

PROTOTIPOS DE LENTES FABRICADAS MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA PARA LA OBSERVACIÓN DEL FONDO DE OJO

Dulce Gonzalez-Utrera^{a,b}, Daniel Aguirre-Aguirre^{a,b}, Brenda Villalobos-Mendoza^c, Mariana Cervantes-Macías^d, Natalia Sil-Mejía^d, Fernanda Carmona-Liceaga^e, Daniel Paniagua-Herrera^f, Rufino Díaz-Uribe^a

^aInstituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, Universidad Nacional Autónoma de México, CDMX, dulce.gonzalez@icat.unam.mx, daniel.aguirre@icat.unam.mx,

rufino.diaz@icat.unam.mx

^bPolo Universitario de Tecnología Avanzada, Universidad Nacional Autónoma de México, Apodaca, Nuevo León.

^cDepartamento de Física y Matemáticas, Universidad de Monterrey, San Pedro Garza García, Nuevo León, brenda.villalobos@udem.edu

^dBleps Vision S.A. de C.V., CDMX, bvtoco2020@gmail.com,

nsilmejia@hotmail.com

^eCentro de Investigaciones de Diseño Industrial, Universidad Nacional Autónoma de México, CDMX, mary.fernanda514@gmail.com

^fAsociación Mexicana de Diabetes en la Ciudad de México, A.C., CDMX,

danielpaniagua@amdiabetes.org

RESUMEN

Las cámaras de fondo de ojo son instrumentos de gran utilidad para un primer diagnóstico de diferentes enfermedades tales como retinopatía diabética o degeneración macular, por mencionar algunas. Teniendo esto en mente, la empresa Bleps Vision ha trabajado para poner al alcance de los optometristas en Latinoamérica, al DiFO; un adaptador para celular con una lente esférica (20D o 30D), entre sus principales ventajas se encuentran la reducción de costos, captura de imágenes, ligereza y facilidad de uso para la observación del fondo de ojo. Sin embargo, un elemento muy importante que incrementa su costo es la lente que utiliza, por lo que en este trabajo se propone un prototipo de lente biconvexa cónica fabricado mediante manufactura aditiva (impresión 3D) para ser utilizada con dicho adaptador. Se diseñaron y fabricaron lentes para tener un campo de visión de al menos $\pm 14^\circ$ sobre la retina, además de tener una iluminación uniforme sobre el área de observación. Se presenta la caracterización de la forma de la superficie de los prototipos y las primeras fotografías obtenidas con las lentes fabricadas.

Palabras Claves: Fondo de Ojo; Oftalmoscopio; Optometría

ABSTRACT

Fundus cameras are retinal imaging devices used for an early diagnosis of some ocular diseases such as diabetic retinopathy, macular degeneration, etc. With this in mind, Bleps Vision has been working to make available to optometrists in Latin America, DiFO; a cell phone adapter with an aspheric lens (20D or 30D) for fundus observation. Among its main advantages are cost reduction, image capture, lightness, and ease of use. However, a very important element that increases its cost is the lens used. Therefore, in this work we propose a conical lens prototype fabricated with additive manufacturing (3D printing) to be used with this adapter. Two lenses were designed and manufactured for having a field of view at least of $\pm 14^\circ$ on the retina, and uniform illumination over the viewing. The surface shape characterization of the prototypes and the first photographs obtained with the fabricated lenses are presented.

Key Words: Ocular Fundus; Ophthalmoscope; Optometry

1. INTRODUCCIÓN

Los oftalmoscopios son instrumentos para la observación del fondo de ojo. Existen dos diferentes tipos de oftalmoscopios: directos e indirectos. Los primeros tienen la característica de permitir observar la retina directamente, mientras que los segundos forman una imagen intermedia de la retina que es capturada por un sistema óptico adicional, ya sea el ojo del observador o una cámara extra [1].

Una de las principales características de los oftalmoscopios indirectos es que utilizan una lente esférica positiva para obtener una imagen plana intermedia de la retina, corrigiendo curvatura de campo. Otra característica importante es que la lente forma parte del sistema de iluminación, ya que también es utilizada para proyectar la fuente de iluminación en la pupila de entrada del ojo. Esto permitirá que la imagen de la fuente de iluminación esté separada del objeto a observar (la retina), iluminándola uniformemente [2].

El campo de observación sobre la retina está determinado por el diámetro de la lente y la distancia de la lente al ojo (Figura 1). Cabe destacar que el instrumento se considera como una cámara midriática, ya que es necesario dilatar el ojo del paciente.

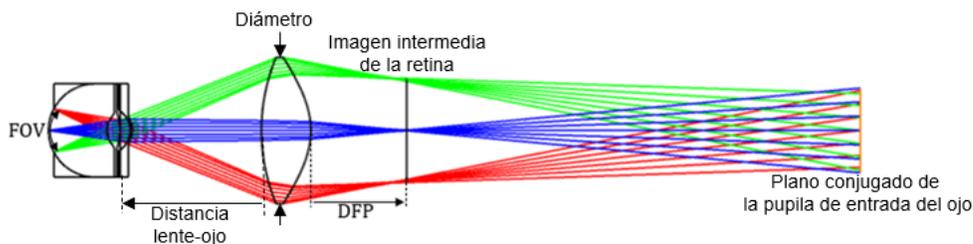


Figura 1. diagrama que muestra la imagen intermedia de la retina y el plano conjugado de la pupila de entrada del ojo

En la Figura 2, se muestra DiFO de BlepsVision [3], un adaptador para celular con una lente esférica de 20D de PMMA o de 30D de HKL9, diseñado para observar la retina funcionando como un oftalmoscopio indirecto. Puede ser utilizado con cualquier celular cuya luz LED tenga una separación de máximo 10 mm de la cámara principal.

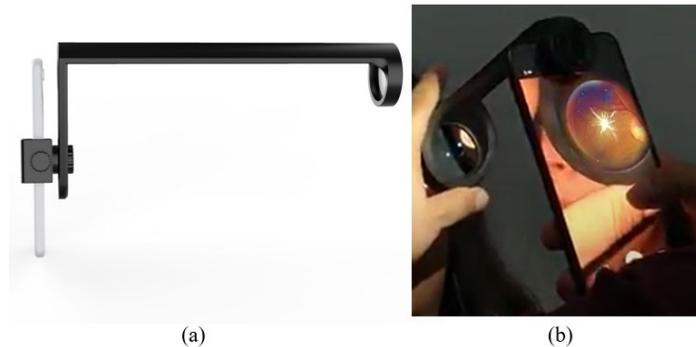


Figura 2. (a) DiFO [3]; (b) representación del funcionamiento de DiFO

Como se mencionó anteriormente, la lente esférica que utiliza este instrumento hace que su costo sea elevado, por lo que el objetivo principal de este trabajo es diseñar y fabricar mediante impresión 3D prototipos de lentes biconvexas cónicas, para la observación de fondo de ojo que sean compatibles para ser utilizadas con el DiFO de Bleps Vision. A continuación, se describen los parámetros tomados en cuenta para el diseño, fabricación y evaluación de las lentes, así como algunas imágenes preliminares capturadas con los prototipos fabricados.

2. PARTE EXPERIMENTAL

2.1 Diseño de los prototipos

Normalmente, los oftalmoscopios indirectos utilizan una lente positiva esférica comercial, la más común es la lente de Volk, patentada por David Volk en 1988 [4]. Desafortunadamente, las características de esta lente no se encuentran disponibles. Debido a esto y a las características del material con el que fabricaremos los prototipos, se decidió realizar el diseño completo de lentes biconvexas cónicas de 20D y 30D.

El diseño de estas lentes se realizó tomando en cuenta las características del material utilizado para su fabricación, las especificaciones físicas para ser compatibles con DiFO y el modelo de ojo de Arizona descrito por Jim Schwiegerling [5]. Tomando en cuenta que el instrumento funciona como una cámara midriática, se consideró el diámetro de la pupila del ojo igual a 6 mm.

Los diseños fueron realizados en Zemax OpticStudio. Las especificaciones de la empresa para la compatibilidad con el adaptador fueron: los diámetros (40mm a 50mm), la potencia dióptrica de las lentes (20D y 30D), el espesor de borde (2mm y 4mm) y la distancia fija entre el celular y la superficie de la lente más cercana al celular (181 mm).

Dos de los parámetros a tomar en cuenta en su diseño son la potencia dióptrica y el diámetro de las lentes esféricas, ya que dependiendo de estos valores será la distancia a la cual se tenga que colocar la lente con respecto del ojo del paciente y con esto se definirá el campo de observación sobre la retina. Para el diseño, se considera también que la fuente de iluminación será la luz LED del celular, ya que la imagen del LED tiene que estar sobre la pupila de entrada del ojo para poder tener una iluminación uniforme sobre la retina.

En la Figura 3, se muestra el trazo de rayos para el modelo de ojo de Arizona y una lente biconvexa cónica. Dependiendo del diámetro y la distancia de la lente al ojo del paciente, se obtiene el campo de observación (FOV) al cual se optimizará cada una de las lentes. Para los diseños propuestos en este trabajo, la lente 1 (20D) se optimizó para un $FOV=\pm 14^\circ$, la lente 2 (20D) $FOV=\pm 12^\circ$; mientras que para las lentes 3 y 4 (30D) se optimizaron a un $FOV=\pm 18^\circ$.

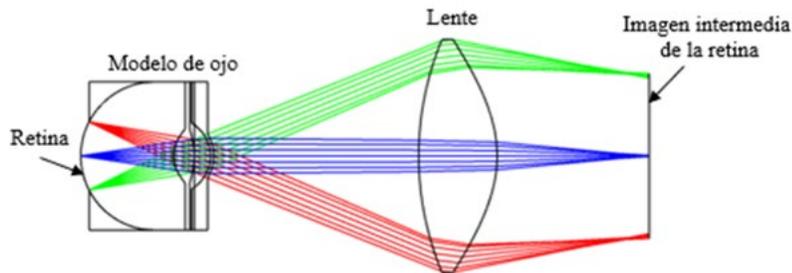


Figura 3. trazo de rayos en Zemax OpticStudio, utilizando el modelo de ojo de Arizona y la lente de 30D

Para explorar la viabilidad de la impresión de las lentes y su posible aplicación para el instrumento, se propusieron cuatro diseños de lentes con diferente diámetro, para posteriormente hacer un análisis cualitativo del diseño y poder así seleccionar cual de estos funcionaría mejor en el instrumento. Los valores de diseño para los diámetros utilizados, los espesores, la potencia dióptrica, la distancia focal efectiva (*DFE*) y la distancia focal posterior (*DFP*) se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. datos de diseño de las lentes a imprimir

Prototipo	Diámetro (mm)	Espesor (mm)	Potencia dióptrica (D)	<i>DFE</i> (mm)	<i>DFP</i> (mm)
1	50	13.80	20.05	49.86	45.90
2	42	10.60	19.99	50.02	48.10
3	40	14.76	29.98	33.36	30.28
4	42	14.17	30.00	33.33	30.39

Cabe mencionar que la distancia focal efectiva está medida desde los planos principales de la lente, mientras que la distancia focal posterior está medida desde la última superficie de la lente a donde la luz es enfocada, siendo más fácil de caracterizar experimentalmente. En la siguiente sección se describe el proceso de fabricación de las lentes diseñadas.

2.2 Fabricación de los prototipos mediante manufactura aditiva

Con los parámetros de diseño mostrados en la sección anterior se generaron los modelos CAD para la impresión 3D. La impresora utilizada es una impresora Form 3 de la empresa Formlabs con resina *clear*, de la misma empresa. En trabajos anteriores [6] dicha resina se caracterizó y se encontró un índice de refracción de $n=1.505$. Se utilizó dicho índice para el diseño de los prototipos.

Los modelos de lentes fueron impresos capa por capa con una resolución de 25 micrómetros. El post-procesado de las lentes consistió en limpiar los excesos de resina en un baño de alcohol isopropílico con la Form Wash durante 15 min, después de esto se realizó un curado final de la resina con un tiempo de 15 minutos a una temperatura de 60°C con el equipo Form Cure. Cabe resaltar que tanto la Form Wash como la Form Cure, son instrumentos recomendados por la empresa Formlabs para un resultado óptimo en la pieza final.

En la Figura 4, se muestran las lentes fabricadas mediante impresión 3D después del procesado final.



Figura 4. prototipos de lentes finales (a) prototipo 1 diseñada para $FOV=\pm 14^\circ$; (b) prototipo 2 diseñada para $FOV=\pm 12^\circ$; (c) prototipo 3 y (d) prototipo 4 diseñadas para $FOV=\pm 18^\circ$

En la siguiente sección se muestran los resultados obtenidos de la evaluación realizada a cada una de las lentes fabricadas.

3. RESULTADOS

3.1 Evaluación cuantitativa de las superficies.

Para tener una evaluación cuantitativa de las lentes fabricadas, se midieron los perfiles de ambas superficies para cada lente con un palpador Mitutoyo 543-496B, el cual tiene una resolución de 10 μm . Después, a estos perfiles se les realizó un ajuste utilizando la ecuación de las cónicas, dada por la ecuación (1) para encontrar los parámetros experimentales del radio de curvatura y la constante de conicidad.

$$z = \frac{(x - x_0)^2}{r \left(1 - (1 + k) \left(\frac{1}{r} \right)^2 (x - x_0)^2 \right)}, \quad (1)$$

donde x_0 es el descentramiento, r el radio de curvatura y k la constante de conicidad. Dichos parámetros fueron utilizados para calcular la distancia focal posterior (DFP), la

distancia focal efectiva (DFE) y la potencia dióptrica de cada una de las lentes. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2: parámetros obtenidos de los prototipos fabricados

Prototipo	Diámetro (mm)	Espesor Central (mm)	Potencia dióptrica (D)	DFE (mm)	DFP (mm)
1	50.00	13.81	19.70	50.75	46.74
2	41.98	10.56	20.25	49.39	47.46
3	40.04	14.71	29.67	33.70	30.60
4	39.96	14.17	30.87	32.39	29.48

En la Figura 5 se muestra un análisis en las diferencias de la distancia focal posterior (DFP) y distancia focal efectiva (DFE), así como los errores porcentuales respectivos, esto al comparar los diseños ideales y los prototipos fabricados.

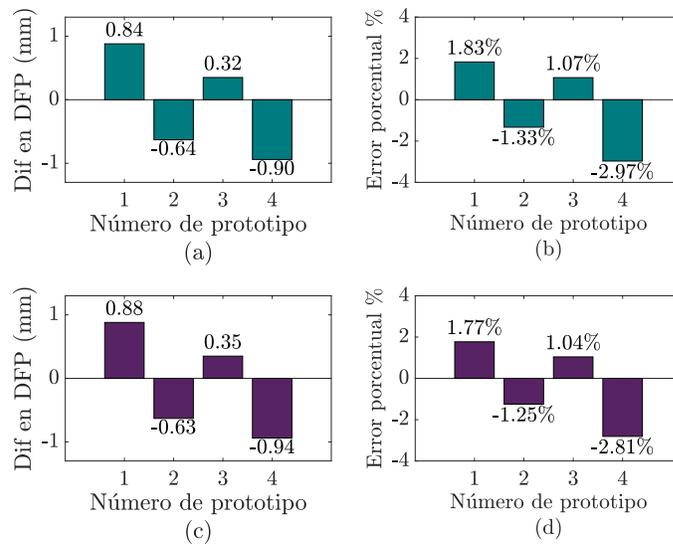


Figura 5. diferencias obtenidas entre los parámetros de diseño y los prototipos impresos para cada prototipo (a) diferencias en mm de la distancia focal posterior; (b) error porcentual de la distancia focal posterior; (c) diferencias en mm de la distancia focal efectiva y (d) error porcentual de la distancia focal efectiva

Como puede observarse, el máximo error porcentual es menor al 3% tanto para DFE como DFP. Los errores porcentuales y las diferencias obtenidas en potencia dióptrica se muestran en la Figura 6.

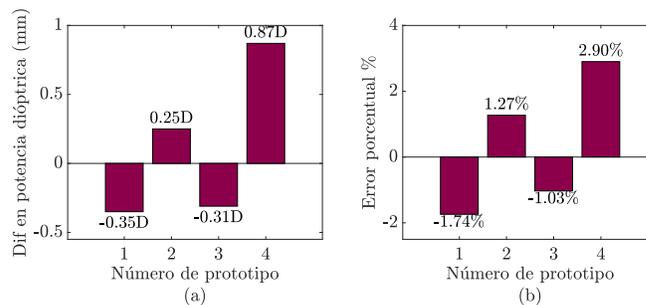


Figura 6. diferencias obtenidas entre los parámetros de diseño y los prototipos impresos (a) diferencias en potencia dióptrica (D); (b) error porcentual de la potencia dióptrica

Podemos observar que el error porcentual máximo para la potencia óptica también se encuentra por debajo del 3%. En la siguiente sección se muestran las imágenes preliminares capturadas con las lentes fabricadas.

3.2 Imágenes obtenidas con los prototipos impresos utilizando DiFO

En esta sección se presentan las imágenes de la retina de un paciente con ojo dilatado obtenidas con los prototipos impresos y DiFO. Cabe mencionar que, para la observación del fondo de ojo utilizando este instrumento, se graba un video y se extraen las imágenes de interés. Se obtuvieron exitosamente imágenes con los prototipos 1 y 4. En la Figura 7, se muestra una serie de imágenes capturadas en distintos tiempos con el prototipo 1. Cada una de ellas es capturada a diferente posición del DiFO respecto al paciente.

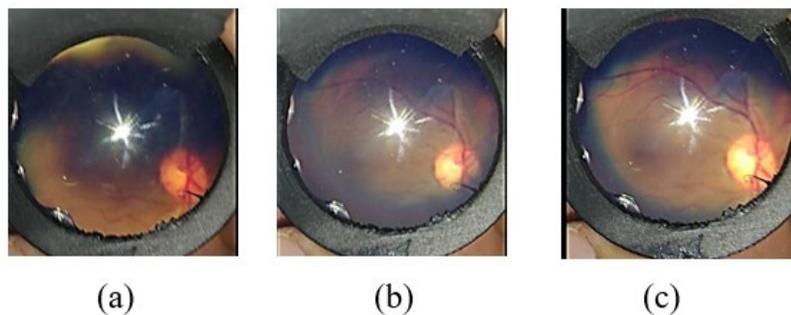


Figura 7. imágenes del fondo de ojo con el prototipo 1 en diferente posición de DiFO respecto al paciente (a) imagen donde se empieza a observar la retina; (b) imagen casi completa del fondo de ojo; (c) mejor imagen obtenida

En la Figura 8(a), se observa una imagen parcial de la retina obtenida con el prototipo 4, aquí se puede notar que el párpado del paciente bloquea parte de la imagen, sin embargo, en la Figura 8(b) se amplifica la parte de interés, mostrando que es posible obtener imágenes del nervio óptico con dicho prototipo.

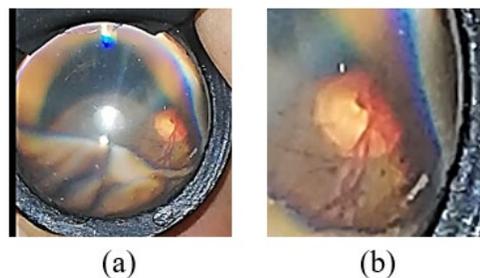


Figura 8. imágenes del fondo de ojo con el prototipo 4 (a) imagen del ojo del paciente; (b) imagen ampliada del área de interés obtenida de la imagen (a)

Finalmente, se hace una comparación entre las imágenes de la zona de la mácula obtenidas con los prototipos impresos (Figura 9(a) y 9(b)) y obtenidas con una lente comercial de 20D de vidrio Flint (Figura 9(c) y 9(d)). Hay que notar que, en el caso de los prototipos impresos, al no contar con una película antirreflejante, el reflejo de la fuente de iluminación bloquea parcialmente la imagen, pero aun así logra distinguirse

la zona de interés. Mientras que con la lente comercial se obtiene una imagen con una mayor área observación de la retina. También se observa que la cámara del celular está enfocando sobre la lente y no sobre la imagen de la retina, ocasionando una imagen ligeramente desenfocada, lo cual puede fácilmente corregirse enfocando sobre la zona de interés y capturando nuevas imágenes.

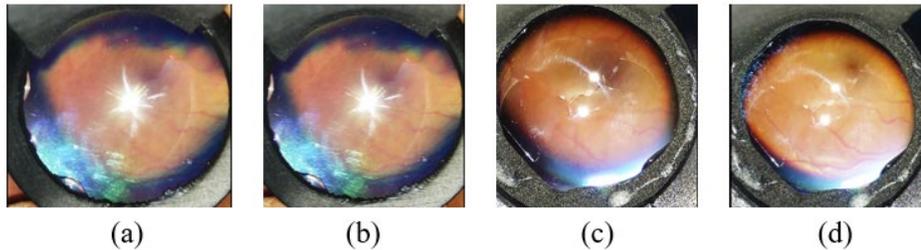


Figura 9. imágenes de la zona de la mácula con (a) y (b) prototipo 1 de 20D; (c) y (d) lente comercial de vidrio Flint de 20D

4. CONCLUSIONES

En este trabajo, se diseñaron, fabricaron y evaluaron prototipos de lentes para observar fondo de ojo con el instrumento DiFO, utilizando tecnología 3D. Se obtuvieron errores porcentuales menores al 3% en distancias focales y potencia óptica. Se lograron capturar exitosamente imágenes de la retina de un paciente con ojo dilatado con dos prototipos impresos. Para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas se requiere controlar la distancia de enfoque del celular y se recomienda colocar un recubrimiento antirreflejante en las lentes, así como pericia del operador para el manejo del instrumento. Finalmente, se concluye que el método de impresión 3D permite fabricar diferentes prototipos de lentes esféricas de una manera rápida y a bajo costo que pueden ser utilizadas para la observación de fondo de ojo.

5. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos el apoyo económico para este proyecto de la DGAPA - UNAM, a través del proyecto PAPIIT No: IT100321, "Evaluación de superficies ópticas de forma libre fabricadas mediante manufactura aditiva". Al Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión (LANOV-CONACyT), proyectos No. 293411, No. 299028. González-Utrera agradece al CONACyT (México) por la beca posdoctoral otorgada.

6. REFERENCIAS

- [1] Artal, P., ed., "Handbook of visual optics, volume one: Fundamentals and eye optics". CRC Press, (2017).
- [2] Navarro Salcedo, A., "Desarrollo De Un Prototipo De Cámara De Fondo De Ojo No Midriática". Centro de Investigaciones en Óptica, (2019).
- [3] Bleps Vision S.A. de C.V., (18 de mayo de 2022). <https://blepsvision.com/en/567-2/>.

- [4] Volk, D., "Lens for indirect ophthalmoscopy." U.S. Patent No. 4,738,521. 19 Apr. (1988).
- [5] Schwiegerling, J., "Field guide to visual and ophthalmic optics". Bellingham, WA, USA: Spie, (2004).
- [6] Bautista Hernández, A., Villalobos Mendoza, B., Pérez Tijerina, E. and Aguirre-Aguirre, D., " Study and characterization of components fabricated in a 3D printer." JPCS, to be publish, (2022).