

## INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA COMO METODO PARA MEDIR VIBRACIONES EN LA SUPERFICIE PULMONAR

*(1) German Nuñez, Ph.D.*  
*(2) Charles F. Stanley, Ph.D.*

### INTRODUCCION

La enfermedad producida por la inhalación de polvo de carbón, específicamente encontrada en los mineros de este mineral, es conocida como pneumoconiosis de los trabajadores del carbón (Coal Workers Pneumoconiosis CWP). En su estado avanzado CWP puede producir fibrosis masiva, la cual puede ser severamente incapacitante. Es muy difícil detectar enfermedades tales como la CWP en sus etapas iniciales, ya que sus efectos primarios están confinados a los tejidos periféricos de los pulmones, y la resistencia de estas vías aéreas sólo contribuye en un pequeño porcentaje a la resistencia total de las vías respiratorias. En consecuencia, es necesario que cambios significativos en la resistencia periférica ocurran antes de que la CWP pueda ser detectada a través del uso de técnicas convencionales.

Uno de los métodos propuestos para detectar la CWP en su etapa temprana utiliza la medición de la impedancia acústica de los pulmones en conjunción con la cuantificación de las vibraciones en la superficie pulmonar. Este técnica evalúa la función de las vías respiratorias periféricas, determinando la impedancia acústica de dichas vías. El aparato experimental utiliza un tubo de impedancia al cual se fija una fuente de sonido en uno de sus extremos, mientras que al otro extremo se acopla un pulmón a través de su tráquea. En el tubo de impedancia,

---

(1) Profesor - Departamento de Ingeniería Industrial  
Florida International University  
Miami, Florida 33199

(2) Profesor - Ingeniería Mecánica y Aeroespacial  
West Virginia University  
Morgantown, West Virginia 26506

en su parte distal cercana al pulmón, se colocan dos micrófonos, uno al lado del otro, lo cual permite la separación matemática de la onda emitida por la fuente de sonido reflejada de los pulmones. La impedancia de las vías respiratorias es entonces calculada. Para confirmar los resultados de la técnica de impedancia acústica, Interferometría Holográfica es aplicada a la superficie externa de los pulmones con el fin de detectar el movimiento inducido por la excitación acústica. El presente trabajo se refiere al desarrollo y prueba de la técnica de Interferometría Holográfica (I.H). en la medición de los movimientos de la superficie pulmonar.

## **REVISION DE LITERATURA**

Sharp, et al. (1977) y Pedersen, et al. (1978), utilizaron magnetómetros y técnicas de micro ondas para estimar las condiciones respiratorias a través de la interpretación de los patrones de movimientos de la superficie torácica. Lehr, et al. (1985) aplicaron técnicas fotográficas para estimar IN-VITRO el movimiento de la superficie de los pulmones de los perros.

Generalmente estas técnicas son menos sensitivas que la Interferometría Holográfica.

La técnica de holografía fue inventada por Gabor (1948). Powell y Stetson (1965) combinaron el principio de Interferometría y Holográfica en el análisis de vibración de cuerpos rígidos. Tonndorf y Khanna (1971), aplicaron la misma técnica para medir las vibraciones de la membrana timpánica en gatos y en los oídos de cadáveres humanos. Los movimientos de la superficie del tórax debido a la acción del latido cardíaco han sido detectados por Hok et al. (1978) utilizando interferometría holográfica. Wagenheim y Holzman (1984) estudiaron los efectos de la vibración total del cuerpo utilizando holografía pulsada. Manley, et al. (1987), utilizaron interferometría holográfica para estudios biomecánicos IN-VITRO especialmente en lo que se refiere al fémur humano. Recientemente, Pathak, et al. (1988), y Stanley et al. (1988), han realizado estudios IN-VITRO de los movimientos de la superficie pulmonar mediante la técnica de interferometría holográfica.

## **PRINCIPIOS DE INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA**

La interferometria holográfica es una técnica no destructiva, no invasiva, la cual puede ser utilizada para medir deformaciones en la superficie de un objeto con una resolución en el orden de la longitud de

onda del Laser utilizado. En este método, un rayo laser es dividido; un rayo es reflejado del objeto, y el otro es utilizado como rayo de referencia (Fig. 1). Ambos rayos se combinan para producir un holograma del objeto en una placa fotográfica.

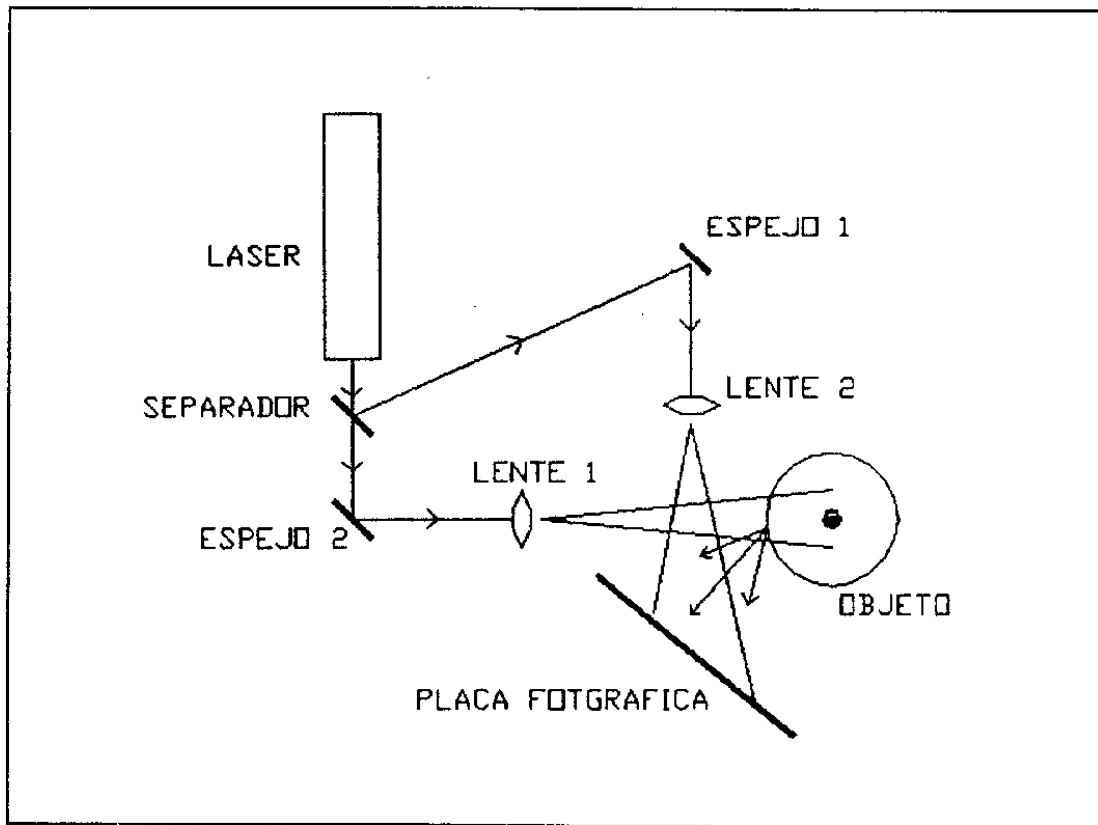


Figura 1. Diagrama esquemático del sistema de interferometría holográfica (Fuente: Garza y Sharp, 1986).

Cuando los objetos se hacen vibrar, éstos asumen patrones de vibración los cuales se conocen como patrones nodales (nodal patterns). La forma de estos patrones depende de la forma del objeto, las condiciones periféricas del objeto, y la frecuencia de excitación. Si se realiza el holograma de una superficie que está vibrando y se utiliza un tiempo de exposición el cual es largo en comparación al período de vibración, el proceso se denomina Interferometría Holográfica en Tiempo Promedio (IHTP). En este caso un tiempo de exposición largo (400 m seg) es recomendable ya que el objeto que vibra asume diferentes posiciones durante el tiempo de exposición. La contribución de las diferentes posiciones del objeto al tiempo total de exposición, están determinadas por la velocidad, la cual el objeto asume o pasa a través de estas posiciones. En las posiciones extremas la velocidad es baja y la contribución de estos estados a la exposición son máximas. Los puntos en el objeto para los cuales la diferencia es igual a un número

exacto de medias ondas, aparecen representados por franjas brillantes. Estas franjas (fringes) son indicativas de movimiento al cual el objeto está sujeto durante el tiempo de exposición.

Además de la obvia visualización de las franjas en la superficie del objeto, la amplitud del movimiento puede también ser determinada. Si el objeto (pulmón) es excitado con una onda senoidal, las franjas oscuras ocurren en los valores cero de un campo de franjas definido como  $J_0^2$ . Los nodos aparecen como áreas brillantes (claras), lo que representa básicamente el máximo de una función Bessel. Cada una de las franjas oscuras representa un desplazamiento desde la función Bessel de orden cero  $J_0(Z)$  a  $Z=0$  (Garza y Sharp, 1986).

Para determinar la amplitud del movimiento, se cuentan las franjas a partir del orden cero (franja brillante) y se resuelve la ecuación:

$$Z = \varepsilon_n \lambda / 4 \pi \quad [1]$$

Donde:

$Z$  es la amplitud (pico-a-pico) de la vibración

$\varepsilon_n$  es la función Bessel de orden cero asociada con un número de franjas

$\lambda$  es la longitud de onda del Laser utilizado

Para que el rayo de referencia y el rayo incidente en el objeto se mantengan sincronizados, éstos deben haber recorrido aproximadamente la misma distancia hasta incidir en la placa fotográfica, sin haber sufrido perturbaciones en el camino, tales como exceso de movimiento de aire.

El holograma obtenido puede interpretarse como un mapa topográfico de la deformación del cuerpo sujeto a vibraciones y tensiones de tipo mecánicas, térmicas o ambientales (Garza y Sharp, 1986).

## **METODO EXPERIMENTAL**

El objeto de este trabajo de investigación es el desarrollar técnicas experimentales para aplicar y analizar interferometría holográfica en la superficie de pulmones extraídos de ratas, los cuales son excitados acústicamente vía traqueal.

Los pulmones intactos, junto con el corazón, fueron extraídos de ratas masculinas (Long Evans), las cuales tenían un peso entre 300 y 500 gr. Todos los animales fueron anestesiados mediante inyección simple de pentobarbital sódico (0,6 ml/100 gr peso corporal). Una

hipodérmica de acero inoxidable (20 G) fue colocada y sujeta a la tráquea. Los pulmones fueron de-gaseados dos veces, sometiéndoles a un vacío equivalente a 28 pulgadas de mercurio. Los pulmones fueron fijados a un tubo de propagación de sonido (de tubo de impedancia acústica), el cual estaba conectado a un "Tweeter" de medio rango de 3 pulgadas de diámetro, marca Realistic, modelo 40-1289, y el cual tiene una capacidad máxima de 30 Vatios. Para pre-condicionar los pulmones y establecer los volúmenes operantes, curvas de presión - volumen fueron obtenidas previamente usando un pequeño plestimógrafo animal y un transductor de presión marca Setra, modelo 238.

Este ensamblaje fue ubicado dentro del campo holográfico y excitado con ondas senoidales de 1000 y 3000 Hz con una amplitud de punta a punta de 1 Voltio. Estas frecuencias fueron escogidas para poder correlacionarlas con estudios previos (Pathak et al, 1988 y Stanley et al., 1988). Las señales fueron producidas por un generador sinusoidal marca Tectronic, modelo FG 501, y monitoriados en un osciloscopio Tectronic modelo número 5103N.

En la unidad holográfica, un rayo de luz monocromática altamente coherente obtenida de un Laser de Argón (Lexel, modelo 95) de 0,5 Vatios (max.) fue dividido en dos a través de un separador de rayos. Uno de los rayos fue dirigido a un espejo y expandido mediante un filtro espacial de manera de iluminar el pulmón uniformemente, mientras el otro rayo, llamado el rayo de referencia, fue dirigido y expandido para cubrir una placa fotográfica de alta resolución marca Afga-Gevaert 10 E56-MAH (Fig. 2).

Estas placas fueron escogidas debido a su alta sensibilidad en la zona de 514,5 nm de la cual corresponde a la región operativa del Laser de Argón. La superposición del objeto y el rayo de referencia dio como resultado un patrón de interferencia que fue recogido por la placa fotográfica. Toda la unidad holográfica fue ubicada en una mesa Ealing de 3x6 pies y aislada del resto del ambiente a través de 6 flotadores debidamente inflados. La placa fue revelada usando un proceso fotográfico normal. Esta placa fue posteriormente expuesta al rayo de referencia de manera de poder reconstruir el objeto. La imagen producida contenía franjas, las cuales se relacionan a las deformaciones de la superficie de un pulmón inducidas por la vibración mientras el holograma estaba siendo producido.

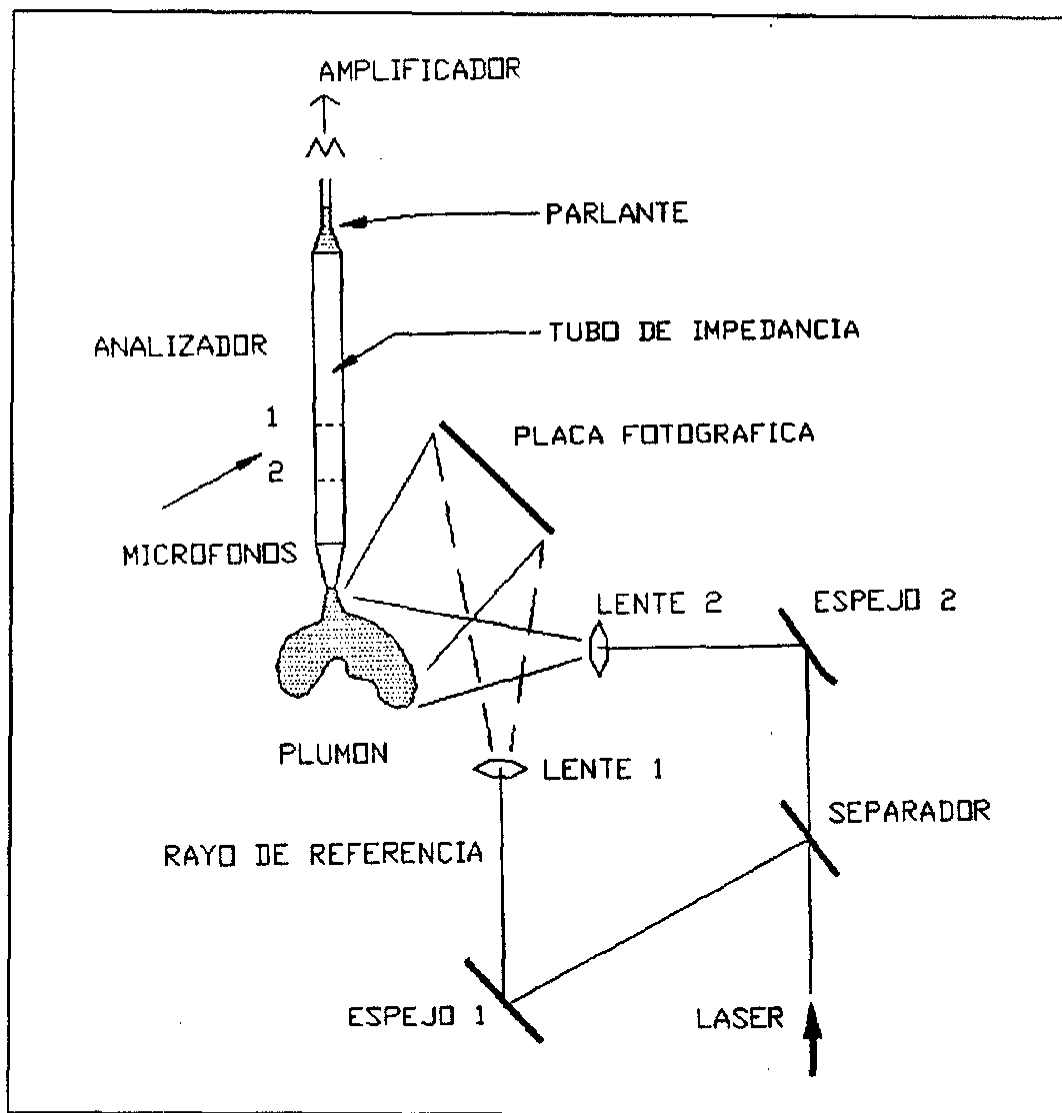


Figura 2. Diagrama esquemático del sistema experimental

## RESULTADOS

Las placas holográficas presentaron patrones de vibración correspondientes a la superficie pulmonar excitada a 1000 y 3000 Hz. La comparación cualitativa de las dos imágenes obtenidas a estas dos frecuencias (figuras 3 y 4) muestra que la parte superior de los lóbulos izquierdo y derecho responden mayormente a las frecuencias de 3000 Hz, mientras que los lóbulos inferiores responden mayormente a las frecuencias de 1000 Hz. Esto es evidente por la formación de franjas menos espaciadas en los lóbulos inferiores, y es consistente con los observados en objetos de mayor masa, los cuales tienen una frecuencia natural más baja.

Como fuera descrito por Pryputniewicz (1984), las franjas observadas en un objeto que vibra, pueden ser relacionados a una función Bessel de orden cero del primer tipo. Una franja oscura se forma en todos aquellos puntos donde la función Bessel es cero, mientras una franja brillante se forma en los puntos en los cuales la función es máxima. La franja de orden cero es la más brillante, representando un desplazamiento igual a cero (no desplazamiento), y es vital para la identificación de las franjas.

El argumento de la función Bessel en las áreas cero de la función, corresponde a un cambio total en la fase del rayo incidente en el objeto, debido al movimiento del mismo. De acuerdo a los principios de interferometría, los patrones de franja están formados ya que la dirección del rayo incidente en el objeto cambia debido al desplazamiento del objeto fuera del plano original.

Relacionando estos cambios al argumento de la función Bessel, se obtiene:

$$A = \frac{\phi \lambda / 2 \pi}{\text{Cos } \alpha + \text{Cos } \beta} \quad [2]$$

Donde:

- A Es la amplitud de vibración
- $\phi$  Es el argumento de la función Bessel
- $\lambda$  Es la longitud de onda del LASER
- $\alpha$  Es el ángulo formado por el rayo incidente en el objeto y la normal entre el objeto y la placa holográfica
- $\beta$  Es el ángulo formado por la normal entre el objeto y la placa holográfica y el rayo reflejado del objeto.

En las figuras 3 y 4 los puntos donde no existe desplazamiento fueron estimados, y la ecuación [2] aplicada para determinar la amplitud de la vibración en los puntos de la superficie pulmonar. De la figura 3 se pudo deducir la máxima amplitud de vibración debido a una excitación de frecuencia de 1000 Hz, se encuentra en el orden de  $1.4 \times 10^{-4}$  cm. Esto ocurre en la porción inferior del lóbulo mayor de los pulmones.

Similarmente, en la figura 4 el lóbulo superior de los pulmones muestra una vibración máxima de  $2,2 \times 10^{-4}$  cm debido a la excitación de 3000 Hz.



Figura 3. Franjas de interferencia a 1000 Hz



Figura 4. Franjas de interferencia a 3000 Hz



## CONCLUSIONES

Las aplicaciones biomecánicas de esta técnica están en sus etapas de desarrollo, de manera que solamente podemos presentar en este momento resultados ilustrativos. Nuestros estudios han demostrado que la Interferometría Holográfica de Tiempo Promedio (IHTP) puede proveer datos cualitativos y cuantitativos correspondientes a los movimientos de la superficie pulmonar, in-vitro, causados por la excitación acústica.

Aunque los patrones de interferencia recogidos son únicos para un objeto dado, la interpretación de dicho desplazamiento es muy difícil. La estabilidad de la unidad holográfica y el objeto tienen que ser rigurosamente controladas, ya que cualquier vibración en el ambiente inmediato (aire acondicionado, compresores, abrir y/o cerrar de puertas, etc.), por más pequeñas que éstas sean, pueden ser captadas por los objetos (ejemplo, pulmones) y en consecuencia alterar los resultados holográficos. En un futuro nuestro grupo propone utilizar un Laser de pulso para "congelar" los movimientos de los objetos en períodos de nano - segundos. Es posible utilizar las técnicas de holografía e impedancia acústica no solamente en estudios IN-VITRO de pulmones sanos, sino también a pulmones los cuales han sido expuestos a sustancias tóxicas en cámaras de inhalación para luego determinar los cambios que estas sustancias producen en las vías respiratorias, aún y cuando dichos cambios se manifiesten de forma asintomática.