

# Interferómetro de difracción por punto Modificado para la inspección y medida de componentes ópticos oftálmicos

VERVOR

E. Acosta\*, S. Chamadoira\*\* R. Blendowske\*\*\*

\* Doctora en Ciencias Físicas

\*\* Licenciada en Ciencias Físicas

Área de Óptica Departamento Física Aplicada

Facultad de Física, Universidad de Santiago de Compostela

\*\*\*Doctor en Ciencias Físicas

Fachhochschule Darmstadt, FB Mathematik und Naturwissenschaften, Darmstadt, Germany

Hemos demostrado que el interferómetro de camino común más sencillo conceptualmente, el interferómetro de difracción por punto (IDP), puede ser implementado con éxito como instrumento de inspección y medida de una gran variedad de componentes ópticos oftálmicos, tales como lentes oftálmicas, lentes de contacto rígidas y blandas en su amplio rango (esféricas, asféricas, tóricas, bifocales, multifocales, personalizadas...), lentes progresivas, lentes intraoculares, etc. Puede proporcionar no sólo las características ópticas básicas de las lentes (por ejemplo, esfera, cilindro, eje y centro) sino también las aberraciones de órdenes superiores. Las franjas de interferencia que produce son de fácil interpretación lo que lo convierte en un instrumento de inspección idóneo con capacidad de detectar incluso pequeños defectos.

*We have shown that the simplest common path interferometer, the point diffraction interferometer (PDI), can be implemented as an inspection and analysis tool for ophthalmic components such as ophthalmic lenses, full range of hard and soft contact lenses (spheric, aspheric, toric, bifocal, multifocal, customized...), progressive lenses, intraocular lenses, etc. It may provide not only the basic optical characteristics (as for instance, sphere, cylinder, axis and optical center) but also higher order aberrations. The interference fringes are easy to interpret and this results in a very attractive tool for optical inspection, being also able to resolve small defects.*

## Palabras clave

Interferometría. Óptica oftálmica.

Instrumentación optométrica. Inspección óptica.

## Introducción

El avance en las técnicas de fabricación de los componentes oftálmicos ha permitido producir componentes ópticos cada vez más sofisticados, tanto intra como extraoculares, que corrigen desfocalización y astigmatismos en toda su complejidad patológica a través de lentes y lentillas esféricas, tóricas, asféricas, bifocales y multifocales. Además, el desarrollo reciente de métodos eficientes y precisos de medida del conjunto de aberraciones oculares de alto orden, por ejemplo con sensores de Shack-

Correspondencia

E. Acosta  
Área de Óptica Departamento Física Aplicada  
Facultad de Física  
Universidad de Santiago de Compostela  
15782 Compostela, Galicia  
Tel.: 981 563 100 x13511  
fagoeva@usc.es, sarachamadoir@yahoo.es  
blendowske@fh-darmstadt.de

Hartmann<sup>1</sup> o mediante Trazados de Rayos Láser<sup>2</sup> ha dado lugar al desarrollo de nuevos componentes oftálmicos<sup>3-5</sup> que permiten compensar aberraciones de órdenes superiores, pudiéndose prever para un futuro próximo una tendencia a la fabricación de lentes correctoras personalizadas.

Junto con la evolución de la fabricación de nuevos componentes ópticos oftálmicos se han ido desarrollado nuevas técnicas de medida ya que los frontofocómetros convencionales<sup>6</sup> presentan muy poca o ninguna capacidad para determinar las características ópticas de todos los nuevos elementos correctores de defectos de visión. Por tanto, son necesarios dispositivos que proporcionen un mapa de las características ópticas de los componentes oftálmicos proporcionando resultados de precisión y reproducibilidad.

Por otra parte, la metrología óptica es la caracterización de sistemas, superficies y materiales mediante el uso de métodos ópticos de medida. Entre ellos, la interferometría destaca por su eficiencia para medir la calidad de elementos ópticos tales como lentes, espejos o sistemas combinados de lentes y/o espejos. Para la medida de aberraciones ópticas, se pueden emplear distintos tipos de interferómetros basados en técnicas de desplazamiento lateral o basados en el diseño de Michelson o Mach-Zehnder<sup>7</sup> pero debido a la necesidad de crear una onda de referencia mediante división del haz, su implementación en un aparato para la caracterización de componentes oftálmicos, compacto, robusto y de uso comercial, se hace prácticamente imposible.

Los interferómetros de camino común son los candidatos óptimos para resolver el problema anterior. Entre ellos, el interferómetro de difracción por punto<sup>8</sup>, IDP, permite generar ondas de referencia esféricas ideales mediante la difracción producida por agujeros extremadamente pequeños (puntos) grabados en láminas semitransparentes (entendiéndose por puntos aquellos agujeros con diámetros menores que el radio de la figura de Airy del haz que incide sobre ellos). De esta forma se evita el paso de la luz a través de ópticas de división de haz (espejos, divisores de haz, etc.) que además conllevarían aberraciones. Otra ventaja que presenta el IDP, además de la sencillez de su principio de funcionamiento, es la interpretación del interferograma, trivial en muchos casos, haciéndolo atractivo, además, como dispositivo de inspección.

Por último, cabe destacar que los componentes oftálmicos son componentes ópticos que están integrados dentro de un

proceso fisiológico de formación de imagen, y, por ello, los requisitos de caracterización difieren en gran medida de otros componentes ópticos tanto sencillos (superficies planas, lentes, espejos, etc.) como más complejos (objetivos fotográficos o de microscopios, etc.) y conviene, por tanto, resaltar que la precisión necesaria para caracterizar componentes oftálmicos es menor que la necesaria para caracterizar componentes ópticos en general.

En lo que sigue demostraremos como con una pequeña modificación en el IDP podremos construir un interferómetro de gran rango dinámico, robusto y compacto que permite caracterizar una gran variedad de componentes oftálmicos.

## Principio de funcionamiento del IDP

En la figura 1A se muestra un esquema básico de un IDP para medir objetos de fase en general. En el foco de una lente convergente (L) se centra un pequeño agujero transparente realizado sobre una lámina semitransparente (situada en el plano focal de la lente). Si iluminamos con un frente de onda plano un objeto transparente (OT), de éste emergerá una onda con aberraciones que convergerá en las proximidades del foco de la lente L, produciéndose una distribución de intensidad

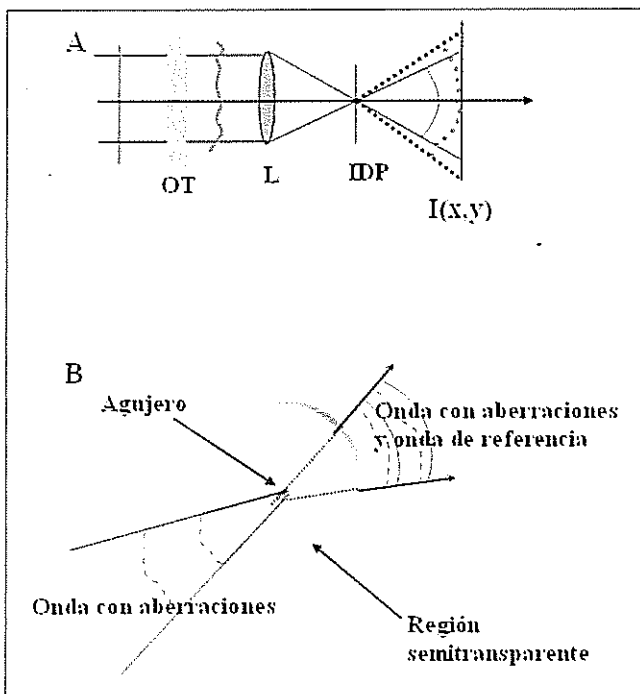


Fig. 1. A) Esquema básico para la visualización de la fase producida por un objeto transparente (OT). B) Principios del IDP.

en el plano focal que se desviará tanto más de la figura de Airy cuanto más aberración genere OT. Por difracción, el pequeño agujero generará una onda esférica de referencia que interferirá con la onda transmitida por la lámina semitransparente (fig. 1B). En un plano  $I(x,y)$  de observación se observarán franjas que representan la interferencia entre un frente de onda esférico centrado en el agujero de la lámina y la onda con aberraciones transmitida por la lámina. En caso de que el plano de observación esté conjugado con el del objeto transparente, el interferograma estará directamente relacionados con las aberraciones que induce OT sobre el frente de onda plano que lo ilumina (entendiéndose por aberraciones tanto el prisma (aberraciones de orden 1), la desfocalización y el astigmatismo que pueda producir OT (aberraciones de orden 2) como aberraciones de órdenes superiores: aberración esférica, coma,...).

Para obtener buenos interferogramas es necesario que el diámetro del agujero sea mucho menor que el radio de Airy de la lente convergente L, de aquí la denominación de puntos, y que la transmitancia de la lámina semitransparente atenúe la onda que se transmite lo suficiente para conseguir contrastes elevados<sup>9</sup>.

Las modificaciones que se han ido introduciendo en los IDP para su implementación en distintas aplicaciones han sido siempre ideadas para medir pequeñas cantidades de aberraciones (se han diseñado IDP's con precisiones del orden de  $\lambda/200$ - $\lambda/300$ <sup>10</sup>) y, por tanto, si es difícil concebir la fase producida por una lente de 4D iluminada por un haz colimado como una pequeña cantidad de desfocalización, es tan difícil o más imaginar que se pueda medir con un IDP de precisión. Y de hecho es imposible.

## Interferómetro de difracción por punto modificado

Partiendo de la idea de medir "grandes cantidades de aberraciones", hemos introducido una ligera modificación en el IDP clásico. De esta forma hemos logrado implementar un interferómetro de precisión media basado en el principio de funcionamiento del IDP. Lo hemos denominado interferómetro de difracción por orificio (IDO) ya que se diferencia del IDP en que la onda esférica de referencia se genera mediante un agujero cuyo diámetro es mayor que el radio de la figura de Airy del haz que

incide sobre él. De esta forma no se produce una onda esférica ideal, sino una onda cuasi-esférica que, aunque obviamente resta precisión a las medidas, veremos que ésta es suficiente para medir con precisión distintos tipos de componentes oftálmicos<sup>11,12</sup>. Además, el defecto más criticado de los IDP's, la dificultad de alineamiento, desaparece con la modificación. En otras palabras, aunque la utilización de orificios en vez de puntos reduce la precisión del dispositivo al disminuir el contraste de las franjas periféricas<sup>12</sup>, esta pérdida de precisión se ve compensada por:

- a) Un incremento del rango dinámico del interferómetro, es decir, permite obtener interferogramas con buen contraste de grandes cantidades de aberraciones y
- b) Un alineamiento fácil, que hace del IDO un dispositivo de medida robusto.

La precisión del interferómetro viene definida no sólo por el tamaño del orificio sino también por la transmitancia de la región semitransparente, que debe ser escogida adecuadamente en función del diámetro del orificio utilizado y del número de longitudes de onda de aberración que se desean detectar.

## Dispositivo experimental y resultados

La figura 2 muestra el montaje experimental más simple que hemos diseñado para la medida e inspección de distintos componentes oftálmicos. Empleamos como fuente de luz un diodo láser de baja potencia ( $\lambda=635\text{nm}$ ). Mediante un objetivo de microscopio comercial de 40 aumentos se produce la onda esférica para iluminar el sistema y se colima a continuación con una lente convergente (lente 1). El soporte para los componentes es una plataforma plana con un agujero de una pulgada de diámetro. Las lentes oftálmicas se colocan directamente sobre el agujero, lo que permite su centrado. Las lentes de contacto blandas se colocan dentro de una cubeta de vidrio óptico que contiene solución salina. Las lentes de contacto rígidas se colocan en un portaobjetos de microscopio que se posa sobre el soporte. A continuación se sitúa una lente convergente (lente 2) en cuyo plano focal se coloca la lámina semitransparente con el orificio centrado en el foco de la lente. Finalmente hemos tomado imágenes de los patrones de interferencia con una cámara CCD

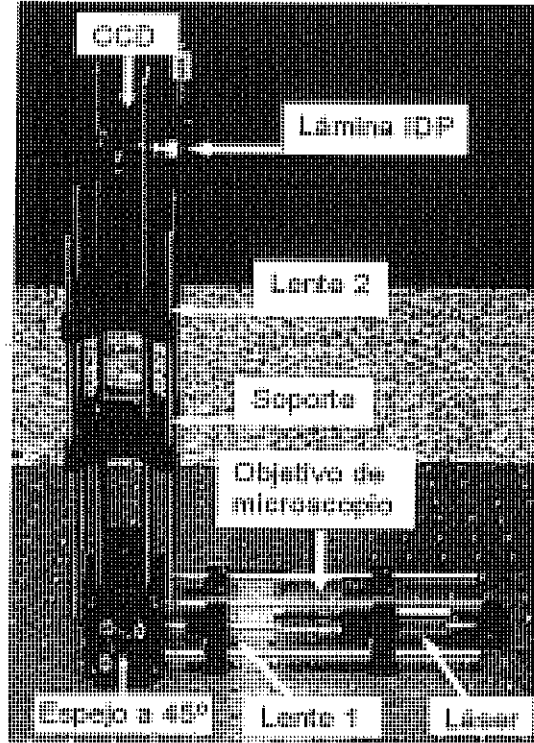


Fig. 2. Fotografía del dispositivo experimental.

a la que hemos acoplado una óptica que permite que su área sensible se corresponda con el plano conjugado del componente oftálmico a caracterizar.

En el plano focal de la lente 2 se produce un patrón de difracción afectado por las aberraciones de bajo y alto orden del componente oftálmico. La porción de radiación que pasa a través del orificio genera una onda cuasi-esférica que junto con el resto de la onda que atraviesa la membrana semitransparente dará lugar a un interferograma que contiene toda la información de las características focalizadoras del componente que se desea analizar. Así, por ejemplo, si el componente oftálmico es una lente esférica, las franjas serán círculos concéntricos cuyo espaciado sigue una ley cuadrática proporcional a la potencia de la lente. Si es una lente cilíndrica serán franjas lineales y si es tórica, bien elipses (en general giradas) si las dos potencias son del mismo signo, o hipérbolas (en general giradas) si son de signos opuestos (obedeciendo su espaciado también una ley cuadrática). Los ejes de las elipses o hipérbolas definen los meridianos principales del componente oftálmico y su centro proporciona el efecto prismático.

Conviene resaltar aquí que, además de incrementar el tamaño de los agujeros, hemos incluido una novedad en el diseño de la lámina: fabricar las láminas de tal forma que la

lámina semitransparente pueda añadir un desfase a la onda de referencia y/o a la onda bajo análisis para evitar la necesidad de mecanismos de desplazamiento de fase. Esto permitirá producir patrones de franjas con un máximo (o mínimo) central para lentes con las dos curvaturas negativas o mínimo (o máximo) para lentes con dos curvaturas positivas. La utilidad de esta innovación para la aplicación en inspección es evidente.

Todos los resultados experimentales que se muestran en este trabajo han sido realizados con el dispositivo que se muestra en la figura 2. Sin embargo, debemos hacer constar que se pueden hacer pequeñas variaciones y modificaciones en el dispositivo básico que pueden aumentar tanto el rango dinámico del interferómetro como su precisión.

En la figura 3 se muestran interferogramas para cuatro tipos diferentes de lentes oftálmicas. Una lente cilíndrica (a), dos tóricas (b y c) y una esférica (d).

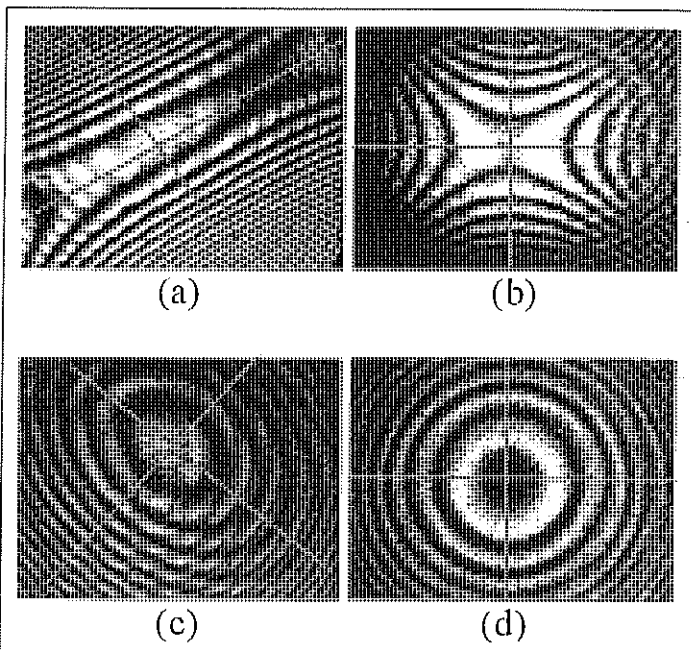


Fig. 3. Interferogramas para diferentes lentes oftálmicas: (a)  $-0,75\text{cyl}$  (b)  $-0,25\text{sph} + 0,50\text{cyl}$  (c)  $-0,25\text{sph} + 0,25\text{cyl}$  (d)  $+0,75\text{ sph}$ .

Cabe destacar que si los meridianos principales del componente oftálmico tienen ambos potencia negativa el interferograma presentará un máximo central (fig. 3c), por el contrario si ambos tienen potencia negativa, un mínimo central (fig. 3d). Meridianos con potencias de distinto signo producen franjas interferenciales hiperbólicas con un mínimo central relativo. La dirección en la que aparece el primer mínimo absoluto en los ejes de la hipérbola define el meridiano con potencia positiva (fig.3b).

La figura 4 muestra interferogramas correspondientes a lentes de contacto blandas (a) y (b) y lentes de contacto rígidas (c) y (d). Se puede observar que la lente de contacto (c) presenta descentramiento.

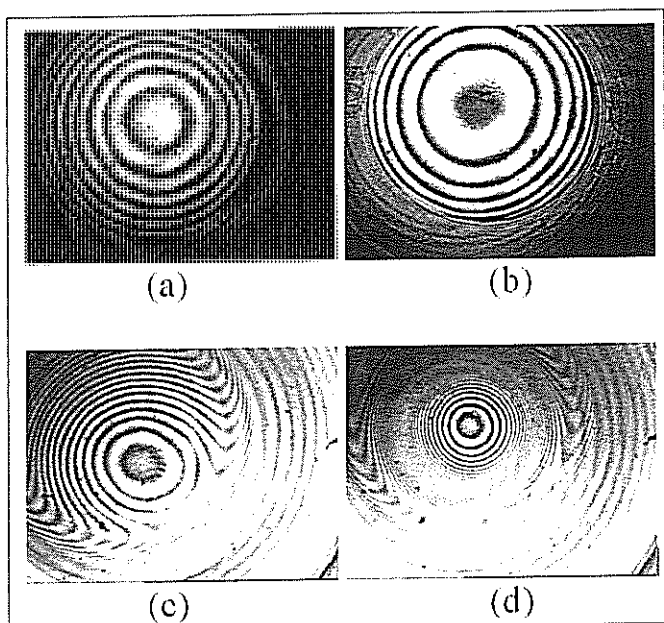


Fig. 4. Interferogramas para diferentes lentes de contacto: (a) lente de contacto blanda esférica negativa (b) lente de contacto blanda esférica positiva (c) lente de contacto rígida con distorsión respecto a su prescripción (d) lente de contacto rígida sin distorsión respecto a su prescripción.

En la figura 5 se muestra el interferograma correspondiente a una lente de contacto blanda sumergida en solución salina. Sobre la superficie del líquido se depositaron partículas de polvo, que generan dislocaciones de fase y que, por tanto, demuestra la capacidad del IDO para detectar incluso pequeños defectos.

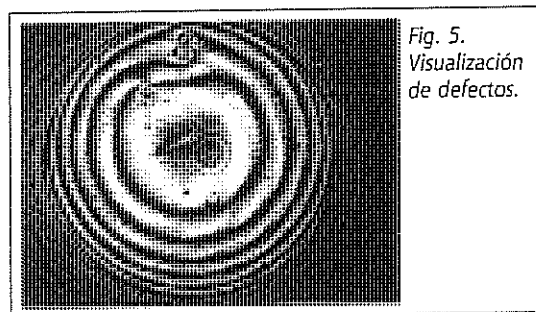


Fig. 5. Visualización de defectos.

Por último, en la figura 6 se presenta el interferograma generado por una lente progresiva.

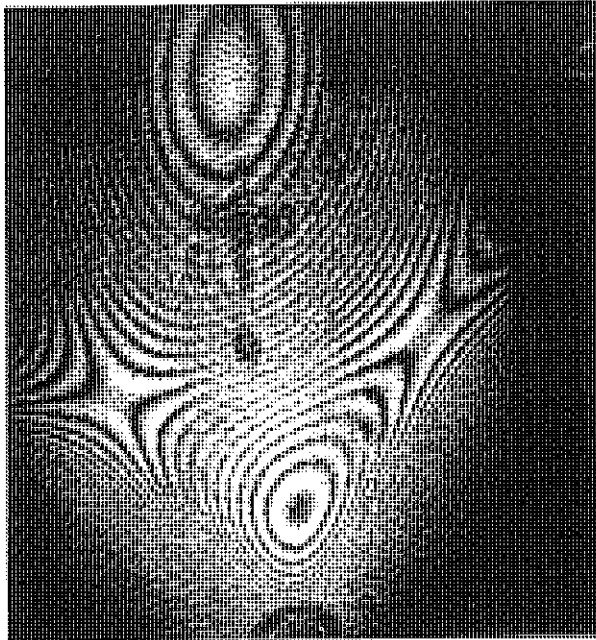


Fig. 6. Interferograma correspondiente a una lente progresiva con 3.00D de adición.

## Conclusiones

Con pequeñas modificaciones en las láminas que definen un interferómetro de difracción por punto se puede construir un instrumento, que hemos denominado Interferómetro de Difracción por Orificio (IDO) que permite desde la simple inspección de una gran variedad de componentes oftálmicos (clasificación y visualización de defectos) a la realización de medidas objetivas y precisas de las lentes disponibles en el mercado; y que además podrá ser utilizado en investigación y desarrollo de nuevos componentes ópticos.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia y Tecnología (Proyecto ref: AYA2004-07773-C02-02 y FEDER). Agradecemos a D. Olegario Cortiñas (Óptico-Optometrista) su colaboración al proporcionarnos parte de lentes de contacto que hemos utilizado. R. Blendowske agradece el apoyo de ZFE en FH Darmstadt.

## Bibliografía

1. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A* 1997;14: 2873-2883.

2. Navarro R, Losada MA. Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye. *Optom Vision Sci* 1997;74:540.
3. Chateau N, Blanchard A, Baude D. Influence of myopia and aging on the optimal spherical aberration of soft contact lenses. *J Opt Soc Am A* 1998;15: 2589-2596.
4. López-Gil N, Howland HC, Howland B, Charman N, Applegate R. Generation of third-order spherical and coma aberrations by use of radially symmetrical fourth-order lenses. *J Opt Soc Am A* 1998;15:2563-2571.
5. Bará S, Mancebo T, Navarro R. (Patente Nº. 2163369, BOPI 1 marzo, 2003).
6. Henson DB. *Optometric Instrumentation*, Butterworths, Londres, 1983, pp. 206-231.
7. Hetch E. *Óptica*, Ed.III, Addison Wesley, Madrid, 2000, pp. 399- 414.
8. Smartt RN, Strong J. Point-diffraction interferometer. *J Opt Soc Am A* 1972;62:737.
9. Naulleau P, Golberg K, Gullikson E, Bokor J. At-wavelength, system-level flare characterization of extreme-ultraviolet optical systems. *App Opt* 2000;39:2941-2947.
10. Acosta E, Chamadoira S. (Solicitud de patente Nº. P200500019 /1).
11. Acosta E, Chamadoira S, Blendowske R. Modified point diffraction interferometer for inspection and evaluation of ophthalmic components. Aceptado para su publicación en *J Opt Soc Am A*.