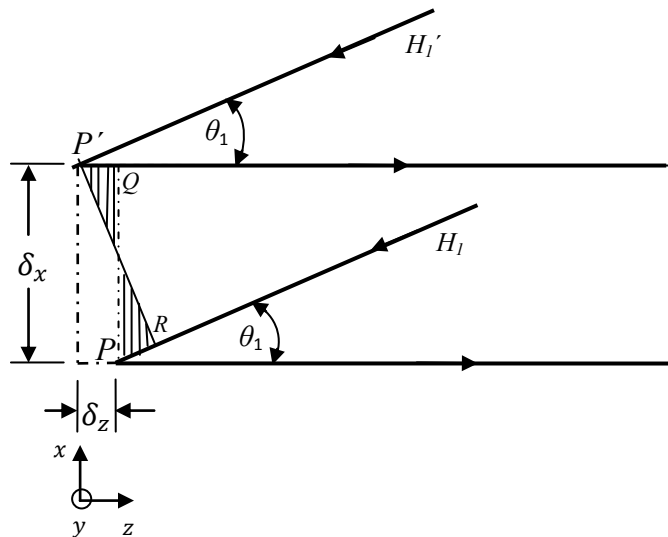


Figura 2.15 Desplazamiento del punto P en un interferómetro fuera de plano.

Tomando $\theta_1 = \theta$. De la figura 2.15 se tiene que

$$z_{H_1} = \delta_z(1 + \cos \theta) - \delta_x \sin \theta, \quad (2.105)$$

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (z_{H_1} - z_{H_2}), \quad (2.106)$$

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} (\delta_z(1 + \cos \theta) - \delta_x \sin \theta). \quad (2.107)$$

Si el ángulo $\theta < 10^\circ$, entonces el valor de δ_x contribuye a menos del 8% de ϕ , entonces

$$\phi = \frac{2\pi\delta_z(1+\cos\theta)}{\lambda}. \quad (2.108)$$

Y el desplazamiento en la dirección z está dado por

$$\delta_z = \frac{\lambda}{2\pi(1+\cos\theta)} \Delta\phi. \quad (2.109)$$

2.1.5 Interferometría holográfica digital (DHI)

En la figura 2.16, se muestra un haz láser, el cual es dividido por un divisor de haz *BS* en dos haz de luz: uno de ellos ilumina la superficie del objeto bajo estudio y el otro se dirige hacia el sensor (haz de referencia) vía fibra óptica, con un pequeño ángulo respecto al eje óptico. La luz del primero es esparcida por la superficie del objeto (haz objeto), y ambos llegan al sensor produciendo la interferencia que contiene información de la fase.

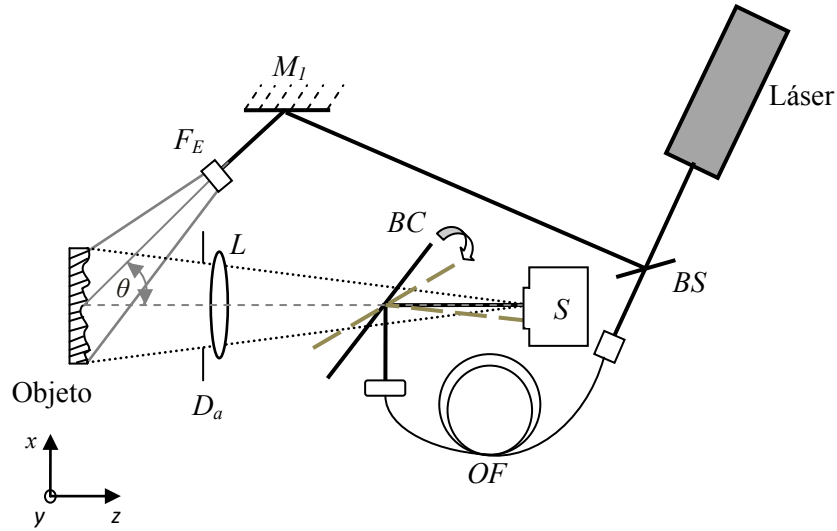


Figura 2.16 Diagrama esquemático del haz objeto y el haz de referencia en un arreglo DHI.

Si el campo eléctrico del haz objeto es E_o y el de la referencia es E_R , entonces la intensidad que se registra en el sensor es

$$I = a + b \cos(\phi_o - \phi_R), \quad (2.110)$$

donde $a = I_o + I_R$ y $b = 2\sqrt{I_o I_R}$.

Para comparar cómo se deforma un objeto en un instante respecto de otro, se necesita dos hologramas: uno antes de la deformación y el otro después de la deformación, los cuales se pueden correlacionan (o comparan) por sustracción, adición o multiplicación.

Entonces, la intensidad del holograma antes de la perturbación del objeto es:

$$I_r = a + b \cos(\phi_o - \phi_R) \quad (2.111)$$

Al introducir una deformación en el objeto, el campo eléctrico cambia a:

$$E_d = |E_o| e^{i(\phi'_o)} \quad (2.112)$$

donde ϕ'_o es la nueva fase en el holograma con deformación y se considera que la amplitud no cambia, así, la intensidad del holograma después de la deformación es

$$I_d = a + b \cos (\phi'_o - \phi'_R). \quad (2.113)$$

Al correlacionar por sustracción se presenta un mayor contraste en el patrón de franjas resultante

$$I_d - I_r = b (\cos (\phi'_o - \phi'_R) - \cos (\phi_o - \phi_R)) \quad (2.114)$$

y considerando

$$\cos A - \cos B = -2 \sin \left(\frac{A+B}{2} \right) \sin \left(\frac{A-B}{2} \right), \quad (2.115)$$

se tiene que

$$I_d - I_r = -2b \sin \left(\frac{(\phi'_o - \phi'_R) + (\phi_o - \phi_R)}{2} \right) \sin \left(\frac{(\phi'_o - \phi'_R) - (\phi_o - \phi_R)}{2} \right), \quad (2.116)$$

Ahora, si se considera que la diferencia de fase de los dos hologramas (fase de correlación) está dada por la ecuación (2.85) y el haz de referencia antes y después de la deformación son iguales, entonces $\phi_R = \phi'_R$, entonces se define

$$\Delta\phi = (\phi'_o - \phi_o). \quad (2.117)$$

Retomando la ecuación (2.116) y considerando las ecuaciones (2.117) y (2.27)

$$I_d - I_r = -2 b \sin \left(\frac{(\phi'_o + \phi_o - 2\phi_R + \phi_o - \phi_o)}{2} \right) \sin \left(\frac{\phi'_o - \phi_o}{2} \right), \quad (2.118)$$

$$= -2 b \sin \left(\frac{(\phi'_o - \phi_o + 2\phi_o - 2\phi_R)}{2} \right) \sin \left(\frac{\phi'_o - \phi_o}{2} \right), \quad (2.119)$$

$$= -2 b \sin \left(\frac{\Delta\phi + 2\phi_o - 2\phi_R}{2} \right) \sin \left(\frac{\Delta\phi}{2} \right), \quad (2.120)$$

$$= -2 b \sin \left(\psi + \frac{\Delta\phi}{2} \right) \sin \left(\frac{\Delta\phi}{2} \right), \quad (2.121)$$

donde ψ es la fase asociada al ruido o al moteado y $\Delta\phi$ es la fase que se desea conocer.

Un arreglo óptico como el mostrado en la figura 2.16 puede ser usado para otras técnicas como ESPI (*Electronic speckle pattern interferometry*), pero a diferencia de ésta en DHI se introduce una portadora, lo que ocasiona que el haz de referencia entre al sensor con un ángulo. Entonces, entre el haz de referencia y el haz objeto existe un ángulo α distinto de cero, que genera un periodo entre las franjas de $\lambda/(\sin \alpha)$ según la ecuación (2.49).

2.1.5.1 Tamaño de la apertura

En un interferómetro fuera de plano (como se puede observar en la figura 2.17), D_a es el tamaño de la apertura, d es la distancia de la superficie del objeto a la lente L y f es la distancia focal de la lente L .

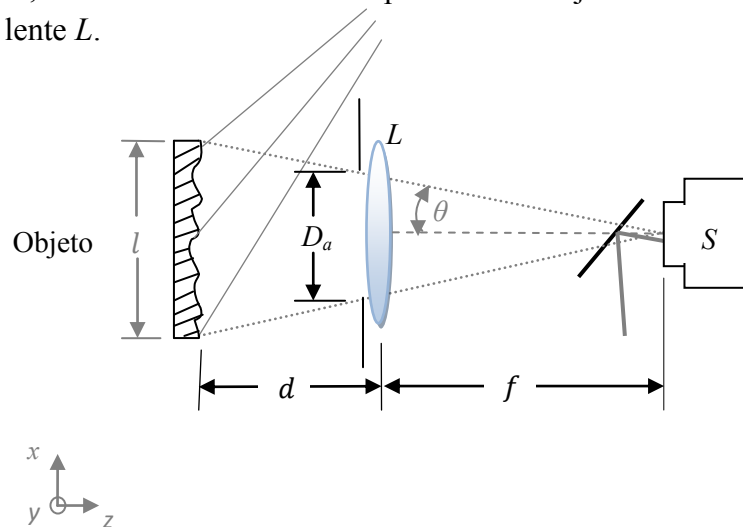


Figura 2.17 Diagrama esquemático para el cálculo del tamaño de la apertura en un interferómetro fuera de plano.

Para que el sensor resuelva el periodo mínimo de los patrones de interferencia debe resolver la mota mínima del moteado. Entonces, analizando la interferencia de dos ondas planas se tiene que el periodo (la separación entre franjas) es $\Delta x = \lambda / (2 \sin \theta)$. Y si el patrón de interferencia se forma en el plano de la apertura, entonces en este plano habrá una suma de superposiciones de muchos patrones de interferencia debidos a la interferencia entre dos ondas de dos puntos diferentes de la superficie y el periodo mínimo está dado por los extremos de la longitud de la superficie del objeto. Pero el patrón de moteado se forma en el sensor y no en el plano de la apertura, entonces ahora, D_a es la longitud del objeto y el patrón de interferencia también se forma en el sensor. Se considera que el ángulo θ formado por las ondas que vienen desde los extremos de la apertura hasta el centro del sensor es menor a 10° , entonces

$$\sin \theta \cong \tan \theta. \quad (2.122)$$

De la figura 2.17

$$\tan \theta = \frac{D_a/2}{f}, \quad (2.123)$$

sustituyendo la ecuación (2.123) en (2.45)

$$\Delta x = \frac{\lambda}{2 \frac{D_a/2}{f}} = \frac{\lambda f}{D_a} \quad (2.124)$$

Al buscar que este periodo lo resuelva el sensor, debe de haber al menos dos pixeles para este periodo

$$\Delta x = 2 \Delta x', \quad (2.125)$$

donde $\Delta x'$ es el tamaño del pixel, entonces igualando (2.125) y (2.124)

$$\frac{\lambda f}{D_a} = 2\Delta x', \quad (2.126)$$

$$D_a = \frac{\lambda f}{2\Delta x'} \quad (2.127)$$

Y considerando que

$$\Delta x' = \frac{S_x}{N}, \quad (2.128)$$

donde S_x es el tamaño del sensor a lo largo del eje x y N es el número de pixeles, se tiene que

$$D_a = \frac{\lambda f N}{2S_x} \quad (2.129)$$

2.1.5.2 Portadora espacial

Considérese la figura 2.18 (interferómetro fuera de plano), donde el haz objeto incide en el sensor a un ángulo de 0° respecto al eje óptico del sensor. Si se gira el cubo combinador BC un ángulo α , el haz de referencia H_2 incidirá en el plano del sensor a un ángulo de θ como se muestra en la figura.

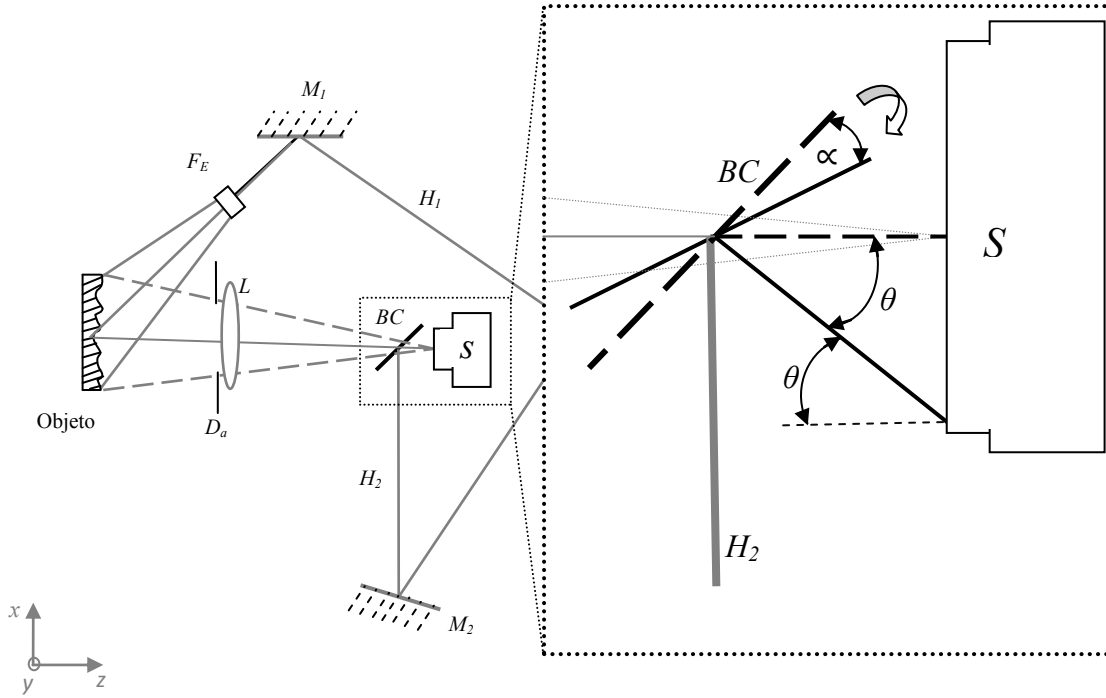


Figura 2.18 Diagrama esquemático para el cálculo del ángulo para introducir una portadora.

El campo eléctrico del haz de referencia es

$$E_R = |E_R| e^{i(\phi_R)} = |E_R| \cos(\phi_R) = |E_R| \cos\left(-\frac{2\pi}{\lambda} x \sin \theta\right), \quad (2.130)$$

porque $\phi_R = \vec{k}_R \cdot \vec{r}$, y más explícitamente

$$\phi_R = k_R(-x \sin \theta + z \cos \theta). \quad (2.131)$$

y si se elige $z = 0$, se tiene que $\phi_R = -\frac{2\pi}{\lambda} x \sin \theta$. Entonces el patrón de interferencia que registra el sensor es

$$I = a + b \cos \left(\phi_R + \frac{2\pi}{\lambda} x \sin \theta \right). \quad (2.132)$$

Pero se está buscando un ángulo θ para lograr que la frecuencia portadora esté exactamente ubicada a $\frac{1}{4}$ de la ventana de pixeles en el espacio de las frecuencias (u_o) para optimizar el área de registro en el sensor.

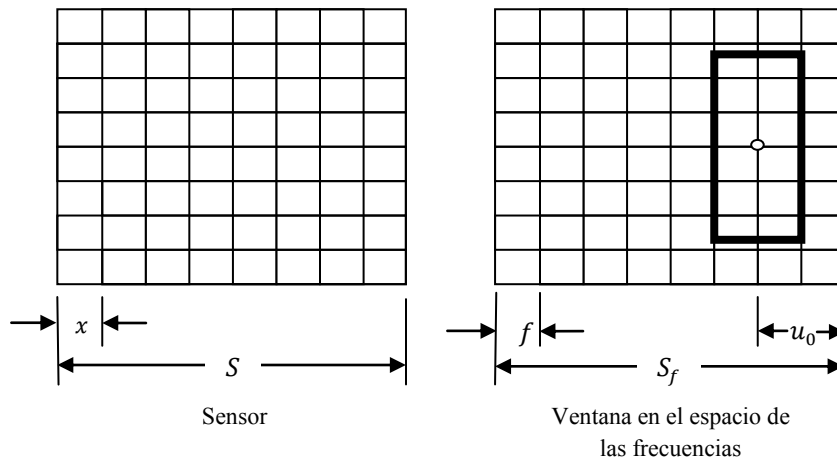


Figura 2.19 Diagrama esquemático de la pantalla del sensor donde se graba los hologramas (el píxel mide x) y la ventana en el espacio de las frecuencias (donde se grafica la transformada de Fourier de los hologramas grabados, el píxel mide f). Cada píxel representa una cantidad diferente.

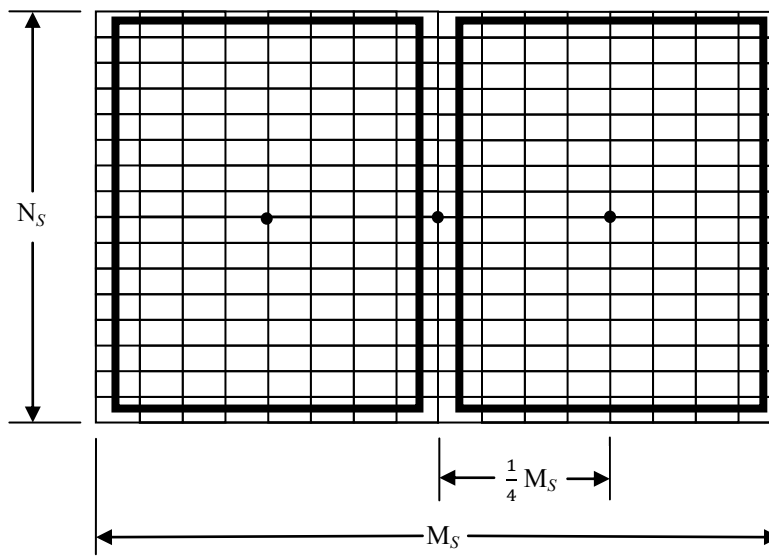


Figura 2.20 Lóbulos de Fourier rectangulares centrados en $\frac{1}{4} M_S$, donde $M_S \times N_S$ son las dimensiones del sensor.

Para esto, primero se analiza la relación del desfase u_o con el ángulo θ , la cual involucra la siguiente propiedad de la transformada de Fourier:

Si tenemos una función $f(x)$ y la multiplicamos por una función coseno:

$$g(x) = f(x) \cos(2\pi u_o x) = \frac{1}{2}(f(x)e^{2i\pi u_o x} + f(x)e^{-2i\pi u_o x}), \quad (2.133)$$

Ya que

$$\cos x = \frac{1}{2}(e^{ix} + e^{-ix}). \quad (2.134)$$

Entonces al evaluar la transformada de Fourier de la ecuación (2.133) se tiene que

$$F(g(x)) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2}(f(x)e^{2i\pi u_o x} + f(x)e^{-2i\pi u_o x}) e^{-i2\pi ux} dx, \quad (2.135)$$

$$= \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} (f(x)e^{-2i\pi(u-u_o)x}) dx + \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} (f(x)e^{-2i\pi(u+u_o)x}) dx, \quad (2.136)$$

$$= \frac{1}{2}F(u - u_o) + \frac{1}{2}F(u + u_o) = G(u). \quad (2.137)$$

En la figura 2.21 se puede apreciar un poco mejor lo que significa la ecuación (2.137)

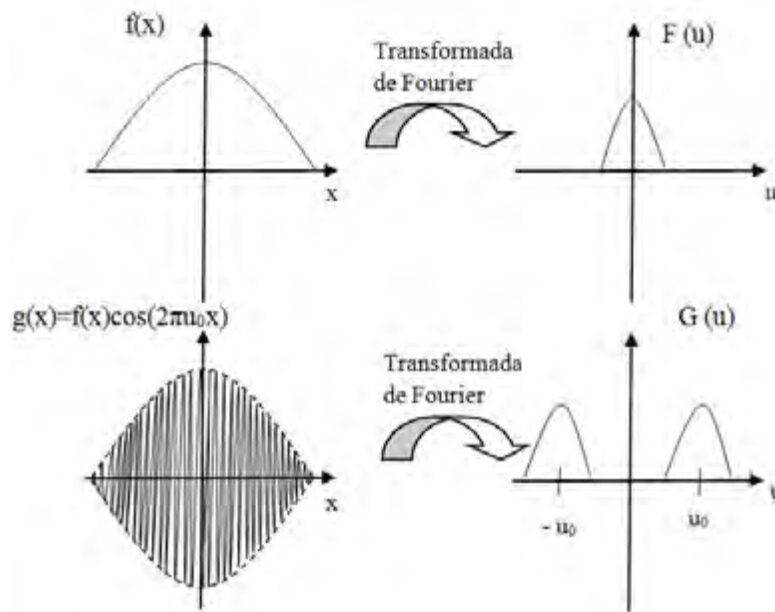


Figura 2.21 Propiedad de la portadora de la transformada de Fourier. $F(u)$ y $G(u)$ son las transformadas de Fourier de $f(x)$ y $g(x)$ respectivamente.

Entonces si comparamos los argumentos del coseno de las ecuaciones (2.132) y (2.133) se tiene que

$$\phi_R + \frac{2\pi}{\lambda} x \sin \theta = 2\pi u_o x, \quad (2.138)$$

$$u_o = \frac{\sin \theta}{\lambda}. \quad (2.139)$$

Por otra parte se sabe que de [9]

$$f = \frac{1}{N \Delta x}, \quad (2.140)$$

donde $\Delta x'$ es el tamaño del pixel del sensor, Δf es el tamaño del pixel en el espacio de las frecuencias y N es el número de pixeles.

Además

$$S_f = N \Delta f. \quad (2.141)$$

Entonces si buscamos que u_o sea $\frac{1}{4}$ de S_f

$$u_o = \frac{1}{4} S_f, \quad (2.142)$$

Y sustituyendo las ecuaciones (2.141) y (2.140) en (2.142)

$$u_o = \frac{1}{4} N \Delta f = \frac{1}{4 \Delta x'}, \quad (2.143)$$

usando la ecuación (2.128)

$$u_o = \frac{N}{4S}. \quad (2.144)$$

Ahora, igualando las ecuaciones (2.139) con (2.144)

$$\frac{\sin \theta}{\lambda} = \frac{N}{4S}, \quad (2.145)$$

$$\theta = \text{sen}^{-1} \left(\frac{\lambda N}{4S} \right); \quad (2.146)$$

pero se sabe que cuando se gira un al sistema de coordenadas un ángulo α , el haz reflejado cambia 2α , entonces el ángulo para introducir la portadora es:

$$\alpha = \frac{1}{2} \left[\text{sen}^{-1} \left(\frac{\lambda N}{4S} \right) \right]. \quad (2.147)$$

2.1.6 Evaluación de la fase óptica por medio de la transformada de Fourier

La propiedad de translación en frecuencia de la transformada de Fourier (que se explicó en el tema de la portadora espacial) es muy útil para encontrar la fase que viene involucrada en la intensidad del holograma. El método de la transformada de Fourier se basa en esta propiedad y se usa para evaluar la fase óptica. Este método se aplica a patrones de franjas con perfil sinusoidal, a los cuales se les introduce una portadora espacial de frecuencia conocida u_o .

Por lo tanto si $G(u)$ es la transformada de Fourier de $g(x) = f(x) \cos(2\pi u_o x)$, entonces la información que está centrada en u_o de $G(u)$ es la misma que la de $F(u)$ en 0. Esto es muy útil, ya que se puede quitar el término DC, que es la radiación de fondo del holograma y así, tendríamos un término menos involucrado para obtener la fase.

En DHI, cuando se introduce un pequeño ángulo entre el haz objeto y el haz de referencia, se está multiplicando a la intensidad por un coseno; y es por eso que al estar variándolo se están indirectamente separando o juntando los lóbulos del holograma.

Entonces, una vez que se tienen grabados los hologramas, se toman dos (considérese las ecuaciones (2.111) y (2.113)) y se le aplica la transformada de Fourier, cada imagen se multiplica por una máscara (actúa como un filtro pasabanda), dando como resultado F_r y F_d , a cada una por separado se le aplica la transformada inversa, lo cual nos da las expresiones iF_r e iF_d , las cuales se relacionan con la siguiente ecuación [3]:

$$\Delta\phi = \arctan \frac{\text{Re}(iF_r) \text{Im}(iF_d) - \text{Im}(iF_r) \text{Re}(iF_d)}{\text{Re}(iF_r) \text{Re}(iF_d) + \text{Im}(iF_r) \text{Im}(iF_d)} \quad (2.148)$$

para dar como resultado la fase de correlación (diferencia de fase entre ambos hologramas, ó mapa de fase envuelto). En las figuras 2.22 y 2.23 se muestran dos diagramas que explican cómo se obtiene el mapa de desplazamientos; en la primera por el método de desdoblamiento de fase espacial y en la segunda por el método de desdoblamiento de fase temporal (TPU, *Temporal phase unwrapping*).

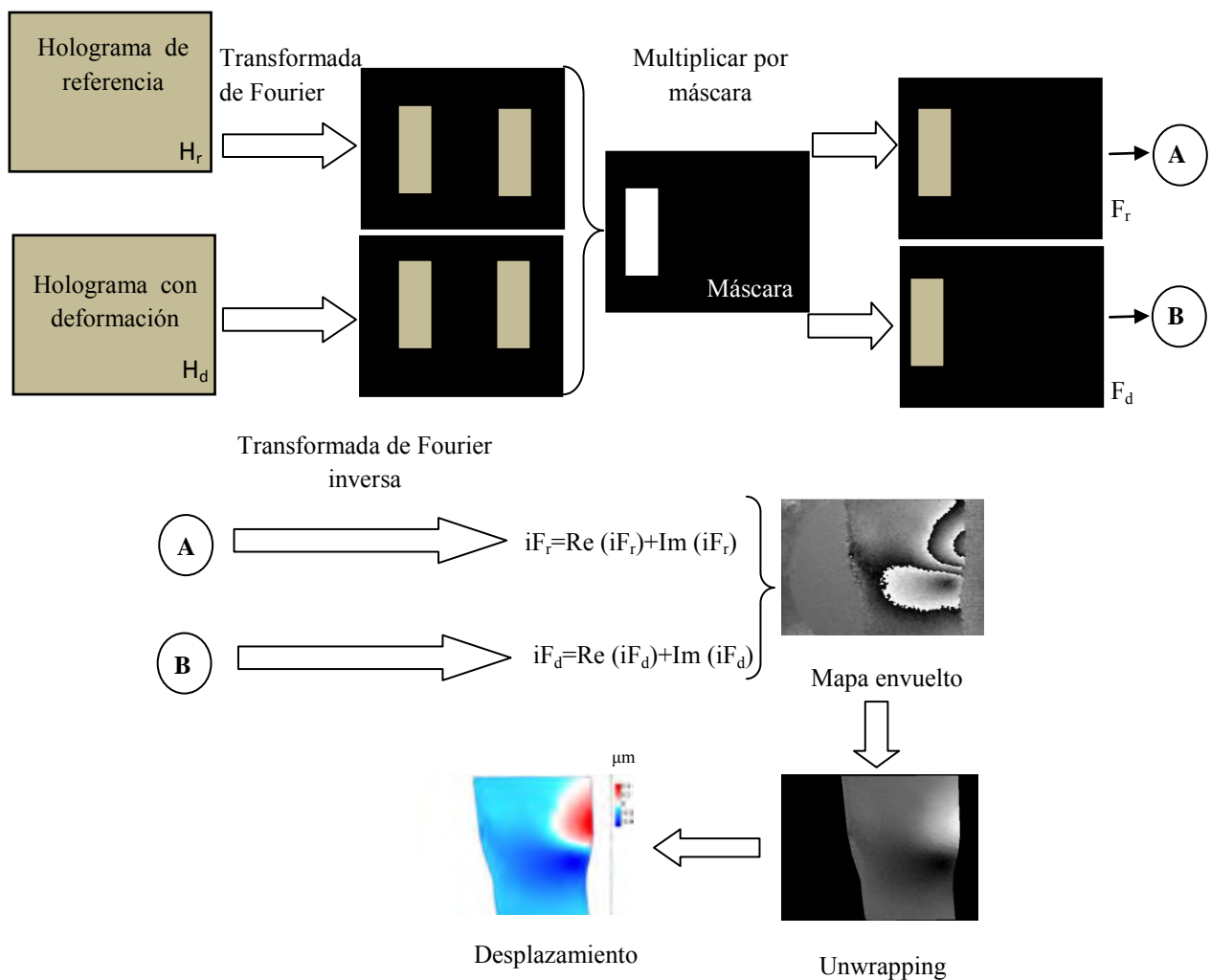


Figura 2.22 Diagrama de pasos para obtener el mapa de desplazamientos por el método de desdoblamiento de fase espacial.

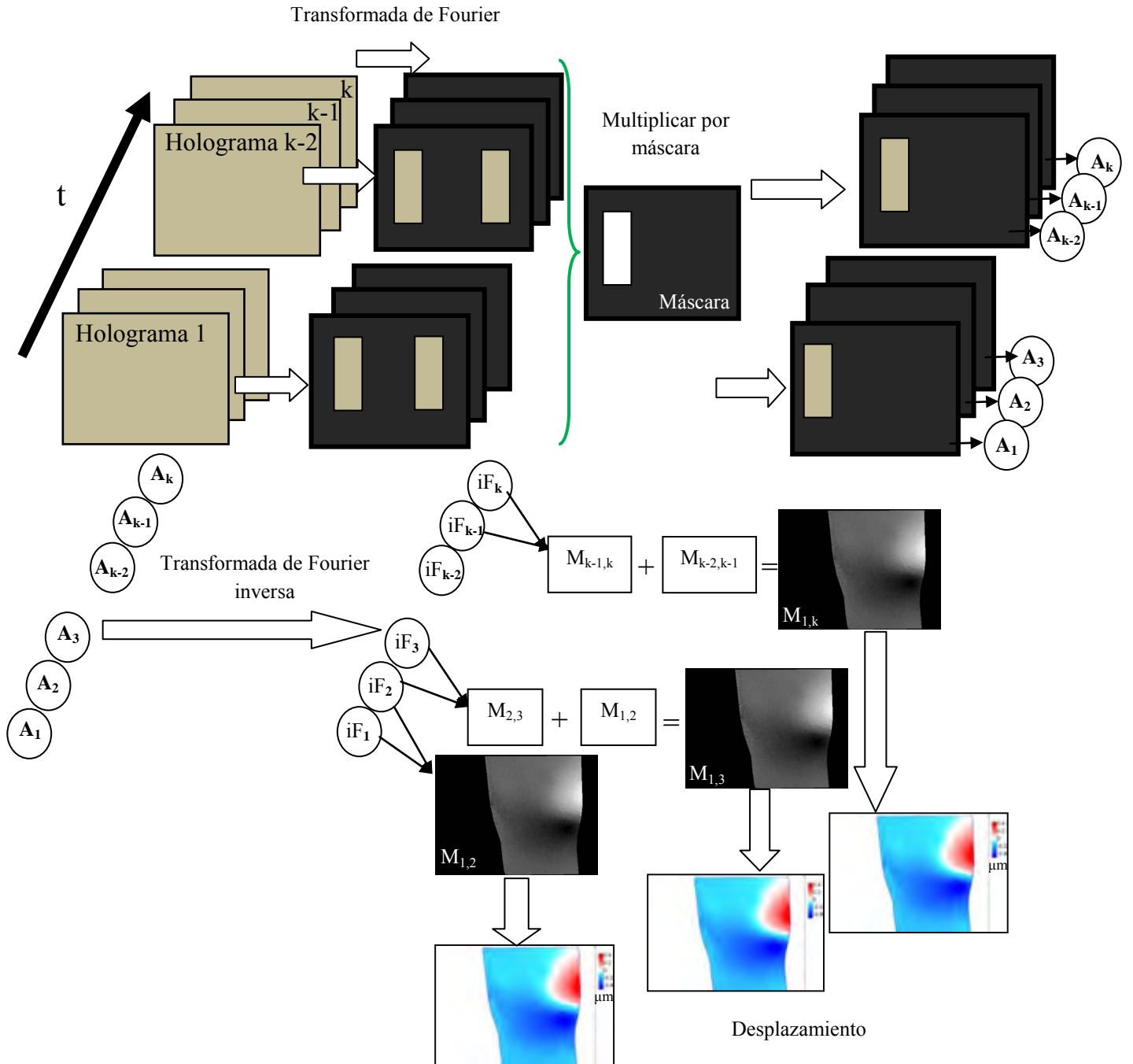


Figura 2.23 Diagrama de pasos para obtener el mapa de desplazamientos por el método TPU.

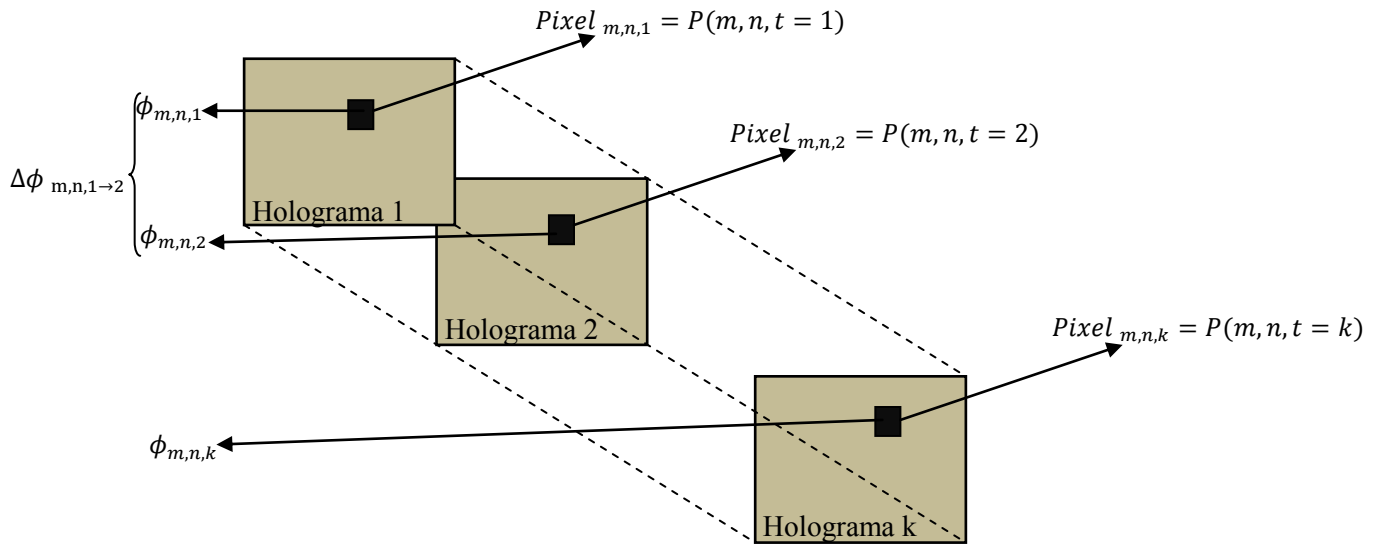


Figura 2.24 Diagrama esquemático de la fase de un pixel (m, n) en el tiempo.

El método TPU consiste en ir comparando la fase de un pixel en el tiempo. En la figura 2.24 se muestra un pixel con coordenadas (m, n) y en cada holograma k tiene una fase $\phi_{m,n,k}$. La coordenada m es el índice de la coordenada y y está dada por $y = m\Delta y$, donde Δy es el tamaño del pixel en el eje y ; mientras n es el índice de la coordenada x y está dada por $x = n\Delta x$, donde Δx es el tamaño del pixel en el eje x .

Entonces la fase $\phi_{m,n,k}$ se puede calcular con la siguiente ecuación [10]:

$$\phi_{m,n,k} = \sum_{t=2}^k \Delta \phi_{m,n,t-1 \rightarrow t} \quad (2.149)$$

con $\Delta \phi_{m,n,t-1 \rightarrow t} = \phi_{m,n,t} - \phi_{m,n,t-1} < 2\pi$.

Lo anterior es una restricción para la obtención del desplazamiento por TPU, en donde no debe haber desplazamientos mayores de 2π entre hologramas consecutivos. De ocurrir esto aparecería una fase envuelta que al ser desenvuelta puede introducir un error que se adicionará a la medición final.

Referencias

- [1] K. K. Myung, "Principles and techniques of digital holographic microscopy," *SPIE Reviews* **1**, 018005- 1 -49, (2010).
- [2] U. Schnars, W. Jüptner, *Digital Holography: Digital Hologram Recording, Numerical Reconstruction, and Related Techniques*, Springer, (2005).
- [3] J. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*, McGraw Hill, Estados Unidos, (1968).
- [4] A. Ghatak, *Optics*, McGraw-Hill, (2009).
- [5] R. Jones and C. Wykes, *Holographic and speckle interferometry*, Cambridge University Press, (1983).
- [6] T. Kreis, *Handbook of Holographic Interferometry*, Wiley-Vch GmbH&Co. KGaA, Weinheim, (2005).
- [7] K. J. Gasvik, *Optical Metrology*, John Wiley & sons Ltd, (2003).
- [8] M. H. De la Torre-Ibarra, *Aplicación de la interferometría de patrones de moteado y la holografía digital al estudio de deformaciones en 3D en piezas metálicas*, Tesis de maestría (2003).
- [9] G. Pedrini, Y. L. Zou, and J. Tiziani, "Simultaneous quantitative evaluation of in-plane and out-of-plane deformations by use of a multidirectional spatial carrier," *Appl. Opt.* **36**, 786-792 (1997)
- [10] G. Pedrini, I Alexeenko, W. Osten and J. Tiziani, "Temporal phase unwrapping of digital hologram sequences," *Appl. Opt.* **29**, 5846-5854 (2003).

Capítulo III

Sistema integumentario y técnicas de medición

El sistema integumentario está compuesto por la piel y sus anexos, como son el pelo, las uñas, las glándulas sebáceas y las sudoríparas. Tiene una gran importancia como estructura, ya que desempeña una serie de funciones vitales como la termorregulación, facilita la interacción con el medio ambiente y a través de este sistema se perciben sensaciones y se expresan emociones [1-3].

3.1 Estructura y funciones de la piel

La piel es el órgano más grande del cuerpo, pesa entre 3 y 4 kg [4]. Tiene un espesor variable, ya que es más gruesa en la región subescapular (omóplato), más fina en pliegues como los párpados y más gruesa en el hombre que en la mujer. Su grosor depende también de la edad, así que no hay números absolutos: en un hombre la piel correspondiente a la zona subescapular puede medir 4.11 mm [5], mientras que en el párpado 0.59 mm [6]. La piel, más que una envoltura inerte del cuerpo, puede impedir daños en los tejidos subyacentes causados por estímulos externos como radiaciones ultravioleta, así como de fuerzas mecánicas, que por su composición, actúa como una almohadilla sobre los músculos y huesos. Es un material heterogéneo, anisotrópico y con viscoelasticidad no lineal [7]. Químicamente está compuesta por agua (70%); minerales como sodio, potasio, calcio, magnesio y cloro; carbohidratos como glucosa; lípidos como colesterol y proteínas como el colágeno y la queratina [8].

La piel está constituida por tres capas superpuestas, que de externo a interno son: la epidermis, la dermis y la hipodermis o tejido graso subcutáneo, como se puede apreciar en la figura 3.1.

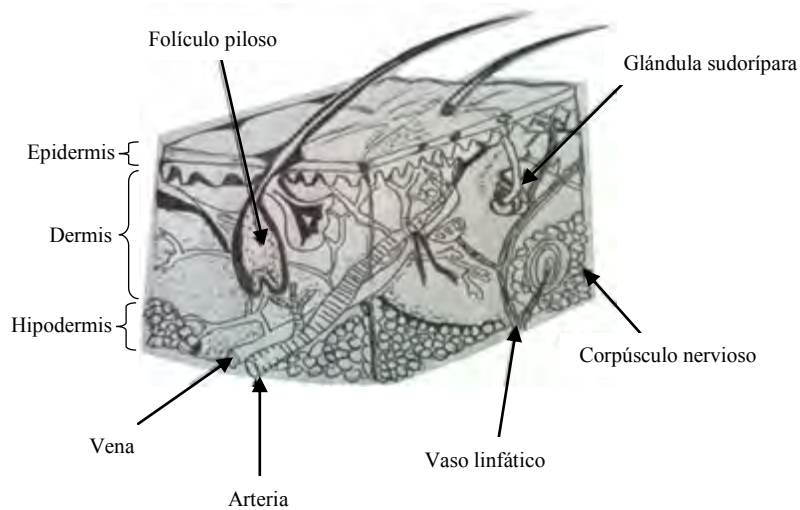


Figura 3.1 Estructura de la piel, en donde se identifican los principales componentes de la misma.

La *epidermis* es la barrera principal de permeabilidad, tiene un espesor de 0.4 a 1.5 mm [9] y cuenta con las siguientes células [7]:

- 1) Melanocitos: Producen melanina, el pigmento que le da color a la piel.
- 2) Queratinocitos: Producen queratina, un tipo de proteína que es el componente básico del cabello y las uñas.
- 3) Células de *Langerhans*: Células de la dermis que migran para formar una barrera inmune contra infecciones.
- 4) Células de *Merkel*: Células asociadas con neuronas táctiles-sensoriales.

La epidermis cuenta con varias capas o estratos como se ve en la figura 3.2 [8]:

- 1) Estrato basal: Contiene melanocitos y células de *Merkel*.
- 2) Estrato espinoso: Compuesta por células de *Langerhans* y queratinocitos unidos por puentes intercelulares.
- 3) Estrato granuloso: Comienzan a formarse gránulos precursores de queratina.

- 4) Estrato lúcido: Esta capa sólo se forma en las palmas de las manos y plantas de los pies; y tiene células con queratinización avanzada.
- 5) Estrato córneo: Las células están casi completamente llenas con queratina, las cuales son aplanadas y anucleadas. Se forma una cubierta con lípidos que forman una barrera acuosa de la piel.

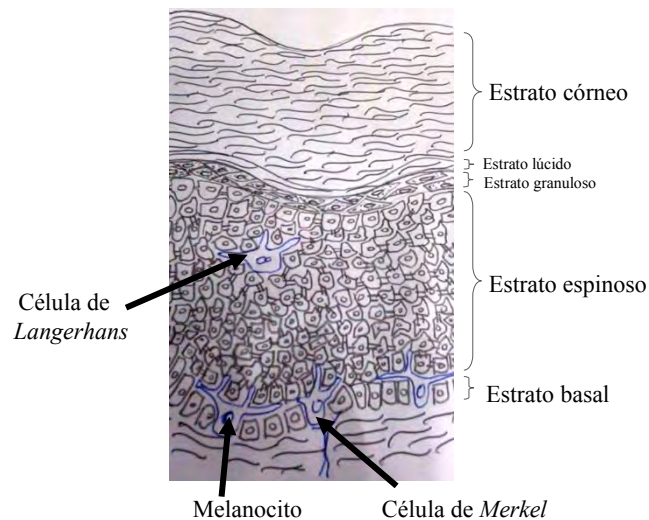


Figura 3.2 Capas de la epidermis. Se identifica las células de *Merkel* y *Langerhans* y los melanocitos.

Por debajo de la epidermis se encuentra la *dermis* (figura 3.3), la cual contiene: fibras proteínicas de colágeno, fibras elásticas, nervios, vasos sanguíneos y redes linfáticas. Esta capa nutre a la epidermis y se divide en: dermis superficial (papilar) y profunda (reticular). La dermis papilar de las palmas de las manos y plantas de los pies tiene función táctil, mientras que la dermis profunda de áreas que soportan peso contiene ciertos receptores sensoriales que responden a vibraciones y presión mecánica [4, 10].

El colágeno, proteína constituyente de los tejidos como la piel, los tendones y el hueso, es la proteína más abundante del organismo. Se caracteriza principalmente por su notable resistencia: una fibra de 1 mm de diámetro (figura 3.4) puede soportar una carga de 10 a 40 kg. Está constituido por un conjunto de tres cadenas polipeptídicas (1.000 aminoácidos por cadena) agrupadas en una estructura helicoidal, conteniendo una gran cantidad del aminoácido glicina, que es el más sencillo y el menos voluminoso de los 20 aminoácidos [11, 12].

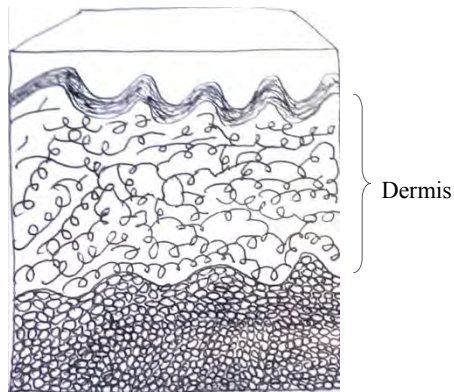


Figura 3.3 Diagrama esquemático de la dermis, la cual está formada principalmente por colágeno y elastina.

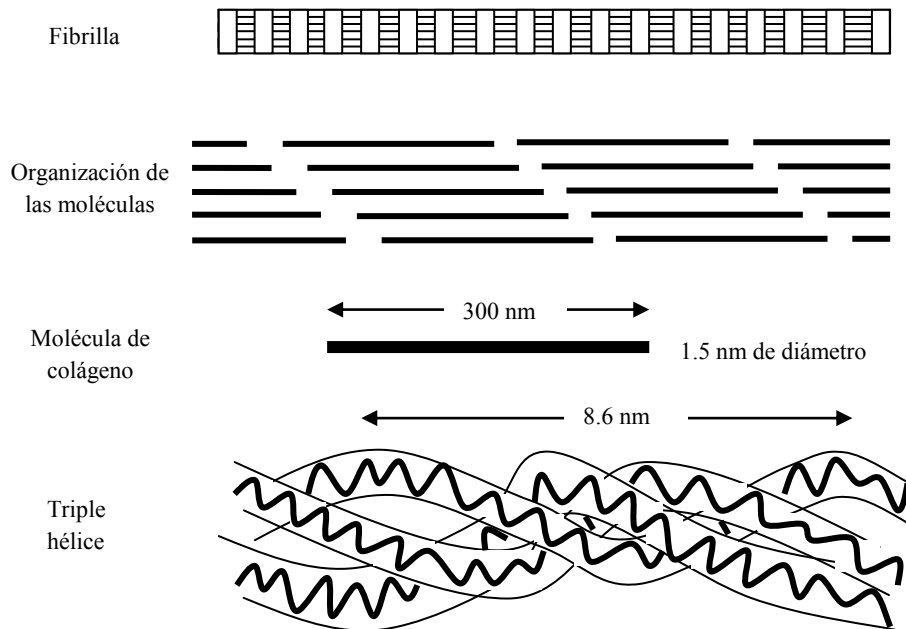


Figura 3.4 Diagrama esquemático de una fibra colágena. Está compuesta por numerosas fibrillas (las cuales tienen un diámetro aproximado de 67 nm). La molécula de colágeno está compuesta por tres cadenas polipeptídicas (secuencias de aminoácidos) que se disponen en forma de triple hélice.

Se reconocen 17 tipos de colágeno, de los cuales el tipo I es el que se distribuye en la piel, huesos, tendones y ligamentos [8]. Las fibras formadas por este tipo de componente y las fibras elásticas son responsables, en gran medida, de las propiedades biomecánicas de la piel [7]. Las fibras elásticas le devuelven a la piel su configuración normal después de haberse contraído o deformado [9].

La capa inferior de la piel es la *hipodermis* (tejido subcutáneo), la cual está formada de tejido, glándulas sudoríparas, vasos sanguíneos y células que almacenan energía; está acolchada, brindando así integridad mecánica, permitiendo movilidad sobre las estructuras subyacentes [8,9].

Las funciones principales de la piel son [4, 9]:

- 1) Protección contra microorganismos: La superficie de la piel es hostil a los microbios, los cuales la logran penetrar si ésta es fisurada o rota.
- 2) Termorregulación: Debido a la secreción de sudor a través de la piel, la temperatura corporal se conserva.
- 3) Sensación: Puesto que presenta terminaciones nerviosas, se puede reaccionar al dolor, vibración, calor, tacto, etc.
- 4) Regeneración de las heridas: La piel tiene la capacidad de reparar un tejido alterado, resultando la formación de un tejido cicatrizal previo a la regeneración.
- 5) Aspecto físico: El aspecto estético de la piel es importante en el desarrollo de cada persona, como la propia aceptación y su incidencia en la autoestima. El auto rechazo y baja autoestima son fuente de conflictos personales que causan malestares psicológicos a veces graves.
- 6) Función de comunicación: Es el órgano de comunicación social y sexual. El olor de la piel, su color o aspecto pueden indicar el estado sexual, el temor o la cólera.
- 7) Función melanocítica: La función del melanocito consiste en fabricar un pigmento color castaño negro denominado melanina, que dispersa y absorbe las radiaciones provenientes de los rayos del sol (fotoprotección).
- 8) Función endocrina: Interviene en el metabolismo de la vitamina D (auxiliar en la absorción del calcio y el fósforo) y ayuda a la producción de estrógenos a través del metabolismo de la hipodermis.
- 9) Función inmunológica: Cuando agentes externos (agente patógeno, una sustancia química, la radiación ultravioleta, etc.) o internos (célula dañada o tumoral) invaden a la piel, se envían señales al sistema inmunológico, que se expresa activando en su superficie moléculas que defienden de las infecciones.

10) Barrera de permeabilidad: El estrato córneo es la principal vía y barrera de absorción de líquidos.

3.2 Mediciones de las propiedades mecánicas de la piel

Aunque las primeras investigaciones sobre las propiedades de piel reportadas datan de 1861 por *Langer*, quien midió las variaciones direccionales de las propiedades estructurales de la piel, no fue hasta los años 70's que se tomó importancia al estudio de este órgano. Varios científicos se interesaron por conocer las propiedades (bioquímicas, mecánicas, térmicas y ópticas) y funciones de la piel; siendo la medición de las propiedades mecánicas una de las áreas más desarrolladas [13].

El mayor contribuyente de las propiedades mecánicas de la piel es su estructura: cómo se organizan los polímeros macromoleculares, principalmente el colágeno y la elastina, en cada capa. El colágeno tipo I y III son los responsables de éstas, siendo el más importante el colágeno tipo I. Éste se encuentra principalmente en la piel, mientras el componente III forma principalmente las fibras reticulares y comúnmente está a lo largo del colágeno tipo I [13,14]. Por último, la elastina es otra proteína que también contiene mucha glicina, aunque se diferencia del colágeno en que no tiene hidroxiprolina y es rica en alanina. Respecto a las diferencias estructurales, la elastina tiene un gran número de enlaces cruzados que le confieren una elasticidad que le permite estirarse hasta tres veces su longitud inicial. Durante la cocción, la elastina se hincha, pero no se disuelve, jugando un papel muy importante en la textura de algunas piezas de carne. La elastina es muy abundante en las paredes de las arterias, ligamentos y en tejidos como el pulmón, que requiere una gran elasticidad [11,12].

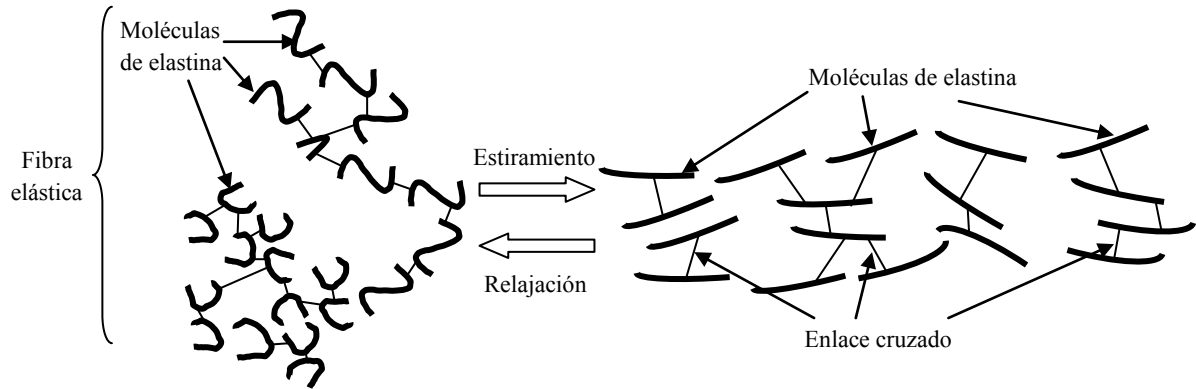


Figura 3.5 Moléculas de elastina. Confieren elasticidad a las paredes arteriales y ligamentos

En la figura 3.5 se puede apreciar que una fibra elástica está compuesta de moléculas de elastina, las cuales se estiran o se relajan.

En la epidermis las fibras colágenas y elásticas son finas y se disponen paralelas a la superficie, en la dermis reticular situada debajo de la papilar, las fibras colágenas se entretrejen con otros haz de luz fibrosos formando una red orientada más o menos paralela al plano epidermal y forman líneas de tensión que son de gran importancia para la cirugía. Por último la hipodermis comprende una red de fibras de colágeno extendiéndose por debajo de las células de tejido subcutáneo [15].

Para medir estas propiedades se han desarrollado algunos métodos experimentales. Los más usados están basados en la medición de succión, torsión, tracción o indentación normal a la piel bajo estudio [16]. A continuación se describen algunos ejemplos de este tipo de métodos.

3.2.1 Prueba de succión

Se crea vacío en un cilindro pequeño causando una deformación en la piel. En la figura 3.6 se muestra el cilindro, el cual tiene una abertura central (6 mm de diámetro), donde a través de ésta la piel recibe la fuerza causada por la succión. El desplazamiento vertical resultante

de la piel es medido usando un transductor. Con esta información se puede determinar las propiedades mecánicas de la piel [15].

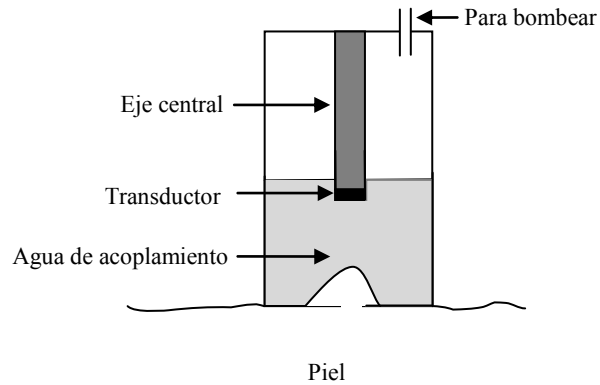


Figura 3.6 Diagrama esquemático de aparato para prueba de succión. Se crea vacío en un cilindro causando una deformación en la piel, un desplazamiento vertical, el cual es medido por un transductor.

3.2.2 Prueba de torsión

Se deforma la piel aplicando un par torsor (sistema de fuerzas paralelas de igual magnitud y sentido contrario). En la figura 3.7 se puede apreciar un ejemplo del aparato para prueba de torsión: el círculo más pequeño está unido a la piel, cuando gira ocasiona una fuerza de torsión, usualmente en una región delineada por el área de piel entre el disco giratorio y el anillo de guardia. La deflexión en el disco central es usualmente pequeña, menos de 10° [11,16].

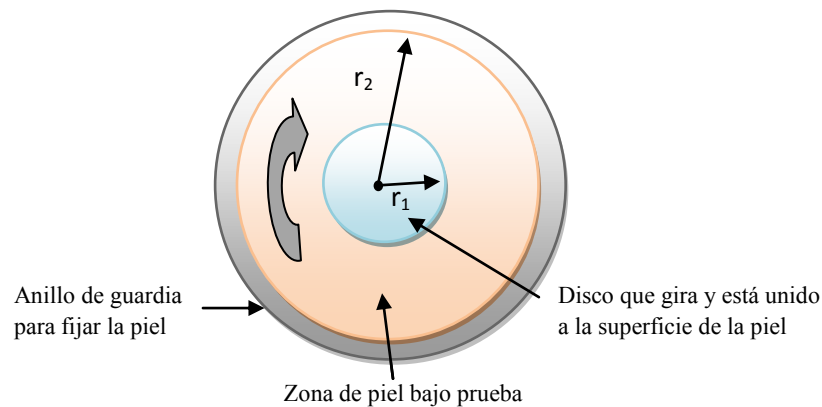


Figura 3.7 Diagrama esquemático de aparato para prueba de torsión, el disco más pequeño gira provocando una torsión en la piel.

3.2.3 Prueba de tracción

Un aparato muy simple puede ser empleado para medir la resistencia de la piel. En la figura 3.8 (a) se muestra como la superficie de la piel está adherida a una placa de una cierta carga. Debido a la fuerza que ejerce el peso por medio de la polea se jala esta placa, lo cual ocasiona que la piel se vaya estirando y en algún momento hasta se rompa. Se mide que tanto giró la polea respecto al punto donde la piel está en reposo. Un modelo similar se muestra en la figura 3.8 (b), con la diferencia que ahora se medirá la longitud que se mueve la placa que gira alrededor de un pivote respecto del punto donde la piel está en reposo. Sin embargo, los análisis muestran que los esfuerzos y deformaciones en el área de prueba son inhomogéneos y la anisotropía no es medida [11,17].

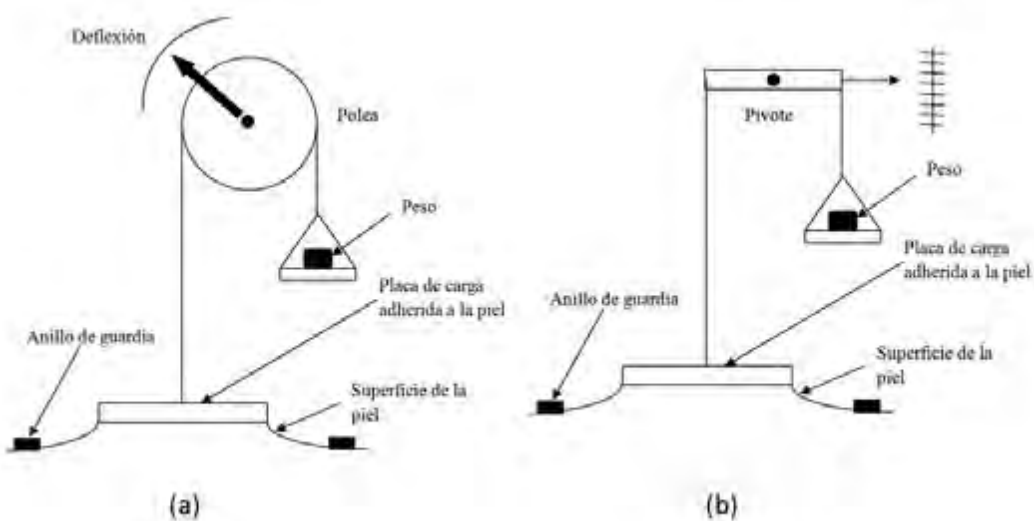


Figura 3.8 Diagrama esquemático de aparato para prueba de tracción. El peso intenta estirar la piel bajo prueba y medir su resistencia.

3.2.4 Prueba de indentación

Esta técnica consiste básicamente en presionar un indentador sobre la superficie de la piel dejando una impresión. Dependiendo de la carga que se aplicó y la geometría de la huella dejada se puede obtener la dureza. Algunos equipos registran la carga y los desplazamientos durante la aplicación de la carga, lo que permite obtener otras propiedades. Varias formas de indentador han sido usadas (un ejemplo de indentador se muestra en la figura 3.9), un factor adicional que debe ser considerado es el efecto en el tejido debajo del lugar de la prueba (por ejemplo efectos en el tejido blando subcutáneo o hueso) [14,18].

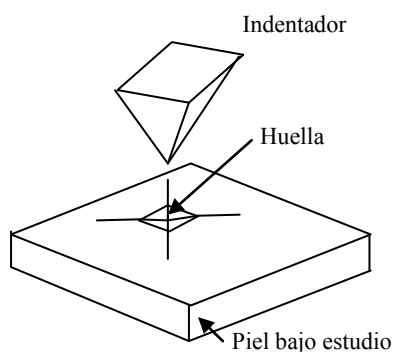


Figura 3.9 Esquema básico de la prueba de indentación. Se presiona un indentador sobre la superficie de la piel y dependiendo de la geometría de la huella que deja se pueden obtener algunas propiedades mecánicas.

3.2.5 Prueba de elastografía

Este método de proyección de imagen por ultrasonido, resonancia magnética MRI (Magnetic resonance imaging), ó por tomografía de coherencia óptica OCT (Optical coherence tomography,) se usa para detectar tejidos blandos anormales durante la compresión de ellos. Lo cual ayuda a estudiar las características elásticas de los tejidos, gracias a la tendencia de los tumores a ser más rígidos que los tejidos sanos. En la figura 3.10 se muestra el esquema básico de este método.

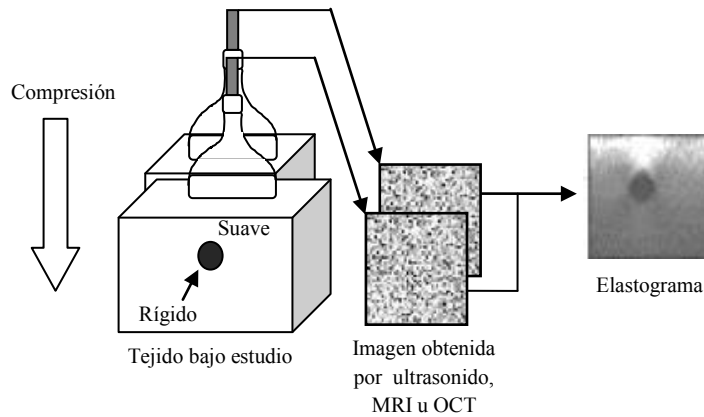


Figura 3.10 Esquema básico de la prueba de elastografía

Un tumor es normalmente de cinco a diez veces más rígido que el tejido normal, es por esto que cuando se aplica una compresión mecánica, la tensión en el tumor es menor que en el tejido sano. Esto produce imágenes donde se pueden diferenciar un tejido sano de uno enfermo. Estas imágenes llamadas elastogramas son la representación gráfica de alguna característica elástica, como el módulo de *Young* ó las deformaciones unitarias, del tejido inspeccionado por alguna técnica.

Entonces, un sistema de elastografía requiere un medio para generar la compresión en el tejido y causar una deformación, y un sistema de imagen con suficiente sensibilidad para capturar esta deformación.

En la figura 3.11 se muestran un sonograma y un elastograma para observar que es más fácil diferenciar un tumor en el elastograma, ya que los sonogramas proporcionan información que se relaciona con la dispersión de la energía acústica de los componentes de los tejidos mientras los elastogramas lo hacen acerca de características elásticas de los tejidos [20].

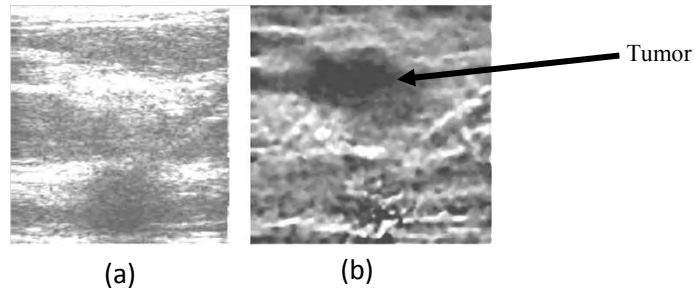


Figura 3.11 (a) Sonograma y (b) elastograma de un carcinoma [20].

3.2.5.1 Elastografía con ultrasonido

Se basa en la estimación de los desplazamientos de los tejidos por análisis de las imágenes adquiridas por escáneres de ultrasonidos tradicionales, al someter a los tejidos a una compresión mecánica externa o interna. Esta técnica puede aplicarse a cualquier estructura del organismo accesible por el ultrasonido y que pueda someterse a una pequeña compresión.

Las estimaciones de los desplazamientos se encuentran a partir de los retrasos en el tiempo de las señales ecográficas de antes y después de la compresión mecánica aplicada y éstas a su vez, se obtienen a partir de las señales de ultrasonido de antes y después de la compresión, a las cuales se les aplica una técnica de procesado de señal [21].

Las frecuencias típicas utilizadas para aplicaciones médicas van de 2 a 20 MHz. Entre mayor sea la frecuencia utilizada mayor será la resolución pero tendrá menor poder de penetración que una frecuencia menor. Su rango de resolución llega hasta unos cientos de micras [22].

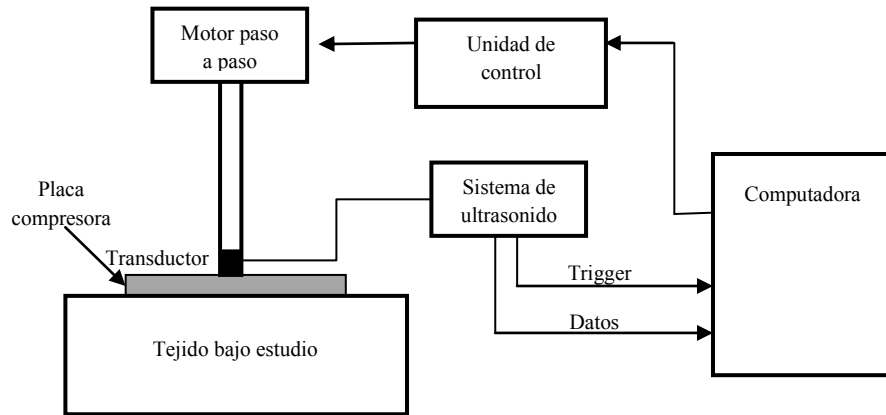


Figura 3.12 Diagrama esquemático de un sistema de elastografía con ultrasonido.

En la figura 3.12 se muestra un esquemático de un sistema de elastografía con ultrasonido, donde el sistema de ultrasonido envía ondas sonoras de alta frecuencia hasta el tejido bajo estudio, donde éstas hacen eco. El transductor recibe dichas ondas reflejadas y las envía a la computadora para crear una imagen. Por otro lado, la computadora cuenta con una unidad de control, la cual dirige un motor de paso a paso para aplicar la compresión de una manera controlada.

3.2.5.2 Elastografía con resonancia magnética

Este método utiliza el fenómeno de la resonancia magnética para obtener información sobre la estructura del cuerpo bajo estudio. Esta información es enviada a las computadoras para generar una imagen del interior de lo que se ha analizado usando la transformada de Radón. Cuando la elastografía emplea el equipo estándar de MRI con algunas modificaciones y una placa de metal que vibra colocada en la piel, el elastógrafo de resonancia magnética trabaja al medir la longitud de onda de las vibraciones enviadas a través de los tejidos blandos. La pulsación del campo magnético en el explorador de la MRI en consonancia con las vibraciones mecánicas congela el patrón de ondas y permite que la longitud de onda sea medida. Con esta información se puede genera una imagen [23]. MRI típicamente opera en un rango de unos cientos de micrómetros a milímetros [24].

3.2.5.3 Elastografía con OCT

En este método se usa la técnica óptica de OCT para obtener las imágenes para generar el elastograma. Al igual que el ultrasonido, OCT se basa en la medición del tiempo de retardo y la magnitud de la señal reflejada por el tejido, solo que en vez de sonido se utiliza la luz. Se utiliza luz infrarroja porque la absorción de ésta en los tejidos es muy poca [25].

La resolución axial (resolución en la dirección de propagación del haz) de este método está dada por la longitud de coherencia de la fuente de luz del sistema de OCT, la cual usualmente está en un intervalo de 1-30 μm [26]. Lo que ocasiona que OCT tenga mejor resolución que el ultrasonido y la imagenología por resonancia magnética, la desventaja es que su poder de penetración va de 2 a 3 mm debajo de la superficie del tejido, lo cual limita su aplicación para ciertos tejidos [27].

En la figura 3.13 se muestra el esquemático de un transductor piezoeléctrico, con el cual se puede tomar los datos para generar un elastograma [28].

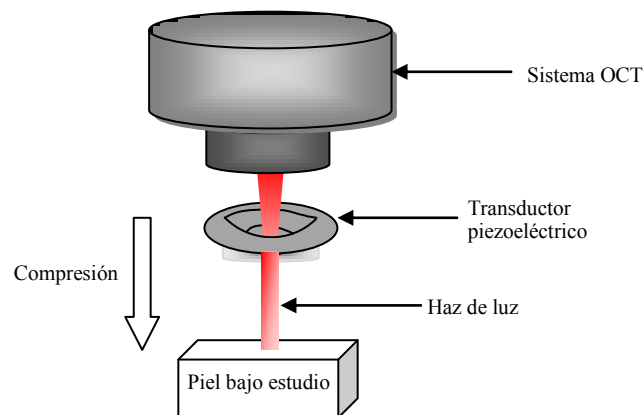


Figura 3.13 Diagrama esquemático de un sistema de elastografía por OCT.

Referencias

- [1] A. Rodríguez-Solano, *Guía de laboratorio de Histología*, Universidad de Costa Rica, (2005).
- [2] J. Daza-Lesmes, *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, Médica Panamericana, (2007).
- [3] A. J. Rondón-Lugo, *Temas dermatológicos: Pautas diagnósticas y terapéuticas*, Ateproca, (2001).
- [4] T. Reilly, *Muskuloskeletal disorders in Health-Related Occupations*, IOS Press, (2002).
- [5] K. Hoffmann , M. Stucker , T. Dirschka , S. Görtz, S El-Gammal, K Dirting. “Twenty MHz B-scan sonography for visualization and skin thickness measurement of human skin”, *J Eur Acad Dermatol Venereol*, 302–13(1994).
- [6] M. Ross, P. Wojciech, *Histology: A Text and Atlas: With Correlated Cell and Molecular Biology*, Lippincott Williams&Wiljins, (2003).
- [7] R. Arenas, *Atlas Dermatología: Diagnóstico y tratamiento*, McGraw Hill, (2004).
- [8] T. B. Fitzpatrick, *Dermatología en Medicina General*, Médica Panamericana, Volumen 1, (2009).
- [9] CTO, *Curso de formación continuada para médicos generales de dermatología*, CTO Medicina, (2003).
- [10] D. J. Prockop, N. A. Guzmán, “El colágeno”, *Tiempos médicos* **191**, 53-63 (1981)
- [11] L. Stryer, *Bioquímica*, Reverté, Volumen 1, (1988).
- [12] P. A. Payne, “Measurement of properties and function of skin”, *Clin. Phys. Physiol. Meas.* **12**, 105-129 (1991).
- [13] Y. C. Fung, *Biomechanics: mechanical properties of living tissue*, 2nded Springer (1993).
- [14] R. Marks and P.A. Payne, *Bioengineering and the skin*, Kluwer Academic Publishers (1981).
- [15] C. Pailler-Mattei, S. Bec, H. Zahouani, “In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests”, *Med. Eng. & Phys.* **30**, 599-606 (2008).
- [16] S. Diridollou, F. Patat, F. Gens, L. Vaillant, D. Black, J. M. Lagarde, “In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction”, *Skin Res. Technol* **6**, 214-21, (2000).
- [17] R. Sanders, “Torsional elasticity of human skin in vivo”. *Pflug Arch. Eur. J Phy.*, 255-60, (1973).
- [18] T. Sugihara, T. Ohura, K. Homma, H. H. Igawa. “The extensibility in human skin: variation according to age and side”, *BR J Plast Surg.* **44**, 418-22 (1991).
- [19] J. M. Meza, C. A. Cháves, J. M. Vélez, “Indentations techniques: Mechanical properties measurement of ceramics”, *Rev. de la Fac. de Minas, Universidad Nacional de Colombia, Rev. DYNA*, **149**, 81-93 (2006).

- [20] J. Ophir , S. K. Alam, “Elastography: Measurement and imaging of tissue elasticity”, *Proc. Instn. Mech. Engrs*, **149**, 224-233 (1999).
- [21] W. Khaled, S. Reichling, O. Bruhns, H. Ermert, “Ultrasonic strain imaging and reconstructive elastography for biological tissue”, *Ultrasonics*, **44**, 199-202 (2006).
- [22] N. M. Tole, *Basic physics of ultrasonographic imaging*, International Society of Radiographers and Radiological Technologists (1999).
- [23] G. Parra, M. Faja, F. Vergara, I. Diaz-Yunez, E. de Nubila, “Elastografía: Un nuevo método diagnóstico”, *Rev. Colombiana de Radiología* **17** (3), 1982-1985 (2006).
- [24] J. K. Barral, N. K. Bangerter, B. S. Hu, D. G. Nishimura “In vivo high-resolution magnetic resonance skin imaging at 1.5 T and 3 T ”, *Magn Reson Med.*, **63** (3), 790-6 (2010).
- [25] J. M. Schmith, “OCT elastography: imaging microscopic deformation and strain of tissue”, *Opt. Express*, **3** (6), 199-211 (1998).
- [26] J. M. Schmith, “Optical coherence tomography (OCT): a review”, *IEE J. Sel. Top. Quantum Electron*, **5**, 1205-1215 (1999).
- [27] J. Herrero-Garibi, I. Cruz-González, P. Parejo-Díaz, Ik-kyung Jang, “Tomografía de coherencia óptica: situación actual en el diagnóstico intravascular”, *Rev. Esp. Cardiol.*, **63** (8), 951-62 (2010).
- [28] D. Sampson, K. Kennedy, R. McLaughlin, B. Kennedy, “Optical elastography probes mechanical properties of tissue at high resolution”, *SPIE Newsroom pt. Express*, **3** (6), 199-211 (2012).

Capítulo IV

Experimento y resultados

En este capítulo se presentan los arreglos ópticos que se armaron para este trabajo. Se describe el procedimiento experimental y se muestran los resultados obtenidos. Para esto, el capítulo básicamente se divide en tres secciones:

- En la primera, llamada arreglo experimental, se muestran los arreglos ópticos utilizados y se describe el procedimiento experimental.
- En la segunda sección se presentan las pruebas preliminares, las cuales fueron hechas con el arreglo óptico I.
- En la tercera parte se describe las pruebas y resultados finales realizadas con el arreglo óptico II.

4.1 Arreglo experimental

Como se explicó en el capítulo 2, para realizar la medición de los desplazamientos de la piel se necesitan dos hologramas, uno antes y otro después de la deformación. Para obtener los hologramas se utilizó el arreglo óptico de DHI (figuras 4.1 y 4.2) y para realizar la deformación en la piel se le aplicó corriente eléctrica para tensarla.

Primero se capturó una imagen (holograma) de la muestra de piel sin perturbación. Después, se aplicaron pulsos de corriente eléctrica con un dispositivo fabricado especialmente para realizar este experimento (figuras 4.5, 4.8, 4.9 y 4.11) y se capturó una segunda imagen. Una vez obtenidas las imágenes se aplicó la transformada de Fourier.

Cada imagen se multiplicó por una máscara (la cual actúa como un filtro pasabandas). Posteriormente a las dos imágenes resultantes, se les aplicó la transformada de Fourier inversa. Estas nuevas imágenes se relacionan con la ecuación (2.148), generando la imagen del mapa envuelto ó el mapa por el método TPU. Para desenvolver el mapa envuelto se utilizó el programa PVSPUA. Con los hologramas obtenidos se compararon los métodos de desenvolvimiento de fase espacial y TPU, dando mejores resultados TPU. Es por esto que se decide desenvolver por TPU y de aquí, obtener el mapa de desplazamientos. Cabe señalar que para procesar estas imágenes se utilizó *MATLAB*.

La primera muestra que se analizó fue piel de una rata viva, lo que dio como resultado mapas envueltos decorrelacionados, debidos a los movimientos del animal y a la baja velocidad de captura de la cámara; por lo tanto, se decidió cambiar a muestras de lienzos de piel de rata (*postmortem*), para analizar la factibilidad de trabajar con lienzos de piel humana, lo cual ayudó a obtener mapas correlacionados. En las pruebas finales se usaron lienzos de piel de cerdo, porque como se dijo en la introducción, la piel de cerdo es altamente comparable con la piel humana.

Como subtemas de esta sección se presentan a continuación, las configuraciones de los arreglos ópticos que se utilizaron y los diferentes dispositivos diseñados y fabricados para generar la deformación usando principios eléctricos.

Con respecto al arreglo óptico, al inicio se hicieron pruebas con un arreglo donde la muestra permanecía vertical a la mesa holográfica (arreglo óptico I, según figura 4.1). De estas pruebas se dedujo que la posición de la muestra influía mucho en las mediciones. Así, se decidió cambiar la configuración del interferómetro para mejorar los resultados, usando un segundo arreglo óptico (figura 4.2), donde la muestra es colocada horizontalmente sobre la mesa holográfica.

Cabe mencionar que en ambos arreglos se usó un láser de onda continua (*CW*, *continous wave*) *Verdi-V10* de estado sólido, Nd:YV04 (*Neodymium-Doped Yttrium Orthovanadate*), con una longitud de onda de 532 nm y una longitud de coherencia de más de 60 m con potencia ajustable desde cero hasta un máximo de 10 watts.

4.1.1 Arreglo óptico I (muestra vertical)

El primer arreglo experimental que se armó para medir desplazamientos fuera de plano se muestra en la figura 4.1.

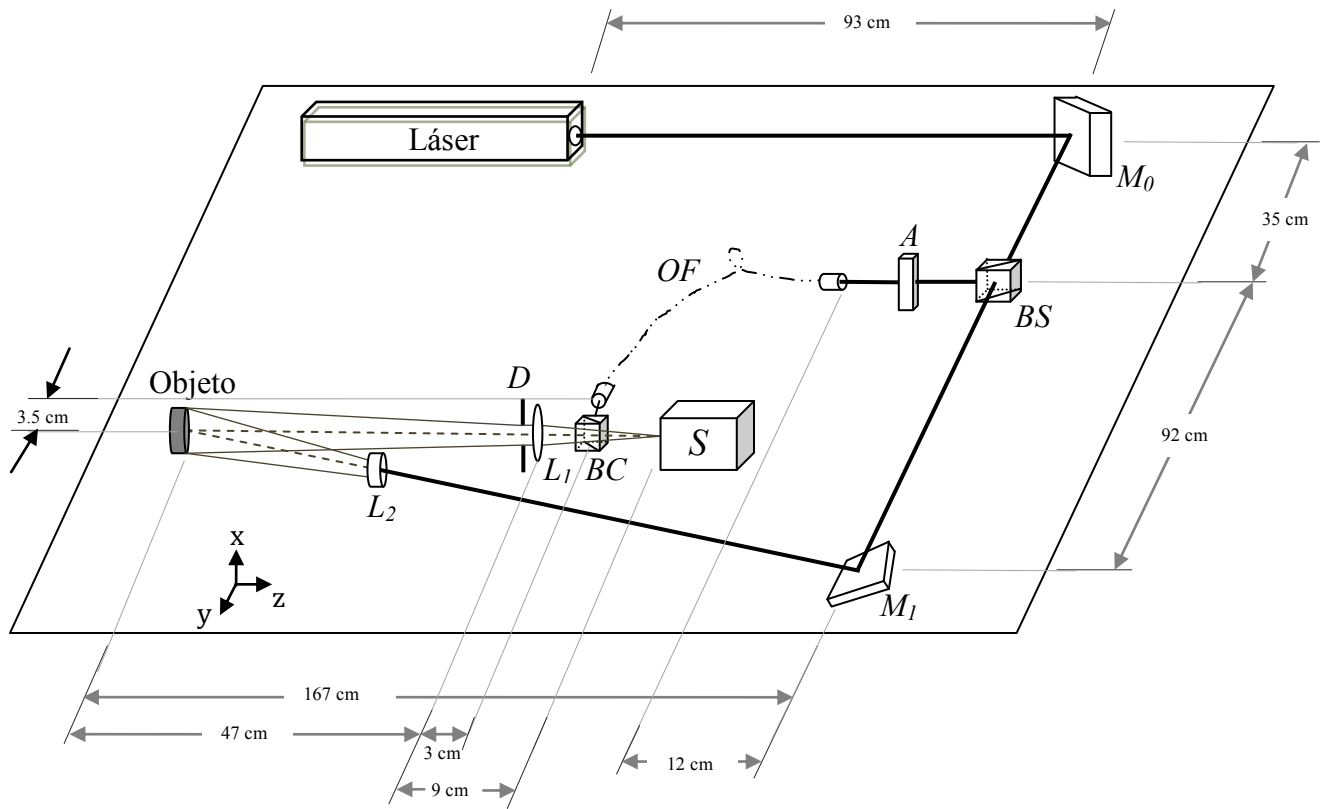


Figura 4.1 Diagrama esquemático del arreglo óptico I. Mide desplazamientos del objeto de estudio en el eje z. El desplazamiento en z que se mide es paralelo a la mesa holográfica. M_0 y M_1 , representan espejos, BS es un prisma divisor (*Beam Splitter*), A es un filtro de densidad variable, OF representa la fibra óptica, L_1 es la lente, L_2 es un objetivo de microscopio, D es la apertura, BC el cubo combinador y finalmente S representa al sensor.

En el arreglo experimental I, el haz que proviene del láser es dividido en dos por el prisma divisor BS , el 70% (haz objeto) se dirige hacia el espejo M_1 , el cual lo envía hacia el objeto pasando primero por el objetivo de microscopio L_2 ; con éste el haz se expande para iluminar la superficie de la piel. La luz esparcida por la piel pasa por una apertura (diafragma ó pupila) D , después por la lente L_1 de 75 mm de distancia focal que pasa a través de un cubo combinador BC . Mientras el 30% del haz (haz de referencia) se atenúa con un filtro de densidad variable A , que después es llevado mediante una fibra óptica

monomodal hasta BC . El cubo combinador BC junta ambos haz de luz que llegan al sensor combinados. El ángulo de iluminación (formado por las líneas punteadas en la figura 4.1) para este caso es de 9° .

El haz objeto tiene una longitud de camino óptico de 315 cm desde el BS hasta el BC , mientras el haz de referencia tiene uno de 315.5 cm, teniendo la fibra un índice de refracción de 1.5; dando una diferencia de camino óptico de 0.5 cm.

Al inicio se estuvo capturando con una cámara web de 1305 x 1049 pixeles con un rango dinámico de 8 bits, capaz de capturar 1.5 imágenes por segundo (*fps, frames/second*) y el tamaño del sensor es de 5 mm x 5 mm. Pero con este sensor sólo se obtuvieron mapas envueltos decorrelacionados.

Recordando, la primera imagen capturada es llamada de referencia o estado base y las imágenes consecutivas son consideradas los estados deformados. Como se explicó en el capítulo anterior, la información del desplazamiento debido a la deformación está relacionada con la fase de correlación, la cual está contenida en el mapa envuelto, el cual se genera a partir de dos hologramas (estado de referencia y estado deformado). Y decir que un mapa envuelto está decorrelacionado significa que ya no podemos confiar en los resultados de las mediciones obtenidas con esta técnica.

Se dedujo que la falta de correlación podría tener su origen en dos elementos de diseño: en la rigidez del sistema óptico ó en la velocidad de captura de la cámara. Se estableció que la cámara podría inducir esta situación, por eso se decidió remplazarla por una cámara *PixeLink* PL-B741U, la cual cuenta con un sensor CMOS con 1280 x 1024 pixeles, capaz de capturar 24 fps, con un rango dinámico de 8 bits y el tamaño del sensor es de 8.8 mm X 6.6 mm, la cual dio mejores resultados.

4.1.2 Arreglo óptico II (muestra horizontal)

El arreglo óptico II mostrado en la figura 4.2, es similar al arreglo óptico I. La diferencia fundamental consiste en que la superficie del objeto está paralela a la mesa holográfica y para iluminarla se envía el haz por medio de dos espejos M_1 y M_2 . El ángulo de iluminación es de 8.5° . Las medidas del arreglo permanecieron similares, la longitud de camino óptico del haz objeto aumentó una pequeña cantidad con la adición del espejo M_2 .

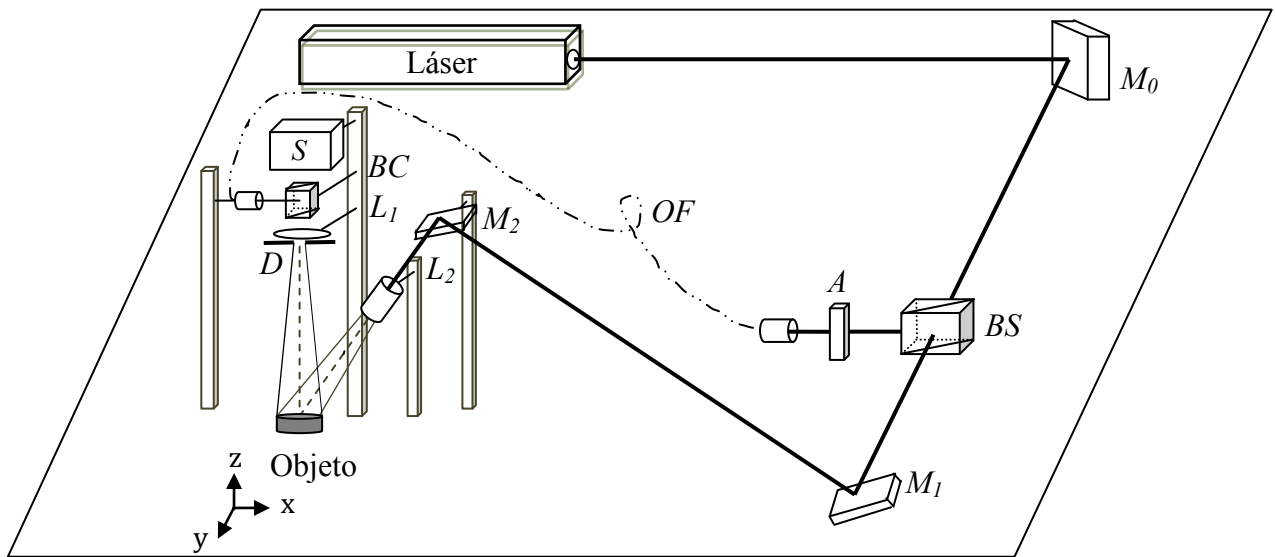


Figura 4.2 Diagrama esquemático del arreglo óptico II. En este caso el desplazamiento z que se mide es perpendicular a la mesa holográfica. M_0 , M_1 y M_2 son espejos.

4.1.3 Dispositivo

A continuación se describe el desarrollo y la evolución del dispositivo que se usó para sujetar la muestra bajo estudio y generar un circuito eléctrico con corriente variable, para provocar una deformación en la muestra.

Para la generación de los pulsos eléctricos se usó una fuente de voltaje pulsada ajustable (mostrada en la figura 4.3), la cual funciona con una batería de 1.5 volts. A esta fuente se conectan dos electrodos, uno negativo y otro positivo, los cuales se colocan en los extremos del área de la muestra que se desea deformar con el paso de la corriente eléctrica. Para aumentar o disminuir el voltaje se gira el potenciómetro dispuesto para tal efecto.

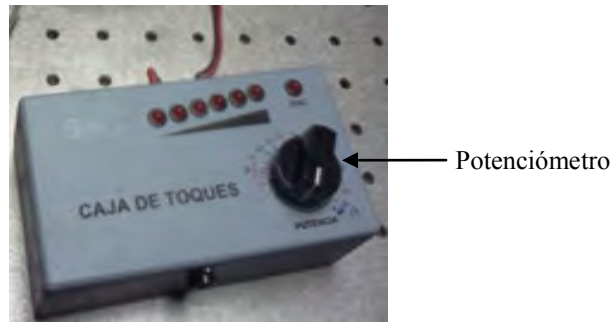


Figura 4.3 Generador de pulsos eléctricos.

El generador de pulsos tiene un comportamiento temporal como se muestra en la figura 4.4, medida en la base del transistor inversor.

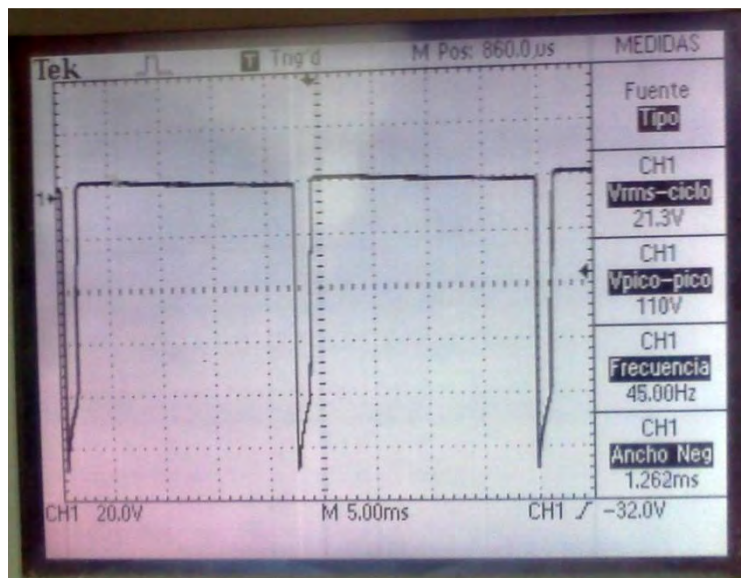


Figura 4.4 Señal de salida del generador de pulsos eléctricos. Se muestra en el osciloscopio la señal invertida. A 19.5 V presentó una corriente de fuga de 6 μ A.

La frecuencia de operación y el perfil de excitación fueron determinados experimentalmente con la ayuda del ingeniero Ricardo Valdivia del laboratorio de electrónica del CIO.

Las pieles usualmente presentan frecuencias de resonancia naturales del mismo modo que funciona un tambor, que dependen de la elasticidad de la piel, que a su vez es función de la humedad, la temperatura, la tensión de la misma sobre el dispositivo y de la uniformidad de los espesores. Vale la pena mencionar que cuando una membrana vibra, se presentan diferentes modos de vibración, con máximos y mínimos locales, valles y crestas. Las frecuencias naturales de las pieles gruesas son más bajas que las frecuencias naturales de las pieles delgadas. En pruebas recientes realizadas en el laboratorio del CIO se han analizado las pieles de ganado vacuno usadas en los procesos de marroquinería y calzado. En las cuales se obtiene que estas pieles típicamente tienen frecuencias naturales que oscilan entre los 200 Hz y 1200 Hz. Las pieles de ratón son comparativamente más delgadas que las humanas y es de esperarse que se presenten frecuencias naturales más altas. Para no usar un sistema de auto sintonización de la frecuencia natural (*autotuning*) se pensó en que sería mejor excitar la piel de manera que se comportase como un tambor cuando es golpeado por una baqueta, dejando que la propia piel busque su frecuencia natural y se amortigüe en un corto periodo de tiempo.

El generador cuenta con un potenciómetro con interruptor para ir de un voltaje cero a uno determinado por la posición de la perilla o viceversa. La corriente de salida de este generador es corriente variable que depende de la resistencia eléctrica de la piel, la cual llega hasta un máximo de 8 mA en las muestras puestas a prueba. Cabe mencionar que en la 'norma española UNE 20572-1' que lleva por título 'efectos de la corriente sobre el hombre y los animales domésticos' se dice que desde 0.5 mA ya existe sensación de hormigueo y hasta 10 mA es un rango seguro de paso de corriente por el organismo humano y animal.

Para sujetar a la rata se usó una base de madera (mostrada en la figura 4.5), la cual se fijó a la mesa holográfica y cuenta con unas cintas de cierre de velcro para sujetar al espécimen. A esta base de madera se le unieron los electrodos. Éstos están señalados con flechas rojas en la figura 4.5 (c). Así, los electrodos hacen contacto a los costados de la rata.

De estas pruebas, se observó que sin aplicar alguna deformación, los mapas envueltos se decorrelacionaron debido a la falta de sincronismo del sistema de captura y los continuos movimientos de la rata al estar respirando, que en última instancia se pueden traducir en un movimiento de cuerpo rígido de varias centenas de micrómetros. Entonces, se decide colocar una placa de vidrio en el vientre del animal, que es el área que se va a analizar (FOV, *Field Of View*). La placa de vidrio hace una compresión al vientre (como se puede observar en la figura 4.6) con el objetivo de disminuir los movimientos de la rata.

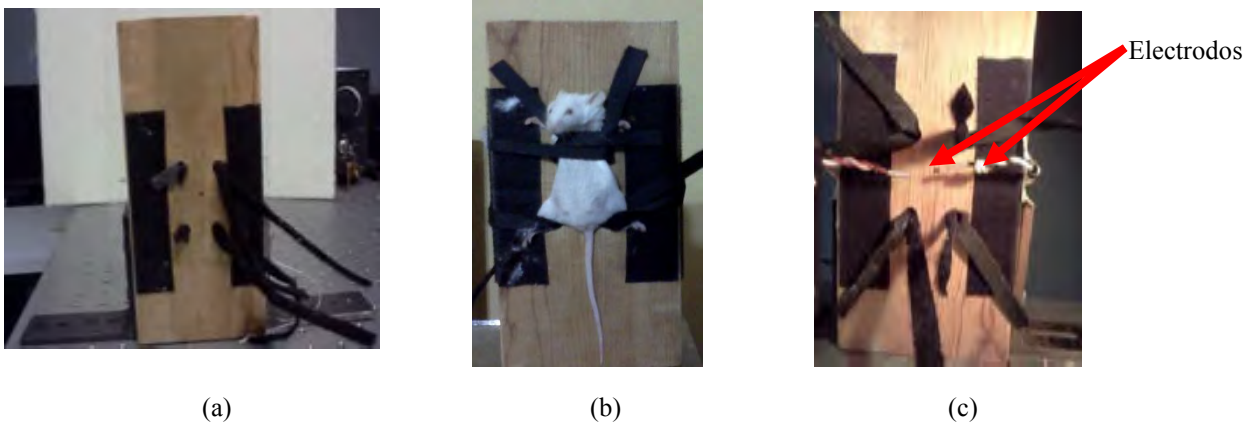


Figura 4.5 Dispositivo versión 1. En (a) se muestra la base de madera utilizada para sujetar al espécimen, en (b) se observa a la rata sujeta en la base de madera y en (c) se muestran los electrodos.

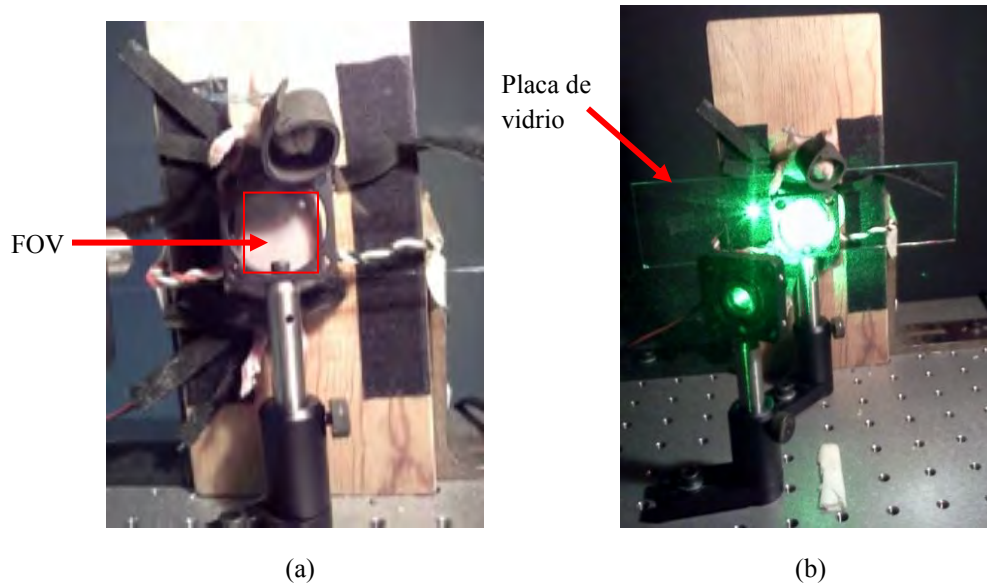


Figura 4.6 Fotografías de sujeción de la rata con una placa de vidrio en el FOV. Se le colocó un cilindro de fomi en la cabeza para evitar que el láser lastime sus ojos.

Se realizaron varias pruebas, las cuales mostraban que el vidrio influía en las deformaciones (figura 4.14). Se dedujo que en última instancia se estaba analizando a la placa de vidrio y no a la piel, por lo que se optó por cambiar el espécimen por lienzos de piel, teniendo como consecuencia que el artefacto para sujetar y aplicar la deformación se tenga que modificar.

Entonces, nuevamente se usó la base de madera mostrada en la figura 4.5 (a), en la cual se coloca un lienzo de piel en la parte superior de ésta. Primero, a este lienzo se le hacen tres pequeños agujeros, en los cuales se pone un garfio en cada uno, para que ejerzan tensión en la dirección de las flechas negras que se muestra en el dibujo esquemático de la figura 4.7. Para hacer pasar la corriente en la muestra se hace uso de unas pinzas eléctricas ó “caimanes”, ya que se pueden fijar en una posición determinada.

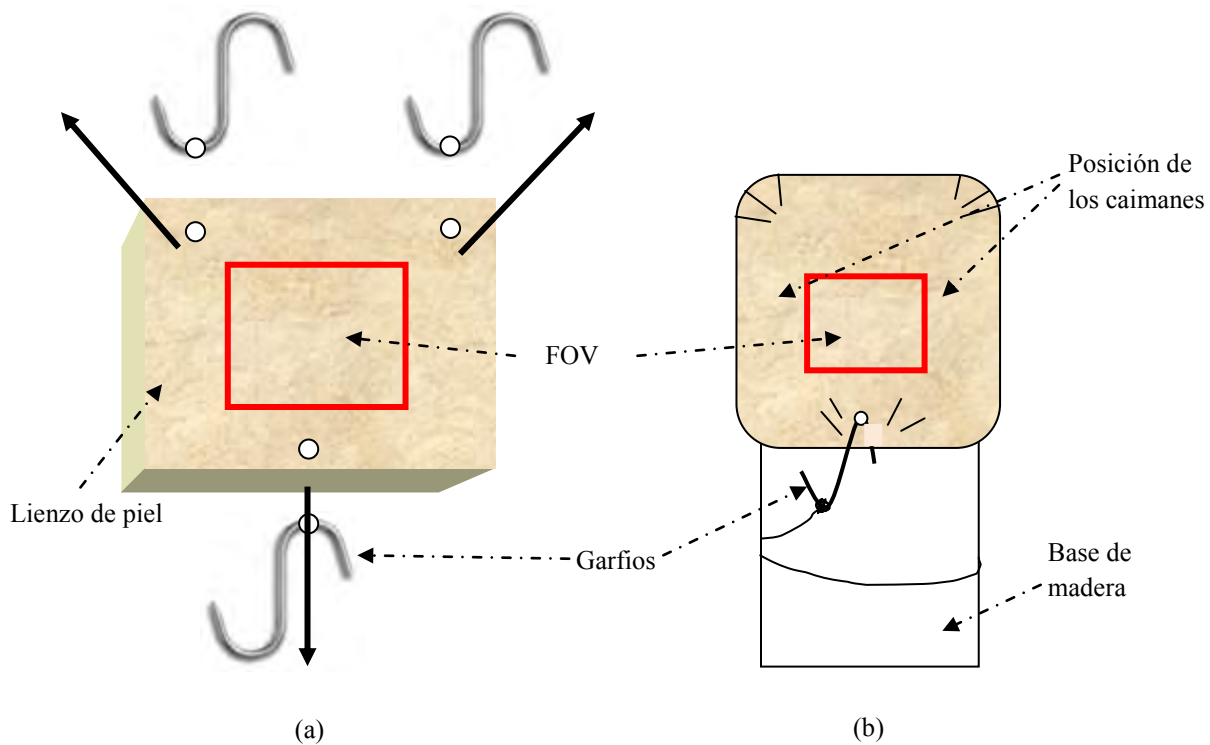


Figura 4.7 Diagrama esquemático de lienzo de piel tensado con garfios sobre la base de madera. En (a) se muestra al lienzo de piel con los tres agujeros donde se colocan los garfios para tensarlo y en (b) se muestra al mismo lienzo de piel pero ya montado en la base de madera.

El objetivo de esta prueba fue analizar el esparcimiento en este tipo de tejido, y así, determinar si al introducir un pulso eléctrico se observa alguna respuesta. Y resultando positiva, se decide analizar lienzos de piel (figura 4.15) y mejorar el dispositivo de sujeción de la muestra.

Como un segundo dispositivo de sujeción de muestra se usó un aro de madera mostrado en la figura 4.8, con el cual se tensa el lienzo de piel y nuevamente se utilizan los caimanes para cerrar el circuito eléctrico. Es importante mencionar que el dispositivo no controla la tensión del lienzo, por lo tanto la información capturada no puede ser correlacionada con el módulo de elasticidad de la piel, salvo que se disponga de la medición de la tensión inicial de la muestra usando *strain gages* y se tenga la *paquimetría* que registre un mapa topográfico de los espesores del lienzo (figura 4.18).

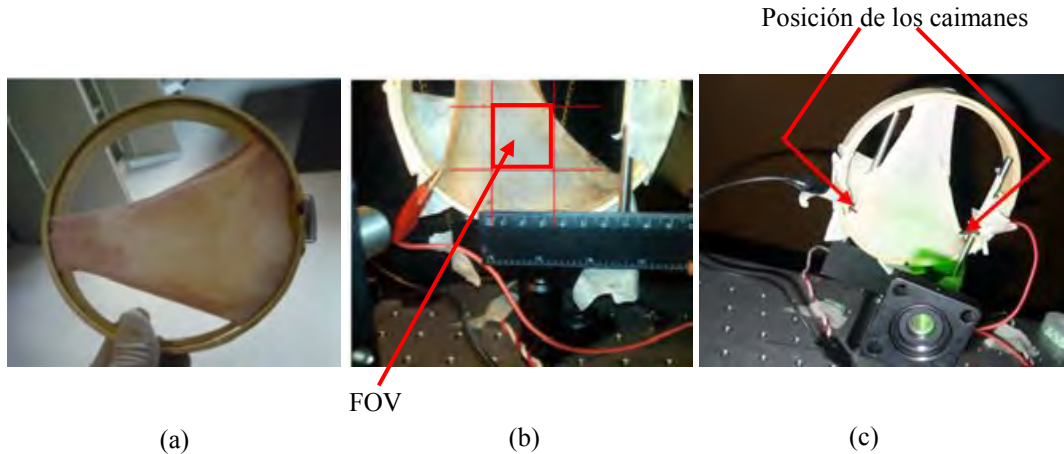


Figura 4.8 Dispositivo versión 2. Lienzo de piel de rata en un aro de madera en (a), en (b) se muestra el FOV y en (c) se muestra una posición de los caimanes en este dispositivo de sujeción.

Con el fin de obtener mejores resultados, se desarrolló una tercera versión del dispositivo, donde en vez del aro de madera se usó un aro de plástico mostrado en la figura 4.9; en el cual se soldaron cuatro pequeños contactos de cobre, rectangulares e iguales, los cuales actúan como electrodos. El contacto de cobre marcado con la letra C en la figura 4.9 (a) es el electrodo común, por el cual ingresan los electrones a la muestra, atravesándola y generando estrés y deformación por el paso de la corriente hasta llegar a un segundo electrodo de salida que puede ser el electrodo 1, el 2 ó el 3 (figura 4.20).

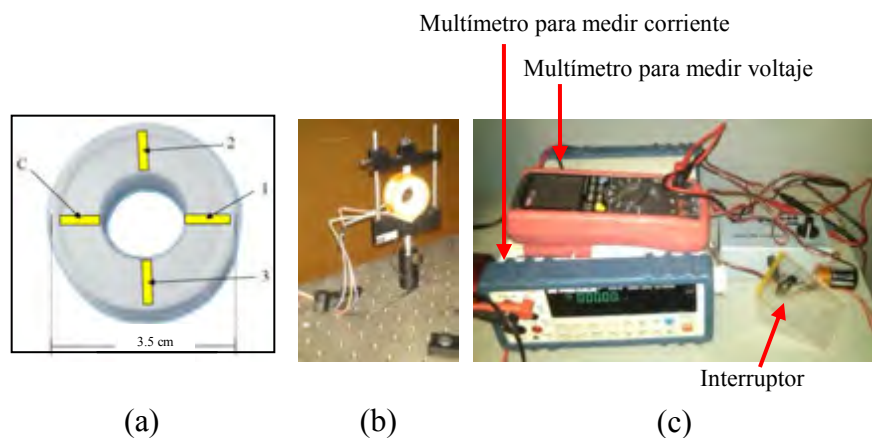


Figura 4.9 Dispositivo versión 3. En (a) se muestra el carrete de cinta teflón utilizado como bastidor para sujeción de piel, donde la corriente pasa por tres diferentes posiciones, en (b) se ve el dispositivo montado en el arreglo óptico y en (c) se muestran los demás componentes del dispositivo.

Cuando la corriente va del electrodo C al 1 se le llama posición 1, la posición 2 es cuando va de C a 2 y la posición 3 es cuando va de C a 3. Para esto hay un selector de cuatro posiciones: apagado, posición 1, posición 2 y posición 3. El electrodo C es el electrodo negativo, mientras el electrodo positivo es el que va cambiando de posición.

En esta nueva versión se suman dos multímetros, mostrados en la figura 4.9 (c). Con el multímetro UNI-T UT70D se midió el voltaje RMS (voltaje promedio) y con el multímetro BK PRECISION modelo 5491A se midió la corriente promedio.

El aro de plástico utilizado fue de un carrete de cinta teflón. Éste consta de dos aros de diferente tamaño de diámetro. Ambos aros actúan como un bastidor, quedando el lienzo de piel tensado por la sujeción de ambos, como se muestra en la figura 4.10. El dispositivo de sujeción montado en el arreglo óptico se puede observar en la figura 4.9 (b).



Figura 4.10 Lienzo de piel en el dispositivo de sujeción versión 3.

De las pruebas realizadas con el dispositivo de sujeción versión 3 se observó que la mayoría de las deformaciones están en el centro del aro. Es por lo anterior que se cambia la configuración del interferómetro para que el aro esté en posición horizontal, y así poder minimizar el error generado por las corrientes de aire.

También se mejora el dispositivo de sujeción para tensar mejor las muestras de piel, ya que con una piel más gruesa como la porcina, el carrete se deforma y el aro encargado de tensar la piel se va resbalando poco a poco hasta no ejercer presión sobre ésta. Para mejorar el dispositivo se construyó un último dispositivo que se denominó ‘dispositivo versión 4’ donde el aro de plástico es reemplazado por un aro de nylamid mostrado en la figura 4.12,

el cual también cuenta con cuatro electrodos. Pero esta vez están hechos por varias vueltas de alambre de cobre alrededor del aro de nylamid. Al igual que el anterior dispositivo, los electrodos son nombrados (como se muestra en la figura 4.12 (a)) y las posiciones del paso de corriente se llamarán igual, es decir, la posición 1 va de C al electrodo 1, y así sucesivamente. La figura 4.11 muestra una tabla de los voltajes y corrientes promedio correspondientes a las tres diferentes posiciones de paso de corriente que se registraron al momento de realizar las pruebas.

Posición 1	
Voltaje RMS 3.6 V	Corriente RMS 4.35 mA
Posición 2	
Voltaje RMS 4.12 V	Corriente RMS 4.11 mA
Posición 3	
Voltaje RMS 4.3 V	Corriente RMS 4 mA

Figura 4.11 Tabla de mediciones del voltaje promedio y corriente promedio de las tres diferentes posiciones de paso de corriente.

Es con el dispositivo versión 4 que se hacen las pruebas con las que se obtienen los resultados finales.

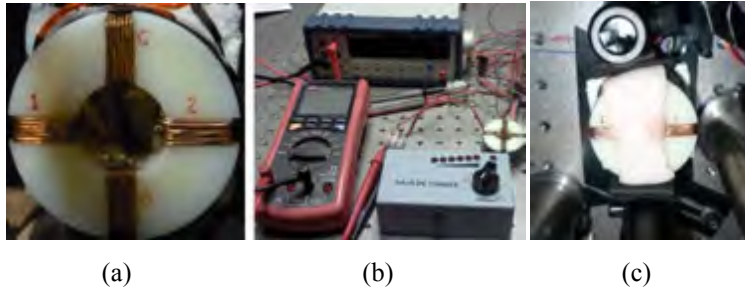


Figura 4.12 Dispositivo versión 4. En (a) se muestra el aro de nylon utilizado para sujetar el lienzo de piel, en (b) se muestran los componentes del dispositivo y en (c) se muestra un lienzo de piel en el dispositivo.

4.2 Pruebas preliminares

Las pruebas correspondientes a esta sección se realizaron con la configuración del arreglo óptico I. Se comenzó con el análisis del esparcimiento de piel y se terminó con las pruebas realizadas con el dispositivo versión 3.

4.2.1 Prueba 1. Esparcimiento de la luz sobre la piel de rata

Se hicieron pruebas con varias ratas de la especie *mus musculus*, las cuales consistieron básicamente en anestésiar al espécimen, sujetarlo con el dispositivo versión 1 y tomar hologramas de la muestra. Este espécimen fue adquirido en una tienda veterinaria.

Con la ayuda del médico veterinario Sergio Vázquez Salinas, la rata fue anestesiada, para lograr un estado de relajación en el animal y que se mantuviera quieto durante la prueba. El efecto de la anestesia duró en promedio cinco minutos. Una vez anestesiada se colocó en el interferómetro mediante el dispositivo y se expuso la región a analizar. Esta región del espécimen fue su vientre. El FOV para esta prueba es de 2.6 cm a lo largo y 2 cm a lo alto.

Se probaron ratas con los vientres no depilados y depilados. En los resultados de ambas muestras se observa que sin aplicar deformación, los mapas se decorrelacionan como los mapas de fase envueltos mostrados en la figura 4.13. Estas decorrelaciones se deben a los movimientos continuos de la rata al estar respirando, al movimiento de cuerpo rígido de centenas de micrómetros y a la falta de sincronismo del proceso de captura de la imagen con relación al pulso de excitación de la muestra.

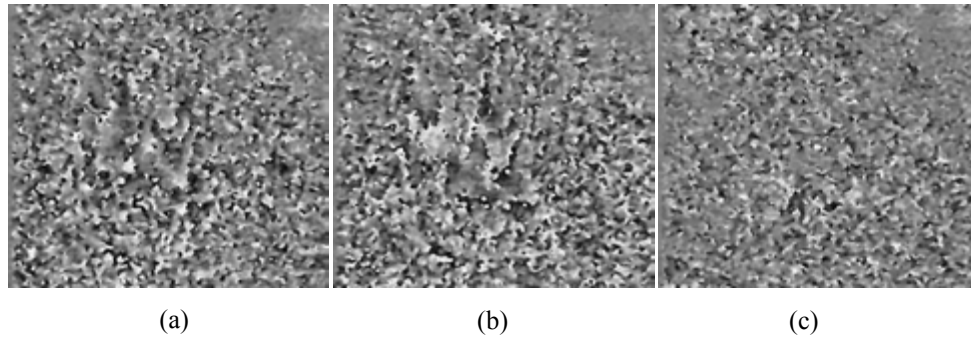


Figura 4.13 Mapas de fase envuelta obtenidos de la prueba 1.

Con la idea de estabilizar mejor el sistema y aislar el movimiento de cuerpo rígido se decidió colocar una placa de vidrio en el FOV para ejercer una compresión disminuyendo los movimientos de la rata. Dicha placa de vidrio se mostró en la figura 4.6.

En la figura 4.14 se muestran algunos mapas de fase envueltos resultantes de la prueba con una placa de vidrio. Estos mapas de fase son típicos de una placa de metal al ejercer sobre ella alguna compresión, torsión o simplemente tocarla de alguna manera. En las figuras 4.14 (a) y 4.14 (b) la deformación se hace realizando una torsión. Y el mapa de fase envuelto de la figura 4.14 (c) corresponde a una prueba donde no se realizó deformación. En este mapa se muestra que la región que oprime la placa de vidrio no presenta ninguna deformación pero la región que no está bajo la presión que ejerce el vidrio si tiene deformación. Entonces, esta placa de vidrio no permite que la piel se mueva para responder a los impulsos eléctricos que se le aplican.

Los anteriores resultados llevan a la conclusión de que se está analizando las deformaciones de la placa de vidrio y no las deformaciones de la piel. Por lo tanto la idea de colocar una placa de vidrio fue desechada.

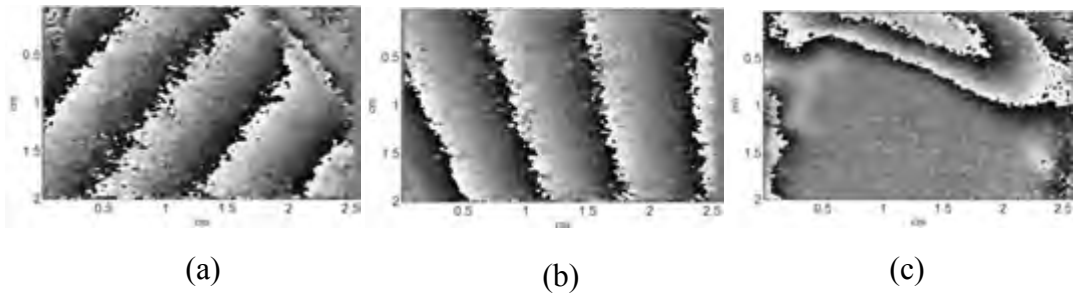


Figura 4.14 Mapas envueltos obtenidos de la prueba donde se coloca una placa de vidrio en el vientre de la rata. En los mapas envueltos (a) y (b) se aplicó una deformación de torsión a la base de madera que sujeta a la rata, mientras que en (c) no se aplicó deformación.

4.2.2 Prueba 2. Piel de rata sometida a estrés

Después de realizar un gran número de pruebas con las ratas y obtener mapas de fase envueltos decorrelacionados, se decidió realizar la prueba sobre un lienzo de piel como muestra. Para este fin se consiguió un segmento de piel de rata para observar si ya no existe decorrelación.

Este segmento o lienzo de piel se colocó en la base de madera como se observa en el esquema de la figura 4.7. Resultando de esta prueba mapas de fase envueltos como los mostrados en la figura 4.15, donde se observa que ya no están decorrelacionados y el esparcimiento de este tipo de piel es bueno para obtener información. En los tres experimentos correspondientes a los mapas de fase envueltos obtenidos (figura 4.15) se excitaron usando el generador de pulsos. Las flechas azules corresponden al electrodo negativo y las rojas al electrodo positivo, mostradas en cada uno de los mapas de la figura antes mencionada, indicando la posición de fijación de los caimanes.

Los parámetros de operación ajustables como el voltaje, la corriente a través del tejido, etc. no se registraron porque no era el objetivo de esta prueba. Es importante mencionar que el FOV se amplió a 4.5 cm a lo largo y 3.5 cm a lo alto como se observa en la figura 4.15.

También se puede ver que la superficie de la piel en esta prueba ocupa una extensión de 3.5 cm a lo largo; lo que causa que se esté desperdiciando casi 1 cm a lo largo del FOV. En esta región del FOV que no hay piel no se muestra ninguna deformación, lo que significa que no se introduce variación por el interferómetro.

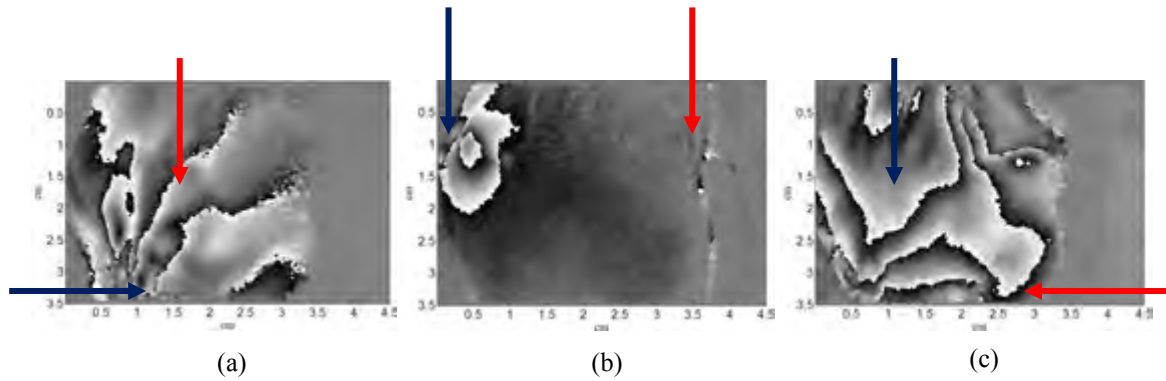


Figura 4.15 Mapas envueltos de la prueba piel sometida a estrés. En las tres imágenes un impulso eléctrico atraviesa la muestra. Las flechas indican la posición de los caimanes.

En la figura 4.16 se muestra el mapa desenvuelto y el mapa de desplazamientos del mapa de fase envuelto mostrado en la figura 4.15 (b). Esto permite obtener los mapas de desplazamiento correspondientes a la perturbación eléctrica.

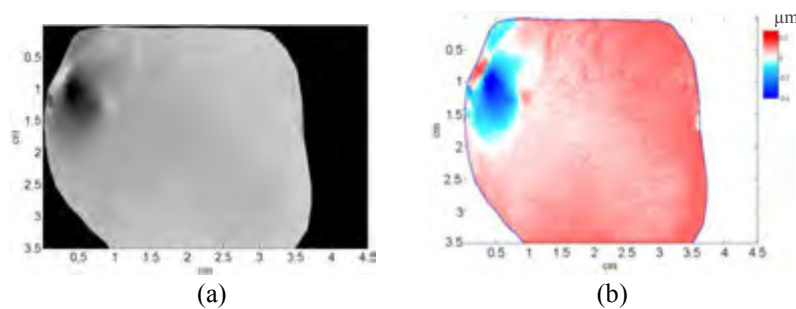


Figura 4.16 Mapa desenvuelto y de desplazamiento del mapa mostrado en la figura 4.15 (b).

Se pudo observar muchas veces que los mapas de fase envuelta no se decorrelacionaron, que la piel responde a los pulsos eléctricos, etc; lo cual indica que hacer un estudio con lienzos de piel es factible. Entonces se desarrolla un nuevo paso en el proceso de investigación mediante el desarrollo de un nuevo dispositivo. Ya que aunque resultan

mapas no decorrelacionados, la muestra aún requiere de una mejor sujeción. Lo cual es descrito en las siguientes pruebas.

4.2.3 Prueba 3. Piel de rata fijada a un bastidor de madera

En esta prueba se usó el dispositivo versión 2 mostrado en la figura 4.8, el cual consta de un aro de madera que actúa como un bastidor tensionando la piel.

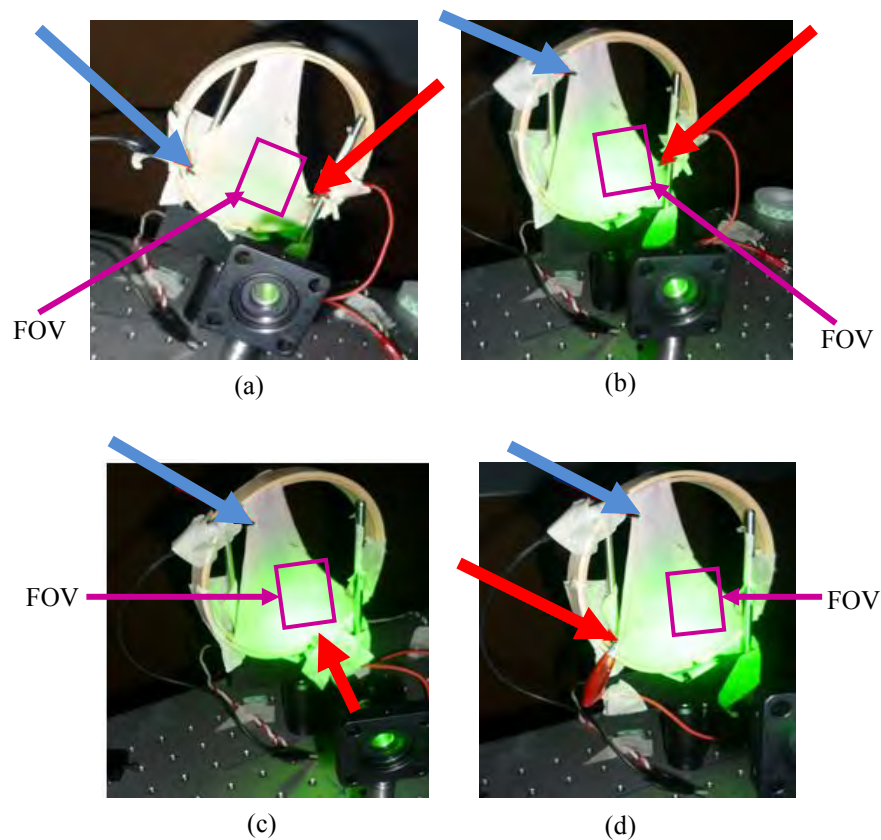


Figura 4.17 Diferentes posiciones de los caimanes. Las flechas rojas indican la posición del electrodo positivo y las flechas azules del electrodo negativo.

A fin de que las corrientes eléctricas pasen en distintas partes del tejido, se realizaron varias pruebas, en las cuales la posición de los caimanes se varió. En la figura 4.17 se muestran

diferentes posiciones de los caimanes. A la posición de éstos mostrada en la figura 4.17 (a) se le llamará ‘posición 1’, a la mostrada en el inciso (b) ‘posición 2’, a la del inciso (c) ‘posición 3’ y por último a la del inciso (d) ‘posición 4’.

Los mapas envueltos para cada caso se muestran en la figura 4.18. En éstos se observan que no existe una relación entre la deformación y la posición de los caimanes. Además, para cada posición de los caimanes los mapas envueltos resultantes fueron diferentes entre sí, no mostraron relación entre sí mismos. Esto es ocasionado por varios factores: si los caimanes no están bien fijos y provocan movimiento en la muestra, si el aro de madera se mueve, y si las corrientes de aire en el laboratorio son altas, etc.

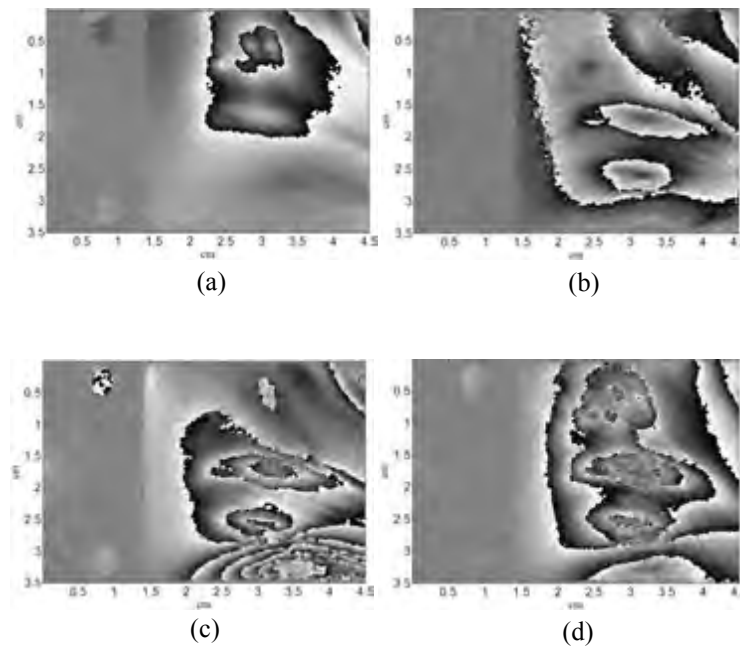


Figura 4.18 Mapas envueltos de la piel fijada en el bastidor de madera. En (a) se muestra el mapa envuelto de la posición 1, (b) en la posición 2, en (c) en la posición 3 y (d) en la posición 4 de la figura 4.17.

El siguiente paso es desarrollar un mejor dispositivo que sostenga mejor a la piel para evitar que el sistema tenga ruido considerable, y así tener la seguridad de que las deformaciones pertenecen únicamente a la respuesta al pulso eléctrico que se está aplicando.

4.2.4 Prueba 4. Piel de rata fijada a un bastidor de plástico

En la anterior prueba del bastidor de madera, los mapas envueltos resultantes tienen ruido debido a otros factores que no son debidos al paso de la corriente eléctrica aplicada. Entonces, se decide cambiar el aro de madera por un aro de plástico más pequeño para darle más estabilidad al sistema. Éste mide 3.5 cm de diámetro. Al ser más pequeño este bastidor permite que la piel esté más estable que en el de madera. Además, el área que está en contacto con las corrientes de aire (que es el círculo de en medio del aro de plástico) es más pequeña; ocasionando que disminuya el ruido debido a las corrientes de aire.

De aquí surge el dispositivo versión 3 descrito en el subtema llamado ‘dispositivo’ y es mostrado en la figura 4.9. Donde para aplicar el pulso eléctrico se usa el aro de plástico que tiene unas pequeñas placas de cobre, las cuales actúan como electrodos. Cada una de estas placas están rotuladas como C, 1, 2 ó 3. En la figura 4.19 se muestra con flechas las tres diferentes posiciones del paso de corriente: La posición 1 está marcada con la flecha roja, en ésta la corriente va del electrodo C al electrodo 1; la posición 2 es la marcada con la flecha morada, donde la corriente va de C a 2 y la posición 3 marcada con la flecha verde va del electrodo C a 3.

En estas pruebas se utilizó el láser a una potencia fija de 120 mW y la cámara con una velocidad de captura de 8 fps. Los mapas envueltos que resultaron de esta prueba se muestran en la figura 4.20, donde en (a) no se hace deformación alguna, en (b) se aplica una corriente eléctrica en la posición 1 antes descrita, en (c) en la posición 2 y en (d) se aplica en la posición 3.

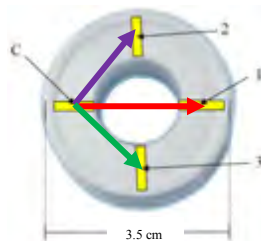


Figura 4.19 Tres diferentes posiciones del paso de corriente. La flecha roja marca la dirección del paso de corriente de la posición 1, la flecha morada la dirección del paso de corriente de la posición 2 y la flecha verde la dirección del paso de corriente de la posición 3.

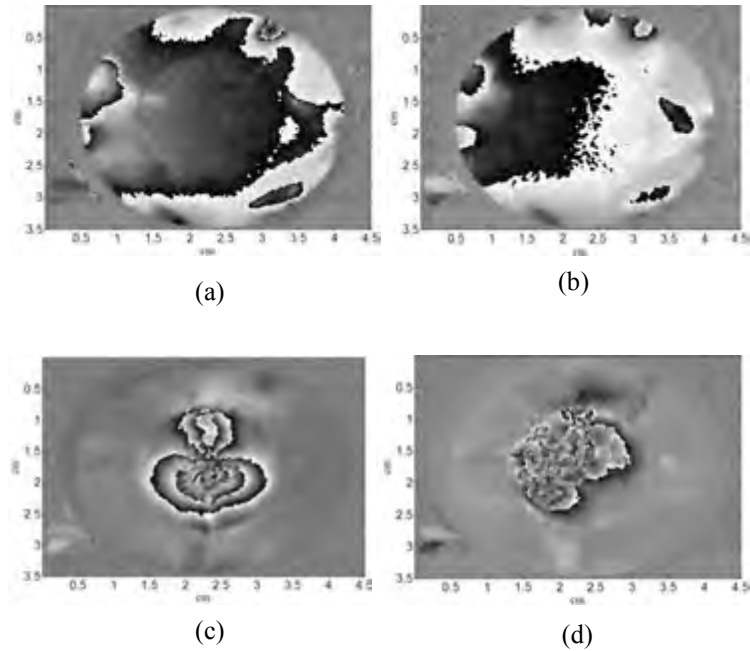


Figura 4.20 Mapas envueltos de la prueba 4, (a) no se hace ninguna deformación, (b) se aplica una corriente eléctrica en la posición 1, (c) en la posición 2 y (d) en la posición 3.

En la figura 4.21 se muestran los mapas de desplazamiento correspondientes a las figuras 4.20 (a) y 4.20 (b) respectivamente, donde se aprecia que estos mapas brindan información de los desplazamientos de la piel. En las figuras 4.20 (c) y 4.20 (d) se observa que la deformación se hace en el centro de la muestra, actuando como una membrana. Específicamente estos mapas obtenidos son muy ruidosos y difíciles de desenvolver. Se considera que las corrientes de aire siguen influyendo en las deformaciones y se procede a hacer un cambio en la configuración del interferómetro para evitar en lo posible que estas corrientes de aire afecten al experimento.

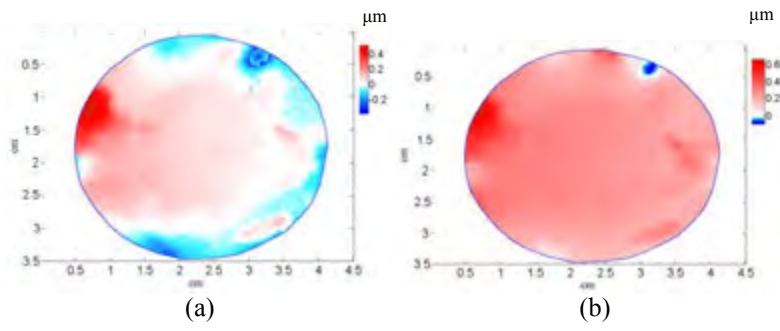


Figura 4.21 Mapas de desplazamiento correspondientes a las figuras 4.20 (a) y 4.20 (b) respectivamente.

4.3 Pruebas y resultados finales

4.3.1 Comparación del método de desenvolvimiento de fase espacial con el método de fase temporal (TPU).

De una serie de hologramas adquiridos a 21 fps se seleccionan tres mapas envueltos por fase espacial. De estos mapas se analizan los valores obtenidos de una columna por fase espacial y TPU. En la figura 4.22 se muestran los mapas envueltos por fase espacial y se indica la posición de la línea que se compara. La figura 4.22 (a) es el mapa envuelto que se genera entre el holograma 3 y el holograma 1; la figura 4.22 (c) muestra el mapa envuelto por el holograma 13 y el holograma 1. Finalmente, la figura 4.22 (e) es el mapa envuelto entre el holograma 34 y el holograma 1.

En la figura 4.22 (b) se grafican los valores de fase desenvuelta de la línea roja de la figura 4.22 (a) que corresponde a una distancia de 1.4 cm en el eje x. En color azul se grafican los valores obtenidos por fase espacial y con color rojo los valores obtenidos por TPU. Lo mismo se lleva a cabo para las imágenes 4.22 (c) y 4.22 (e) en las graficas 4.22 (d) y 4.22 (f) respectivamente. Se observa que la variación de una línea con respecto a la otra es pequeña. Para cuantificar la diferencia, se evalúa el error relativo porcentual (erp) con las siguientes fórmulas,

$$\text{erp} = \frac{\text{rms} \cdot 100}{\max_{\phi_1} - \min_{\phi_1}} \quad (4.1)$$

$$\text{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{m=1}^M (\phi_{1m} - \phi_{2m})^2}{M}} \quad (4.2)$$

donde ϕ_1 es la fase con el método de desenvolvimiento espacial, ϕ_2 es la fase con el método TPU, M es el número de renglones que abarca la columna estudiada en este caso.

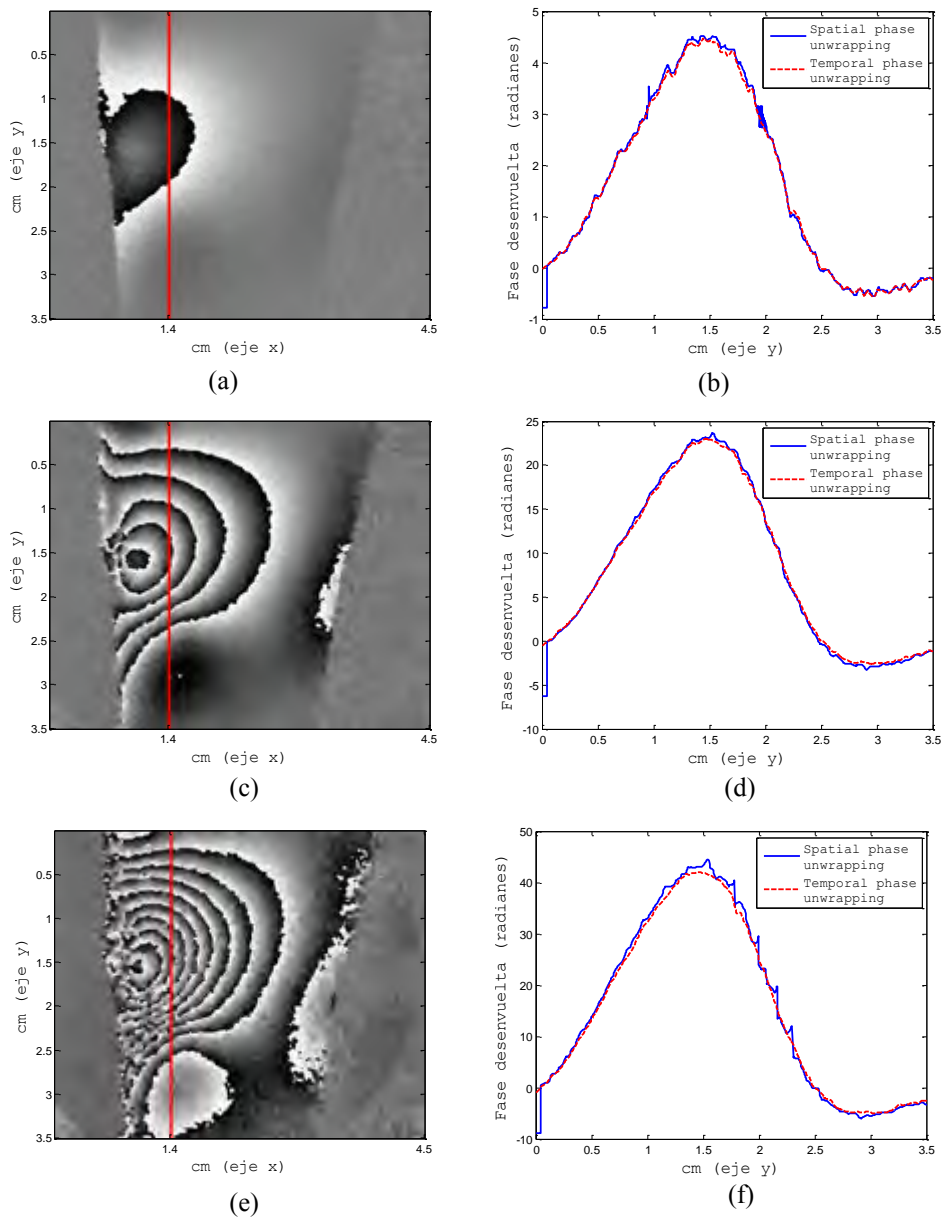


Figura 4.22 Comparación de la fase desenvuelta en una columna por el método de desenvolvimiento espacial vs TPU.

Para el caso de la figura 4.22 (b), el erp del desenvolvimiento de fase espacial respecto a TPU es de 2.048 %. Al analizar dicha gráfica, su valor máximo de fase desenvuelta se encuentra aproximadamente a la distancia 1.5 del eje 'y' y es de 4.5 radianes. Al dividir el valor anterior entre 2π resulta en 0.7 franjas, lo cual es contado respecto a un punto de

referencia que no sufre deformación alguna; este punto está cercano a la distancia cero del eje y.

En la figura 4.22 (d), el erp obtenido es de 2.47 % y en la figura 4.22 (f) de 2.56 %. Con lo anterior se observa una tendencia en el erp a ir creciendo debido a que va aumentando la deformación y aumentan las franjas, lo que ocasiona que el nivel de ruido aumente, provocando que la precisión de los métodos de desenvolvimiento disminuyan. De hecho, en la figura 4.22 (e) se observa que el mapa envuelto presenta más ruido que los anteriores lo que complica su desenvolvimiento. Este efecto se hará más notorio a medida que la diferencia de tiempos entre hologramas aumente. El ruido presente en 4.22 (e) se debe a que el desplazamiento es relativamente grande, lo que implica que los términos ‘a’ y ‘b’ de las ecuaciones (2.111) y (2.113) no permanezcan con los mismos valores para el estado de referencia y para el estado deformado. Esto no sucede en TPU, porque la referencia siempre se está actualizando y los coeficientes ‘a’ y ‘b’ permanecen prácticamente iguales.

En la figura 4.23 (a) se muestra el mapa envuelto entre el holograma 34 con 1 y en la figura 4.23 (b) está el mapa envuelto obtenido entre los hologramas 83 y 1. Se observa que este último tiene ruido que complica desenvolverlo y si se hiciera, el resultado de este desenvolvimiento sería erróneo. Es por esto que TPU tiene la ventaja de aumentar el rango de medición, no se necesita desenvolver y se evitan los posibles errores de desenvolvimiento de fase. Sin embargo, como ya se mencionó en el capítulo 2, la desventaja es que la velocidad de la cámara tiene que ser mayor a la velocidad del evento para evitar que la fase se envuelva entre dos hologramas consecutivos.

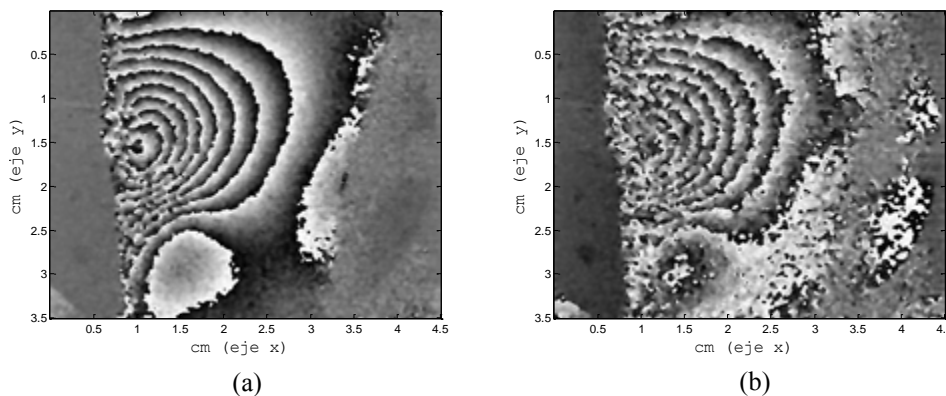


Figura 4.23 Mapas envueltos obtenidos por fase espacial entre los hologramas (a) 34 y 1, (b) 83 y 1.

Se puede observar que los mapas de la figura 4.23 tienen un número similar de franjas a pesar de que uno es la comparación del primer holograma con el capturado en un tiempo de 1.57 s y en el segundo caso a un tiempo 3.9 s. De lo anterior, se puede deducir que después de un tiempo, la piel llega a un estado estacionario y ya no se sigue deformando elásticamente.

La figura 4.24 (a) se muestra el mapa de fase TPU correspondiente al mapa mostrado en la figura 4.23 (b). Este mapa de fase TPU (ϕ_u) se envuelve con la ecuación $atan2 \frac{\sin \phi_u}{\cos \phi_u}$ y se muestra en la figura 4.24 (b). Lo anterior sirve para comparar que se cuentan con 8.5 franjas (en referencia a la distancia 1.4 cm en el eje x).

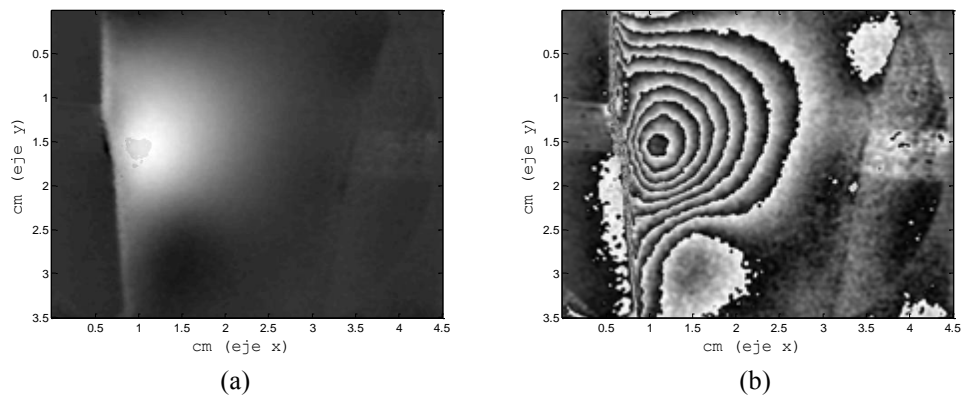


Figura 4.24 Mapa de fase TPU con su correspondiente mapa envuelto.

A partir de los resultados de esta comparación se tiene que TPU es un buen algoritmo para desenvolver y obtener los desplazamientos de los experimentos en piel. Es por ello que todos los mapas de desplazamiento de las siguientes secciones de este capítulo son obtenidos a través de TPU para obtener mejores mediciones.

4.3.2 Prueba 1. Piel de dorso porcino en la posición 1 del dispositivo versión 4

A continuación se describen las pruebas finales de este trabajo de tesis. En todas, las muestras a analizar fueron un lienzo de piel de dorso porcino. Las cuales fueron adquiridas con grasa y músculo. En la figura 4.25 se muestran una serie de pasos, donde se observa que las muestras iniciales miden más del espesor promedio de la piel de dorso porcina, entonces con la ayuda de un instrumento punzocortante, se retiraron los residuos de grasa y músculo hasta solo quedar la piel (figura 4.25 (c)); por último se hacen tiras de piel que miden en promedio 1.5 mm de grosor.

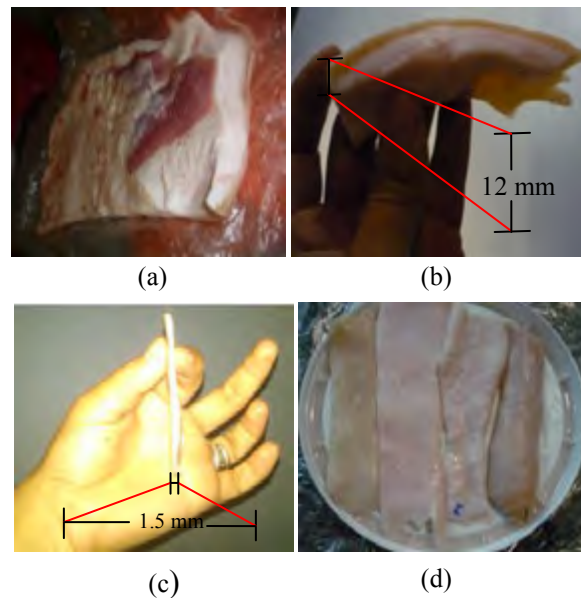


Figura 4.25 Tiras de piel porcina. En (a) muestra de piel con grasa y músculo, en (b) el grosor promedio de piel con grasa, en (c) el grosor de la piel después de haberlas separado de la grasa y en (d) las tiras de piel.

Se colocó una tira de piel en el dispositivo versión 4; se hizo pasar corriente eléctrica en la posición 1. El fps de la cámara fue de 20 y la potencia de trabajo de láser fue de 700 mW. En promedio la corriente fue de 3.9 mA.

En las figuras 4.26, 4.28 y 4.30 se muestra el mapa envuelto y de desplazamientos de una misma muestra de piel; éstos son obtenidos al pasar corriente eléctrica por la posición 1, por la posición 2 y por la posición 3, respectivamente. Esto con la finalidad de comparar cómo varían los patrones de desplazamientos entre las tres posiciones en que se aplica la corriente eléctrica.

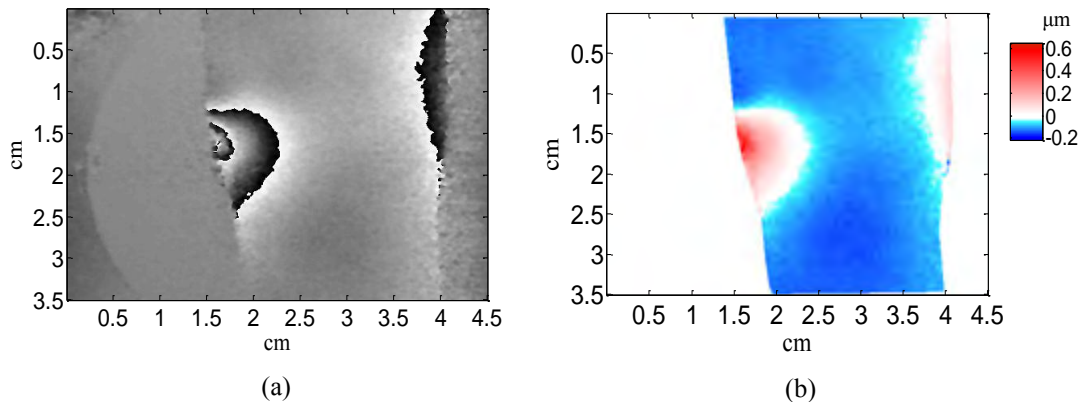


Figura 4.26 (a) Mapa envuelto de la piel donde el paso de corriente es por la posición 1 del dispositivo versión 4 y su correspondiente (b) mapa de desplazamiento.

En la figura 4.27 se muestran los resultados obtenidos en varias muestras de piel que son deformadas al aplicar la corriente en la posición 1. Si se comparan los mapas de fase envueltos mostrados en la figura 4.27 con la figura 4.26 es notoria la repetitividad en la respuesta de los tejidos. Esto último demuestra que el experimento en esta etapa es más controlado y evita ruido en la fase, ocasionando que el desenvolvimiento sea más simple.

Se observa en los mapas envueltos de las figuras 4.26 (a), 4.27 (a), 4.27 (c), y 4.27 (e) que todas las muestras son tiras de piel, por lo que hay una parte del FOV en que no hay información y lo que se observa es parte del dispositivo de sujeción. Esto no se enmascaró para que se observara que no se mueve el dispositivo al momento de capturar los hologramas y sirva de referencia.

El mayor desplazamiento se observa en la zona de piel que está en contacto con el electrodo positivo. Esto puede ser ocasionado a que hay una concentración de iones negativos en esa zona al momento de aplicar la descarga eléctrica. Para determinar esta hipótesis se necesita

hacer un estudio detallado de los iones que componen a la piel y conocer más de las propiedades electroquímicas de la misma. Cabe señalar que los iones son los agentes encargados de conducir la corriente eléctrica en el cuerpo humano.

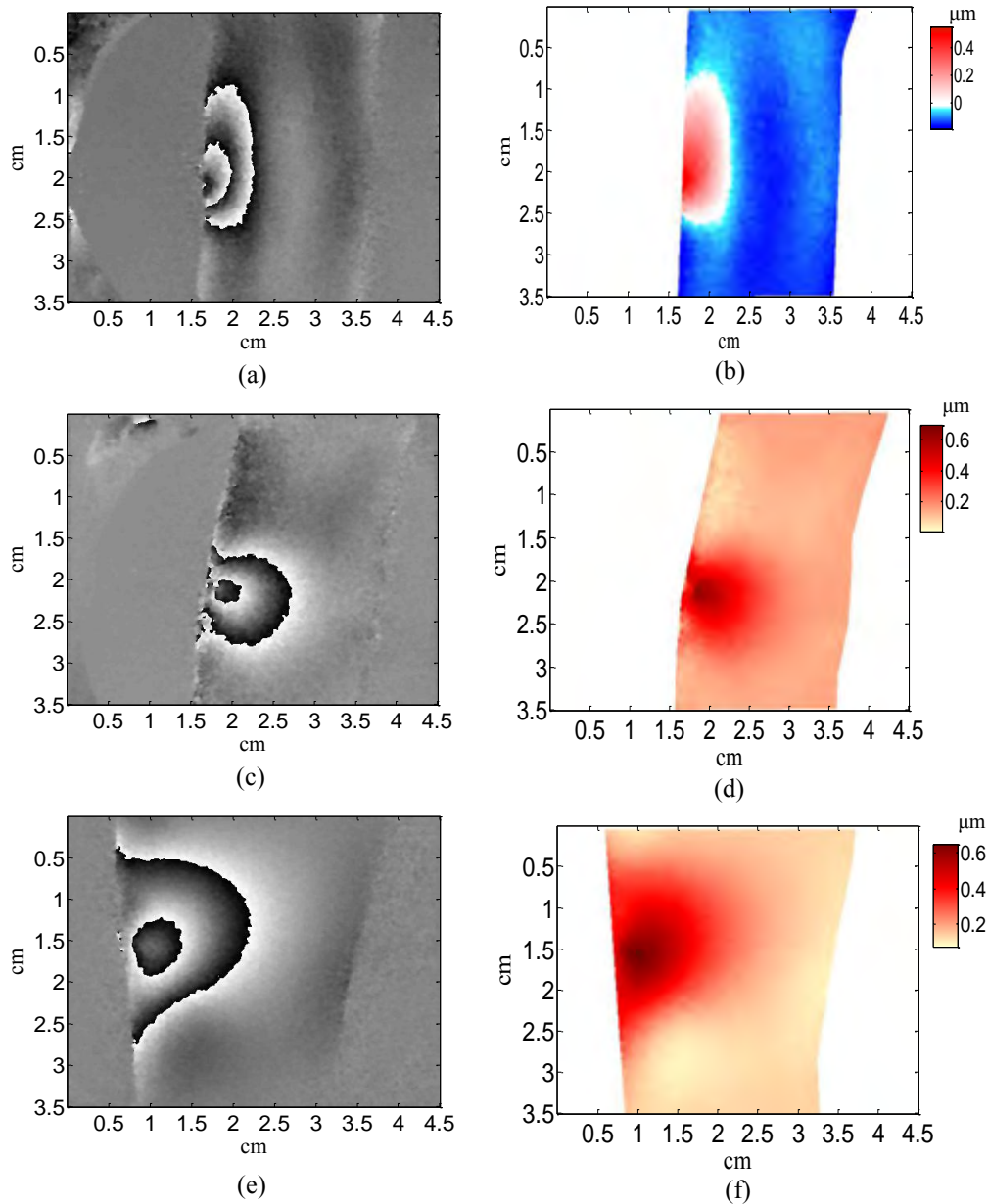


Figura 4.27 Mapas envueltos y de desplazamiento para distintas muestras de piel durante la prueba 1.

Los desplazamientos están en el orden de cientos de nanómetros. Los mapas de desplazamiento mostrados en las figuras 4.26 (b), 4.27 (b) , 4.27 (d) y 4.27 (f) muestran un rango de desplazamiento absoluto de $0.6 \mu\text{m}$. Estas pruebas se realizaron con diferentes muestras a diferentes tiempos; por lo que la piel respondió de forma similar durante el experimento en esta posición de los electrodos.

4.3.3 Prueba 2. Piel de dorso porcino en la posición 2 del dispositivo versión 4

En esta prueba la piel es deformada por el paso de corriente a través de la posición 2. En las figuras 4.28 y 4.29 se muestran los mapas envueltos con su correspondiente mapa de desplazamiento. Como en el caso anterior todas las muestras son distintas entre sí.

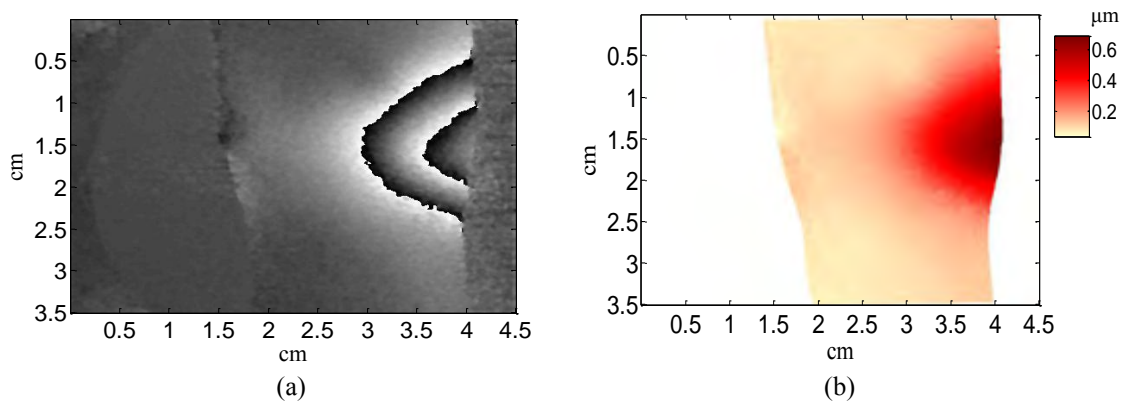


Figura 4.28 (a) Mapa envuelto de la piel con voltaje aplicado en la posición 2 del dispositivo versión 4, y (b) mapa de desplazamiento resultante.

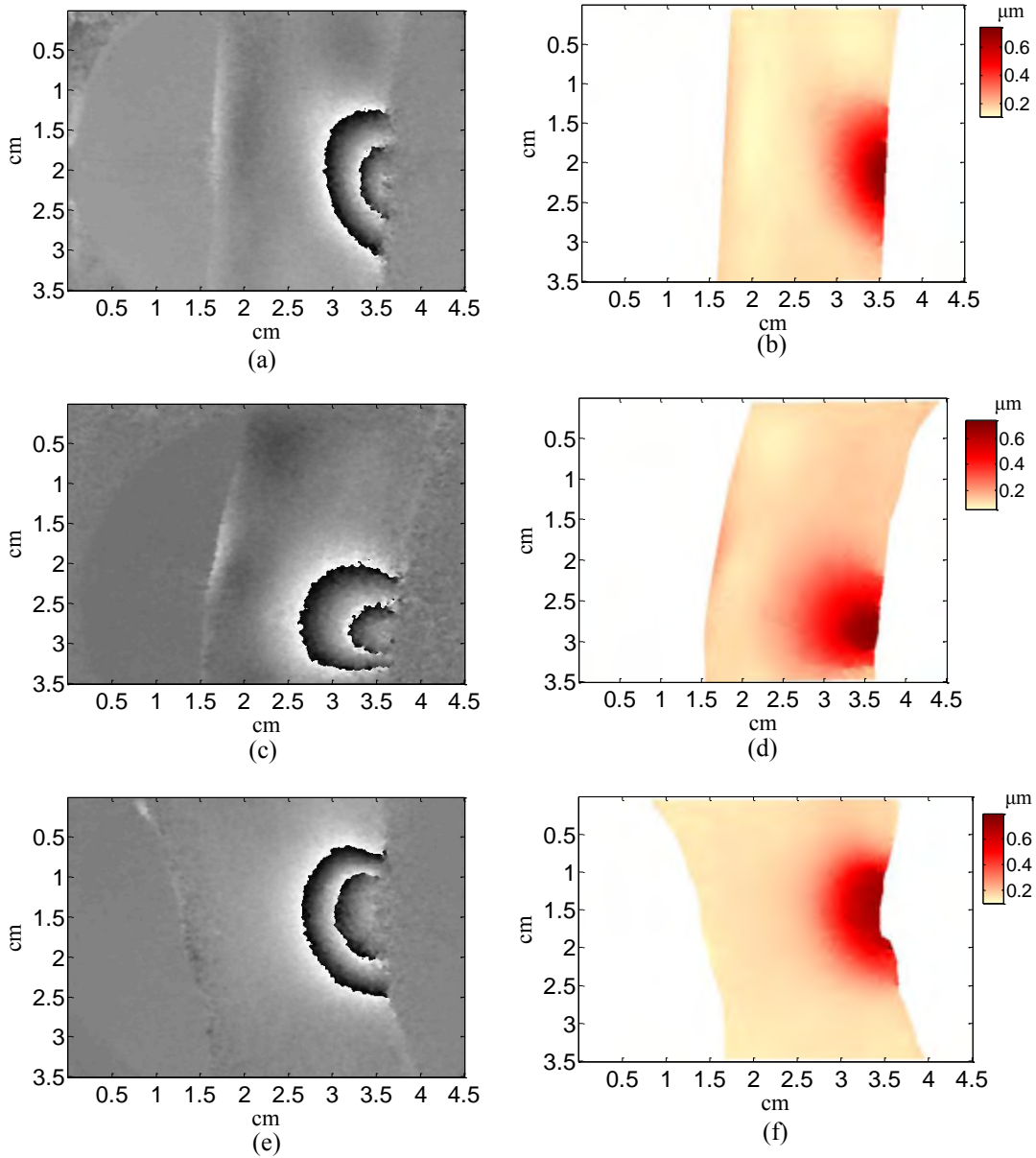


Figura 4.29 Mapas envueltos y mapas de desplazamiento resultantes de tres piezas de piel para la prueba 2.

En los mapas de desplazamiento 4.28 (b), 4.29 (b), 4.29 (d) y 4.29 (f) se observa que el comportamiento de los desplazamientos es muy similar entre las muestras. Al igual que en la sección anterior el desplazamiento máximo es alrededor de $0.6 \mu\text{m}$. Lo que muestra que en ambas posiciones de voltaje la piel esta deformándose de la misma manera.

Lo anterior se hace más notorio con el hecho de que el máximo desplazamiento se observa en la zona donde hace contacto con el electrodo positivo que refuerza la misma hipótesis de comportamiento planteada en la sección anterior.

4.3.4 Prueba 3. Piel de dorso porcino en la posición 3 del dispositivo versión 4

En esta sección se muestran los resultados de hacer pasar corriente por la posición 3 resultando en los mapas envueltos y de desplazamiento mostrados en las figuras 4.30 y 4.31. En este caso, la corriente atraviesa una mayor distancia en la piel ya que los electrodos se encuentran más separados entre sí.

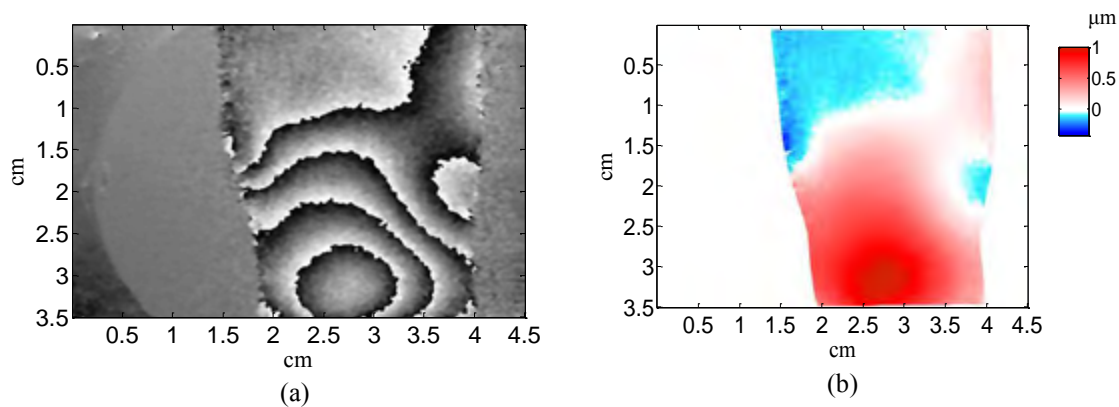


Figura 4.30 (a) Mapa envuelto en la posición 1 por el dispositivo de la versión 4, y el (b) mapa de desplazamiento.

Al comparar el comportamiento de las muestras utilizada en las figuras 4.26, 4.28 y 4.30 en las tres posiciones del paso de corriente, se observa que en la posición 1 (figura 4.26 (b)) y en la posición 2 (figura 4.28 (b)), los desplazamientos son muy similares pero invertidos. La diferencia es que en la posición 1 también hay desplazamientos negativos muy pequeños, pero en general, presentan el mismo tipo de comportamiento. Ahora, analizando la figura 4.30 (b) se observa que el máximo desplazamiento es de alrededor de 1 μm y la

zona con el valor de este desplazamiento está muy cerca del electrodo positivo. Nuevamente se presenta el mismo comportamiento que en las posiciones anteriores se observó.

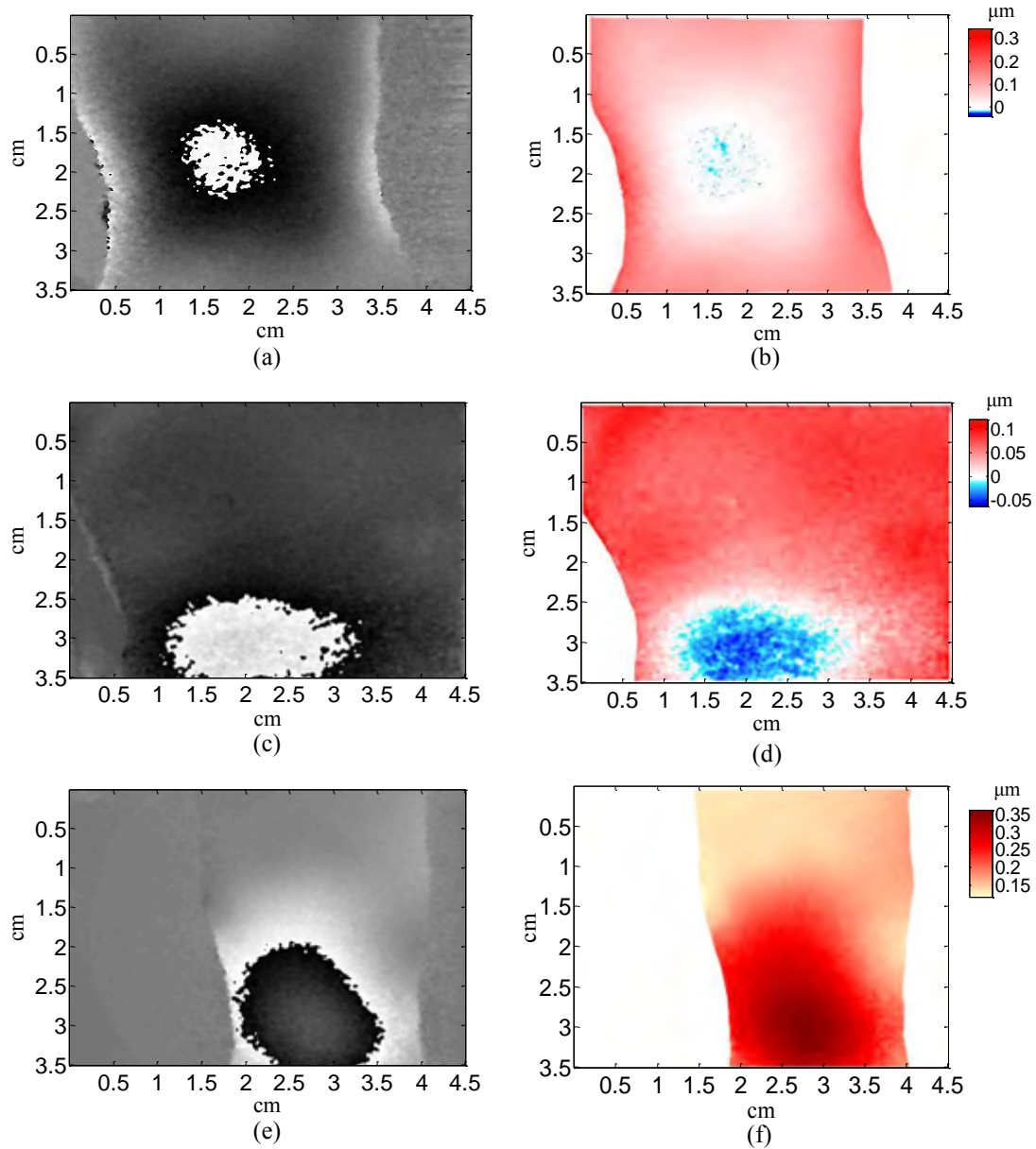


Figura 4.31 Mapas envueltos y de desplazamiento en diversas muestras de piel en la prueba 3.

Al comparar las figuras 4.30 (b), 4.31 (b), 4.31 (d) y 4.31 (f) se nota que los desplazamientos no muestran el mismo comportamiento; esto probablemente ocasionado a que la corriente atraviesa una mayor longitud que en los casos anteriores. Otro factor que puede modificar lo anterior, es la geometría y dimensiones de las muestras.

4.3.5 Análisis del cambio de la fase en el tiempo

En esta sección se analiza cómo cambia la fase por medio de un muestreo de una fila y de una columna de tres distintas series de hologramas. Se procesan en esta ocasión las tres series correspondientes a las tres distintas posiciones de los electrodos. El análisis se hace con los hologramas que se grabaron en un lapso de 3 segundos.

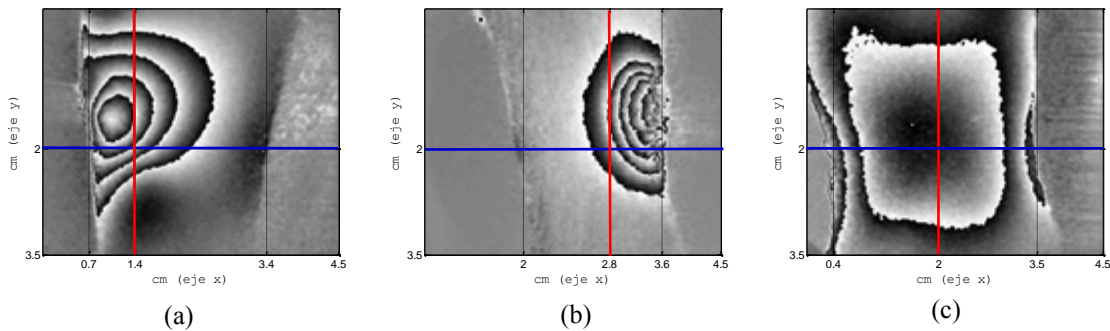


Figura 4.32 Ejemplos de mapas envueltos de tres muestras distintas para analizar el cambio de la fase en el tiempo.

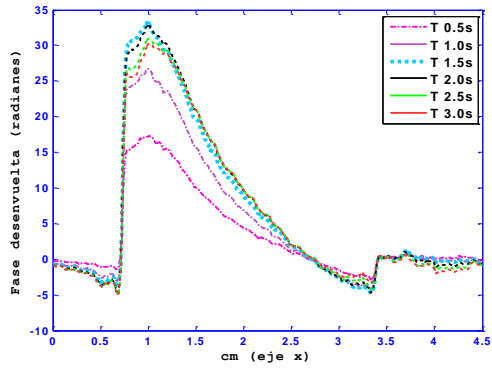
El análisis se hará tomando la serie de desplazamientos obtenidos en la muestra a partir de la primer imagen ($t = 0$) y posteriormente haciendo el seguimiento con TPU. En el intervalo de los 3 segundos se graficará la fase cada 0.5 segundos para todos los casos, teniendo así 6 gráficas de línea en cada figura. Para cada posición se mostrarán las gráficas correspondientes a los valores de la línea 2 cm en el eje x (línea roja de los mapas envueltos

de la figura 4.32) y posteriormente las gráficas de la línea azul seleccionada en cada caso. Las líneas azules están ubicadas a los 1.4 cm, 2.8 cm y 2 cm en el eje x de la figura 4.32.

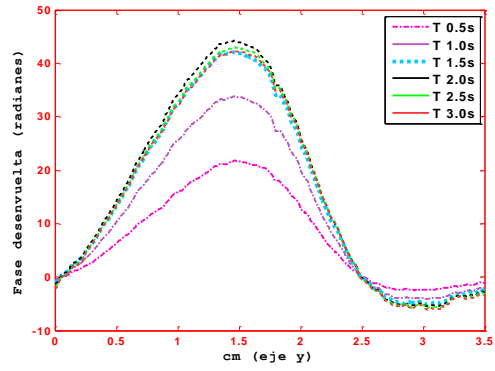
En la figura 4.33 (a1) se grafican los valores de la línea azul de la figura 4.32 (a) a medida que transcurren los 3 segundos. Como ya se mencionó antes, la muestra no ocupa todo el sensor y en el caso de la figura 4.32 (a), ésta se ubica entre 0.7 cm y 3.4 cm del eje x; fuera de este rango, la información pertenece al aro de nylon que se utiliza para sujetar a la piel y que no se mueve (ver figuras 4.33 (a1) y 4.33 (a2)). Se observa en la figura 4.33 (a1) que la fase máxima alcanzada en los 3 segundos fue 30 radianes. En la figura 4.33 (a2) se grafican los valores de la fase de la línea roja para la prueba de la posición 1. En dicha figura se observa que a partir de los 1.5 segundos los desplazamientos permanecen casi constantes bajo esas condiciones. Se registra una fase máxima de 43 radianes en un tiempo de 3 s.

En la figura 4.33 (b1) se grafica los valores de la línea azul para el ejemplo de la posición 2. Para esta muestra la información de la piel está entre 2 cm y 3.6 cm en el eje x. A los 3 segundos se observa un desplazamiento de alrededor de 60 radianes en una región pequeña de la piel. El que esté tan concentrado en un área puede introducir errores en TPU ya que los cambios entre imágenes consecutivas esta cerca de su límite. De la misma forma se analiza lo ocurrido para la línea roja de la misma posición y se grafica en la figura 4.33 (b2), donde se aprecia como la piel se tensa en su región central alcanzando un máximo de fase de 40 radianes en un tiempo de 3 s.

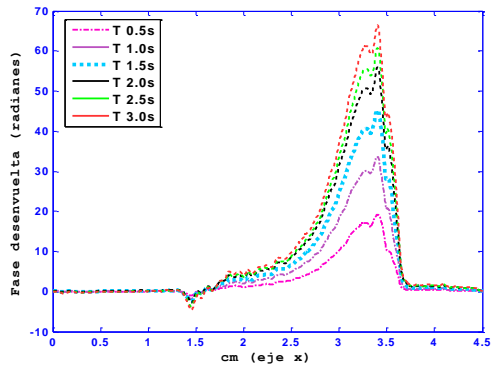
En la figura 4.33 (c1) se grafican los valores de la línea azul correspondiente a la posición 3, donde la muestra está entre 0.4 cm y 3.5 cm en el eje x, encontrando un valor máximo absoluto de desplazamiento a los 3 segundos de 50 radianes. En la figura 4.33 (c2) se grafica la línea azul de la misma posición. El valor máximo absoluto de desplazamiento encontrado fue de 50 radianes. En esta posición es donde se ven más variaciones en el perfil de la piel por la corriente eléctrica, debido en parte a las posibles rutas que toma dentro de la piel y que recorre más camino.



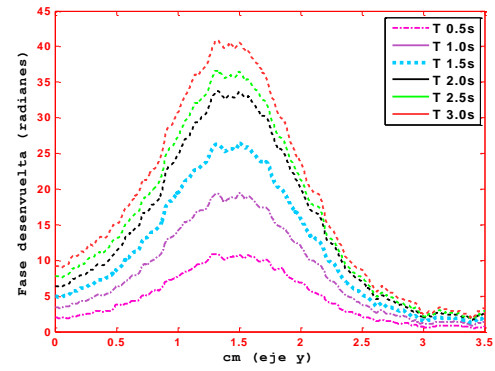
(a1)



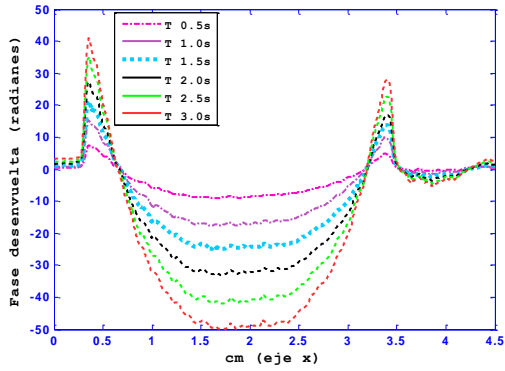
(a2)



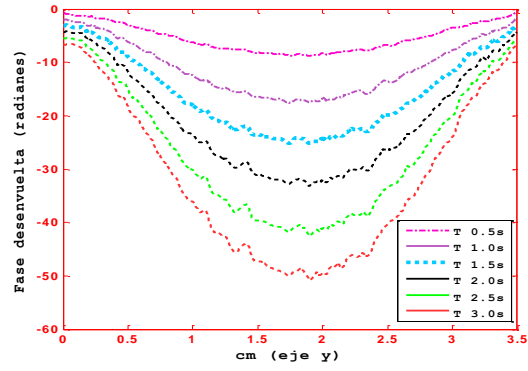
(b1)



(b2)



(c1)



(c2)

Figura 4.33 Gráficas de la fase desenvuelta en 3 segundos para (a1)(b1)(c1) filas y (a2)(b2)(c2) columnas seleccionados para cada posición de aplicación de voltaje.

Capítulo V

Discusión y conclusiones

De los resultados obtenidos en este trabajo se demostró que se pueden analizar los desplazamientos biomecánicos de la piel “*in vitro*” dentro del laboratorio. Una extensión natural de este trabajo conduciría a analizar estas propiedades “*in vivo*”. Para lo anterior se necesita desarrollar un sistema interferométrico que capture en forma más rápida y con una mejor gestión de la iluminación. También involucrará el mejoramiento del sistema electrónico a fin de tener mayor control en las muestras cuando se aplique la corriente eléctrica y añadir una segunda deformación controlada.

Para las siguientes conclusiones se hará uso de los siguientes conceptos físicos:

- La corriente eléctrica circula por la superficie interna y externa de la piel.
- Los electrones tienen la tendencia a separarse entre sí porque cargas del mismo signo se repelen.

Como el desplazamiento de los electrones se efectúa sobre el lienzo de piel, entonces toda posible contracción debida a la corriente eléctrica se deberá efectuar en el plano del desplazamiento. Como los experimentos se realizaron para medir los desplazamientos perpendiculares al lienzo, entonces solamente se está midiendo el efecto de la vibración y las deformaciones transversales causadas por el paso de la corriente.

Los desplazamientos normales al lienzo están vinculados con el coeficiente de *Poisson*. Para explicar claramente este hecho, a continuación se describen algunos conceptos de mecánica como:

- ✓ Deformación: Se define como el cambio que sufre un objeto en sus dimensiones cuando a éste se le aplica una fuerza. Matemáticamente se define como:

$$\epsilon = \lim_{\Delta z \rightarrow 0} \frac{\Delta \delta}{\Delta z} = \frac{d\delta}{dz} = \frac{z_f - z_0}{z_0}, \quad (5.1)$$

donde z_f es la dimensión final y z_0 es la dimensión inicial.

- ✓ Esfuerzo: Se define como la fuerza aplicada sobre un objeto por unidad de área y normalmente se identifica en los libros de resistencia de materiales como $\sigma = \frac{\|\vec{F}\|}{A}$.
- ✓ Módulo de elasticidad: Asumiendo que la deformación de los materiales es elástica se puede determinar el esfuerzo como:

$$\sigma = E\epsilon \quad (5.2)$$

donde E es el módulo de Young y es equivalente a la pendiente de la curva esfuerzo-deformación que caracteriza a un material.

- ✓ Coeficiente de Poisson (ν) es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira o comprime longitudinalmente y se adelgaza ó se ensancha en las direcciones perpendiculares al estiramiento o a la compresión.

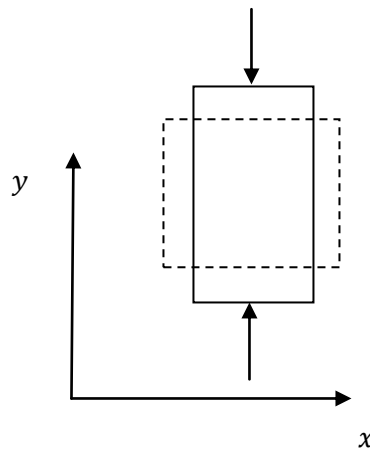


Figura 5.1 Diagrama esquemático para representar las deformaciones de un material cuando es aplicado un esfuerzo de compresión. En la dirección de la fuerza aplicada el material se contrae (eje y), y en la dirección transversal se expande (eje x).

- ✓ Ley de Hooke (aproximación isotrópica): Un material, al deformarse en una dirección produce deformación en los demás ejes como función del coeficiente de *Poisson*:

$$\begin{cases} \epsilon_x = \frac{1}{E}(\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)) & \text{en plano} \\ \epsilon_y = \frac{1}{E}(\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)) & \text{en plano} \\ \epsilon_z = \frac{1}{E}(\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)) & \text{fuera de plano} \end{cases} \quad (5.3)$$

El lienzo no está sometido a ninguna tensión en la dirección normal (eje z), por lo tanto el sistema de ecuaciones (5.3) se reduce a

$$\begin{cases} \epsilon_x = \frac{1}{E}(\sigma_x - \nu\sigma_y) \\ \epsilon_y = \frac{1}{E}(\sigma_y - \nu\sigma_x) \\ \epsilon_z = -\frac{\nu}{E}(\sigma_x + \sigma_y) \end{cases} \quad (5.4)$$

Se puede observar que según la última ecuación del sistema (5.4) la deformación de un punto sobre la membrana se puede escribir

$$\epsilon_z = \frac{t_f - t_0}{t_0} = -\frac{\nu}{E}(\sigma_x + \sigma_y) \quad (5.5)$$

donde t_f es el espesor (*thickness*) cuando es aplicada la corriente eléctrica y t_0 es el espesor sin corriente eléctrica. Si se asume que la corriente eléctrica viaja entre dos electrodos en una dirección privilegiada para efectos prácticos podemos asumir que $\sigma_y = 0$, así la ecuación (5.5) se reduce a

$$\frac{t_f - t_0}{t_0} = -\frac{\nu}{E}\sigma_x \quad (5.6)$$

Al asumir que la tensión debida a la corriente hace que la piel se contraiga en ciertos lugares y se expanda en los lugares por donde no circula electrones se puede asumir para propósitos prácticos que la tensión σ_x es proporcional a la corriente I . Por lo tanto la ecuación (5.6) se reduce a

$$\frac{t_f - t_0}{t_0} = -\frac{\nu}{E}\alpha I \quad (5.7)$$

Las deformaciones en el plano del lienzo según la ecuación (5.4) si se asume una dirección privilegiada, tomando como punto de referencia el lienzo pretensado con el anillo pisador de sujeción, se reducen a

$$\begin{cases} \epsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} \\ \epsilon_y = -\frac{\nu\sigma_x}{E} \end{cases} \quad (5.8)$$

Resolviendo σ_x de la primera ecuación y reemplazando en la segunda se obtiene

$$\epsilon_y = -\nu\epsilon_x \quad (5.9)$$

La anterior ecuación está contenida en la información de los interferogramas obtenidos con la técnica de medición de desplazamientos en el plano. Si se asume que los impulsos eléctricos aplicados al lienzo inducen a que la membrana se comporte como una cuerda, se debe generar un patrón de vibraciones acústicas y superficiales con cierta frecuencia natural característica. Para modelar matemática y físicamente esta situación se debe construir un sistema de ecuaciones de onda en derivadas parciales que permitan determinar la superficie dinámicamente, lo cual está fuera del objeto de este estudio de investigación y que se deja como trabajo a futuro.

En este trabajo se compararon los métodos de desenvolvimiento espacial y de desenvolvimiento temporal (TPU), utilizando los hologramas que se obtuvieron para las muestras de piel. Resultando que TPU es el método más conveniente para obtener los mapas de desplazamiento en este tipo de serie de hologramas. Esto permitió también aumentar el rango de medición. De los mapas de desplazamiento se deduce que el máximo desplazamiento se presenta en la región donde la piel hace contacto con el electrodo positivo. Para entender lo que está pasando al interior de la piel se necesita un estudio amplio de los iones encargados de conducir la corriente eléctrica y que se deja como un trabajo a futuro.

Uno de los objetivos de este trabajo fue medir la repetitividad en los patrones de deformación a fin de utilizar la corriente eléctrica para generar un lienzo en donde una segunda deformación controlada nos pueda dar información del estado de la piel. Lo anterior se pudo observar en los muestreos de las filas y columnas de tres series de hologramas correspondientes a las tres posiciones de los electrodos. En estas gráficas se observó que se requieren un par de segundos para estabilizar la piel en un punto. Finalmente, se sabe que el valor máximo de desplazamiento está ubicado cerca del electrodo positivo lo que puede ser usado como un punto de referencia.

Apéndice A

Haz reflejado en un sistema de coordenadas rotado

Considérese la siguiente figura, en la cual se muestra que un haz de luz H_β incide en el origen del sistema de coordenadas xy a un ángulo de β con respecto al eje y , el haz reflejado es H'_β , el cual también forma un ángulo de β con respecto al eje y . Si se rota el sistema de coordenadas xy un ángulo de α , el haz reflejado ya no será el mismo y entonces se debe encontrar cuál es el ángulo del haz reflejado en el nuevo sistema respecto de H'_β .

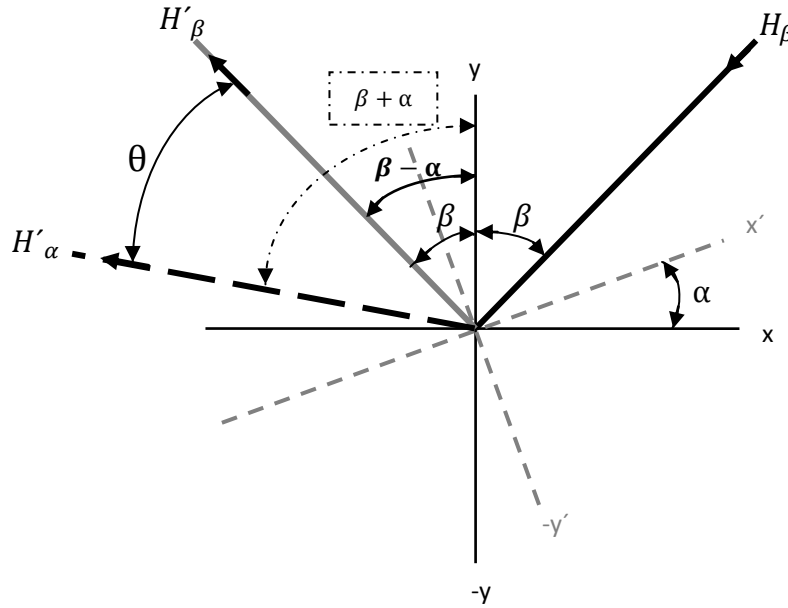


Figura A.1 Esquema para el cálculo del ángulo de un haz reflejado en un sistema de coordenadas rotado.

Por la figura se ve que

$$\theta = (\beta + \alpha) - (\beta - \alpha), \quad (5.1)$$

$$\theta = 2\alpha. \quad (5.2)$$

Por lo tanto si al sistema de coordenadas lo giras un ángulo α , el haz reflejado cambiará un ángulo de 2α .

Apéndice B

Características del láser Verdi-V10 Nd:YV04

Verdi™ Family						
Diode-Pumped Solid-State Lasers, High-Power CW Output at 532 nm						
Verdi	V2	V6	V8	V10	V12	V18
Output Power (W)	>2	>6	>8	>10	>12	>18
Wavelength (nm)	532					
Linewidth ¹ (MHz)	<5					
Beam Diameter ² (mm)	2.25 ±10%					
Beam Divergence ³ (mrad)	<0.5					
M ²	<1.1					
Pointing Stability ⁴ (μrad/°C)	<2					
Power Stability ⁵ (%)	±1					
Noise ⁶ (RMS)	<0.02					
Polarization	vertical, >100:1					
Operating Voltage (VAC)	100 to 240					
Frequency (HZ)	50/60					
Max. Operating Current (A)(@ 100 VAC)	7.8				13	
PZT Input Voltage ⁷ (V/channel)	0 to +100					
PZT Tuning Range ⁷ (GHz)	>8.2				>6.4	
PZT Bandwidth ⁷	DC to 20 kHz					
Power Consumption						
Maximum	780W				1.3 kW	
Typical (W)	380		420		900	
Number of Diodes (FAPs)	1				2	
Cooling Requirements						
Laser Head	Air-cooled, water cooling optional			Closed-loop water cooling		
Power Supply	Air-cooled					
Range of Operating Temperature						
Laser Head	15 to 45°C (59 to 113°F)					
Power Supply	15 to 35°C (59 to 95°F)					
Weight						
Laser Head	8 kg (18 lbs.)					
Power Supply	27 kg (59 lbs.)				33 kg (73 lbs.)	
Length of Umbilical	3 m (10 ft.)					
Diameter of Umbilical	2.15 cm (0.85 in.)					

¹ Measured over 50 msec with a thermally stabilized reference etalon at maximum specified output power.
² ϕe^2 and located within ~0.5 m of the exit port.
³ Full angle divergence.

Apéndice C

Características de la cámara PixeLink PL-B741U-R

PixeLink PL-B741U-R 1.3 MP USB2 Monochrome Camera Overview

Right angled lens

Interface: USB 2.0, **C/M:** Mono, **Sensor:** CMOS, **Max FPS:** 24 fps, **Resolution:** 1280 x 1024

PL-B741U description

The PL-B741U is a high performance, 1.3 megapixel monochrome camera designed specifically for machine vision applications. The PL-B741U uses a standard USB 2.0 interface for plug-and-play operation with the host computer. Extended features, such as trigger and general purpose outputs add a level of functionality to the PL-B741U, providing excellent performance for the price. Factory calibrated Digital Pixel Correction and on-board Flat Field Correction (FFC) provides image quality similar to high-end CCD cameras.

The PL-B741U has a rich set of features and capabilities all controllable through software. A global shutter and external trigger allows for synchronization in demanding machine vision applications. In video mode, the camera can deliver up to 30 fps at 1k x 1k resolution, up to 96 fps at VGA resolution (640 x 480) and up to 7200 fps at 724 x 8, all with user-definable region of interest (ROI). Full field-of-view images can be decimated for high speed transmission. The camera has a user-selectable 8 or 10-bit output. The CMOS sensor architecture provides excellent anti-blooming capability. With the Software Developer's Kit (SDK), PixeLINK supplies an extensive Application Programming Interface (API) and camera control Graphical User Interface (GUI) for fast and easy application development. This functionality includes additional trigger modes, general purpose outputs that can be used as communication lines for strobe signals for lighting and motion controllers. Included is an on-board user-programmable lookup table (LUT) applied in real time, on-board non-volatile memory for camera configuration and camera

configuration descriptors for quick changes to camera settings between frames. Multi-slope dynamic range controls, enables balanced exposure in images with large inner-scene dynamic range. This extended Shutter logarithmically increases the linear dynamic range of 54db to greater than 100db.

Camera Specifications	
Color / Mono	Mono
Resolution	1280 x 1024
Frame Rate at Full Resolution	25
Sensor Type	CMOS
Shutter Type	Global
Lens Format	C 2/3"
Pixel Pitch	6.7 μm
Sensor Diagonal	11.01 mm
Bit Depth	8 or 10
Power Consumption (Watts)	2.8W
Variable ROI	Yes
Right-angle Capable	All camera models are available with right angled case by adding suffix -R to part number
Interface (USB 2.0)	1 x 4 PIN Connector
Camera Features via USB 2.0	
Trigger Option	Hardware - Optically Isolated 5-12V @ 4-11mA, Software and Free Running
General Purpose Outputs	2 Optically Isolated - Maximum 40V Differential, Maximum 15mA
Image Quality Measures	
Responsivity (Peak)	9.8
Dynamic Range	54.6 dB
FPN	< 1%
PRNU	< 1%

Read Noise	< 2 DN
Software	
PixelLINK Capture OEM	Free
SDK (incl. LabView Wrappers)	Optional
Direct Show Compatible	Yes
Windows Compatible	Windows™ 2000, XP and Vista (32-bit)