

## DETERMINACIÓN DEL RANGO DE DESENFUQUE DE PLACAS ZONALES CON MODULACIÓN ANGULAR Y RADIAL CON POSIBLES APLICACIONES EN OFTALMOLOGÍA

L. Alberto Ciro López<sup>†</sup>, Nicolás Gómez Montoya<sup>\*</sup>, Rodrigo Henao Henao<sup>\*\*</sup>

*\*Instituto Tecnológico Metropolitano, Calle 73N° 76<sup>a</sup>-354, Bloque I, Medellín, Colombia.*

*\*\*Universidad de Antioquia, Calle 67N°53-108, Bloque 6, Medellín, Colombia.*

Recibido 04 Julio 2014; aceptado 29 Octubre 2015  
Disponible en línea: 19 Diciembre 2016

**Resumen:** En este artículo se investiga el rango de desenfoque útil o profundidad de campo que posibilite la compensación de la presbicia de cuatro placas zonales diseñadas con profundidad extendida de foco. Ellas son: Axicon Logarítmico Delantero, Axicon Logarítmico Inverso, Axicon Anular Lineal y Elemento Espada de Luz. Las características de las imágenes se analizan con la función de transferencia óptica. Se introducen dos criterios cuantitativos, uno relacionado con el contraste y el otro relacionado con la resolución en términos de frecuencias espaciales transferidas. Como resultado, el elemento Espada de Luz presenta la profundidad de campo apropiada para compensar esta disfunción visual.

*Palabras clave:* Axicon, Presbicia, Profundidad de Foco, Espada de Luz

## DETERMINATION OF THE DEFOCUSING RANGE OF ZONE PLATES WITH ANGULAR AND RADIAL MODULATION WITH POSSIBLE APLICATIONS IN OFTHALMOLOGY

**Abstract:** This paper investigates the range of useful defocusing or depth of field that enables the compensation of presbyopia of four zone plates designed with extended depth of focus. These are: Forward Logarithmic Axicon, Backward Logarithmic Axicon, Annular Linear Axicon and the Light Sword Element. The characteristics of the output images are analyzed with the Optical Transfer Function. Two quantitative criteria, one related to the contrast and the other with resolution in terms of spatial frequencies transferred are included. As result, Light Sword Element presents the depth of field appropriate to compensate for this visual dysfunction.

*Keywords:* Axicon, Presbyopia, Deep of Focus, Light Sword

### 1. INTRODUCCIÓN

Una aplicación de gran utilidad que recientemente se le ha atribuido al diseño de elementos ópticos difractivos con profundidad de foco, es la corrección de la presbicia. La presbicia es la pérdida de acomodación del ojo humano con la edad, la cual se considera que es proximadamente

de 0.3 dioptrías por año. A la edad de 60 años aprox., la acomodación cae a 1 dioptría o menos ([Purves et al., 2001](#)), lo cual significa un alejamiento del punto cercano por encima de un metro. La amplitud de acomodación del ojo normal en el adulto promedio es de 4 dioptrías, lo cual significa que la ubicación del punto cercano es 25cm.

---

<sup>†</sup> Autor al que se le dirige la correspondencia:  
Tel. (+574) 4405269  
E-mail: [alciro8@gmail.com](mailto:alciro8@gmail.com) (L. Alberto Ciro)

En este trabajo se investiga el rango de desenfoque útil para la formación de imágenes enfocadas en la retina de cinco placas zonales generalizadas diseñadas con profundidad extendida de foco. Tales placas son: Axicon logarítmico derecho (AXD) ([Henao et al., 2008](#); [Mikula et al., 2007](#)), Axicon logarítmico inverso (AXI) ([Henao et al., 2008](#)), Axicon anular lineal (AXA) ([Mikula et al., 2005](#)), y elemento óptico Espada de Luz (EEL) ([Henao et al., 2008](#); [Mikula et al., 2007](#); [Mikula et al., 2005](#)).

Aunque estas estructuras ya han sido investigadas en los trabajos referenciados arriba y otros, este trabajo lleva a cabo un enfoque diferente, pues determina la frecuencia de corte efectiva en función del desenfoque, y el contraste en función del desenfoque. En particular, se determina el contraste en las imágenes de salida a la frecuencia espacial con la que se diseña el objeto de entrada. Los resultados se comparan con los de un sistema monofocal (SMF) que, en este caso lo constituye una lente de contacto para lectura.

El diseño con profundidad extendida de foco les permite a estos elementos coleccionar la luz de una onda plana que incide sobre ellos con dirección paralela al eje óptico, en un segmento del mismo. Esta propiedad permite entonces la formación de imágenes con profundidad de campo.

Para llevar a cabo la simulación del proceso de formación de imágenes se asume un modelo paraxial simplificado para el ojo presbita, consistente en una lente delgada de 20mm de longitud focal en contacto con una pupila centrada en el eje de la lente ([Henao et al., 2008](#)). A 20 mm más allá de la lente, se encuentra la retina ([Charman, 1995](#)).

Para compensar la falta de acomodación en el modelo descrito, la lente se reemplaza por una placa zonal diseñada con un foco extendido definido entre los 18.5mm y 20.0mm, distancias medidas a partir del plano de la placa. Estos límites permiten enfocar imágenes de objetos ubicados desde los 25cm hasta infinito; esto es equivalente a una compensación de 4 dioptrías.

Las propiedades de la formación de imágenes con profundidad de campo se investigan con la función métrica Modulación de la Función de Transferencia Óptica (MFT) ([Dai, 2006](#)) que permite analizar tanto el contraste como la resolución de las imágenes de salida.

Para ello se propone un objeto de entrada diseñado en forma compuesta. Se toma el Optotipo de Snellen E ([Milanich, 2008](#)) y se realiza una réplica de él en cuatro orientaciones diferentes pero juntas, conformando una sola unidad u objeto. Esta letra es utilizada en oftalmología, para evaluar la agudeza visual. Presenta dimensiones de 30micras X 30 micras, lo cual corresponde a una dimensión angular de 5 minutos de arco, y sus trazos cortos subtienden a su vez cada uno 1 minuto de arco.

En la segunda sección de este trabajo se hace una descripción del montaje óptico utilizado para llevar a cabo las simulaciones. También se hace una descripción de cada una de las placas propuestas. En la tercera sección se describe el proceso de la propagación de la luz desde el objeto hasta la retina. En la cuarta sección se analizan los resultados obtenidos con ayuda de la MFT. Por último, en la quinta sección se dan las conclusiones.

## 2. MONTAJE ÓPTICO Y PLACAS ZONALES

Las investigaciones se llevan a cabo asumiendo el montaje óptico de la [figura 1](#), en el cual la transmitancia de la placa zonal se ha diseñado con un segmento focal que se extiende desde los 18.5mm hasta los 20mm, lo que le permite enfocar en la retina imágenes de objetos ubicados desde 25cm hasta infinito; además se le ha diseñado una pupila de 3mm de diámetro, dimensión que asegura resolución satisfactoria para visión fotópica. ([Gross et al, 2008](#)).

Para las simulaciones de propagación de la luz desde el objeto hasta la retina, se ha utilizado la versión de Matlab 2006<sup>a</sup> con arreglos de 2048x2048 píxeles y una distancia de muestreo de 2micras por pixel. Se utiliza luz de longitud de onda de 632.8nm.

### 2.1. Placas Zonales Esféricas con Modulación Radial

Son una generalización del concepto de lentes multifocales, esto es, lentes diseñadas con anillos concéntricos con diferentes potencias ópticas. Entre ellas están los axicones. En estos elementos, un anillo diferencial enfoca luz proveniente de una onda plana en un punto del segmento focal.

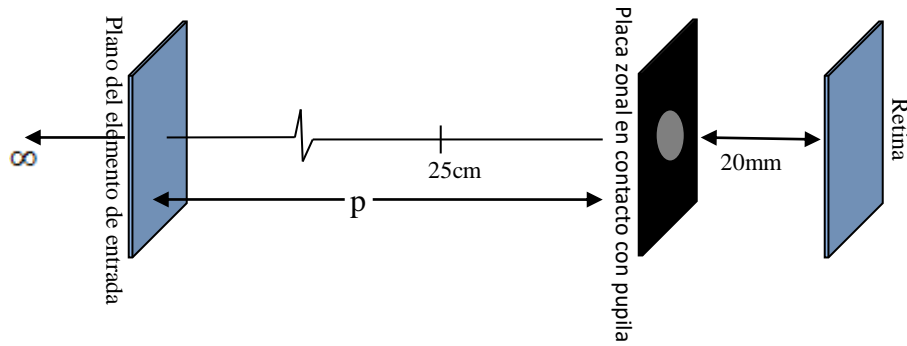


Fig. 1. Esquema del montaje óptico utilizado para la simulación de imágenes.

Así de esta manera se conecta un sector diferencial de la placa con un punto de su eje óptico.

### 2.1.1. Axicon logarítmico derecho.

Su nombre deriva del hecho de que la posición del punto de enfoque sobre el eje, crece con la posición del anillo diferencial, por ende, los rayos procedentes de anillos adyacentes no se cruzan. El corrimiento de fase (dado en mm) introducido, está dado por:

$$\varphi(r) = -0.75 \ln\left(\frac{4r^2}{9} + \frac{37}{3}\right) + cte, \quad (1)$$

expresión en la cual  $r$  varía de 0 a 1.5mm. Ver [Fig. 2](#).

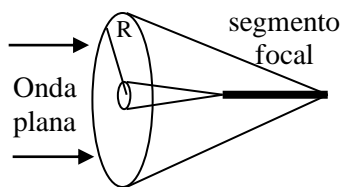


Fig. 2. AXD. Los rayos más interiores enfocan en el extremo izquierdo y los más exteriores lo hacen en el extremo derecho del segmento focal.

### 2.1.2. Axicon logarítmico inverso.

Esta placa zonal hace un proceso inverso con respecto al axicon derecho; esto es, la posición del punto de enfoque decrece con el aumento de la posición del anillo diferencial. En este caso los rayos se cruzan. El corrimiento de fase (dado en mm) introducido, está dado por:

$$\varphi(r) = 0.75 \ln\left(\frac{40}{3} - \frac{4r^2}{9}\right) + cte, \quad (2)$$

$r$  varía de 0 a 1.5mm. Ver [Fig. 3](#).

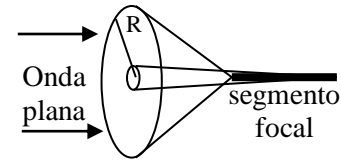


Fig. 3. AXI. Los rayos más interiores enfocan en el extremo derecho y los más exteriores lo hacen en el extremo izquierdo del segmento focal.

### 2.1.3. Axicon anular lineal.

Esta placa zonal realiza un enfoque similar al axicon derecho, pero la dirección de los rayos en su proceso de enfoque, es constante. El corrimiento de fase (dado en mm) introducido, está dado por:

$$\varphi(r) = -\frac{3r}{40} + cte, \quad (3)$$

$r$  varía de 1.39 a 1.50mm.

## 2.2. Placa Zonal Esférica con modulación angular. Elemento Espada de luz

En esta placa, cada sector angular enfoca una onda plana de manera aproximada en un punto del eje. Realmente su enfoque tiene carácter fuera del eje, pero tal desviación es pequeña si se compara con las dimensiones de la fovea. El

corrimiento de fase (dado en mm) introducido, está dado por:

$$\varphi(r, \theta) = -\frac{r^2}{39+3\theta/2\pi} + cte \quad , \quad (4)$$

$r$  varía de 0 a 1.5mm. Ver [Fig. 4](#).

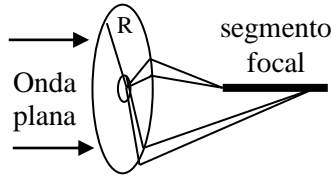


Fig. 4. EEL. Un sector angular de luz ubicado en  $\theta=0$ , enfoca en el extremo izquierdo y otro ubicado en  $\theta=2\pi$ , enfoca en el extremo derecho del segmento focal.

Los valores numéricos que aparecen en las expresiones (1), (2), (3) y (4) dependen de los límites del segmento focal y del radio de la pupila.

### 3. SIMULACIONES NUMÉRICAS DE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES

En el montaje de la fig.1, se lleva a cabo el proceso de la propagación de la luz desde el objeto hasta la retina. La placa zonal que aparece en él, representa cada uno de los elementos referenciados en la primera sección (AXD, AXI, AXA, EEL y SMF). Como imagen ideal dada por la óptica geométrica ([Goodman, 2005](#)), se diseña un plano con el optotipo E de Snellen, bastante popular en oftalmología, dispuesto en cuatro orientaciones diferentes conformando una sola unidad, como se indica en la figura5.

Cada caracter posee dimensiones de  $30\mu m \times 30\mu m$  que corresponden a las dimensiones de un fragmento central de la fóvea donde la visión es más aguda. Esto significa que los objetos de entrada corresponden a la letra E, con un tamaño angular de 5min. de arco, y unas dimensiones lineales que crecen con la distancia del objeto al plano de la placa. Los trazos horizontales y verticales poseen una dimensión angular de 1 min. de arco. El diseño del caracter permite que se le considere parcialmente como una red de Ronchi la cual tendría una frecuencia espacial de 83.33 lin/mm. El reconocimiento satisfactorio de este carácter, corresponde según

la oftalmología a una agudeza visual de 20/20 ([Mikula, 2007](#)).

Las simulaciones se llevan a cabo con Matlab 2006<sup>a</sup>, ejecutando principalmente la operación de convolución pero esta vez modificada ([Sypek, 1995](#)). Esto es posible gracias al carácter isoplanático del sistema, debido a las dimensiones pequeñas de las imágenes de salida. Esta es la razón también, por la que es válida la aproximación paraxial, tenida en cuenta en el diseño de las transmitancias. Se asume luz monocromática espacialmente incoherente con longitud de onda de 632.8nm.

La propagación de la luz se inicia con la creación de una onda esférica divergente en un punto axial en el plano del objeto. Esta onda se propaga hacia el plano de la placa, cuya transmitancia está limitada por la pupila, la atraviesa, y justo después de atravesarla el campo obtenido es la multiplicación del campo incidente por la transmitancia del elemento, la cual se expresa por:

$$T(\vec{r}) = e^{ik\varphi(\vec{r})} .$$

Luego, continúa en forma de onda convergente hacia la retina donde se origina una amplitud compleja. El módulo cuadrado de esta amplitud se conoce como función de punto extendido (FPE), que no es más que la intensidad de la imagen de una fuente puntual ubicada sobre el eje en el plano del objeto. En virtud del carácter isoplanático del sistema, la imagen del objeto, se obtiene como la convolución de la FPE con la imagen ideal mostrada en la [figura 5](#).



Fig. 5. Imagen ideal del objeto de entrada. Cada letra representa el optotipo de Snellen, caracter utilizado en Oftalmología

### 4. RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES

Una de las funciones utilizadas como métricas para analizar las propiedades de un sistema que forma imágenes, es la modulación de la función

de transferencia óptica (MFT), cuyo fin esencial es dar la respuesta frecuencial del sistema. Esta se obtiene como el valor absoluto de la transformada de Fourier normalizada de la FPE.

Para su uso se proponen dos criterios que permiten la determinación del rango útil de desempeño. Ellos son:

1. El valor de la MFT correspondiente a la frecuencia espacial propia del carácter E, debe ser mayor o igual a 0.10. Con esto se garantiza un buen contraste o al menos un contraste aceptable, pues en el caso del axicon anular lineal, el valor MTF es menor que 0.10 en todo el rango de desenfoque de 0 a 4D y para todas las frecuencias; esto representa un contraste bastante deficiente. Ver [Tabla 1](#), columna AXA y [Tabla 2](#).

2. La frecuencia de corte o sea la frecuencia a la cual se obtiene el primer valor cero MFT, debe ser mayor que la frecuencia del optotipo de Snellen. Con esto se garantiza una buena resolución o cuando menos una aceptable resolución.

Por otro lado, la gráfica de la MFT en función de las frecuencias espaciales, debe presentar un perfil monótono decreciente, lo cual evita la presencia de oscilaciones. Son tolerables oscilaciones lentas y suaves antes del primer cero MFT, esto con el fin de minimizar el deterioro de las imágenes.

Al tener en cuenta los dos criterios anteriores, se adopta como rango útil el rango que resulta de la intersección de los dos rangos correspondientes a ambos criterios.

La [Tabla 1](#) muestra una secuencia de imágenes de salida para los cuatro elementos investigados. Se muestran 9 valores de distancias (p) entre la placa zonal y el objeto de entrada, a partir de 25cm; estos datos se acompañan de sus correspondientes valores en dioptrías (D), valores que se obtienen con la expresión  $100/p$ , la cual representa el desenfoque introducido por la placa, y que se toma con referencia al infinito.

La [Tabla 2](#) muestra para el AXA en cuatro posiciones de desenfoque representativas la MFT en términos de las frecuencias espaciales. Sus valores para la mayoría de las frecuencias están por debajo de 0.10, lo que significa un contraste

deficiente. Es el elemento que presenta menor contraste entre los cuatro elementos estudiados.

La [figura 6](#) presenta la MFT con valores en una escala de 0 a 1 en función del desenfoque para los tres axicones investigados, y sus resultados se comparan con el sistema monofocal que en este caso es una lente de contacto para lectura.

El AXD cumple el primer criterio para los rangos (2.1-2.3) D y (2.9-3.7) D; el AXI lo cumple en los rangos (0.3-1.1) D y (1.7-1.8); el AXA en todo el rango teórico de (0-4) D no cumple el primer criterio; y el sistema monofocal lo cumple sólo en el rango (3.8-4.0) D.

La [figura 7](#) presenta la MFT en función del desenfoque para el EEL y sus resultados se comparan con el sistema monofocal. Debido a que la transmitancia de esta placa no presenta simetría rotacional, los análisis se presentan para dos secciones perpendiculares: sección en dirección X y sección en dirección Y. El análisis de la sección X muestra para el primer criterio un rango útil de 0.3D a 3.7D y la sección Y muestra un rango útil de 0.9D a 3.0D.

La [figura 8](#) muestra el primer cero de la MFT para los elementos AXD, AXI, AXA y SMF. Esta es la frecuencia efectiva de corte que la transmitancia del elemento transfiere a las imágenes de salida. Sus valores máximos representan buena resolución en las imágenes de salida. Pero esto sólo ocurre en pequeños tramos. En este caso estos valores están cercanos a 237lin/mm que es la frecuencia de corte permitida por la pupila.

El AXD cumple el segundo criterio en el rango de 2.4D a 4.0D; el AXI lo cumple en el rango de 0D a 1.3D; y el AXA lo cumple en todo el rango de 0D a 4D. El rango útil para el SMF va sólo de 3.7D a 4.0D.

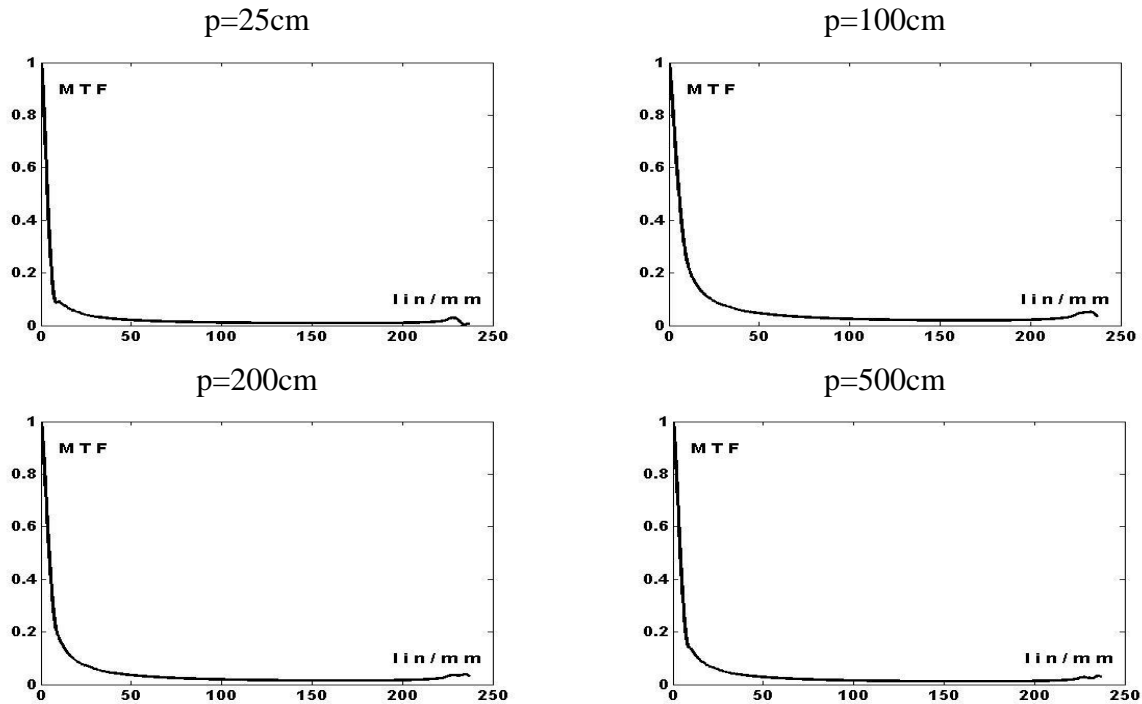
La [figura 9](#) presenta la frecuencia de corte efectiva para el EEL tanto en la dirección X como en la dirección Y, y se compara con el sistema monofocal. Al analizar ambas secciones, el segundo criterio se cumple en todo el rango de 0D a 4D. Los máximos valores representan buena resolución en las imágenes de salida y son valores cercanos a la frecuencia 237 lin/mm arriba mencionada.

Tabla 1. Imágenes de salida correspondiente al objeto de la [figura 5](#) para nueve distancias representativas de desenfoque.

p	AXD	AXI	AXA	EEL
25cm (4D)				
30.3cm (3.3D)				
37cm (2.7D)				
50cm (2.0D)				
71.4cm (1.4D)				
100cm (1.0)				
200cm (0.5D)				
333.3cm (0.3D)				
500cm (0.2D)				



Tabla 2. MTFs en función de la frecuencia espacial para el AXA. Se muestran los gráficos para cuatro distancias del objeto.



La intersección entre los rangos que cumplen los criterios 1 y 2 correspondientes a las gráficas de las [figuras 6](#) y [8](#), representan el rango de desenfoque o profundidad de campo del AXD, el AXI y el AXA.

Para el caso del EEL la intersección entre los rangos obtenidos para la sección en dirección X en las [figuras 7](#) y [9](#) permite definir el rango útil según esa dirección. Lo mismo sucede con la sección en dirección Y. Finalmente la intersección entre estos dos últimos rangos define la profundidad de campo del EEL.

La diferencia en la respuesta frecuencial entre ambas secciones, explica por qué el caracter E presenta principalmente diferente contraste entre sus orientaciones en X y en Y en ciertas imágenes, como se puede apreciar en la cuarta columna de la [Tabla 1](#).

Por otro lado, y con relación a la misma tabla, la calidad de las imágenes es aceptable sólo en ciertos rangos para AXD y AXA. Y como ya se ha mencionado, El AXA no presenta buena calidad por la pérdida demasiada de contraste. Por el contrario, el EEL presenta una aceptable calidad

en sus imágenes, y es prácticamente constante en un amplio rango de desenfoque, siendo bastante superior a la calidad de los axicones.

La [figura 10](#) presenta las gráficas con los rangos de desenfoque útiles encontrados para el AXD y el AXI. La [figura 11](#) hace lo propio con las secciones en X y en Y para EEL. Se adjunta el SMF.

La [Tabla 3](#) sintetiza todos los resultados y define los rangos de desenfoque útil para cada una de las placas zonales investigadas. Son expresados en unidades de distancia y su equivalente en dioptrías.

Las columnas 2 y 3 dan los resultados encontrados de acuerdo al primer y segundo criterios respectivamente. La cuarta columna establece la intersección entre las dos columnas anteriores. La quinta columna que muestra la profundidad de campo, coincide con la cuarta, excepto para el EEL cuyo resultado final se obtiene como la intersección de los resultados de la columna 4 encontrados para las secciones en X y Y.

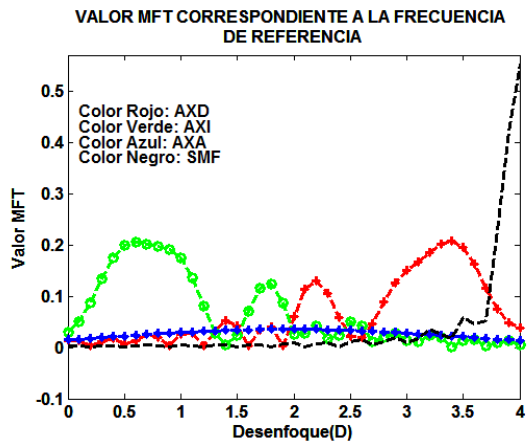


Fig. 6. MFTs para AXD, AXI, AXA y SMF para muchas posiciones en el rango de 0 a 4D.

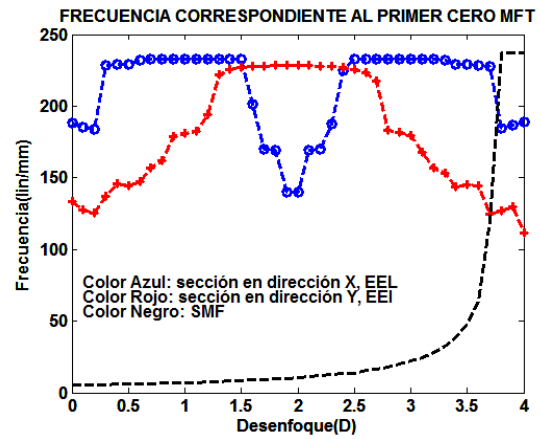


Fig. 9. Frecuencia correspondiente al primer cero MFT para EEL y SMF para muchas posiciones en el rango de 0 a 4D.

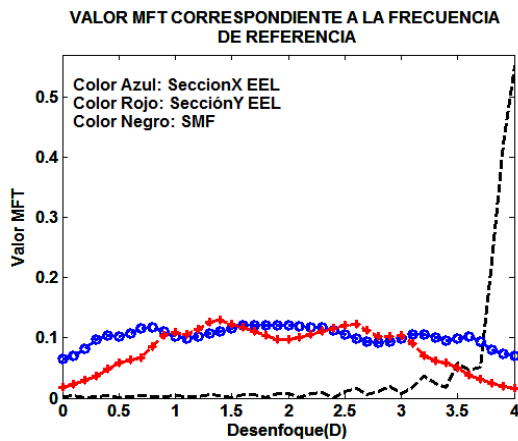


Fig. 7. MFTs para EEL y SMF para muchas posiciones en el rango de 0 a 4D.

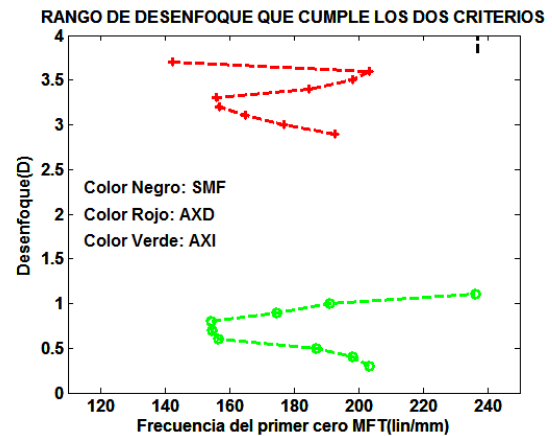


Fig. 10. Rangos de desenfoque definitivos obtenidos numéricamente para el AXD y el AXI. Se agrega el SMF.

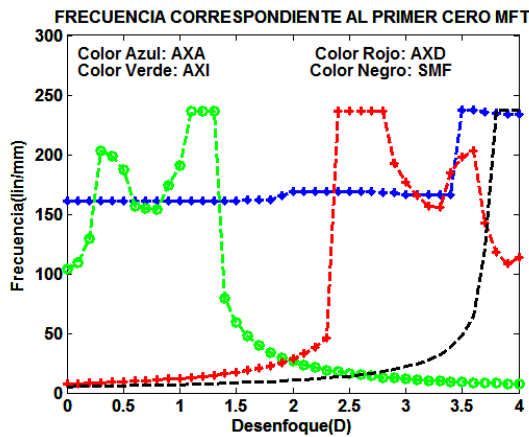


Fig. 8. Frecuencia correspondiente al primer cero MFT para AXD, AXI, AXA y SMF para muchas posiciones en el rango de 0 a 4D.

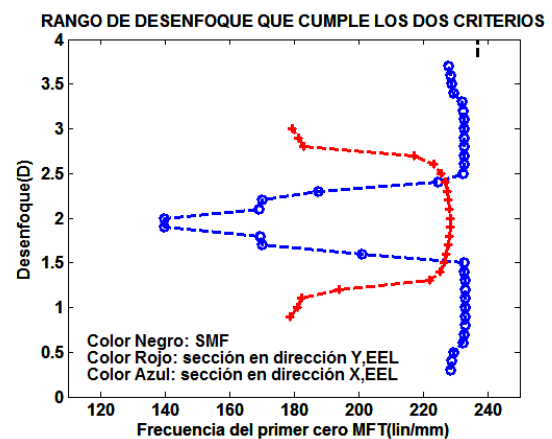


Fig. 11. Rangos de desenfoque definitivos obtenidos para las secciones X y Y en el EEL. Se agrega el SMF.



Tabla 3. Síntesis de los resultados encontrados para cada una de las placas zonales investigadas.

Elemento	Criterio 1	Criterio 2	Criterios 1, 2	Rango útil
AXD	[(2.1-2.3) unido a (2.9-3.7)] D (27.0-34.5) unido a (43.5-47.6) cm	(2.4-4.0) D (25.0-41.7) cm	(2.9-3.7) D (27.0-34.5) cm	(2.9-3.7) D (27.0-34.5) cm
AXI	[(0.3-1.1) unido a (1.7-1.8)] D [(55.6-58.8) unido a (90.9-333.3)]cm	(0.0-1.3) D 76.9cm-inf.	(0.3-1.1) D (90.9-333.3) cm	(0.3-1.1) D (90.9-333.3) cm
AXA	_____	(0.0-4.0) D 25.0cm-inf.	_____	_____
SMF	(3.8-4.0) D (25.0-26.3) cm	(3.7-4.0) D (25.0-27.0) cm	(3.8-4.0) D (25.0-26.3) cm	(3.8-4.0) D (25.0-26.3) cm
SECCIÓN X EEL	(0.3-3.7) D (27.0-333.3) cm	(0.0-4.0) D 25.0cm-inf.	(0.3-3.7) D (27.0-333.3) cm	(0.9-3.0) D (33.3-111.1) cm
SECCIÓN Y EEL	(0.9-3.0) D (33.3-111.1) cm	(0.0-4.0) D 25.0cm-inf.	(0.9-3.0) D (33.3-111.1) cm	

## 5. CONCLUSIONES

Se han investigado cuatro placas zonales que se han diseñado con profundidad extendida de foco con el objetivo de encontrar sus posibles propiedades como elementos compensatorios de la presbicia. Los resultados definitivos para las placas AXD, AXI, EEL y el SMF se ilustran en las [figuras 10 y 11](#) que corresponden a los datos de la columna cuarta de la [Tabla 3](#). No se le halló profundidad de campo al AXA. Como se ha aclarado en el texto, se ha agregado el SMF sólo para efectos de comparación.

De acuerdo a estos resultados, el AXD serviría sólo para distancias cercanas a la distancia de

lectura, es decir unos 25cm., el AXI serviría para distancias entre los 90cm y los 3.0m aprox. y el AXA definitivamente no presenta un rango útil de desenfoque que permita buena calidad en la formación de imágenes. En cambio, el EEL sí presenta un rango útil desde los 30cm hasta los 110cm. aproximadamente, siendo este el principal sector de distancias afectado en las personas que padecen la falta de acomodación. En consecuencia, en base a la metodología aplicada en esta investigación, es el EEL la placa zonal que permite compensar la pérdida de acomodación o presbicia en un importante sector de distancias objeto. No son las placas con simetría de revolución las llamadas a solucionar esta deficiencia visual, sino las placas con modulación angular.

## REFERENCIAS

- Charman, W. N. (1995). *Handbook of Optics, Optics of the Eye*, Chap. 24, Vol. I, pp.24.5-24.7, Michael Bass, Editor, Mcgraw Hill, New York.
- G.-m, Dai (2006). Optical surface optimization for the correction of presbyopia. *Applied Optics*, **45**: 4184-4195.
- Gross, H, F. Blechinger, and B. Achtner, (2008) *Handbook of optical Systems* Vol. 4, Survey of Optical Instruments (Wiley-VCH).
- Goodman, W. (2005). *Introduction to Fourier Optics*, caps.1,2,3,4,5 y 6, Roberts & company, Englewood, Colorado, Third Edition.
- Henao, R., A. Ciro, A. Kolodziejczyk, Z. Jaroszewicz (2009). Elementos Difractivos en la Corrección de la Presbicia. *Revista de la Facultad de Ciencias Básicas*. Universidad de Pamplona. Colombia, **7**:1-7
- Mikuła, G., A. Kolodziejczyk, M. Makowski, C. Prokopowicz, and M. Sypek, (2005). Diffractive elements for imaging with extended depth of focus, *Opt. Eng*, **44**: 1-7.
- Mikuła, G., Z. Jaroszewicz, A. Kolodziejczyk, K. Petelczyc y M. Sypek, (2007) Imaging with extended focal depth by means of lenses with radial and angular modulation. *Opt. Express*, **15**: 9184-9193.
- Milanich, A. I., New optotypes for checking visual acuity. *Measurement techniques*, **51**: 865-867.
- Purves, D. et al. (2001) *Neuroscience*, 2nd edition, section II. 11, Sinauer Associates.
- Sypek, M. (1995). Light propagation in the Fresnel region. New numerical approach, *Opt. Commun.* **116**: 43-48.

## SOBRE LOS AUTORES

### Alberto Ciro

Profesor Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín, Colombia. Doctor en Física, Universidad de Antioquia, Medellín. Área de investigación: Óptica Difractiva y Electro óptica.

### Nicolas Gómez

Profesor Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín, Colombia. Magister en Física, Universidad Nacional, Medellín, Colombia. Área de investigación: Electro óptica y Fotónica.

### Rodrigo Henao

Profesor Instituto de Física, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia. Doctor en Física CIOp, La Plata, Argentina. Área de investigación: Speckles, Interferometría Óptica, Óptica Difractiva.