

Trabajo de Fin de Grado

Medida simultánea de forma y deformación mediante holografía digital

Cristina L. Pinto Fuste

Grado en Física



Universidad
Zaragoza


Facultad de Ciencias
Universidad Zaragoza



**Instituto Universitario de Investigación
en Ingeniería de Aragón**
Universidad Zaragoza

Directoras:

Dra. Nieves Andrés Gimeno

Dra. María Pilar Arroyo de Grandes

Facultad de Ciencias

Curso 2016-2017

Índice

Introducción	2
1. Holografía digital	3
1.1. Fundamentos de la holografía digital	3
1.2. Cálculo de la deformación	6
1.3. Cálculo de la forma del objeto	7
2. Montaje óptico	9
3. Resultados en un tubo	10
3.1. Forma del tubo	10
3.2. Deformación del tubo	12
4. Resultados en una aorta	14
4.1. Forma de la arteria	14
4.2. Deformación de la arteria	16
5. Conclusiones	19
Bibliografía y referencias	20

Introducción

Uno de los sistemas biológicos más importante es el sistema cardiovascular, ya que las enfermedades cardiovasculares son la principal causas de muerte en todo el mundo [1]. En este trabajo se pretende utilizar una técnica óptica diferente para obtener medidas de deformación in-vitro de un tejido biológico, las arterias. Se trata de una técnica no invasiva, no destructiva que no necesita contacto: la holografía digital con doble longitud de onda. Con ella se pueden obtener imágenes de alta resolución espacial y temporal de la forma y deformación de los vasos sanguíneos.

La holografía digital con doble longitud de onda permite la obtención simultanea de la forma y la deformación. Con un sistema formado por dos láseres diferentes y mediante un montaje óptico sencillo compuesto de lentes, divisores de haces y fibras ópticas se consigue registrar toda la información del objeto en un holograma. La comparación de hologramas registradas en distinto tiempo nos permite calcular la deformación y la combinación de las dos longitudes de onda la forma.

En este proyecto nos vamos a centrar en medir la forma y la deformación de un modelo de arteria (varios tubos de goma de diferente radio) y de una aorta de oveja. Se va a aplicar la técnica para medir formas y deformaciones en un tubo, lo que permitirá hacer el ajuste del montaje óptico y de la metodología. Después, se quiere implementar la técnica en el estudio de una arteria. Para la obtención de la fisiología se van a obtener la forma en 2D y 3D de los dos objetos, la cual se va a necesitar para analizar las pequeñas deformaciones sufridas debidos a cambios en la presión interna. Se conseguirá así una relación entre la diferencias de presión interna y la deformación que sufre el objeto. Con todo esto se pretende comprender mejor cómo se producen las pequeñas deformaciones en los vasos sanguíneos de gran diámetro y ver su elasticidad, lo cual puede ayudar en la realización de modelos más realistas de simulación de flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular.

1. Holografía digital

En 1948 Dennis Gabor descubrió una nueva técnica de formación de imágenes que denominó reconstrucción de onda y que hoy llamamos holografía. Gabor se percató de que cuando la luz difundida por un objeto se superpone con un haz de referencia adecuado, se puede registrar tanto la amplitud como la fase de la onda difractada y tener toda la información de la onda para posteriormente reconstruirla [2].

Esta técnica, además de ser utilizada para obtener hermosas reconstrucciones en 3D de paisajes y/u objetos, se usa en diversas aplicaciones de Metrología Óptica dado su carácter no intrusivo [3].

1.1. Fundamentos de la holografía digital

Cuando un haz es difundido por una superficie con rugosidad mayor a su longitud de onda, se obtiene una imagen moteada (Fig. 1a). Si esta luz difundida, llamada haz objeto, lo superponemos con el otro haz, llamado de referencia, que proviene directamente de la misma fuente de luz coherente (Fig, 1b) se produce una interferencia entre los dos haces. La interferencia registrada en una cámara CCD es lo que denominamos un holograma digital (Fig. 1c).

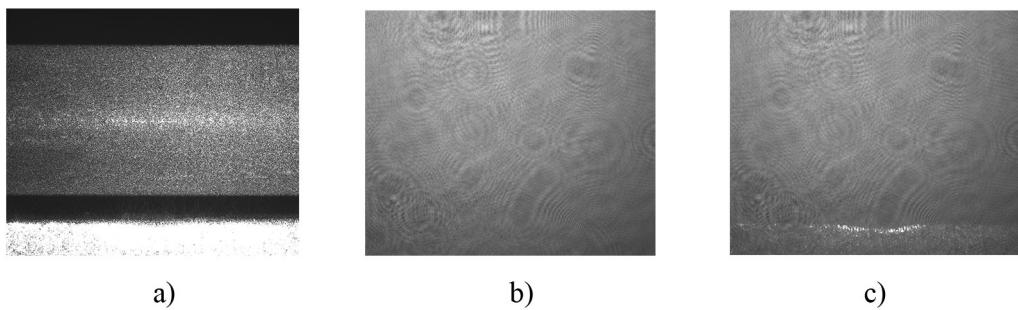


Figura 1: a) Imagen del objeto, haz objeto b) Haz de referencia c) Holograma

El holograma tendrá información tanto de las amplitudes de las dos ondas como de la fase de cada una de ellas. Las amplitudes de las ondas que interfieren, objeto y referencia, se pueden expresar matemáticamente como:

$$\begin{aligned} A_o(x, y) &= a_o(x, y) e^{i\phi_o(x, y)} \\ A_r(x, y) &= a_r(x, y) e^{i\phi_r(x, y)} \end{aligned} \quad (1)$$

donde A_o , A_r son las amplitudes complejas, a_o , a_r son las amplitudes y ϕ_o , ϕ_r son las fases de las ondas objeto y de referencia respectivamente.

La intensidad registrada en el holograma está dada por:

$$I(x, y) = |A_o(x, y) + A_r(x, y)|^2 = A_o A_o^* + A_r A_r^* + A_o A_r^* + A_o^* A_r \quad (2)$$

También se puede expresar como

$$I(x, y) = I_o + I_r + A_o A_r^* + A_o^* A_r = I_o + I_r + 2a_o a_r \cos(\phi_r - \phi_o) \quad (3)$$

donde I_o e I_r son las intensidades de A_o y A_r respectivamente. Vemos que en el holograma digital, $I(x, y)$, el tercer y cuarto término están relacionados con la diferencia de fase entre las dos ondas, $\phi_r - \phi_o$. De este modo, sabiendo la fase del haz de referencia, podemos obtener la fase del haz objeto que es la que nos va a proporcionar la información que queremos.

Para registrar un holograma se puede utilizar un montaje como el de la figura 2. El haz de láser se divide en dos, haz de iluminación y haz de referencia, ambos propagados a través de fibra óptica. El haz de iluminación se dirige hacia el objeto y la luz difundida por este se propaga a través de un sistema de lentes hacia la cámara CCD, combinándose con el haz de referencia mediante un cubo divisor. El foco del haz de referencia y el plano de la apertura se encuentran a la misma distancia de la cámara registrándose así un holograma de Fourier sin lente de la apertura. Si se introduce un desplazamiento Δr en el haz de referencia respecto al centro del haz objeto, como se muestra en la figura 3a, la imagen real y virtual de la apertura (círculos) que se obtienen en el plano de Fourier no quedan en el centro enmascaradas por la luz directa del haz objeto y del haz de referencia, si no que aparecen desplazadas una frecuencia f_o y $-f_o$ respecto al centro de la imagen (Fig. 3b) [4]. En el plano de Fourier, en el centro se observa el término la luz directa de los haces, y en cada cuadrante la imagen de la apertura desplazada. Cada una de las imágenes de la apertura contiene la misma información de la diferencia de fase entre el haz objeto y el haz de referencia.

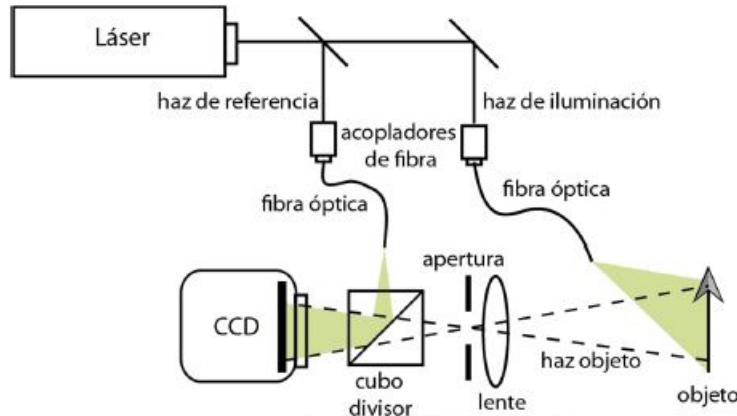


Figura 2: Registro de un holograma digital

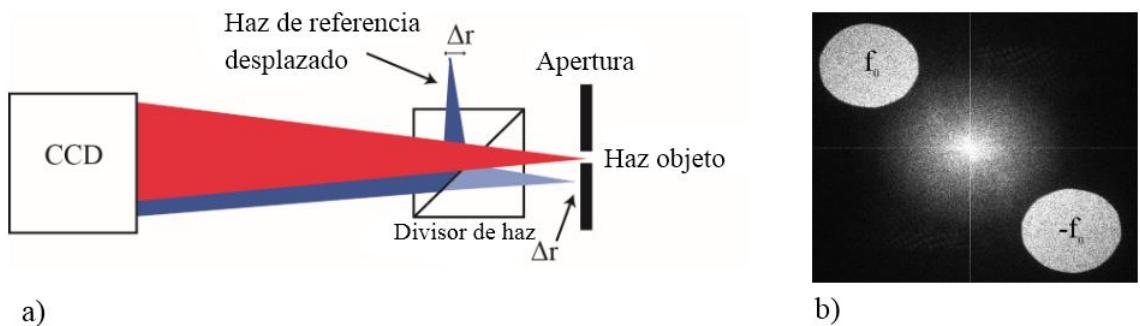


Figura 3: a) Detalle del desplazamiento del haz de referencia b) Transformada de Fourier del holograma

En este trabajo se va a utilizar la holografía digital con doble longitud de onda, que registra hologramas con diferentes λ . Para poder registrar la información de las dos longitudes de onda en la misma imagen debemos recurrir a multiplexar la información. Para ello, cada uno de los haces de referencia están desplazados un Δr en sentidos contrarios. De este modo las imágenes de las aperturas aparecen en diferentes cuadrantes en el plano de Fourier (Fig. 4).

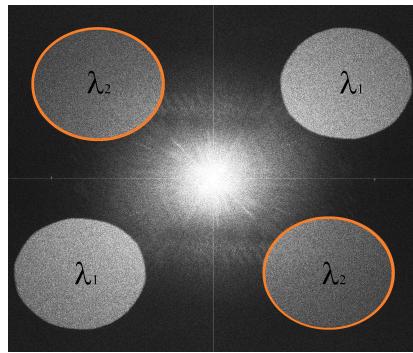


Figura 4: Imagen de la apertura en el plano de Fourier con dos longitudes de onda

A partir de la imagen de la apertura en el plano de Fourier, se obtiene la amplitud compleja de la onda objeto.

Para medir la forma se comparan dos círculos correspondientes a diferentes longitudes de onda. Para la deformación se comparan círculos que están en la misma posición pero que se han registrado en tiempos distintos. El haz objeto antes y después se puede expresar como:

$$\begin{aligned} A_o(x, y) &= a_o(x, y) e^{-i\phi_o(x, y)} \\ A'_o(x, y) &= a'_o(x, y) e^{-i\phi'_o(x, y)} \end{aligned} \quad (4)$$

Se va a suponer que el cambio en la onda objeto va a ser pequeño, por lo que la amplitud de la onda se puede considerar constante y este cambio sólo se reflejará en la fase de la onda. Con estas consideraciones, se tiene que:

$$\begin{aligned} a'_o &\simeq a_o \\ \phi'_o &= \phi_o + \delta(x, y) \end{aligned} \quad (5)$$

donde δ es la diferencia de fase.

Para la obtención de la fase producida por una deformación se registran hologramas correspondientes a cada uno de los estados del objeto. De cada imagen, en el plano de Fourier se selecciona una de las imágenes de la apertura y se obtiene la amplitud compleja del objeto para cada una de las situaciones. Su resta nos da un mapa de diferencia de fases, que a partir de ahora denominaremos mf , con información de la variación de la fase de la onda objeto $\delta(x, y)$.

Si embargo, se necesita una región donde la fase se mantenga constante, una placa de referencia, para tomarla como zona de desplazamiento nulo debido al valor aleatorio de la fase. Finalmente, se obtiene un mapa de diferencia de fase relacionada la deformación.

Para la obtención de la forma, el objeto no ha cambiado, la diferencia de fase viene dada por la comparación de dos imágenes de la apertura en el plano de Fourier registrados con diferentes longitudes de onda. Se seleccionan dos imágenes, cada una correspondiente a una longitud de onda distinta, y se trasladan al centro del plano. Al desplazarlas al centro, se les resta la fase $+f_0$ y $-f_0$ introducida previamente. Restando las dos imágenes se obtiene el mapa de diferencias de fase que estará relacionada con la forma del objeto.

El proceso de trasladar las imágenes al centro es levemente inexacto debido a que es difícil calcular el centro de cada uno de los círculos. Al restar las dos imágenes se comete un error, obteniendo una fase $\delta + \Delta f$ en vez de δ . Por ello hay que registrar un holograma de una placa metálica lisa y completamente perpendicular a la dirección de observación que esté situado en la posición del objeto. Se calcula su mf para obtener la fase aleatoria Δf .

Posteriormente se filtra el mf . Para ello, a la función compleja, $e^{i(\phi_r - \phi_o)}$, se le aplica un filtrado pasabaja Gaussiano. El tamaño de la Gaussiana se puede elegir manualmente mediante un parámetro denominado σ . A mayor valor de σ mayor es el filtrado, menor es la cantidad de frecuencias que pasan. Por lo tanto, si no se quieren ver rugosidades que pueda tener el objeto hay que filtrar con valores altos de σ pero si se quiere detectar pequeñas variaciones se recomienda filtrar a valores bajos de σ . De este modo se construye lo que se denomina fondo (Fig. 5a). Restando este fondo a los mf de la forma (Fig. 5b) se obtiene el mapa de fases real del objeto (Fig. 5c).

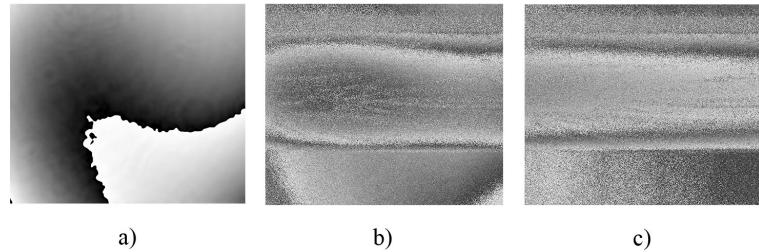


Figura 5: a) Fondo, b) mf sin restarle el fondo, c) mf con el fondo restado

En la figura 6 se muestran los resultados para distintos valores de σ aplicados a un tubo. Se ve que a valores pequeños se nota toda la rugosidad producida por el moteado del láser (Fig. 6a). Si se filtra con valores más altos, se tiene una imagen más suave (Fig. 6b). Pero si se filtra demasiado se puede llegar a perder información, perdiendo los límites del tubo (Fig. 6c). Por ello es importante elegir este parámetro adecuadamente.

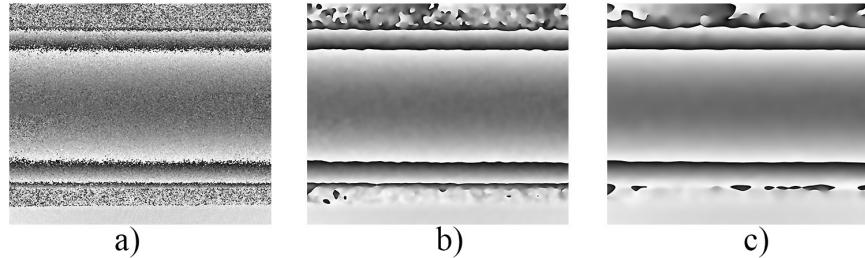


Figura 6: Forma del tubo filtradas a diferentes σ : a) $\sigma = 3$ b) $\sigma = 20$ c) $\sigma = 40$

1.2. Cálculo de la deformación

Para obtener información sobre la deformación sufrida por el objeto, se utilizan dos hologramas correspondiente a dos estados diferentes del objeto.

Se va a analizar a continuación el desfase δ que introduce un desplazamiento genérico del punto P hasta una posición P' tras la deformación. Para ello consideramos P y P' simultáneamente como se muestra en la figura 7b.

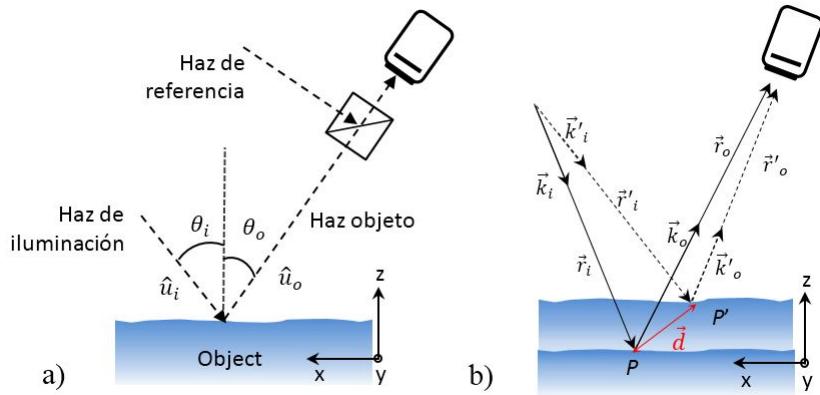


Figura 7: a) Direcciones de los haces, b) Vectores de iluminación y observación antes y después de la deformación \vec{d}

La diferencia de fase viene dada por la diferencia de camino óptico, que puede expresarse como:

$$\delta(x, y) = \vec{k}'_i \cdot \vec{r}'_i + \vec{k}'_o \cdot \vec{r}'_o - (\vec{k}_i \cdot \vec{r}_i + \vec{k}_o \cdot \vec{r}_o) \quad (6)$$

siendo \vec{k}_i y \vec{k}'_i los vectores de iluminación, y los \vec{k}_o y \vec{k}'_o los vectores de observación del punto P y P' respectivamente. La posición de cada punto se puede escribir como:

$$\begin{aligned} \vec{r}'_i &= \vec{r}_i + \vec{d} \\ \vec{r}'_o &= \vec{r}_o - \vec{d} \end{aligned} \quad (7)$$

y si el desplazamiento es pequeño, las direcciones de observación y iluminación pueden suponerse las mismas

$$\begin{aligned} \vec{k}'_i &\simeq \vec{k}_i \\ \vec{k}'_o &\simeq \vec{k}_o \end{aligned} \quad (8)$$

La diferencia de fases, al final se reduce a:

$$\delta(x, y) = (\vec{k}_i - \vec{k}_o) \cdot \vec{d} = \frac{2\pi}{\lambda} (\hat{u}_i - \hat{u}_o) \cdot \vec{d}(x, y) \quad (9)$$

siendo \hat{u}_i y \hat{u}_o los vectores unitarios en la dirección de iluminación y observación respectivamente.

El vector $\vec{K} = \vec{k}_i - \vec{k}_o$ se denomina vector sensibilidad y depende de las direcciones de observación y de iluminación. Variando la geometría del registro, se cambian estas direcciones y se puede medir distintas componentes de la deformación.

Siendo los ángulos de iluminación y de observación respecto a la dirección normal a la superficie del objeto θ_i y θ_o definidos en la figura 5a, la diferencia de fases vendrá dada:

$$\delta(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} [(\sin \theta_o - \sin \theta_i) d_x - (\cos \theta_i + \cos \theta_o) d_z] \quad (10)$$

Para medir la deformación en la dirección z, se requiere de un montaje con ángulos de iluminación y de observación iguales o muy próximos $\theta_i = \theta_o = \theta$. En ese caso el desplazamiento en la dirección z, d_z , viene dado por la siguiente ecuación:

$$d_z = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\delta}{2 \cos \theta} \quad (11)$$

1.3. Cálculo de la forma del objeto

En esta situación, se utilizan dos hologramas registrados con diferente longitud de onda, λ_1 y λ_2 para un estado del objeto. En este caso, la diferencia de fase de la onda objeto estará relacionada con la forma del objeto.

Para que el desfase solo dependa de la longitud de onda, el camino de los dos haces de iluminación deben ser idénticos y recorrer por tanto el mismo camino óptico. Así se obtiene que al diferencia de fase, que viene dada por la siguiente ecuación:

$$\delta = \phi_2 - \phi_1 = (\vec{k}_{2i} \cdot \vec{r}_i + \vec{k}_{2o} \cdot \vec{r}_o) - (\vec{k}_{1i} \cdot \vec{r}_i + \vec{k}_{1o} \cdot \vec{r}_o) \quad (12)$$

donde $\vec{k}_{1i} = \frac{2\pi}{\lambda_1} \hat{u}_i$ y $\vec{k}_{2o} = \frac{2\pi}{\lambda_2} \hat{u}_o$ son los números de onda de iluminación y observación, siendo \hat{u}_i y \hat{u}_o los vectores unitarios de las direcciones de iluminación y observación.

Desarrollando la expresión, se llega a que:

$$\delta = \frac{2\pi}{\Lambda} (\hat{u}_i - \hat{u}_o) \cdot \vec{r} \quad (13)$$

donde $\Lambda = \frac{\lambda_2 \lambda_1}{|\lambda_2 - \lambda_1|}$ es la longitud de onda efectiva.

De este modo, el mapa de fases se puede convertir en un mapa de niveles, donde cada curva representa una altura de la superficie respecto a una altura de referencia.

La relación entre δ y la altura h de cada punto de la superficie del objeto está dada por:

$$h(x, y) = \frac{\delta(x, y)}{2\pi} \frac{\Lambda}{\cos \theta_i + \cos \theta_o} \quad (14)$$

Esta técnica de registro de hologramas realizadas con dos longitudes de onda puede ser muy interesante, ya que permite la obtención de la forma de objetos que se van deformando con el tiempo.

2. Montaje óptico

Para realizar todas las medidas, se han utilizado dos láseres de $\lambda = 659,477\text{ nm}$ y $\lambda = 659,597\text{ nm}$. Cada láser se divide en dos haces, haz de iluminación y haz de referencia (Fig. 8). Los dos haces de iluminación se combinan mediante un acoplador de fibra óptica que garantiza la misma dirección de iluminación para ambas longitudes de onda. La salida es un haz divergente tras la cual se coloca una lente que permite colimar el haz que ilumina el objeto. A continuación, la luz difundida por el objeto se combina con el haz de referencia mediante el cubo divisor produciendo el holograma que registra la CCD.

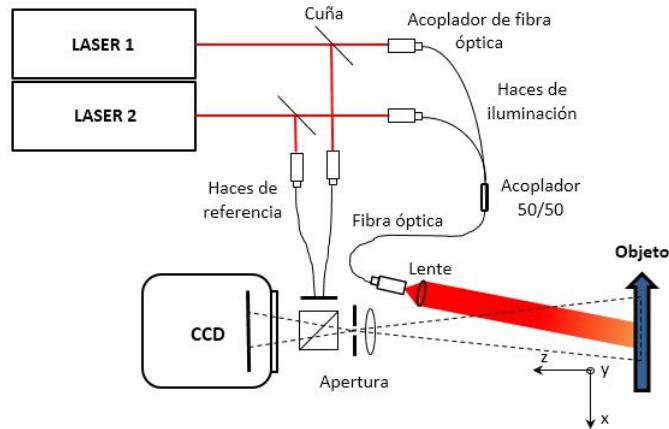


Figura 8: Montaje experimental utilizado.

Por otra parte, se intenta que el ángulo con el que se ilumina el objeto respecto al eje de observación sea mínimo para que a la hora de calcular la deformación solo obtengamos la componente z . Los ángulos utilizados son $\theta_i \simeq 7^\circ$ y $\theta_o = 0$

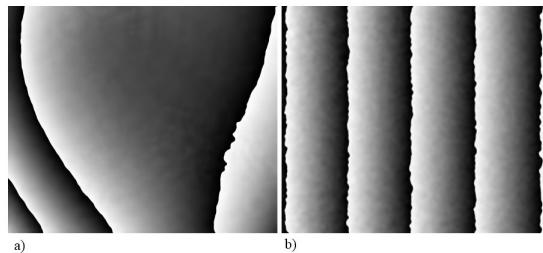


Figura 9: a) Fondo de referencia, c) Mapa de diferencia de fases filtrado de la plancha girada 30°

Aunque los láseres vienen caracterizados con una λ fija, se ha observado que la longitud de onda efectiva dada por $\Lambda = \frac{\lambda_1 \lambda_2}{|\lambda_1 - \lambda_2|}$, va variando día a día y durante el día, aunque manteniéndose alrededor de 4,30 mm. Ello es debido a que ambas λ son muy próximas y cualquier mínima variación, debido a la temperatura externa, tiene una gran influencia en la Λ . Por ello es necesario obtener su valor en cada experimento. Para ello se coloca una plancha metálica paralela al sensor de la cámara y se registra un holograma que hará de referencia, si se calcula su mf y se filtra se obtiene el fondo (Fig. 9a). A continuación se gira la placa un ángulo conocido θ y se vuelve a registrar otro holograma. El mapa de diferencia de fases obtenido de la comparación es un conjunto de franjas verticales (Fig. 9b). La longitud efectiva se puede calcular a partir de la anchura de la franja P (píxel), el aumento de la cámara A (mm/px), y el ángulo θ mediante la siguiente ecuación:

$$\frac{\Lambda}{2} = \tan \theta \cdot P \cdot A \quad (15)$$

De la imagen de la figura 9b se obtiene un valor de $\Lambda = 4,38\text{ mm}$

3. Resultados en un tubo

A continuación se presentan los resultados obtenidos al aplicar la técnica a un tubo de goma considerado un modelo sencillo de vaso sanguíneo. Se va a medir simultáneamente la forma y la deformación. En el experimento hemos utilizado tubos de 6 y 4 mm de radio exterior y 12.5 cm de largo.

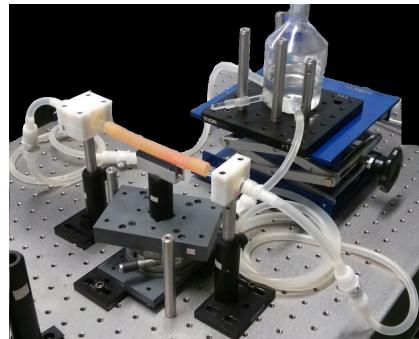


Figura 10: Fotografía del circuito con líquido.

Para producir la deformación en el tubo se necesita una variación en la presión interna del objeto. Para ello se dispone de un circuito (Fig. 10) compuesto por un depósito con una mezcla de glicerina y agua, y un sistema de tubos. El depósito está sobre un elevador mecánico, que permite elevarlo controladamente. El depósito tiene varias salidas inferiores donde se han conectado dos tubos de silicona. Estos a su vez están unidos al sistema de sujeción del objeto para cerrar el circuito.

3.1. Forma del tubo

El objetivo de esta medida es ajustar todo el montaje para obtener la forma del objeto, y luego, utilizar la forma para poder obtener la deformación del mismo.

Para realizar los registros de los hologramas, el objeto tiene que estar enfocado. Para ello, se tapan los haces de referencia y se coloca una escala milimétrica delante de la cámara. Mediante la visualización en la pantalla, se va desplazando la escala en el eje hasta que las líneas se vean nítidamente. Una vez que queda enfocada, se toma una fotografía de ella (Fig. 11a), ya que se necesitará el aumento que proporciona la cámara para el cálculo de la forma y la deformación. En la posición de la escala se coloca el objeto (Fig. 11b). Así se consigue que el objeto esté enfocado y se vea entero.

Posteriormente, se intenta colocar el objeto de forma horizontal y perpendicular a la dirección de observación visualizándolo en la pantalla del PC. Se registra una imagen de la escala alrededor del tubo (Fig. 11c) para ver como varía el aumento y ver la zona del tubo registrada. El tamaño de la cuadrícula en el centro del tubo no es el mismo que el de los extremos. Esto va a ser necesario para obtener la forma y la deformación radial, ya que hay que proyectar los valores a la dirección z y reajustar la escala para asignar correctamente las formas y las deformaciones. Volviendo a activar los haces de referencia, se toma un holograma. A continuación, se analiza el holograma del objeto obteniendo su mf . Debido a las características del material, la luz difundida puede que no sea suficiente para tener una buena relación entre la intensidad objeto y a la intensidad de referencia. Para eso, se pinta el tubo con polvos de óxido de zinc (polvos blancos) (Fig. 11d) para que el tubo refleje más luz y tengamos un haz objeto más intenso. Seguidamente se toma otro holograma y se calcula su mf .

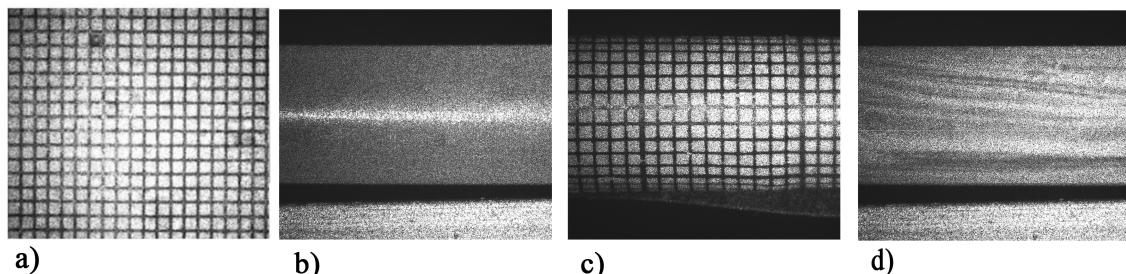


Figura 11: a) Escala en el plano enfocado. b) Fotografía del tubo enfocado. c) Escala rodeando el tubo. d) Objeto pintado con óxido de zinc

El fondo obtenido previamente se resta al mapa de fase del objeto obtenido y se filtra. Para el tubo hemos trabajado con $\sigma = 20$ o 30 debido a hay pocas discontinuidades.

Después, se crea una máscara a partir de la imagen del objeto (Fig. 12a). Ello permite eliminar todo el ruido del fondo en la imagen. La máscara se genera con un programa de edición de imágenes binarizando la imagen del objeto, de tal forma que el objeto es blanco y el resto negro.

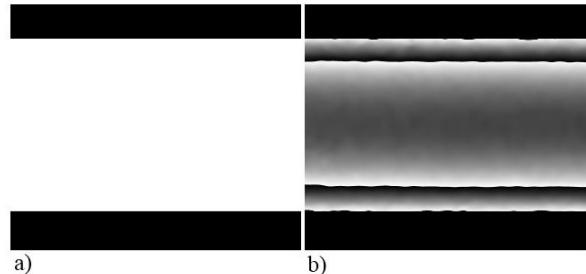


Figura 12: a) Máscara del tubo, b) mapa de fases filtrado y con la máscara

Luego al mapa de diferencia de fases filtrado y multiplicado por la máscara se le realiza un proceso de desplegado (*unwrapping*) que da la fase desplegada. En la figura 12 b) se aprecian los saltos de fase, creando franjas, donde cada una corresponde a un cambio de fase de 0 a 2π , siendo el blanco 0 y el negro 2π . El proceso corrige las discontinuidades asignando un orden m a cada franja para obtener un continuo de fases entre 0 y $m2\pi$, siendo m el número de franjas. Aplicando la ecuación (14) se determina en cada punto el valor de la profundidad h en la dirección z .

Dada su forma cilíndrica, se va a ajustar la h obtenida para cada columna a una circunferencia, determinando el radio de la misma y la posición del centro. Para ello se seleccionan tres puntos (P_1, P_2, P_3) correspondientes a filas distintas, y se calcula el punto de corte de las líneas perpendiculares a las cuerdas dadas por estos puntos (Fig. 13). Ello nos permite calcular en una primera aproximación el radio y la posición del centro. A partir de estos datos, se utiliza una rutina de minimización para determinar con mayor precisión estos valores.

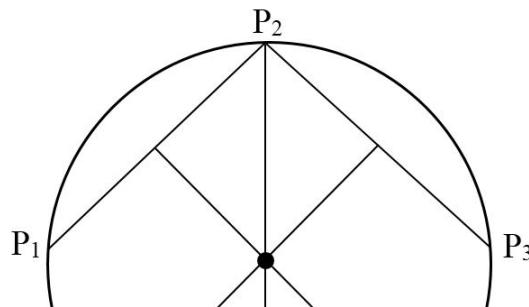


Figura 13: Calculo del radio mediante tres filas.

Así, podemos formar una imagen tanto en 2D (Fig 14a) como en 3D (Fig. 14b) del tubo y obtener el radio y su posición (Fig 15).

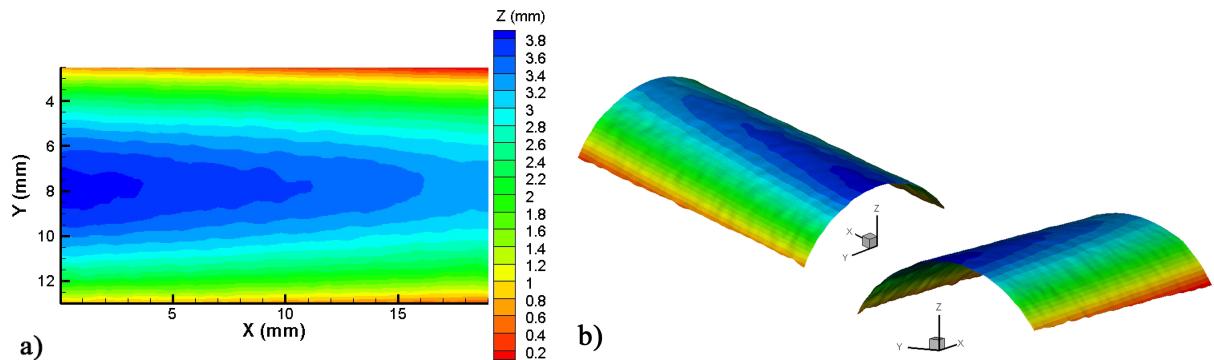


Figura 14: Forma del tubo en a) 2D y b) 3D

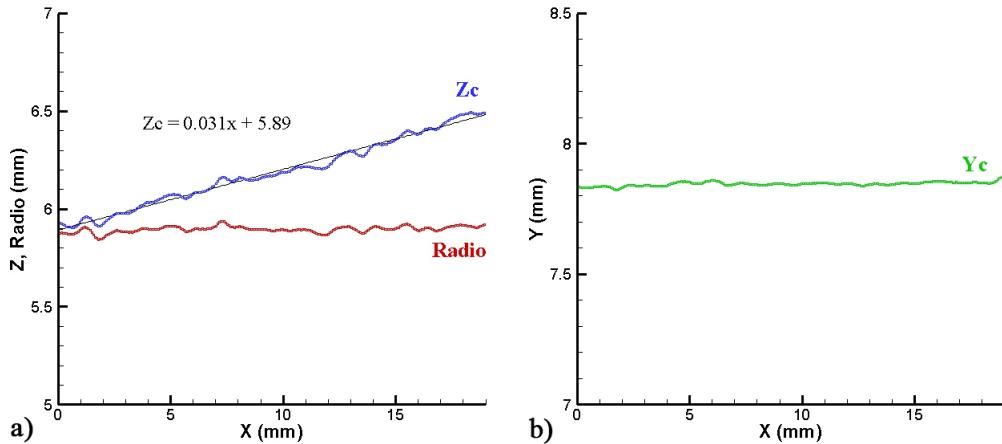


Figura 15: a) Radio y posición z del centro del tubo, b) Posición y del centro del tubo

Podemos observar como las formas obtenidas se ajustan adecuadamente a nuestro objeto. Hay que tener en cuenta que la luz objeto no proviene de toda la cara anterior del tubo, sino que es un poco menos. Tal como se ve en la forma (Fig. 14), la profundidad máxima es de $3,89\text{ mm}$ (el radio del tubo es de 6 mm), por lo tanto, el ángulo visible será de unos $100\text{--}120^\circ$.

El diámetro externo medido con el calibre es $12,45\text{ mm}$ y con la técnica medimos un valor del radio de unos $5,89 \pm 0,02\text{ mm}$, por lo tanto, el error porcentual que se ha cometido es del $5,4\%$. Tenemos que la posición vertical del centro, Y_c , es constante y tienen un valor medio de $7,846 \pm 0,010\text{ mm}$. La posición en profundidad del centro del tubo se aprecia que está inclinada una pendiente de $0,031\text{ rad}$ y con un valor en el origen de $5,892 \pm 0,003\text{ mm}$. El cambio en la posición z del centro denota que el tubo está inclinado, no siendo perpendicular a la dirección de observación.

También se ha obtenido la forma de tubo más pequeño cuyo radio nominal es de $4,4\text{ mm}$:

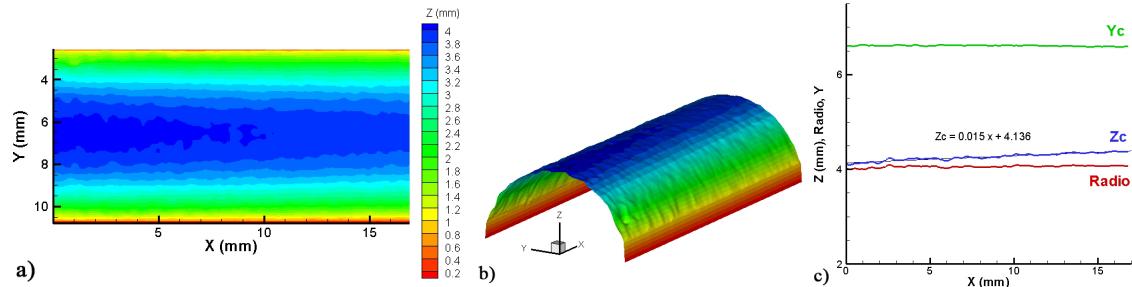


Figura 16: Forma del tubo, a) en 2D, b) en 3D, c) Radio y posición del centro

En este caso también, se ha calculado la forma obteniéndose un radio de $4,06 \pm 0,02\text{ mm}$, que supone un error del $3,80\%$. La posición vertical del centro es $Y_c = 6,61 \pm 0,01\text{ mm}$. La posición Z_c está inclinada una pendiente de $0,015\text{ rad}$ y un valor en el origen de $4,136 \pm 0,003\text{ mm}$.

3.2. Deformación del tubo

En este apartado vamos a estudiar la deformación del tubo de 6 mm de radio. El tubo se deformará al cambiar la presión interna. Para ello, el tubo se ha conectado al circuito descrito previamente. De este modo, variaciones de la posición vertical del depósito generan variaciones en la presión interna del tubo, deformándolo. La variación en presión, ΔP , en el tubo está relacionada con la variación en altura, Δh , del depósito a través de la siguiente ecuación:

$$\Delta P (\text{mmHg}) = \frac{\rho_{\text{liq}}}{\rho_{H_2\text{O}}} \Delta h = 0,085 \Delta h \quad (16)$$

La deformación que se obtiene con la holografía digital es la deformación sufrida en la dirección del vector sensibilidad, que con nuestra geometría de registro, es en la dirección z. Para medir la deformación radial se necesita conocer el radio del tubo para cada valor de x. Por tanto, para calcular la deformación radial del tubo se requiere conocer su forma. Esto no es ningún inconveniente gracias al registro simultáneo de dos longitudes de onda.

En nuestro experimento se ha subido el depósito hasta una diferencia de altura de 75 mm ($\Delta P = 6,375 \text{ mmHg}$) a intervalos de 5 mm. La deformación radial y en la dirección z que ha sufrido el tubo en cada paso de 5 mm ($\Delta P = 0,425 \text{ mmHg}$):

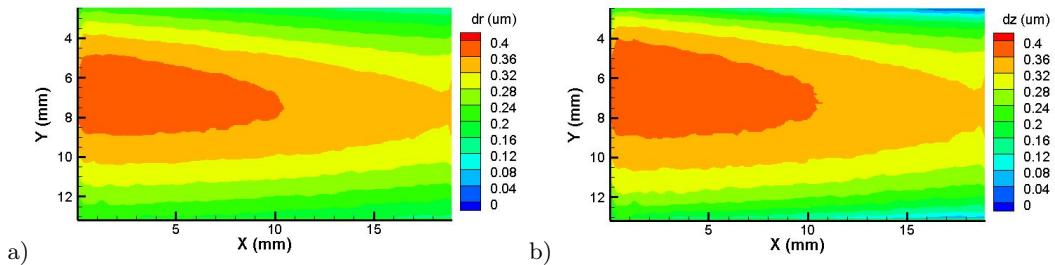


Figura 17: a) Deformación radial, b) Deformación en z , para un $\Delta P = 0,425 \text{ mmHg}$.

En este tubo, vemos que la máxima deformación en la dirección z se producen en la zona izquierda del centro del tubo (zona roja). La máxima deformación es de $0,385 \mu\text{m}$. Con una precisión de $1/20$ en la determinación de la franja se obtiene una precisión de $0,06 \mu\text{m}$ en la deformación. Para una diferencia de altura de 75 mm se ha obtenido una deformación de $6,432 \mu\text{m}$.

La deformación radial coincide con la deformación en la dirección z en el centro del tubo y es aproximadamente uniforme. Se ve que el rango de desplazamiento para la deformación radial es menor debido a que para su obtención se divide el desplazamiento en z por el coseno del ángulo que forman la dirección del radio con la dirección de observación. Para la deformación en z en los extremos debe ser próximo a cero ya que la dirección de observación es tangente al tubo.

Al contrario de lo que cabría esperar, la máxima deformación no se produce en el centro de la imagen si no que en el extremo izquierdo. Esto se debe a que el tubo no está perfectamente perpendicular a la dirección de observación, si no que un lado está más cerca de la cámara que el otro. Esto se aprecia en la posición z del centro del tubo, que está inclinada (Fig. 15a). Otra causa de que la deformación máxima no esté en el centro puede deberse a las tensiones que sufre el tubo por el modo en el que está sujeto al montaje. Si está un poco torsionado o estirado, la deformación ya no será homogénea por todo el objeto. Estos errores se podrían corregir en el programa, ya que a la hora de calcular la deformación sólo se tiene en cuenta la dirección en y pero no en z .

El programa con el que se calcula la deformación también permite extraer la evolución de la deformación radial en cualquier punto de la imagen con la geometría. Se ha seleccionado como punto el centro del tubo. Calculando la deformación cada 5 mm, se ha obtenido una gráfica donde se representa la deformación radial en función de la altura o de la presión.

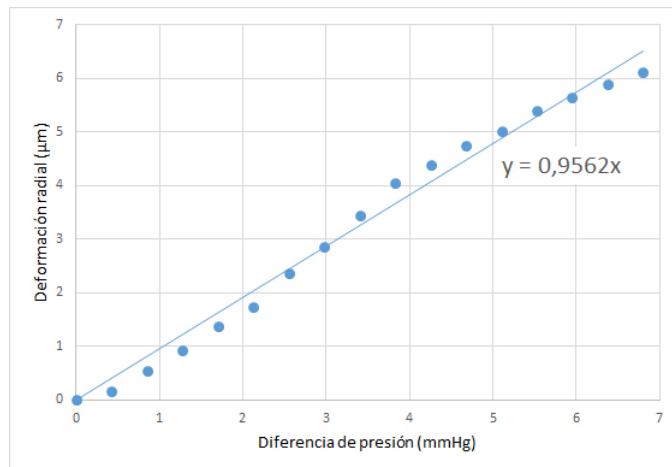


Figura 18: Evolución de la deformación radial sufrida por el tubo.

En la figura 18 se puede apreciar la tendencia lineal de la deformación radial. La pendiente media es de $0,956 \pm 0,015 \mu\text{m}/\text{mmHg}$. Sin embargo se puede ver que, a partir de los 4 mmHg de ΔP , el ritmo de deformación comienza a disminuir. Esto puede deberse a que el tubo, en un rango de presiones, se deforma linealmente con ella pero al aumentar la presión por encima de un umbral, el tubo ya no puede deformarse tanto.

4. Resultados en una aorta

A continuación se va a aplicar la técnica para medir la forma y deformación en un aorta de oveja. La arteria tiene unos 6 mm de radio y 20 cm de longitud.



Figura 19: Fotografía de a) la aorta de la oveja entera y b) trozo de la aorta

La arteria se ha cortado en trozos más cortos para facilitar su colocación. Se ha medido la forma en un trozo con un radio constante girándola para tener acceso a las diferentes zonas. Además se ha medido la forma y la deformación en un trozo de radio variable.

4.1. Forma de la arteria

Dado que el tejido biológico difunde poca luz, es preciso aplicar polvo de óxido de zinc para que refleje más luz. Para poder visualizar la aorta completamente, vamos a registrar cuatro imágenes, girando la arteria 90° cada vez. Para garantizar la rigidez y poder realizar los giros, manteniendo la posición, se ha introducido un tubo de plástico rígido de menor diámetro en su interior. Con un análisis del holograma, siguiendo el procedimiento explicado para el tubo, se ha calculado la forma y el radio de la misma. En la figura 20 se presentan las imágenes de las cuatro vistas de la aorta con luz blanca. En la figura 21, tras aplicar la máscara, se presentan los mapas de fases filtrados, observándose una clara correspondencia entre el relieve y la forma medida.

Dada la forma irregular de la arteria es importante el diseño adecuado de la máscara que permite seleccionar la zona a analizar.

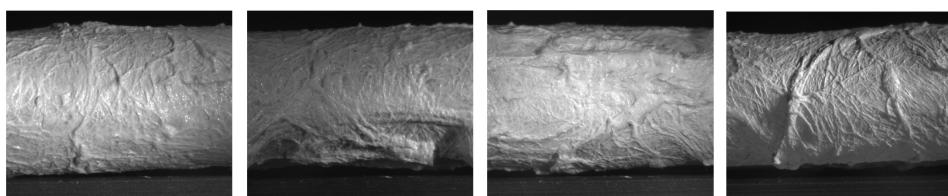


Figura 20: Imagen de los cuatro lados de la aorta de oveja girando 90° .

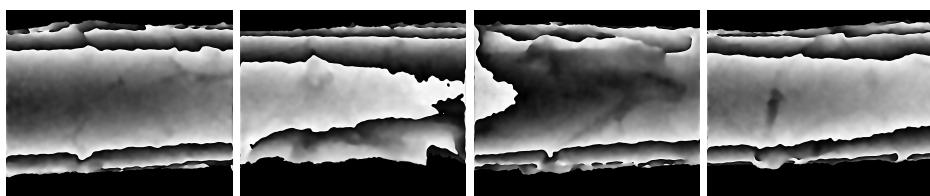
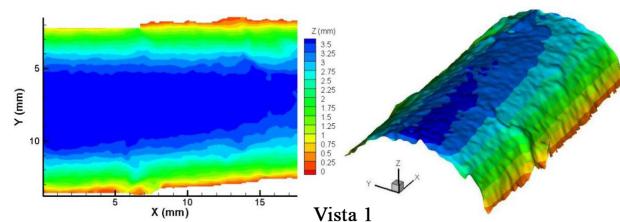


Figura 21: Mf filtrados de los cuatro lados de la arteria correspondientes a las fotos de la figura 20.

En las imágenes de la figura 22 se han eliminado estas zonas quedando huecos en algunas de ellas. Se muestra la forma obtenida para cada lado de la arteria registrada.



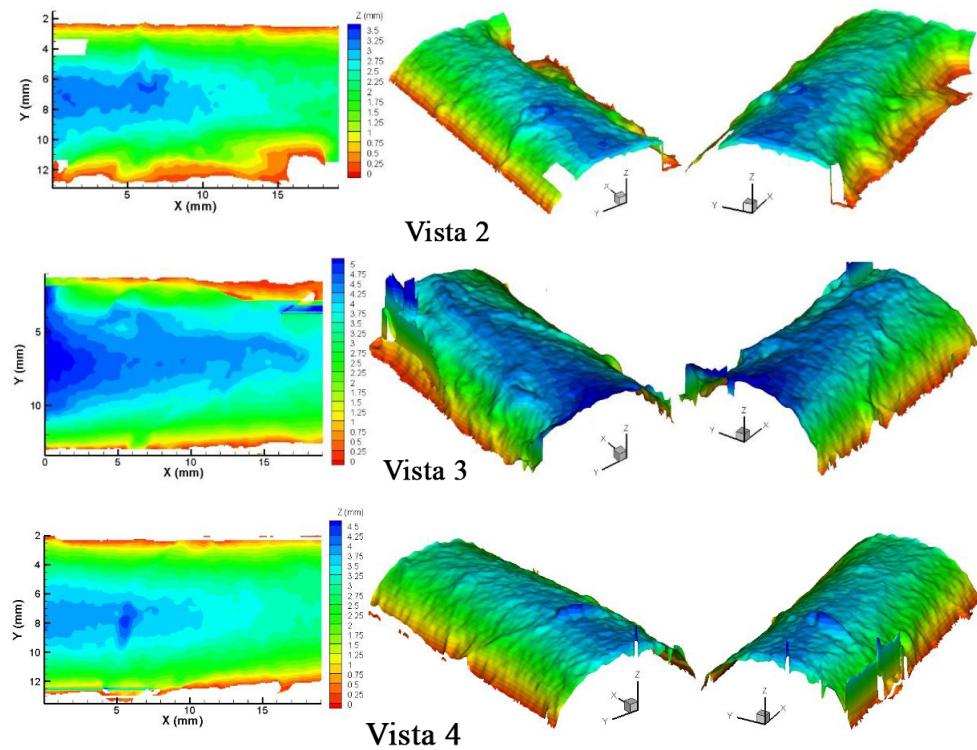


Figura 22: Formas en 2D y 3D de los cuatro lados de la aorta respectivamente

Los radios de la aorta oscilan entre los 6 y 7 mm aunque con pequeñas oscilaciones en cada una de ellas (Fig. 23). El radio del cuarto lado no se ha podido calcular correctamente debido a que la arteria, por ese lado, es muy rugosa e introduce muchos saltos de fase que dan error.

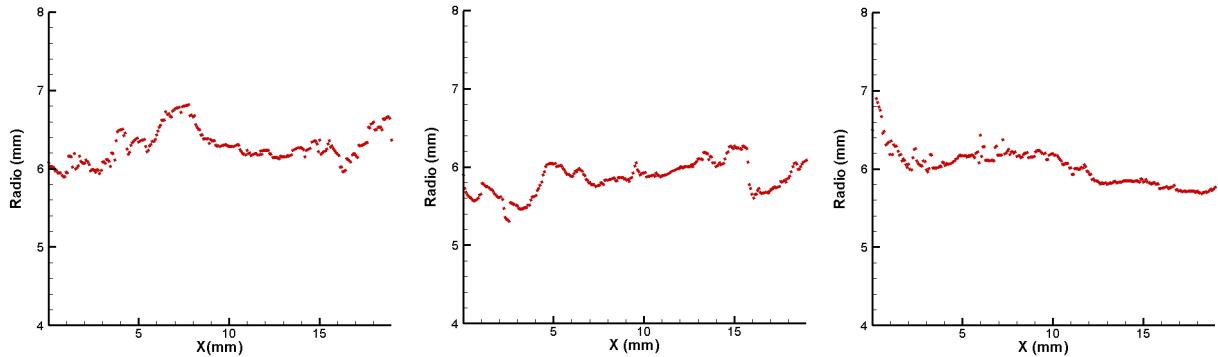


Figura 23: Radios de los tres primeros lados de la arteria

A continuación se van a presentar los resultados de la forma, el valor del radio y de la posición del centro en la zona de la aorta donde disminuye el radio (Fig. 24, 25 y 26).

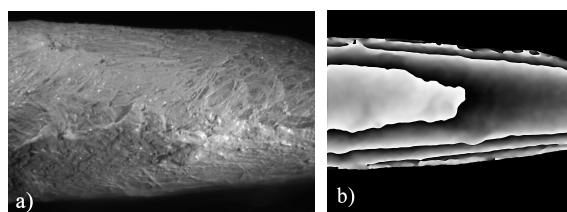


Figura 24: a) Imagen de la arteria con luz blanca, b) mf de la arteria filtrado y multiplicado por la máscara.

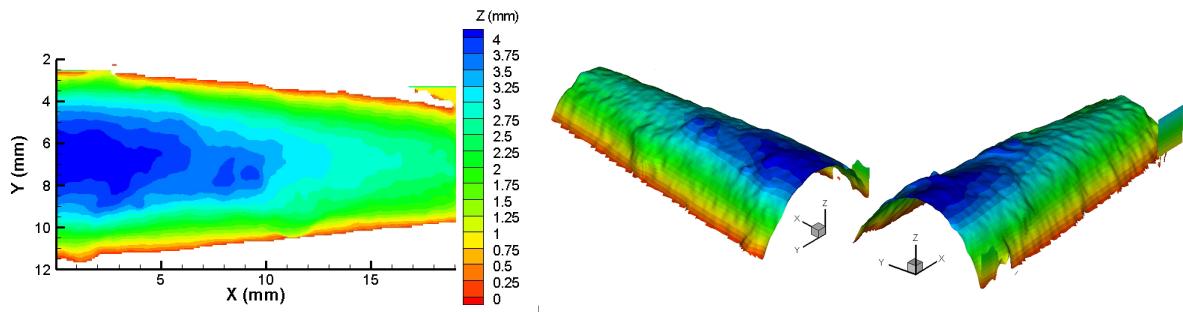


Figura 25: Forma de la arteria en 2D y en 3D

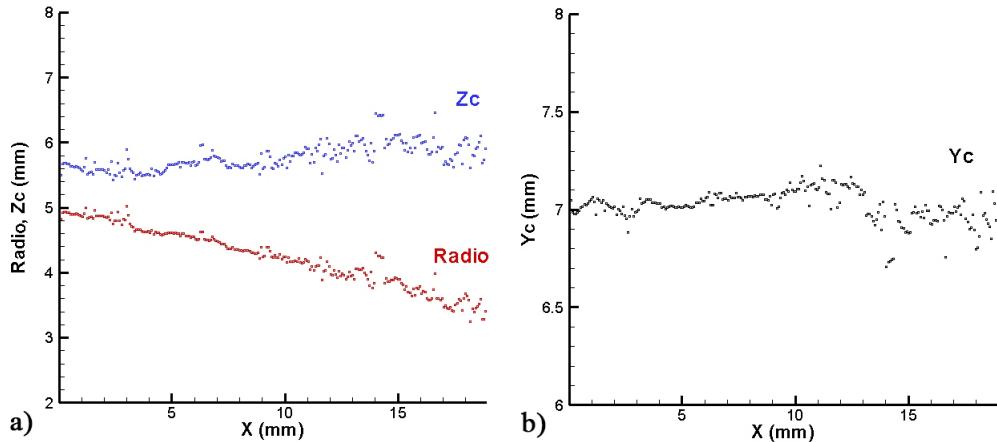


Figura 26: a) Radio de la arteria y posición z del centro, b) Posición y del centro

Se observa cómo el radio calculado va disminuyendo en la dirección x, aunque se ven muchos saltos en los valores ya que el filtrado de la imagen no presenta buenos resultados debido a la rugosidad de la pared de la aorta. Un filtrado mayor eliminaría información de la fase en algunos puntos. Se observa que la fluctuación en la posición del centro es bastante pequeña.

4.2. Deformación de la arteria

En la zona de la aorta con radio variable, se ha medido simultáneamente la deformación. Para ello se ha conectado al circuito con líquido ya detallado previamente mediante diversos tubos de plástico y arandelas metálicas para evitar la fuga del líquido (Fig. 27).



Figura 27: Sujeción de la arteria al montaje para la medida de la deformación

En primer lugar, se ha medido la deformación causada por una diferencia de altura de 5 mm en el depósito de glicerina y agua. El análisis muestra una pérdida de correlación en la imagen debido a la gran deformación que sufre la arteria. Se repite el proceso registrando hologramas a intervalos de 1 mm. En este caso el número de franjas que aparecen es muy alta (Fig. 28a) y no se pueden resolver las franjas en toda las zonas de la imagen. Dado que no se dispone de un sistema que nos permita medir desplazamientos inferiores a 1 mm ($\Delta P = 0,085 \text{ mmHg}$) con precisión, se han registrado hasta 5 hologramas con un cambio total de 1 mm. No se conoce la posición exacta de cada una pero sumando su desplazamiento obtenemos la deformación para cada variación de 1 mm, que sí que podemos resolver (Fig. 28b,c).

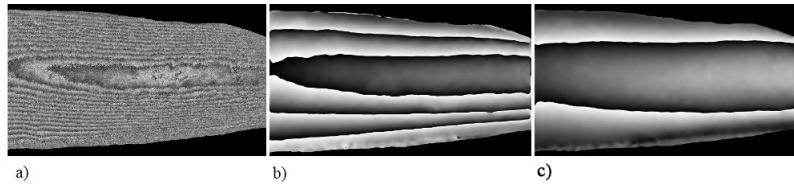


Figura 28: Comparación entre los mapas de diferencias de fase sufrida por una variación de a) 1 mm en el depósito ($\Delta P = 0,085 \text{ mmHg}$), b) y c) una fracción de milímetro

Para una diferencia de presión menor, en la arteria se ven hasta 15 franjas, que equivalen a un desplazamiento de $0,315 \mu\text{m}$ por franja, mientras que en el tubo, donde la presión es mayor, se ven de 2 a 3 saltos de fase, lo que corresponde a una deformación mucho menor.

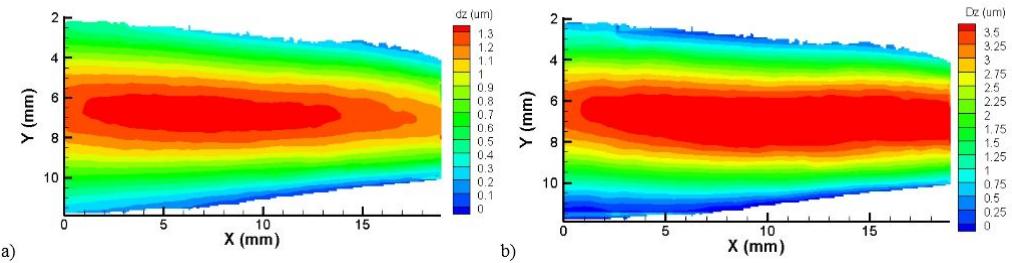


Figura 29: Deformación sufrida por un cambio de altura del depósito de a) $\sim 0,2 \text{ mm}$ y b) 1 mm ($\Delta P = 0,085 \text{ mmHg}$)

En la figura 29a) se observa la deformación máxima en la arteria de $1,726 \mu\text{m}$, correspondiente a un intervalo de aproximadamente $0,2 \text{ mm}$ ($\Delta P \sim 0,017 \text{ mmHg}$). Para un cambio de altura de 1 mm la arteria se ha deformado finalmente una cantidad de $4,340 \mu\text{m}$ (Fig. 29b).

Conocido el radio en cada x (Fig. 26a), se calcula la deformación radial (Fig. 30). Se observan discontinuidades, más apreciables en los bordes, debido a la fluctuación en los valores del radio calculado.

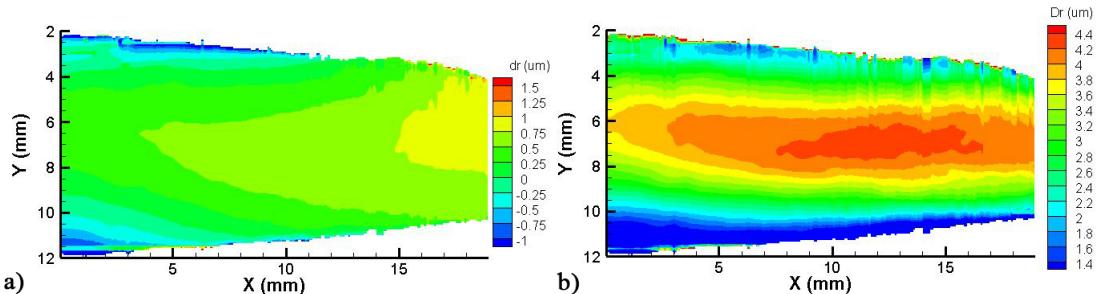


Figura 30: Deformación radial de la aorta en a) un paso y b) $\Delta P = 0,085 \text{ mmHg}$

La máxima deformación radial obtenida para los intervalos de altura no determinados con precisión es de $1,048 \mu\text{m}$ (Fig. 30a). En este caso, la deformación radial es bastante uniforme en el centro, siendo ligeramente mayor en la zona de menor radio. La máxima deformación para una diferencia de altura de 1 mm ($\Delta P = 0,085 \text{ mmHg}$) es de $4,326 \mu\text{m}$ situándose en el centro de la aorta (Fig. 30b). Para esta diferencia de presión se observan muchos errores en los extremos del tejido y una no uniformidad, habiendo una diferencia de $2,296 \mu\text{m}$ entre la deformación el centro y los extremos.

En la figura 26 se observan muchos errores tanto del radio como de la posición del centro, por lo tanto, estos errores producen los errores en la deformación radial. La escasa iluminación de algunas zonas de la arteria, así como pequeñas rugosidades, introducen errores al calcular la forma. Ello unido a las fluctuaciones en el radio y en la posición del centro disminuye la precisión en las medidas.

Se ha determinado la evolución de la deformación en tres puntos distintos, $x = 2 \text{ mm}, 8 \text{ mm}$ y 16 mm en la zona central ($y = 7 \text{ mm}$) que corresponden a radios de $4,84 \text{ mm}$, $4,36 \text{ mm}$ y $3,68 \text{ mm}$ respectivamente.

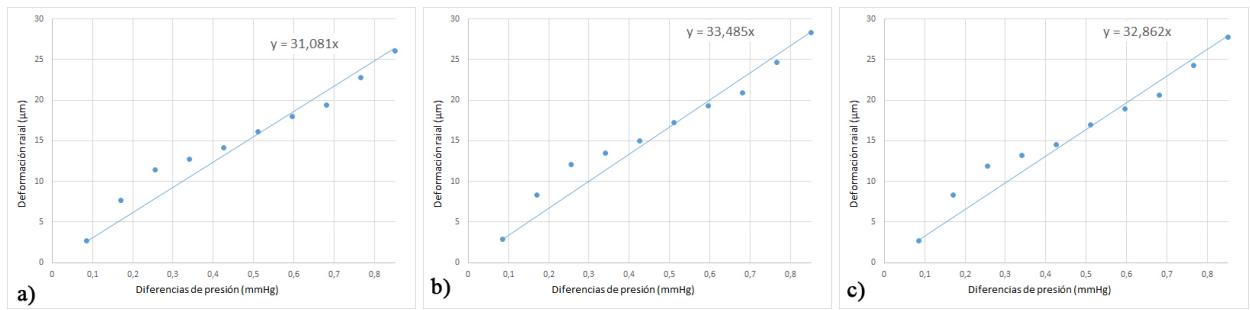


Figura 31: Evolución de la deformación radial en tres puntos a intervalos de altura de 1 mm en a) $x = 2\text{ mm}$, b) $x = 8\text{ mm}$, y c) $x = 16\text{ mm}$

En la figura 31 se muestran la deformación en función de la diferencia de presión interna al cambiar la altura del depósito cada 1 mm hasta 10 mm ($\Delta P = 0,085\text{ mmHg}$). La evolución muestra una tendencia creciente, observándose las mismas fluctuaciones que en el tubo debido a los mismos errores de medida. Las pendientes de estas rectas son de $31,081 \pm 1,056\text{ }\mu\text{m/mmHg}$, $33,485 \pm 1,083\text{ }\mu\text{m/mmHg}$ y $32,862 \pm 1,068\text{ }\mu\text{m/mmHg}$ respectivamente (Fig. 31). De ahí se deduce que la deformación en la zona de radio mayor es ligeramente menor que en los otros dos puntos, al contrario de lo que cabría esperar. Esto puede ser debido a que la parte ancha está más cerca de la sujeción y por lo tanto, la deformación será menor. Aunque hay que notar que los tres puntos siguen la misma forma de deformación la cual se puede decir que es aproximadamente lineal.

La relación calculada entre deformación y diferencia de presión interna es, promediando los valores de los tres puntos seleccionados, $32,476 \pm 1,245\text{ }\mu\text{m/mmHg}$. Por lo tanto, se ve que la arteria es unas 30 veces más elástica que el tubo de goma.

La figura 32 presenta el radio en función de x y en las figura 33 y 34 las deformaciones sufridas en diferentes registros. En la figura 33 se representan las deformaciones individuales para los dos primeros pasos de alzamiento del depósito. La figura 34 representa las deformaciones individuales para dos pasos intermedios. Se observa que la deformación es más pequeña en el lado izquierdo donde el radio es mayor, lo cual muestra los efectos de borde que crea la sujeción. También se tiene que al comenzar a aumentar la presión interna, la deformación en la zona de menor radio también es menor (Fig. 33). Sin embargo, conforme se va aumentando la presión interna, la deformación en la zona más estrecha va aumentando hasta alcanzar un valor constante con la zona que le precede (Fig. 34).

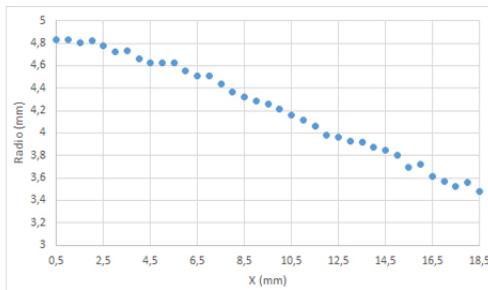


Figura 32: Radio de la arteria

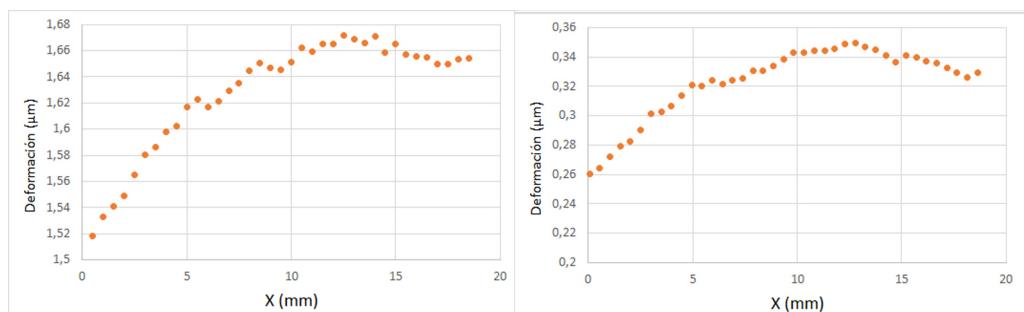


Figura 33: Deformaciones individuales en función de x primeros pasos.

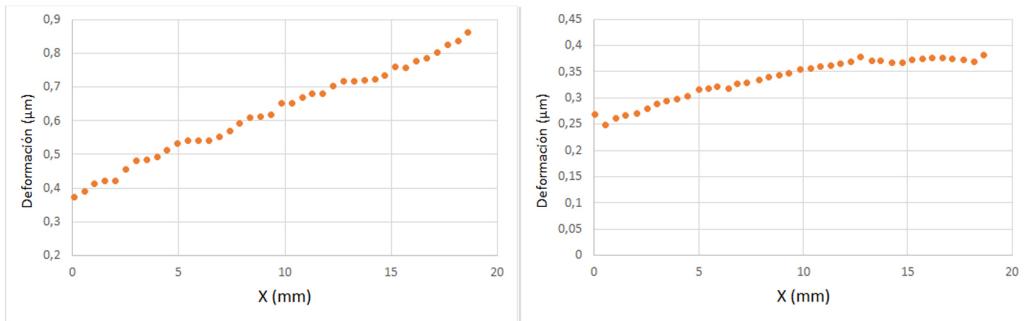


Figura 34: Deformaciones individuales en función de x últimos pasos.

5. Conclusiones

En este trabajo se ha descrito una técnica para medir simultáneamente la forma y las pequeñas deformaciones de varios modelos de vaso sanguíneo y en una aorta de oveja. Para ello se ha utilizado el registro holográfico fuera de eje de dos longitudes de onda simultáneamente multiplexando información. Combinando la información de cada longitud de onda se determina la forma con la resolución marcada por la longitud de onda efectiva. Combinando la información obtenida en distintos instantes de tiempo, se determina la deformación que ha experimentado el objeto en ese intervalo de tiempo, con la resolución marcada por la longitud de onda. Así, si se quiere más resolución en la forma habría que elegir dos longitudes de onda que estén más separadas en el espectro electromagnético. Y si se quieren estudiar deformaciones más pequeñas, solo se necesita utilizar λ más cortos.

En este trabajo, se ha obtenido la forma de un tubo de goma de radio externo 4 mm, y la forma y deformación de un tubo de 6 mm de radio externo. Los resultados obtenidos son radios de $4,06 \pm 0,02 \text{ mm}$ y $5,892 \pm 0,003 \text{ mm}$, cometiendo un error del 5,4% y 3,80% respectivamente. En los resultados de la medida de la deformación, cambios de presión de 0,452 mmHg (corresponden con subir 5 mm el depósito) han causado deformaciones de $0,275 \mu\text{m}$. Se ha llegado a una diferencia de altura de 8 cm que ha causado una deformación radial de $6,432 \mu\text{m}$. De este modo se ha podido ajustar el montaje para las posteriores medidas de tejidos biológicos.

La técnica se ha aplicado también para la medida de la forma total de la aorta, obteniéndose resultados acordes con la rugosidades observadas en las fotografías tomadas con luz blanca de la misma. También, se ha medido la forma y la deformación de un trozo de aorta de radio no constante.

Se han obtenido también los radios y la posición del centro de cada uno de los lados. Con ello, se ha procedido a la medida de la deformación de la sección que presenta una variación en el radio desde 5 a 3,5 mm. Una diferencia de presión de 0,085 mmHg (una diferencia de altura de 1 mm en el depósito) produce una deformación radial de $4,340 \mu\text{m}$. Junto con estas medidas se ha analizado la posible relación entre el radio, la deformación radial y los efectos de borde.

Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS). Enfermedades cardiovasculares. Disponible en <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/> (06 - 2017)
- [2] D. Gabor, *A new microscope principle*, Nature, vol. 161, p. 777, 1948.
- [3] A.R. Ganesan, *Holographic and Laser Speckle Methods in Non-Destructive Testing*, Indian Institute of Technology Madras, Chennai 6000036, India (2009).
- [4] P. K. Rastogi (Ed), *Digital Speckle-Pattern Interferometry and related techniques*, Chichester, U.K Wiley (2001).
- [5] C. Sáenz de Pipaón, *Análisis de Defectos y Deformaciones mediante Interferometría de Moteado*, TAD, Universidad de Zaragoza (2005).
- [6] L. A. Arévalo, *Desarrollo de Técnicas Ópticas Avanzadas para el Análisis de Sistemas Biomédicos*, Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza (2015).
- [7] J. A. Lorda, *Aplicación de la interferometría de moteado digital al estudio de sólidos*, Trabajo de Fin de Máster, Universidad de Zaragoza (2013)