



Facultad de Ciencias ~ Escuela de Física

Diseño y evaluación de perfiles de lentes intraoculares

Tesis de Grado para optar al título de Magíster en Ciencias - Física

Presentado por:

Ing. Físico Augusto Arias Gallego

Director:

Prof. Dr. Zbigniew Jaroszewicz

Instituto de Óptica Aplicada de Varsovia

Profesor Adjunto – Universidad Nacional de Colombia

Co-director:

Dr. rer. nat. Román Castañeda Sepúlveda

Profesor Titular – Escuela de Física

Medellín, Febrero de 2012

AGRADECIMIENTOS

Sería injusto llegar a este punto sin al menos expresar mis sinceras gratitudes a todas aquellas personas que me brindaron su ayuda y contagiaron de ánimos. Es este un pequeño reconocimiento, del cual no es mi intención dejar por fuera a nadie.

En primer lugar, le agradezco a toda mi familia, en especial a mis padres y hermana, su paciencia y apoyo total para el buen término de este trabajo. A mis tutores, Zbigniew Jaroszewicz y Román Castañeda les agradezco su colaboración a lo largo de esta investigación. Por supuesto, reconozco las valiosas lecciones y entusiasmo de los profesores Andrzej Kolodziejczyk, Salvador Bará, Walter Furlan y Juan Monsoriu. Quisiera agradecer a José Gómez su gran voluntad en hacer todo lo posible para ayudarme.

Los amigos no son ajenos a esta sección. Reconozco en Juan Fernando Montoya, Maria Isabel Álvarez y Nelson Correa grandes personas que poseen la fórmula para convertir los momentos difíciles en carcajadas. A Laura Remón, Tomás García, Arnau Calatayud y Cristina Casanova mi profunda gratitud por su amabilidad y confianza. Mil gracias a: Teresa Soñta-Jaroszewicz, Alejandro Martinez, Duber Ospina y Maxim Sobolev por su desinteresada hospitalidad; a Varvara Khvatova y Wojciech Osinski, de los que aprendí que los extraños son amigos que aún tenemos que conocer; y a Malgorzata Wojtyniak, quien me animó (y no se desanimó) a instruirme sobre su idioma. Agradezco de forma especial a Gustavo Cañas, Jesús Causado, Yamile Cardona, Natalia Múnera, Erick Reyes, Nelson Gómez y Jhon Restrepo su grata compañía durante este ciclo de estudios.

Mis sinceros agradecimientos a las siguientes instituciones por las oportunidades ofrecidas: la Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, la Universidad Politécnica de Valencia, la Universidad de Valencia y el Instituto de Óptica Aplicada (Varsovia). Igualmente, extendiendo este reconocimiento a Colciencias por el soporte servido mediante la Beca Jóvenes Investigadores 2010.

CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS	6
LISTA DE TABLAS	9
RESUMEN	10
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN	11
Capítulo 2. COMPARACIÓN DE PARÁMETROS DE CALIDAD VISUAL EN LIOS MULTIFOCALES Y CON SEGMENTOS FOCALES	13
2.1 Modelo simplificado del ojo afáquico y mapas de potencia	15
2.2 Cálculo de los parámetros cercanos a la agudeza visual	19
2.2.1 <i>Razón de Strehl (SR)</i>	20
2.2.2 <i>Función de transferencia de modulación compuesta (cMTF)</i>	20
2.2.3 <i>Razón de Strehl visual computada en el dominio de las frecuencias (VSOTF)</i>	21
2.3 Resultados	22
2.4 Análisis	22
Capítulo 3. EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE ENFOQUE EN LIOS MULTIFOCALES USANDO UN SLM	25
3.1 Descripción del método	26
3.1.1 <i>Características de la LIO evaluada</i>	27
3.1.2 <i>Manipulación de la geometría de la pupila compleja</i>	28
3.2 Verificación numérica	30
3.3 Resultados	30
3.3.1 <i>Comparación de la PSF numérica y experimental</i>	30
3.3.2 <i>Cuantificación de las propiedades de formación de imágenes</i>	31
3.4 Discusión	33
Capítulo 4. EXPANSIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE FOCO EN LIOS MONOFOCALES POR LA PROYECCIÓN DE ESTRUCTURAS DIFRACTIVAS	35
4.1 Configuración experimental	36
4.1.1 <i>Características de la LIO usada</i>	37
4.1.2 <i>Medición de la modulación de fase del SLM</i>	38
4.2 Control de la iluminación usando el SLM	40
4.2.1 <i>Reproducción de pupilas con formas arbitrarias</i>	40
4.2.2 <i>Centrado de la iluminación sobre la LIO</i>	41
4.3 Estimación y cancelación del astigmatismo	42
4.4 Resultados	44
4.4.1 <i>Evolución del spot focal</i>	44
4.4.2 <i>Cálculos en el dominio de las frecuencias</i>	46
4.5 Análisis	47
Capítulo 5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	49
REFERENCIAS	51

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Diagrama de la anatomía del ojo. Tomado de [1].....	11
Figura 1.2. Esquema de la formación de imágenes para un ojo afáquico más una LIO: (a) monofocal, (b) bifocal y (c) con profundidad de foco expandida y continua.....	12
Figura 2.1. Esquema de la configuración ojo afáquico con la LIO implantada.	16
Figura 2.2. Mapas de potencia $P_{IOL}(r, \theta)$ asociados a: (a) la LIO monofocal, (b) la LIO bifocal, (c) el axicón cuártico y (d) el LSOE. Las unidades en la escala de grises están dadas en dioptrías.	17
Figura 2.3. MTFs aportadas por el LSOE implantado en el ojo afáquico cuando se ilumina con vergencias equivalentes a: (a) 0D, (b) 0.7D, (c) 1.4D, (d) 2.1D, (e) 2.8D y (f) 3.5D, calculadas para $\lambda=555$ nm. El círculo discontinuo indica la frecuencia de corte del sistema óptico.....	18
Figura 2.4. (a) Señalamiento de los perfiles extraídos desde la MTF bidimensional del LSOE (Figura 2.3d) para construir una MTF angularmente promediada unidimensional. (b) Separación de cada perfil de la MTF según el código de color.	18
Figura 2.5. Apilamiento de las MTFs unidimensionales sobre el rango de adición para: la LIO (a) monofocal y (b) bifocal, y los elementos basados en (c) el axicón cuártico y (d) el LSOE. Los valores de las MTFs sobre las frecuencias señaladas con las líneas blancas punteadas son necesarios para el cálculo de las cMTFs (ver Figura 2.8b).....	19
Figura 2.6. Para la estimación de la cMTF se aislaron los valores de la MTF en tres frecuencia espaciales 10 cdp, 20 cdp y 30 cdp, indicadas con los tres círculos internos. El cuadro continuo señalado en (a) es aumentado en (b).....	21
Figura 2.7. CSF_N (<i>Neuronal Contrast Sensitivity Function</i>) usada para calcular la VSOTF.	22
Figura 2.8. Descriptores de calidad visual para la LIO monofocal, bifocal, el axicón cuártico, y el LSOE. (a) Razón de Strehl (SR); (b) Función de transferencia de modulación compuesta (cMTF); y (c) Razón de Strehl visual computada en el dominio de las frecuencias (VSOTF).	23
Figura 3.1. Montaje experimental para la emulación de vergencias y descentramientos sobre la LIO, usando el SLM Holoye PLUTO. Las longitudes focales de las lentes L_1 y L_2 que componen el telescopio son 20 y 10 cm, respectivamente. OBJ designa un objetivo de 40x. El trazado de rayos discontinuo emergente del LCD es seguido por la luz no modulada.....	27

Figura 3.2. Evaluación experimental de la eficiencia de difracción en el primer orden de una red blazed al variar la profundidad de fase. La línea continua corresponde a la curva teórica según la Ec. 3-6.....	29
Figura 3.3. Esquema de la iluminación descentrada sobre la LIO. x_c es el desplazamiento de la iluminación en el eje x.....	30
Figura 3.4. Intensidad axial numérica (línea continua) y experimental (puntos) de la LIO bifocal centrada.....	31
Figura 3.5. PSFs numéricas y experimentales correspondientes a la visión lejana, intermedia y cercana. Además, tres valores de descentramiento fueron programados. La longitud de la barra gris en cada recuadro es 77 μm	32
Figura 3.6. Parámetros de calidad óptica y visual evaluados para el conjunto de descentramientos y vergencias del objeto.....	33
Figura 3.7. Simulación de la formación de imágenes a través de la LIO considerando la misma longitud de onda de diseño e iluminación. Cada etiqueta en la imagen de prueba (a) se convoluciona con la PSF correspondiente para la distancia del objeto indicada. Los valores de descentramiento son: (b) 0, (c) 0.25 y (d) 0.5 mm. La línea discontinua azul indica la posición original de los textos.....	34
Figura 4.1. Esquema experimental para la evaluación de las propiedades de enfoque los perfiles difractivos superpuestos a una LIO esférica. Las longitudes focales de las lentes L_1 y L_2 que componen el telescopio son 30 y 17.5 cm, respectivamente. La trayectoria de los ordenes +1 y -1 de una red binaria programada en el SLM son señalados por las líneas rojas discontinuas.....	37
Figura 4.2. Configuración experimental para la medición de la adición de fase en función del nivel de gris desplegado en la pantalla LCD y los ángulos χ_P y χ_A de los polarizadores.....	38
Figura 4.3. Caracterización de la intensidad y fase asociados a los niveles de gris desplegados en el SLM para $\chi_P=45^\circ$ y $\chi_A=340^\circ$. Los puntos azules distinguen las variaciones de amplitud relativa $a(\Gamma)$. La fase adicionada $\varphi(\Gamma)$ (puntos rojos) se dedujo del contraste de las autoimágenes, en la zona inferior se exponen segmentos de algunas de ellas.....	39
Figura 4.4. Ejemplos de la generación de pupilas de amplitud con formas irregulares a partir de las imágenes (a), (b) y (c). Los resultados correspondientes adquiridos en el plano de la LIO (ver esquema de la Figura 4.1) se muestran en (d), (e) y (f).....	41
Figura 4.5. Ejercicio de centrado (en la dirección vertical) de la pupila proyectada en el SLM sobre la apertura de la LIO. En la zona superior se exponen los negativos de las imágenes adquiridas en el plano de la LIO. Los perfiles (abajo) corresponden a la binarización de cada imagen en la trayectoria señalada por la línea roja.....	42

- Figura 4.6. Imagen de la coincidencia de las pupilas proyectada por el SLM y la LIO. La semejanza entre los perfiles horizontal (discontinuo) y vertical (continuo) indican la finalización del proceso de centrado. 42
- Figura 4.7. Procesamiento para evaluar la simetría del haz Laguerre-Gauss: (a) señalamiento de los perfiles radiales sobre la imagen aberrada, y (b) ancho estimado del haz en función de la orientación del perfil (según el código de color). El indicador de simetría Q depende netamente de los valores Max y Min 43
- Figura 4.8. Mapa de los coeficientes de Zernike de segundo orden para el astigmatismo y su correspondiente valor del indicador Q . (b) corresponde a un barrido detallado sobre la zona delimitada por la línea discontinua en (a). La flecha en (a) indica el punto de partida de la corrección y la apariencia del haz LG. Las coordenadas del valor mínimo de Q en (b), apuntadas por la flecha, designa el par de coeficientes para los cuales el astigmatismo es compensado. Aprecie la recuperación de la simetría en los vórtices con diferente carga topológica. 44
- Figura 4.9. Spots focales para cada perfil difractivo superpuesto en la base refractiva de la LIO monofocal. Todas las imágenes son presentadas en la misma escala. 45
- Figura 4.10. Evolución de la MTF promediada angularmente a través de varios desenfocos para: (a) la LIO monofocal esférica, los diseños bifocales en base a las lentes (b) AMO Array y (c) Tecnis ZM900, (c) el axicón cuártico, y (d) el LSOE. 46
- Figura 4.11. Valores de la CSF obtenidos para la LIO monofocal y los perfiles difractivos proyectados en ella. 47
- Figura 4.12. Simulación numérica de los efectos de la aberración esférica primaria sobre los valores de la CSF aportados por el diseño difractivo de la lente Tecnis ZM900. 48

LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1. Especificaciones técnicas del SLM Holoeye PLUTO.....	26
Tabla 4.1. Especificaciones técnicas del SLM Holoeye LC-R 720.	37

RESUMEN

El uso de lentes intraoculares (LIOs) monofocales, bifocales y acomodativas es una estrategia para restaurar el poder refractivo en los ojos tratados de las cataratas. Con el fin de comprender y mejorar la percepción visual de las escenas tridimensionales, abordamos el estudio de los diseños de las LIOs y evaluamos *in vitro* su desempeño. Inicialmente, proponemos dos diseños alternativos que compensan la falta de la acomodación, expandiendo la profundidad de foco del ojo. Los diseños se basan en la modulación radial (axición cuártico) y angular (*Light Sword Optical Element*) de la curvatura de una lente. La calidad óptica y visual de estos diseños fue calculada, y luego comparadas con las obtenidas por una LIOs monofocal y otra bifocal convencionales. El análisis del desempeño se fundamentó principalmente en la razón visual de Strehl calculada en el dominio de las frecuencias, la cual es un parámetro neuro-óptico que toma en cuenta la función de transferencia óptica y la función neuronal de sensibilidad al contraste, lo que permite acercarse a la descripción de la agudeza visual.

Adicionalmente, implementamos dos bancos de prueba experimentales orientados a evaluar las propiedades de enfoque de las LIOs multifocales y el desempeño de los perfiles difractivos que expande la profundidad de foco de una LIO monofocal. La versatilidad de los moduladores espaciales de luz basados en pantallas de cristal líquido fue aprovechada para cambiar algunos parámetros de la iluminación sobre la LIO, tales como los decentramientos y desenfoques. Si bien el uso de estos dispositivos aumentó la estabilidad de los montajes al evitar el uso de componentes móviles, fue necesario realizar una caracterización de la modulación de fase y compensar las aberraciones que lo acompañan. En ambas pruebas experimentales, teniendo presente acercarnos a la percepción visual, se calculó la función de sensibilidad al contraste desde la imagen del punto esparcido. La conformación de estos bancos de prueba es una estrategia inicial muy útil para la optimización de los diseños de LIOs, los cuales pueden ser estandarizados por medio de la inclusión de un modelo ocular según la norma ISO 11979.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

El ojo es un sofisticado sistema óptico compuesto principalmente por dos elementos refractivos (córnea y cristalino), el iris y la retina. La córnea es la responsable de aproximadamente dos tercios de la potencia total del ojo. Por su parte, el cristalino añade la restante fracción de potencia óptica que permite distinguir los objetos lejanos. Además, éste puede variar su forma para proporcionar un enfoque de los objetos cercanos e intermedios, proceso denominado acomodación. El iris constituye el diafragma de apertura del ojo, que ajusta automáticamente su tamaño a los niveles de luz percibidos. El humor acuoso es un gel transparente que es renovado cíclicamente, el cual llena el espacio entre la córnea y el cristalino. La retina es un tejido, situado en la cara interna posterior del ojo, que contiene las células fotosensibles para el registro de las imágenes a ser procesadas en el cerebro. La cámara posterior del ojo está llena de un líquido llamado humor vítreo, lo que contribuye a mantener la forma del globo ocular. Un esquema simplificado del ojo se expone en la Figura 1.1.

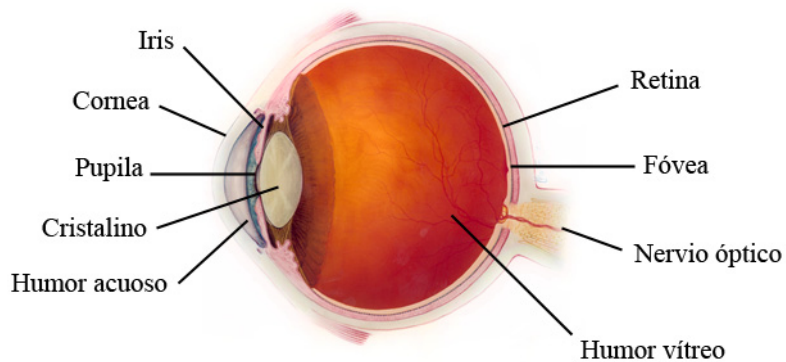


Figura 1.1. Diagrama de la anatomía del ojo. Tomado de [1].

La catarata es una alteración de la transparencia del cristalino que oscurece las imágenes y reduce la sensibilidad al contraste, por efecto de la difusión de la luz (*scattering*). Entre las causas conocidas de las cataratas se encuentran: el deterioro del cristalino por el envejecimiento, la *diabetes mellitus*, el tabaquismo, y la exposición a la radiación UV-B. Se estima que en los próximos 20 años la población mayor de 65 años de los países en desarrollo se duplicará, lo que hace suponer que alrededor de 40 millones de personas padecerán incapacidades visuales debido a las cataratas [2].

El tratamiento para las cataratas consiste en la extirpación del cristalino enfermo y la corrección de la alta hipermetropía del ojo afáquico por la implantación de una Lente IntraOcular (LIO). Así, la motivación principal de esta investigación es el mejoramiento del diseño óptico de las LIOs, buscando contribuir al mejoramiento de la calidad de vida de los pacientes.

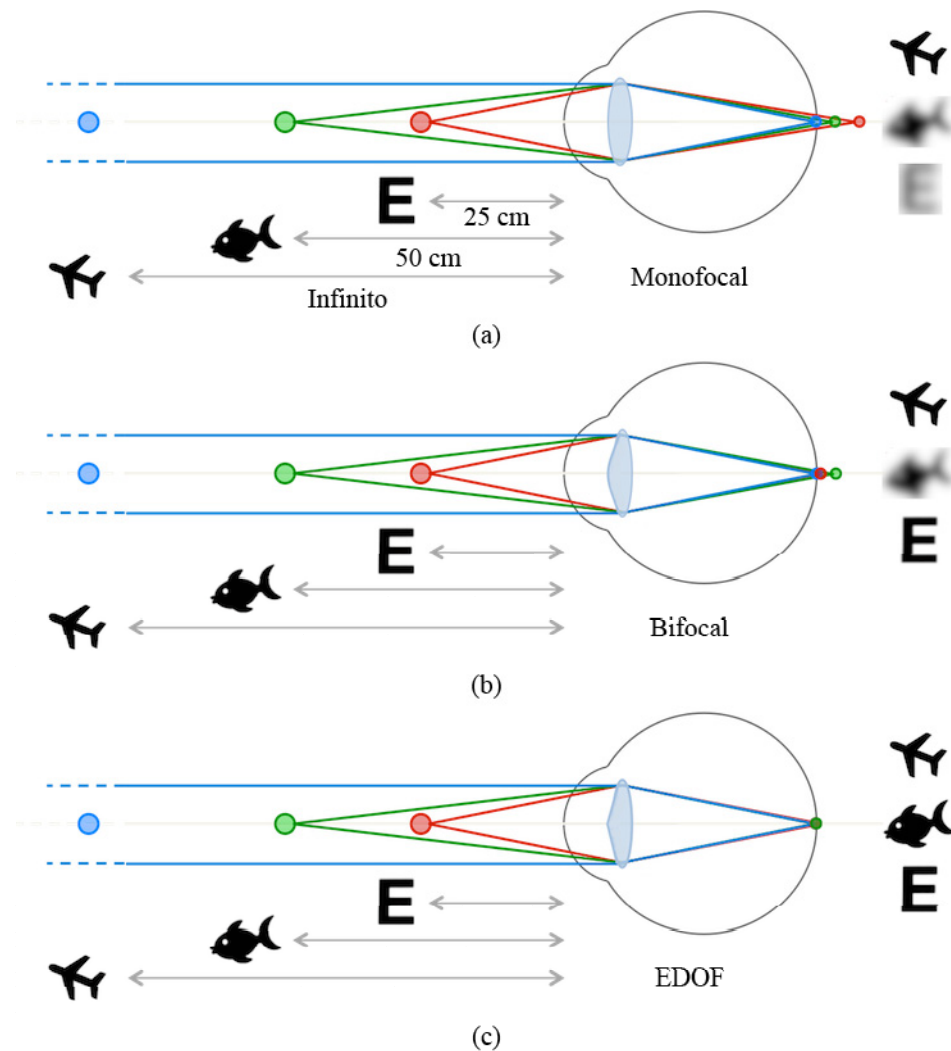


Figura 1.2. Esquema de la formación de imágenes para un ojo afáquico más una LIO: (a) monofocal, (b) bifocal y (c) con profundidad de foco expandida y continua.

En la actualidad existen múltiples diseños de LIOs, entre los cuales las monofocales, las multifocales y las acomodativas son resultado de los esfuerzos por remediar la falta de acomodación. Las LIOs monofocales (ver Figura 1.2a) garantizan la visión de objetos lejanos, pero es necesario el uso adicional de una lente progresiva para distinguir los objetos cercanos e intermedios. Para evitar esto, las LIOs multifocales generalmente son diseñadas con dos puntos focales para la visión lejana y cercana, tal como se muestra en la Figura 1.2b. Las lentes multifocales pueden ser elementos

refractivos o híbridos (refractivos-difractivos). Por otra parte, las LIOs acomodativas proporcionan buena visión para diferentes distancias pues pueden realizar un ajuste del foco por la acción de los músculos ciliares. Si bien estudios clínicos demuestran que estas aportan un rango de acomodación desde 1 a 5 D, no se conoce con certeza el rendimiento de los músculos ciliares luego de la extracción de las cataratas [3]. En este trabajo nos concentraremos en las LIOs multifocales, con el interés de transformar sus múltiples focos en un segmento focal. En el proceso de formación de imágenes de los elementos con profundidad de foco extendida (EDOF, *Extended Depth of Focus*), un punto en el segmento focal creado se asocia con un plano axial a observar. De esta forma, es posible percibir una escena tridimensional con todos los planos enfocados sin necesidad de la acomodación (ver Figura 1.2c).

Generalmente, la calidad de los elementos ópticos formadores de imágenes se evalúa en términos del mapa de aberraciones, la imagen de una fuente de luz idealizada en el infinito (PSF, *Point Spread Function*) y la función de transferencia óptica (OTF, *Optical Transfer Function*). A su vez, la OTF es una cantidad compleja compuesta por un módulo y una fase conocidos como la función de transferencia de modulación (MTF, *Modulation Transfer Function*) y función de transferencia de fase (PTF, *Phase Transfer Function*), respectivamente [4]. Sin embargo, la evaluación del ojo, basada únicamente en estas cantidades, muy útiles y difundidas para describir sistemas puramente ópticos, justificaría la afirmación del médico y físico alemán Hermann von Helmholtz (1867) de que si le vendieran un aparato como el ojo, no sólo se sentiría con todo el derecho a devolverlo, sino que incluso denunciaría al vendedor. No obstante, el mismo científico reconoció que los ajustes de las imágenes en el sistema nervioso central hacen posible observar claramente las escenas que nos rodean [5]. Por este motivo, adoptamos la razón visual de Strehl (VSOTF) y el volumen de la función de sensibilidad al contraste (CSF) para evaluar los diseños de las LIOs. En el desarrollo de este informe se explicará en detalle el cálculo de estos parámetros desde las MTFs numéricas o experimentales.

Una componente esencial en nuestros montajes experimentales es el modulador espacial de luz (SLM, *Spatial Light Modulator*). Básicamente, este dispositivo consiste en una pantalla de cristal líquido nemático, cuyas propiedades birrefringentes cambian por la acción de un campo eléctrico externo controlado desde un ordenador [6]. En la última década los SLMs se han convertido en útiles herramientas para la emulación de elementos ópticos difractivos (EODs), evitando así su costosa fabricación. Algunas aplicaciones de estos dispositivos en óptica oftálmica son: la estimación y compensación de las aberraciones oculares [7,8], y el diseño de elementos ópticos que corrijan los errores de refracción [9]. A lo largo de nuestras experiencias empleamos los SLMs para la evaluación *in vitro* de LIOs multifocales y el análisis de los perfiles difractivos a grabar sobre una base refractiva monofocal. La inclusión de estos dispositivos aporta gran estabilidad y versatilidad a los montajes experimentales con desenfoques variables debido a la anulación de las partes móviles.

Este trabajo se divide en tres partes. En el Capítulo 2 proponemos las LIOs basadas en los EDOFs. Para demostrar que es posible aumentar la profundidad de campo del ojo sin desmejorar la calidad visual, simulamos numéricamente la respuesta de dos indicadores visuales en el rango de acomodación y las comparamos con las correspondientes de una LIO bifocal comercialmente disponible y clínicamente analizada. Este estudio formó parte de la ponencias “*Calculation and comparison of visual OTF of axicons and LSOE like Intraocular Lens*”, presentada en la VII Reunión Iberoamericana de Óptica RIAO 2010 (Lima, Perú), y “*Comparación entre las propiedades de formación de imágenes de los LIOs convencionales y los axicones propuestos*”, presentada en el VI Congreso de Optometría Seccional Antioquia 2009 (Medellín, Colombia). Adicionalmente, la Alcaldía de Medellín por medio del concurso *Premios a la Investigación 2010* reconoció esta como una de las investigaciones más significativa del año.

Exponemos una nueva técnica para la evaluación *in vitro* de LIOs multifocales en el Capítulo 3. Usando un SLM podemos controlar los parámetros de iluminación sobre la LIO, tales como: el descentramiento, la iluminación fuera de eje y el desenfoque. Evaluamos la calidad óptica y visual de una LIO bifocal con varios desenfoques y descentramientos en su iluminación. Este método de testeo fue presentado en los posters: “*Performance evaluation of a decentred multifocal diffractive intraocular lens using a SLM*”, presentado en el evento European Academy 2011 (Praga, República Checa) y “*A method for testing the optical quality of IOLs with a liquid cristal SLM*”, presentado en la International Conference in Applications of Optics and Photonics 2011 (Braga, Portugal).

En el Capítulo 4 mostramos que es posible evaluar experimentalmente el desempeño de los perfiles difractivos que expanden la profundidad de foco en una LIO monofocal, antes de que estos sean grabados. Aprovechamos los conocimientos de los capítulos anteriores para estimar la calidad visual de los diseños bifocales y EDOF. Un montaje similar al descrito en el Capítulo 3 se ensambló como banco de pruebas de los elementos difractivos proyectados en la LIO base. La experiencia adquirida sobre la caracterización y optimización de la modulación de fase, y la compensación parcial de las aberraciones en el SLM empleado fue divulgada en el comunicado [10] y las ponencias “*Characterization and Optimization of a Spatial Light Modulator*” y “*Estimation and compensation of aberrations in the Spatial Light Modulators*” presentadas durante la RIAO 2010 (Lima, Perú).

Finalmente, las conclusiones y perspectivas sobre el diseño y evaluación de LIOs se comentan en el Capítulo 5. Además, realizamos algunas sugerencias con el fin de mejorar los métodos experimentales desarrollados.

Capítulo 2

COMPARACIÓN DE PARÁMETROS DE CALIDAD VISUAL EN LIOS MULTIFOCALES Y CON SEGMENTOS FOCALES

En este capítulo proponemos soluciones alternativas en los diseños de las LIOs que compensan la falta de acomodación en los ojos afáquicos. Los elementos EDOF son la base de nuestra propuesta, la cual se justifica en el cálculo y comparación numérica de algunos parámetros de calidad óptica, cercanos a la agudeza visual, para dos soluciones convencionales y dos innovadores diseños basados en el axicón cuártico y el elemento óptico espada de luz (LSOE, *Light Sword Optical Element*).

Se analizará el desempeño de una LIO monofocal (una solución convencional), una LIO bifocal con enfoque en 20 y 23.5D, el axicón cuártico, y el LSOE. Anteriormente en [11], se exploraron las propiedades de formación de imágenes del axicón cuártico como lente de contacto para compensar la presbicia. Por su parte, el LSOE logra interesantes habilidades para la recuperación de irradiancia y la transferencia de contraste al plano imagen al compararlo con los axicones [12,13]. Los elementos a analizar, excepto el LSOE, poseen una modulación radial en la curvatura de sus perfiles para crear los múltiples focos o segmentos focales continuos. El poder refractivo del LSOE varía angularmente, permitiendo que su comportamiento sea invariante ante los cambios del tamaño pupilar debido a las condiciones de iluminación [14]. Sin embargo, el máximo de intensidad en el patrón de difracción se desplazará levemente en forma helicoidal a lo largo del segmento [12,15,16], cuyo efecto sobre la percepción debe ser estudiado posteriormente.

Para realizar las comparaciones se emplearon dos indicadores objetivos de la calidad visual: la VSOTF (razón de Strehl visual calculada en el dominio de las frecuencias) descrito por Marsack [17] y el cMTF (función de transferencia de modulación compuesta) propuesto por Dai [18]. Finalmente, discutimos la validez de la propuesta inicial a partir del comportamiento de los cuatro elementos a lo largo del rango de adición.

2.1 Modelo simplificado del ojo afáquico y mapas de potencia

Nuestro modelo del ojo afáquico consiste simplemente en una lente de 40D libre de aberraciones inmersa en un medio homogéneo. El radio pupilar R para las condiciones fotópicas asumidas es equivalente a 2.2mm. La potencia base de las LIOs analizadas es 20D, correspondiente a la potencia

del cristalino sin acomodación. Ubicamos el punto de estudio de las propiedades de formación de imágenes en la fovea, considerando el sistema óptico paraxial e isoplanático (ver Figura 2.1).

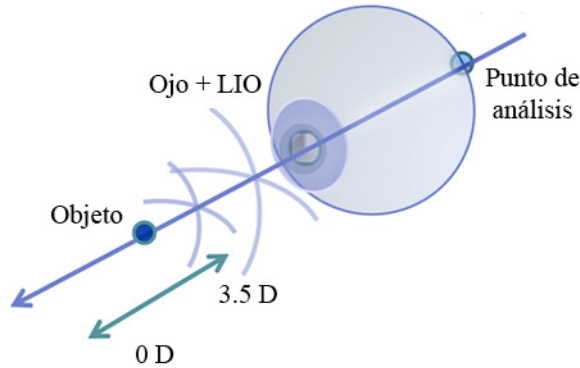


Figura 2.1. Esquema de la configuración ojo afáquico con la LIO implantada.

Cuando la luz proveniente de una fuente puntual con vergencia P_{OBJ} incide sobre el ojo con la LIO implantada, una primera aproximación del campo $u(r, \theta)$ en la pupila de salida de este sistema está dada por:

$$u(r, \theta) = \text{circ}\left(\frac{r}{R}\right) \exp\left[i \frac{\pi r^2}{\lambda} (-P_{IOL}(r, \theta) - P_{EYE} + P_{OBJ})\right] \quad \text{Ec. 2-1}$$

donde (r, θ) denotan las coordenadas polares, $\text{circ}(r/R)$ es la función de apertura circular del ojo, equivalente a 1 para $r < R$ y cero en otro caso, $P_{EYE} = 40\text{D}$ es el poder dióptrico del ojo afáquico, $P_{IOL}(r, \theta)$ corresponde a la distribución local del poder para cada diseño de la LIO y $\lambda = 555\text{nm}$ es la longitud de onda para la cual el ojo es más sensible [19].

Las soluciones analizadas a continuación son: las LIOs monofocal y bifocal, el axicón cuártico y el LSOE. La potencia total de cada diseño $P_{IOL}(r, \theta)$ se descompone en la potencia base $P_{BASE} = 20\text{ D}$ y una adición máxima $P_{ADD} = 3.5\text{ D}$. Los mapas de potencia son expuestos en la Figura 2.2 y sus formas analíticas están dadas por:

$$P_{IOL_Mono}(r, \theta) = P_{BASE} \quad \text{Ec. 2-2}$$

$$P_{IOL_Bifocal}(r, \theta) = P_{BASE} + P_{ADD} \sum_{n=1}^2 \left[\text{circ}\left(\frac{r}{r_{2n}}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{r_{2n-1}}\right) \right] \quad \text{Ec. 2-3}$$

$$P_{IOL_Quartic}(r, \theta) = P_{BASE} + P_{ADD} \cdot \left(\frac{r}{R}\right)^2 \quad \text{Ec. 2-4}$$

$$P_{IOL_LSOE}(r, \theta) = \frac{P_{BASE} \cdot (P_{BASE} + P_{ADD})}{P_{BASE} + P_{ADD} - P_{ADD} \cdot \left(\frac{\theta}{2\pi}\right)}, \quad 0 \leq \theta < 2\pi \quad \text{Ec. 2-5}$$

donde, como se indica en [20], los parámetros adicionales para la representación del diseño bifocal r_1 , r_2 , r_3 y r_4 en la Ec. 2-3 son equivalentes a 1.05, 1.7, 1.95 and 2.3 mm, respectivamente.

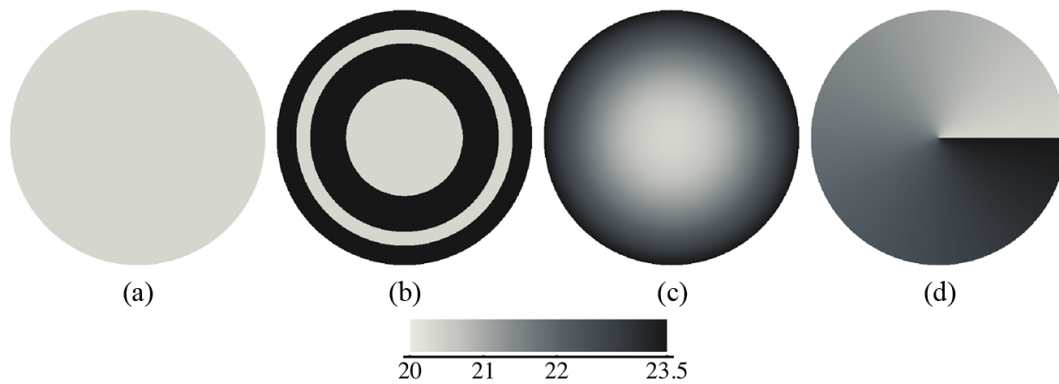


Figura 2.2. Mapas de potencia $P_{IOL}(r, \theta)$ asociados a: (a) la LIO monofocal, (b) la LIO bifocal, (c) el axicón cuártico y (d) el LSOE. Las unidades en la escala de grises están dadas en dioptrías.

La lente monofocal se caracteriza por poseer una fase pura cuadrática. No obstante, muchas LIOs comercialmente disponibles, como la AMO Tecnis Z9000 [21], incluyen en su diseño una cantidad de aberración esférica orientada a compensar este tipo de aberración corneal. Así, la calidad de las imágenes percibidas por el sistema completo ojo-LIO mejoraría. La lente bifocal se modeló siguiendo el diseño de la LIO AMO Array S40L con anillos de potencias alternadas entre 20 y 23.5D [20]. El axicón cuártico fue descrito con anterioridad en [11], donde fueron estudiadas sus propiedades para la formación de imágenes y postulado como elemento compensador de la presbicia. Estudios sobre el diseño y desempeño óptico del LSOE pueden ser encontrados en [12–16]. Observe que los primeros tres mapas de potencia poseen simetría de revolución. Solamente el mapa del LSOE posee una dependencia con la coordenada angular θ . Esta asimetría de revolución en la función de transmisión se traslada a la MTF del sistema ojo-LIO, cuya morfología depende de la vergencia del objeto (tal como se indica en la Figura 2.3).

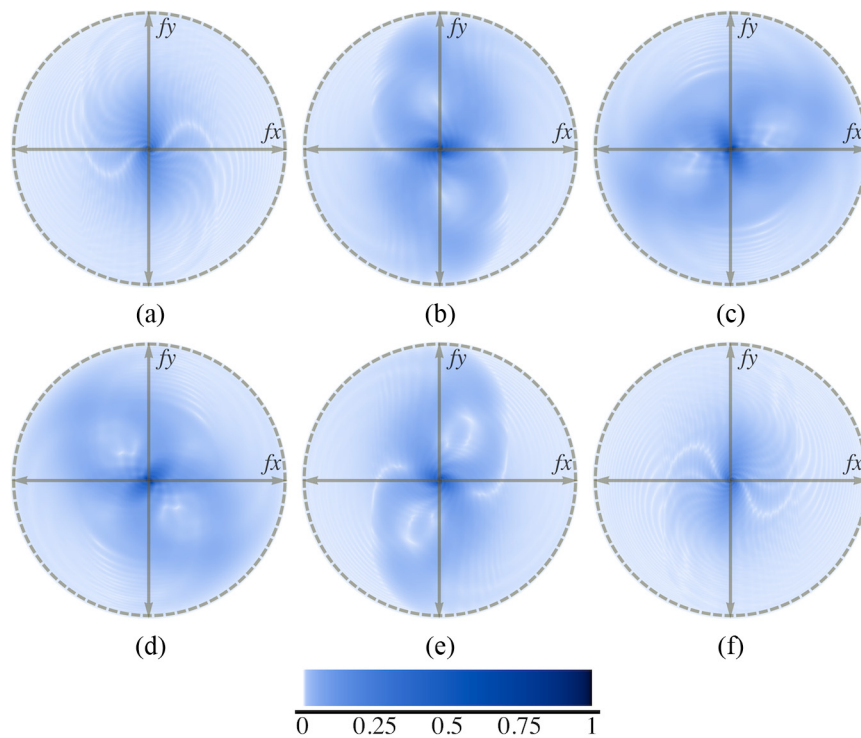


Figura 2.3. MTFs aportadas por el LSOE implantado en el ojo afáquico cuando se ilumina con vergencias equivalentes a: (a) 0D, (b) 0.7D, (c) 1.4D, (d) 2.1D, (e) 2.8D y (f) 3.5D, calculadas para $\lambda=555$ nm. El círculo discontinuo indica la frecuencia de corte del sistema óptico

Con el fin de comparar el desempeño de los diferentes elementos, calculamos una versión unidimensional de la MTF a partir del promedio angular de los perfiles radiales de la MTF bidimensional (graficados en la Figura 2.4). Los apilamientos de estas MTFs promediadas en el rango de P_{OBJ} desde 0 a 3.5 D son mostradas en la Figura 2.5.

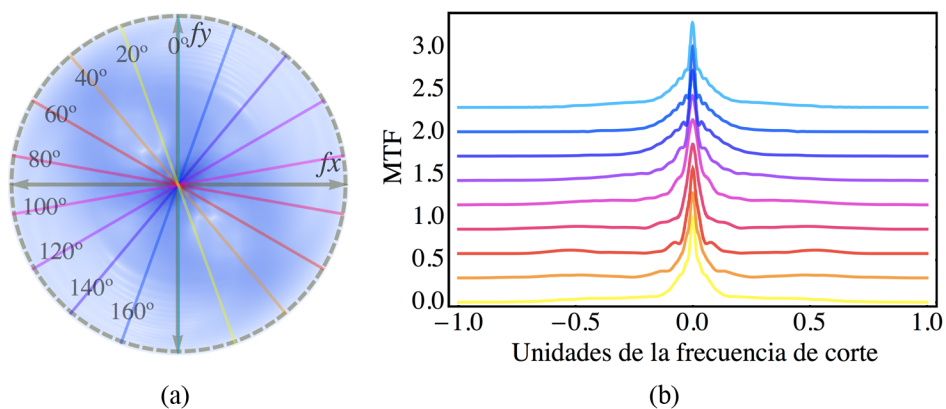


Figura 2.4. (a) Señalamiento de los perfiles extraídos desde la MTF bidimensional del LSOE (Figura 2.3d) para construir una MTF angularmente promediada unidimensional. (b) Separación de cada perfil de la MTF según el código de color.

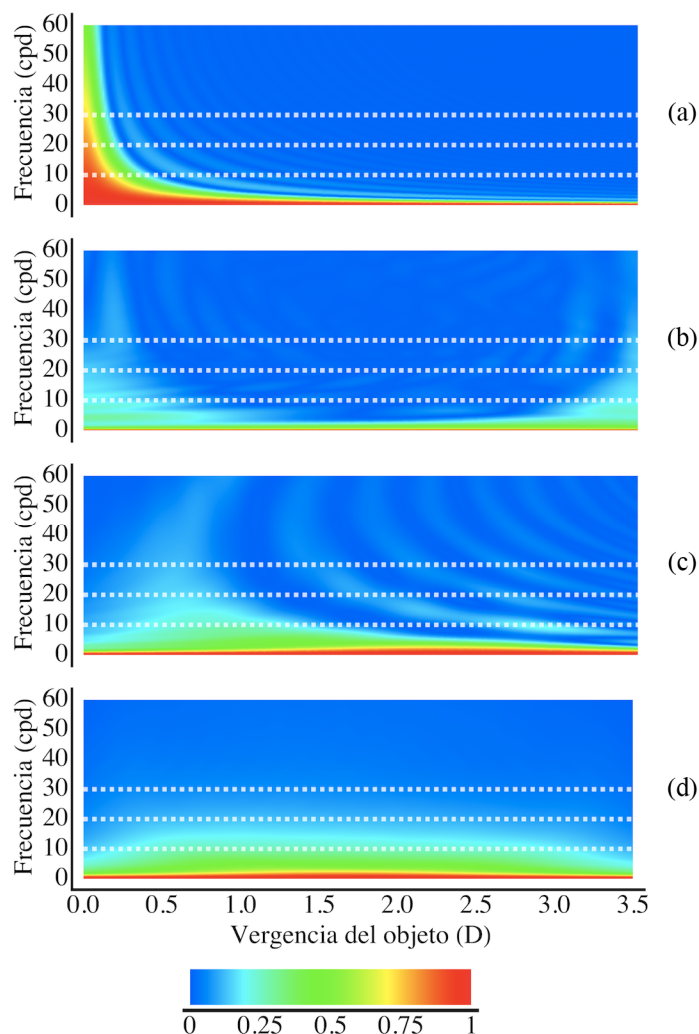


Figura 2.5. Apilamiento de las MTFs unidimensionales sobre el rango de adición para: la LIO (a) monofocal y (b) bifocal, y los elementos basados en (c) el axicón cuártico y (d) el LSOE. Los valores de las MTFs sobre las frecuencias señaladas con las líneas blancas punteadas son necesarios para el cálculo de las cMTFs (ver Figura 2.8b).

2.2 Cálculo de los parámetros cercanos a la agudeza visual

El problema de encontrar parámetros de calidad óptica más correlacionados con la agudeza visual fue el objeto de intensas investigaciones en los últimos años [17,22,23]. Esos parámetros nos resultan muy útiles pues permiten comparar cuantitativamente (en una primera aproximación) el rendimiento visual alcanzable con los diferentes diseños, evitando la realización de algunos ensayos clínicos. Se ha encontrado que no siempre los descriptores clásicos de calidad óptica son buenos indicadores del desempeño visual [17]. Para conformar un parámetro cercano a la agudeza visual debe tenerse en cuenta los aspectos vinculados a la percepción y el procesamiento cerebral. A continuación, presentamos detalladamente los parámetros evaluados sobre la PSF (razón de Strehl) y la MTF (cMTF y VSOTF).

2.2.1 Razón de Strehl (SR)

Calculamos los valores de la razón de Strehl clásica asociada a cada elemento como función de la vergencia del objeto P_{OBJ} , definida por:

$$SR(P_{OBJ}) = \frac{\text{Max}[PSF_{IOL}(P_{OBJ})]}{\text{Max}[PSF_{DL}]} \quad \text{Ec. 2-6}$$

donde $PSF_{IOL}(P_{OBJ})$ corresponde a la PSF del ojo afáquico con la LIO implantada y PSF_{DL} es la PSF limitada por difracción del ojo emétrope para un objeto puntual ubicado en el infinito ($P_{OBJ}=0$). La correlación entre la SR y la agudeza visual es pobre ($R^2=0.55$, según [17]). No obstante, este es un parámetro de calidad óptica fácilmente reconocido, y junto con las MTFs angularmente promediadas (Figura 2.5) proveen una idea previa del comportamiento de las soluciones analizadas [24].

2.2.2 Función de transferencia de modulación compuesta (cMTF)

Este parámetro fue introducido por Dai en [18]. La cMTF se define como un promedio ponderado de la MTF para las frecuencias 10, 20 y 30 ciclos por grado (cdp), relevantes en el proceso de percepción visual. Estas frecuencias son señaladas con líneas discontinuas blancas en la Figura 2.5 y se asocian con estructuras periódicas detectables con agudezas visuales equivalentes a 20/60, 20/30 y 20/20, respectivamente. En la cMTF, los valores de MTF aportados por cada elemento (MTF_{IOL}) son normalizados a los valores de la MTF limitada por difracción del ojo emétrope (MTF_{DL}) para $P_{OBJ}=0$. Formalmente, la cMTF se define como:

$$cMTF(P_{OBJ}) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{MTF_{IOL}(P_{OBJ}, f_n)}{MTF_{DL}(f_n)} \quad \text{Ec. 2-7}$$

donde N es el número de frecuencias f_n incluidas en el promedio (en nuestro caso, $N=3$). Dado que la MTF aportada por el LSOE no posee simetría de revolución, en general, la cantidad $MTF_{IOL}(P_{OBJ}, f_n)$ se extrae desde el promedio de los valores en la circunferencia localizada a la distancia f_n del origen sobre la MTF, tal como se muestra en la Figura 2.6.

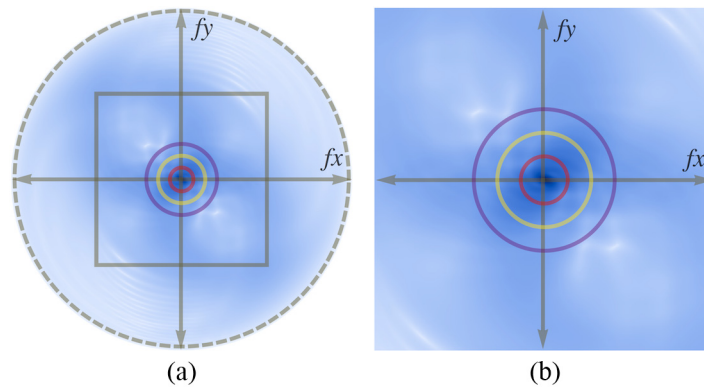


Figura 2.6. Para la estimación de la cMTF se aislaron los valores de la MTF en tres frecuencia espaciales 10 cdp, 20 cdp y 30 cdp, indicadas con los tres círculos internos. El cuadro continuo señalado en (a) es aumentado en (b).

2.2.3 Razón de Strehl visual computada en el dominio de las frecuencias (VSOTF)

Marsak *et al* en [17] concluyeron que el parámetro más cercano a la agudeza visual era la VSOTF ($R^2=0.81$). La definición original de este indicador reveló algunas limitaciones y problemas de consistencia, las cuales fueron resueltas por Iskander quien propuso esta versión mejorada [25]:

$$VSOTF(P_{OBJ}) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} CSF_N(f_x, f_y) \left| \text{Re}[OTF_{IOL}(P_{OBJ}, f_x, f_y)] \right| df_x df_y}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} CSF_N(f_x, f_y) \cdot OTF_{DL}(f_x, f_y) df_x df_y} \quad \text{Ec. 2-8}$$

donde la dependencia de la OTF con la vergencia del objeto (P_{OBJ}) está indicada explícitamente, OTF_{IOL} es la OTF del sistema IOL-ojo afáquico y OTF_{DL} es la OTF limitada por difracción del ojo emétrope para $P_{OBJ}=0$. La inclusión de la función neural de sensibilidad al contraste (CSF_N) en la anterior expresión es la responsable de la cercanía de este indicador a la agudeza visual, la cual caracteriza la acción selectiva de frecuencias en los procesos de la visión. En este trabajo se adoptó la CSF_N reportada en [26], graficada en la Figura 2.7.

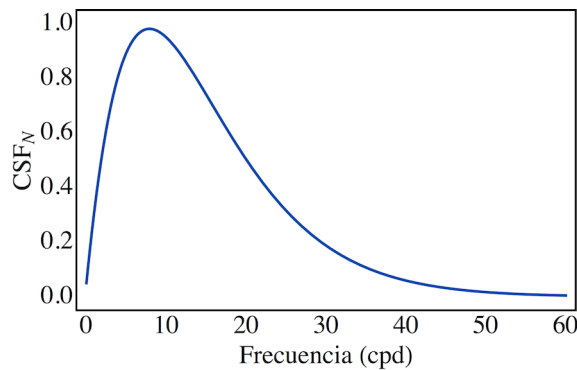


Figura 2.7. CSF_N (Neuronal Contrast Sensitivity Function) usada para calcular la VSOTF.

2.3 Resultados

Usando un algoritmo basado en la transformada de Fresnel [27], propagamos hacia la retina el campo dado por la Ec. 2-1 en el rango de vergencias del objeto desde 0 a 3.5 D para cada elemento presentado. La PSF ocular fue obtenida como el módulo cuadrado del campo propagado. A su vez, la OTF fue computada como la transformada de Fourier de la PSF, y la MTF como el módulo de la OTF [4]. A partir de estos primeros resultados estimamos la SR, cMTF y VSOTF.

Los parámetros son graficados en la Figura 2.8. Como es de esperarse, las soluciones monofocal y bifocal presentan altos valores de los indicadores de calidad para las vergencias del objeto que coinciden con sus puntos focales: 0 D para visión lejana (en la LIO monofocal y bifocal) y 3.5 D para la cercana (en la LIO bifocal). El axición cuártico y el LSOE muestran valores menores en esos puntos de enfoque particulares, sin embargo, los valores no son exageradamente bajos al ser comparados con los obtenidos con la lente bifocal. A cambio de tal rendimiento en los extremos del rango focal, los EDOFs proveen valores razonables de los indicadores visuales en el intervalo de adición completo.

2.4 Análisis

Los resultados en la Figura 2.8 justifican la idea que los elementos EDOFs son unos interesantes candidatos para compensar la falta de acomodación en los ojos afáquicos. En lugar de las lentes monofocal y bifocal, el axición cuártico y el LSOE aportan razonables grados de enfoque sobre todo el rango de adición. En general, al comparar el desempeño de la lente bifocal y los EDOFs encontramos una motivación para incluir sus diseños en las LIOs. El diseño bifocal basado en la LIO AMO Array S40L ha sido centro de numerosos estudios clínicos [28–31] y una gran cantidad de usuarios a nivel mundial han reportado su satisfacción.

El LSOE presenta dos ventajas principales en comparación al axicón cuártico: su desempeño es mucho más estable a las diferentes vergencias del objeto y su distribución de intensidad es relativamente insensible a las variaciones del tamaño de la pupila del usuario [14]. La discontinuidad en el mapa de fase del LSOE cuando $\theta=2\pi$ rad (Ec. 2-5) puede evitarse por un ligero rediseño de la función de transmitancia $P_{IOL_LSOE}(r, \theta)$. Además, en pruebas visuales preliminares a través de un LSOE manufacturado en fotorresina por fotoescultura [15,32,33] no se aprecian mayores efectos de desenfoque por su asimetría.

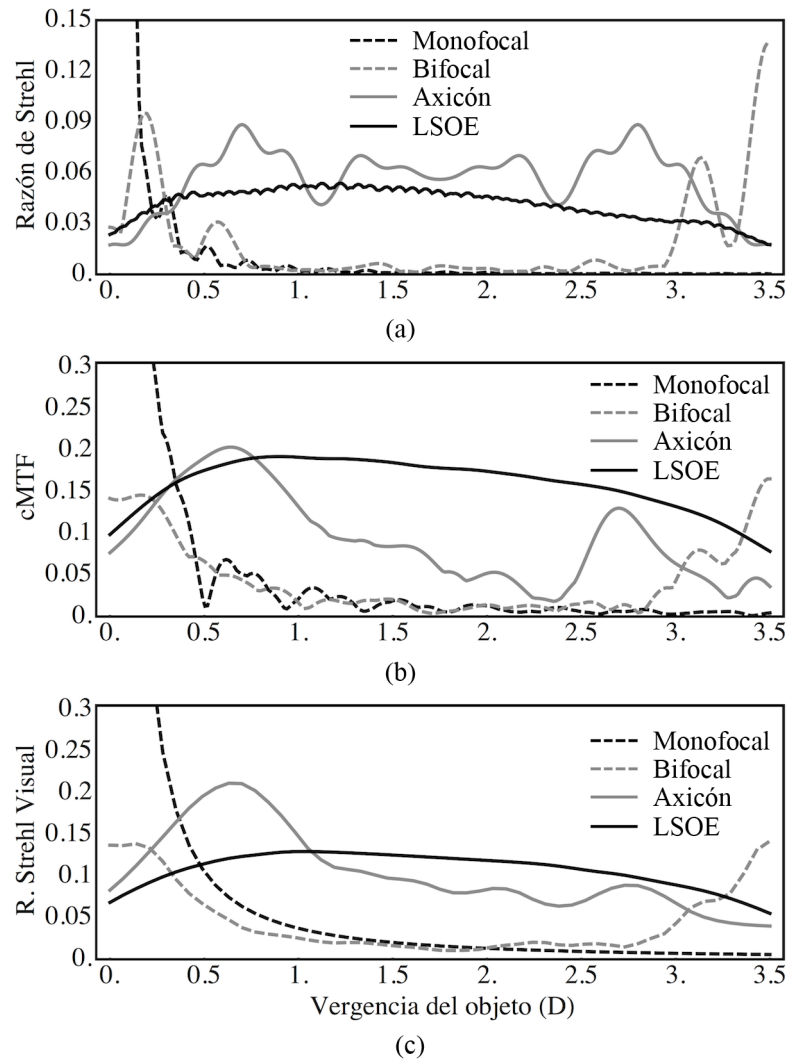


Figura 2.8. Descriptores de calidad visual para la LIO monofocal, bifocal, el axicón cuártico, y el LSOE. (a) Razón de Strehl (SR); (b) Función de transferencia de modulación compuesta (cMTF); y (c) Razón de Strehl visual computada en el dominio de las frecuencias (VSOTF).

Para concluir, es notable que en los parámetros de calidad visual aportados por el axicón y el LSOE haya algunas deficiencias en los extremos del rango focal. Sin embargo, sería posible expandir dichos segmentos focales para cubrir el rango de 3.5 D con valores superiores de cMTF y VSOTF. En consecuencia, la irradiancia en las imágenes percibidas se reduciría, sin que ello signifique una condición de oscuridad debido a los procesos propios de adaptación del sistema ojo-cerebro.

Capítulo 3

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE ENFOQUE EN LIOS MULTIFOCALES USANDO UN SLM

Varios estudios se han orientado a la evaluación del desempeño de LIOs monofocales y multifocales. Por ejemplo, el empleo de pruebas Ronchi y de interferometría de *speckle* para examinar LIOs aisladas [34–36]. Alternativamente, se han acoplado modelos oculares para acercar la prueba de las lentes a condiciones similares luego de ser implantadas [37–40]. Sin embargo, son las pruebas clínicas las que finalmente definen la aceptación del usuario [41–45]. En el caso de las LIOs multifocales, el desempeño de las propiedades de formación de las imágenes deben ser analizadas en su rango de focalización. Para este fin, se han creado herramientas para cuantificar ese rendimiento, tal como la OTF desenfocada para frecuencias espaciales específicas [46]. En [47–49] encontramos varios estudios donde fue medida la OTF desenfocada para LIOs multifocales refractivas y difractivas.

Recientemente se ha aumentado el interés por medir la influencia en la calidad óptica de la posición e inclinación de la LIO [42,50,51]. La utilidad de estos esfuerzos se centra en el mejoramiento de los diseños de las LIOs usando superficies esféricas [52,53] y profundidad de foco extendida. Numerosos estudios clínicos sobre el problema del posicionamiento se adelantaron usando en su mayoría imágenes Purkinje [54,55] o Scheimplug [55,56]. Por otra parte, las investigaciones *in vitro* y numéricas se dirigen a la predicción de los efectos en la calidad de la imagen a través de LIOs monofocales desalineadas [42,52,57,58]. A pesar del horizonte presentado, son pocos los informes sobre este tipo de evaluaciones en LIOs multifocales descentradas [59].

En este capítulo introducimos una nueva técnica para estimar la calidad óptica y visual de las LIOs multifocales usando un modulador espacial de luz. La dinámica y fácil operación del SLM permite (controladamente) iluminar fuera de eje la LIO, adicionarle desenfoques y variar el radio pupilar con gran estabilidad al evadir el uso de partes móviles. Realizamos una demostración de los alcances de la novedosa técnica por medio de la caracterización de las propiedades ópticas y visuales de una LIO bifocal con tres descentramientos programados.

3.1 Descripción del método

Para controlar los parámetros de la iluminación sobre la LIO tal como la curvatura del frente de onda, el descentramiento y el ángulo de incidencia, usamos un SLM acoplado a un procesador óptico (ver Figura 3.1). El SLM PLUTO de Holoeye [60], disponible en el laboratorio del Grupo de Óptica Difractiva -Valencia-, es una pantalla de cristal líquido nemático con alineación paralela (PAL). En Tabla 3.1 se especifican las características de este dispositivo.

Tabla 3.1. Especificaciones técnicas del SLM Holoeye PLUTO.

Parámetros	Especificaciones
Área activa	15.36×8.64 (mm \times mm)
Resolución	1920×1080
Tamaño del píxel	8 μm
Factor de relleno	87%
Máxima modulación de fase ($\lambda=633$)	3.7π
Velocidad de respuesta	60 Hz

Previamente, el SLM fue calibrado y caracterizado siguiendo los procedimientos indicados en [61] y por el fabricante, asegurando tres aspectos que intervienen directamente en la calidad de las mediciones: la relación lineal entre los niveles de gris desplegados y la fase adicionada, una profundidad de modulación equivalente a 2π para la longitud de onda empleada, y la estabilidad de la señal de modulación. El estado de aberraciones del LCD fue auto-compensado a partir de la información suministrada por un sensor Hartmann-Shack Thorlabs WFS150-7AR.

Como se ilustra en la Figura 3.1, el SLM es iluminado con un haz gaussiano colimado que proviene de un láser He-Ne ($\lambda_E=633\text{nm}$) acoplado a una fibra óptica monomodo. Adicionalmente, para la adecuada modulación de fase, se impone una polarización lineal al haz que coincide con el eje director del LCD. El procesador óptico, conformado por las lentes L_1 y L_2 , filtra la señal y establece el SLM y la IOL como planos conjugados. En nuestro caso, la magnificación M de ese sistema telescópico es igual a 0.5. La LIO se sumerge en solución salina contenida en una cubeta transparente de caras planas, simulando el medio ocular.

A la cámara CCD Thorlabs DCU224 (rango dinámico de 10-bits y área sensora de 3:6mm compuesta por 1280 \times 1024 píxeles) se adaptó un objetivo Zeiss Plan-Apocromático de 40x para magnificar la PSF a adquirir. Este conjunto CCD-objetivo se ubicó a la distancia focal de la LIO. Así, cambiando la vergencia y geometría de la pupila desde el SLM, puede evaluarse la calidad óptica de una LIO multifocal sin usar partes móviles. Seleccionamos una LIO bifocal Tecnis® ZM900 [62] sobre la que proyectamos veinte frentes de onda con valores de vergencias en el intervalo [-1.06,

5.66] D. El haz circular que finalmente ilumina la LIO tiene un diámetro de 3mm. Además, fueron programados tres descentramientos equivalentes a 0, 0.25 y 0.5 mm sobre el plano de la LIO. Más adelante se explicará en detalle la generación de las máscaras de fase para cambiar dinámicamente la geometría de la pupila de salida.

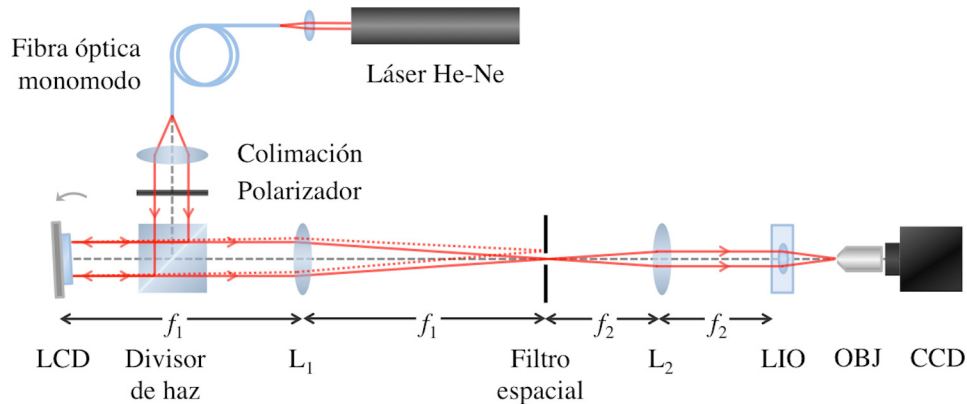


Figura 3.1. Montaje experimental para la emulación de vergencias y descentramientos sobre la LIO, usando el SLM Holoye PLUTO. Las longitudes focales de las lentes L_1 y L_2 que componen el telescopio son 20 y 10 cm, respectivamente. OBJ designa un objetivo de 40x. El trazado de rayos discontinuo emergente del LCD es seguido por la luz no modulada.

3.1.1 Características de la LIO evaluada

Las propiedades para la formación de imágenes de la lente intraocular difractiva bifocal TecnisZM900 (AMO Inc) fueron analizadas para varios descentramientos y vergencias. Esta LIO se compone de dos piezas: una base refractiva biconvexa y un perfil difractivo grabado sobre 6mm en la superficie de la cara posterior. La superficie anterior de esta LIO es oblata para añadir una aberración esférica negativa (cuyo coeficiente es aproximadamente $-0.27\mu\text{m}$) diseñada para compensar esta aberración presente en la córnea. La base refractiva aporta la potencia $P_{BASE}=22\text{D}$ necesaria para compensar la hipermetropía del ojo afáquico y restablecer un foco para la visión lejana. La zona difractiva adiciona la potencia $P_{ADD}=4\text{D}$ que proporciona el foco para observar los objetos cercanos. Por medio de las mediciones en un profilómetro de no contacto, se aproximó el perfil difractivo $\varphi_{Tecnis}(x, y)$ de la lente Tecnis a:

$$\varphi_{Tecnis}(x, y) = \text{modulo} \left[-\frac{P_{ADD}}{2} \frac{\pi}{\lambda_D} (x^2 + y^2), \pi \right] \quad \text{Ec. 3-1}$$

donde (x, y) son las coordenadas sobre el plano de la LIO y $\lambda_D=550\text{nm}$ es la longitud de onda de diseño. Este diseño permite que la distribución de irradiancia entre los focos para visión

lejana y cercana sea insensible a los cambios de tamaño de la pupila del usuario. La estrategia implícita para obtener esta característica es la manipulación de la eficiencia de difracción en un elemento kinoformo.

En nuestra experiencia λ_D y λ_E no coinciden, por lo que debemos adelantarnos a dos importantes consecuencias. La primera es el aumento de la potencia P_{ADD} debido a la aberración cromática de la zona difractiva [63], ya que esos perfiles fueron optimizados para λ_D . El valor del poder difractivo experimental $P_{ADD(E)}$ está dada por la siguiente expresión (la deducción completa puede encontrarse en [64]):

$$P_{ADD(E)} = (\lambda_E / \lambda_D) P_{ADD} \quad \text{Ec. 3-2}$$

Otro efecto es el cambio de la eficiencia de difracción, pues el foco para la visión lejana será más energético que el destinado para la cercana. La eficiencia de difracción η_T de los focos de visión lejana ($n=0$) y cercana ($n=1$) para el diseño de la lente Tecnis se calcula como [65]:

$$\eta_T = \text{sinc}^2 \left[\frac{\pi}{2} \frac{\lambda_D}{\lambda_E} - \pi n \right] \quad \text{Ec. 3-3}$$

donde $\text{sinc}[\]$ designa la función sinc desnormalizada. Así, a partir de las Ec. 3-2 y Ec. 3-3, esperamos que los focos de visión cercana y lejana estén separados por $4.6D$, y que su relación energética sea aproximadamente 0.59 .

3.1.2 Manipulación de la geometría de la pupila compleja

Para proyectar máscaras complejas (amplitud y fase) sobre la LIO usando un SLM operado en fase, aplicamos la técnica presentada por Taber *et al* en [66]. Esta técnica consiste en la desviación de la luz modulada al primer orden de una red *blazed* portadora $t(x')$ cuya eficiencia de difracción η_1 varía con la posición. La información contenida en el primer orden es aislada en el plano de Fourier del procesador óptico conformado por las lentes L_1 y L_2 en el (ver Figura 3.1). Adicionalmente, inclinamos el LCD (apreciable en el esquema experimental) para que el primer orden se propague a través del eje óptico que alinea el telescopio, la LIO, el objetivo y la cámara.

El mecanismo para producir los cambios locales en la eficiencia de difracción de la red es la manipulación de su profundidad de fase ϕ . Así, la transmitancia de esta red portadora de periodo d en el plano (x', y') sobre el LCD está dada por:

$$h(x', \phi) = \exp\left[i \frac{\phi}{d} x'\right] \quad \text{Ec. 3-4}$$

Denominando h_p a los coeficientes de Fourier en el orden p , la eficiencia de difracción para cada uno es calculada a partir de:

$$\eta_p(\phi) = |h_p(\phi)|^2 = \left| \frac{1}{d} \int_{-d/2}^{d/2} h(x', \phi) \exp\left[-2i\pi p \frac{x'}{d}\right] dx' \right|^2 \quad \text{Ec. 3-5}$$

Simplificando la Ec. 3-5 para $p=1$, obtenemos:

$$\eta_1(\phi) = \text{sinc}^2\left[\frac{1}{2}(\phi - 2\pi)\right] \quad \text{Ec. 3-6}$$

Experimentalmente verificamos la capacidad de modulación de intensidad de esta técnica variando la profundidad de fase entre 0 y 2π radianes. Los resultados son graficados en la Figura 3.2.

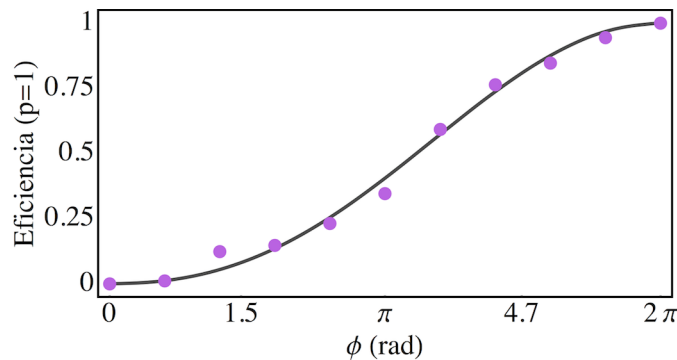


Figura 3.2. Evaluación experimental de la eficiencia de difracción en el primer orden de una red blazed al variar la profundidad de fase. La línea continua corresponde a la curva teórica según la Ec. 3-6.

El mapa de fase desplegado en el SLM es la suma del argumento de la Ec. 3-4 y la fase que se desea proyectar en la pupila de la LIO (incluyendo la corrección de aberraciones). Este es un método dinámico y versátil que permite realizar ajustes finos en las pupilas sin necesidad de partes móviles. Una importante ventaja de la técnica es la eliminación de la luz no modulada sobre la LIO, mejorando la calidad de las mediciones realizadas.

3.2 Verificación numérica

Experimentalmente la LIO es iluminada por un frente de onda descentrado una cantidad x_c en el eje horizontal. En la Figura 3.3 se esquematiza esta situación. Una aproximación al campo $u(x, y)$ en el plano de la LIO (sin considerar la componente refractiva) está dada por:

$$u(x, y) = t(x - x_c, y) \exp \left[i \left(\varphi_{Tecnis}(x, y) + P_{OBJ} \frac{\pi}{\lambda_E} \left((x - x_c)^2 + y^2 \right) \right) \right] \quad \text{Ec. 3-7}$$

donde P_{OBJ} es la vergencia del objeto y $t(x - x_c, y)$ es una función que define la forma y tamaño del pupila de salida.

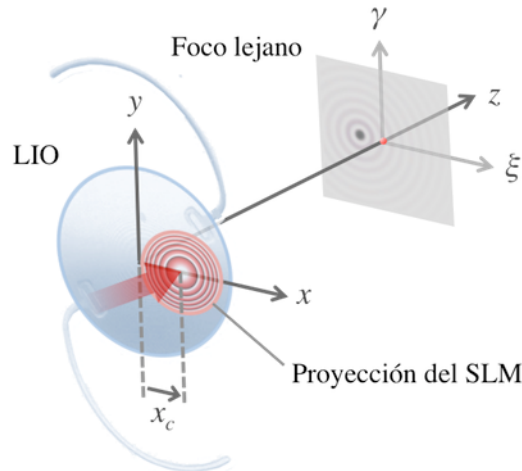


Figura 3.3. Esquema de la iluminación descentrada sobre la LIO. x_c es el desplazamiento de la iluminación en el eje x .

Calculamos la PSF en el plano focal lejano con coordenadas (ξ, γ) , desde la Ec. 3-7, como el módulo cuadrado de la transformada de Fourier del campo en la pupila [4]:

$$PSF(\xi, \gamma) = |FT[u(x, y)]|^2 \quad \text{Ec. 3-8}$$

3.3 Resultados

3.3.1 Comparación de la PSF numérica y experimental

En la Figura 3.4 se muestra la comparación del perfil axial de la PSF numérica y experimental a partir de las pruebas de desenfoque sobre una LIO centrada. Los valores de la vergencia del objeto fueron

programados para observar la evolución de los focos de visión lejana (0D) y cercana (4.6D). Un efecto comentado de las diferencias entre las longitudes de onda es verificable; el foco cercano tiene 0.57 veces la energía localizada en el lejano.

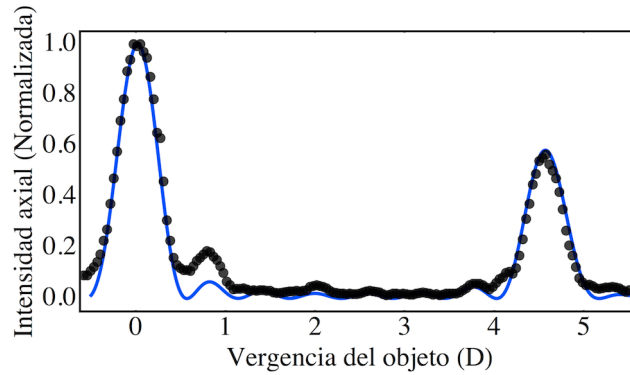


Figura 3.4. Intensidad axial numérica (línea continua) y experimental (puntos) de la LIO bifocal centrada.

Una comparación visual de las PSFs experimentales y numéricas se encuentran en la Figura 3.5. Los valores programados de P_{OBJ} están asociados a la visión lejana (0D), intermedia (2.01D) y cercana (4.6D). Por cada valor de vergencia, se analizaron tres valores de x_c equivalentes a 0, 0.25 y 0.5mm. La presencia de coma es más notable con altos valores de desenfoque, siendo más crítica para la zona de visión intermedia. Se observa que debido al descentramiento se produce un desplazamiento lateral de la posición del foco cercano con respecto a la del lejano.

3.3.2 Cuantificación de las propiedades de formación de imágenes

Los desplazamientos de las manchas focales fueron calculados a partir de las posiciones de los centros de masa de las PSFs grabadas (ver Figura 3.6a), referenciados a la medida correspondiente a $P_{OBJ}=0D$. La relación entre los desplazamientos y las vergencias del objeto no es lineal, debido a que los cambios de posición en las vecindades de los puntos focales son pequeños. Si bien los cambios de posición entre los focos no están relacionados con pérdida en la calidad de las imágenes, estos podrían afectar la percepción del usuario de la LIO.

Otro parámetro de calidad óptica es la varianza, definido por la Ec. 3-9. Según Guirao *et al* [67], la varianza es el indicador calculado directamente desde la PSF que más se acerca a la agudeza visual, por encima de la entropía y la razón de Strehl.

$$Var = \left| \overline{PSF(\xi, \gamma)^2} - \overline{PSF(\xi, \gamma)}^2 \right| \quad \text{Ec. 3-9}$$

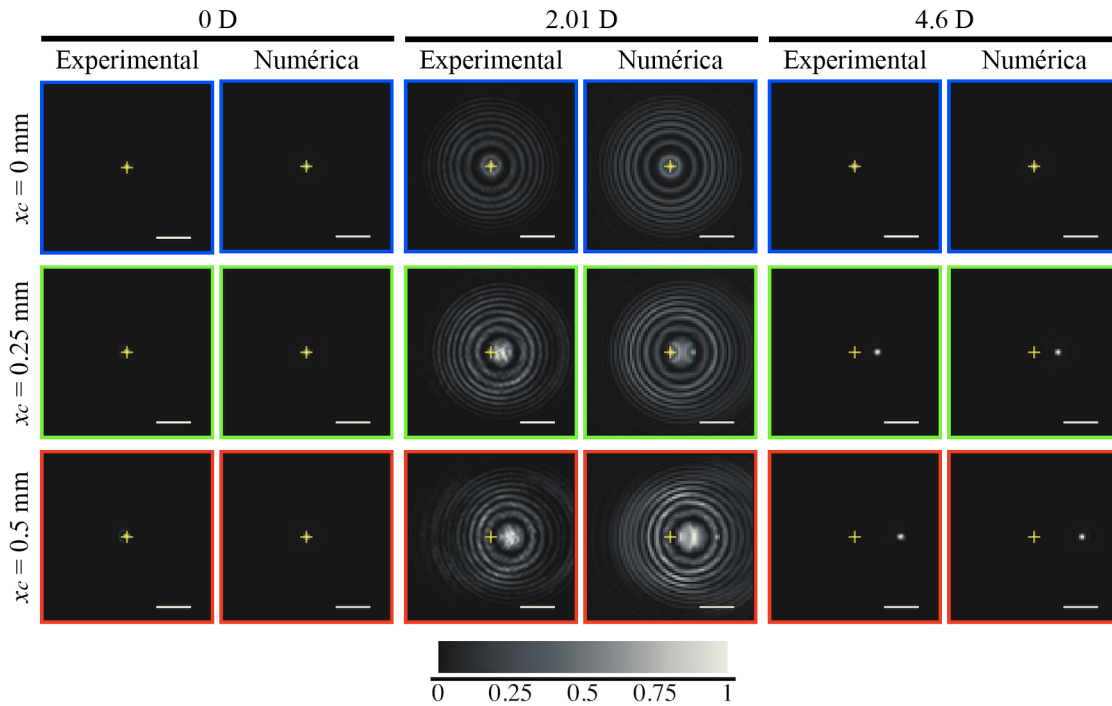


Figura 3.5. PSFs numéricas y experimentales correspondientes a la visión lejana, intermedia y cercana. Además, tres valores de descentramiento fueron programados. La longitud de la barra gris en cada recuadro es $77 \mu\text{m}$.

Un valor mínimo de la varianza implica que la imagen formada es de buena calidad. Así, las aberraciones ópticas (incluyendo el desenfoco) elevan este valor debido al esparcimiento de la energía transversal en la PSF. La Figura 3.6b muestra el comportamiento de la varianza para las vergencias programadas.

Una vez se obtienen las MTFs desde las PSFs experimentales, el volumen de la función de sensibilidad al contraste (CSF) es calculada usando la siguiente expresión [67]:

$$CSF = \sum_{f_{\xi}} \sum_{f_{\gamma}} MTF(f_{\xi}, f_{\gamma}) \times CSF_N(f_{\xi}, f_{\gamma}) \quad \text{Ec. 3-10}$$

donde $CSF_N(f_{\xi}, f_{\gamma})$ es la función neural de sensibilidad al contraste descrita en el capítulo anterior (ver Figura 2.7). La diferencia entre la CSF y la razón de Strehl computada con el método de la MTF (VSM TF) presentado en [22], radica en la ausencia de un factor de normalización referenciado a un sistema libre de aberraciones para la Ec. 3-10. A cambio de ese factor, normalizamos las mediciones de los CSFs (graficadas en la Figura 3.6c) al máximo valor sobre todo el conjunto de descentramientos y vergencias programados.

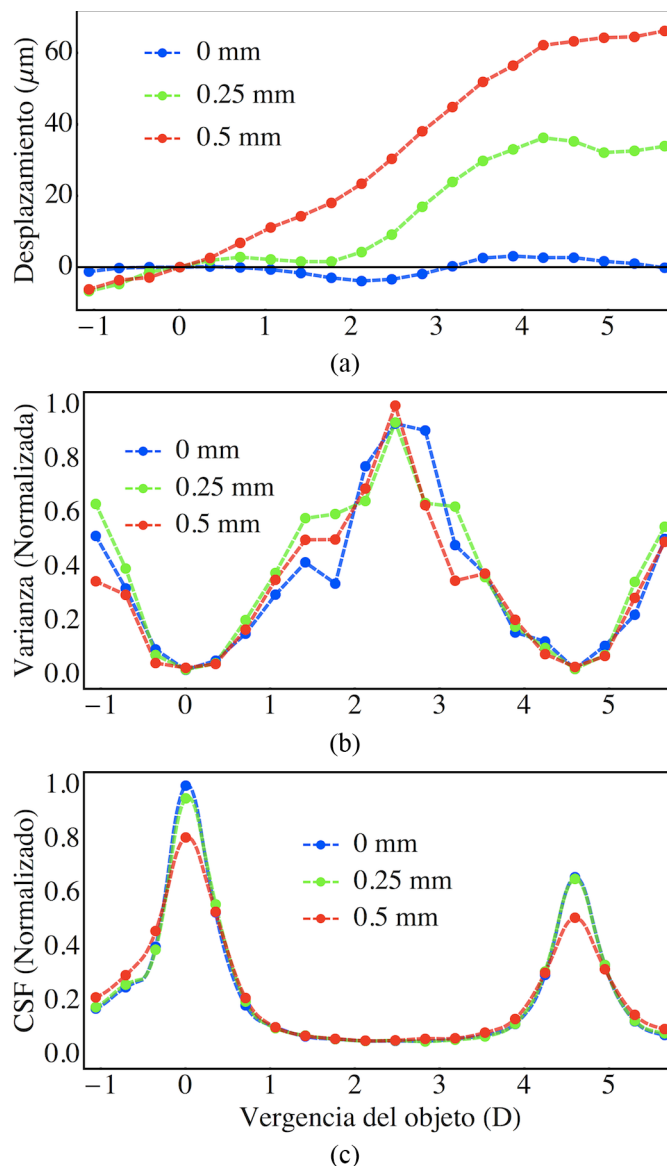


Figura 3.6. Parámetros de calidad óptica y visual evaluados para el conjunto de descentramientos y vergencias del objeto.

3.4 Discusión

Puede inferirse desde la evolución de los valores de la varianza (Figura 3.6b) que la calidad óptica proporcionada por la LIO es levemente afectada por la iluminación descentrada. Además, estos sugieren la existencia de una profundidad de foco de 1D alrededor de los puntos focales. Por otra parte, al acercarnos aún más a la agudeza visual interpretando los valores CSFs (Figura 3.6c) visualizamos que la tolerancia al desenfoque decrece. Es claro que la reducción de la calidad visual no es directamente proporcional al descentramiento. Lo anterior es notable para $x_c=0.5\text{mm}$, donde

los valores de la CSF decrecen un 20% en los focos lejanos y cercanos con respecto a los resultados con la configuración centrada.

Para visualizar los efectos de los descentramientos y las vergencias sobre las imágenes extendidas, realizamos la convolución de las PSFs numéricas a las etiquetas en la Figura 3.7a. Los resultados son mostrados en las Figura 3.7b, c y d. Desde luego, es predecible que las etiquetas correspondientes a las distancias intermedias sean borrosas. Sin embargo, se aprecia que el nivel de emborronamiento solamente depende del valor de la vergencia P_{OBJ} relacionado a cada etiqueta, más no de x_c . Es evidente el incremento del corrimiento lateral de las imágenes para el enfoque cercano (la posición original se señala con la línea azul discontinua en cada recuadro de la Figura 3.7).

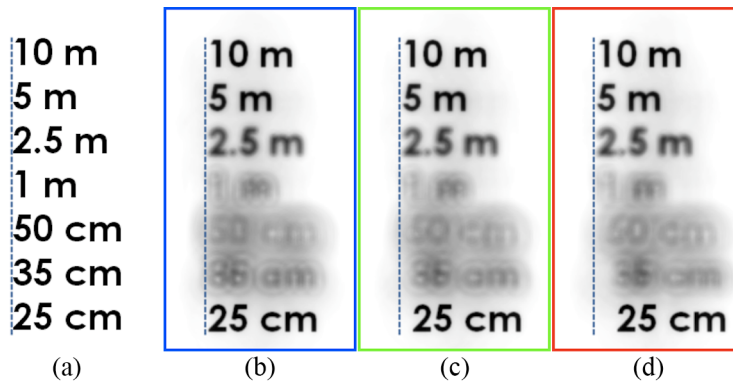


Figura 3.7. Simulación de la formación de imágenes a través de la LIO considerando la misma longitud de onda de diseño e iluminación. Cada etiqueta en la imagen de prueba (a) se convoluciona con la PSF correspondiente para la distancia del objeto indicada. Los valores de descentramiento son: (b) 0, (c) 0.25 y (d) 0.5 mm.

Concluimos entonces que la calidad en ambos focos (aunque desplazados) puede estar garantizada pese a los descentramientos de la LIO. Sin embargo, surge una inquietud válida: ¿cómo afectaría a la percepción las diferentes ubicaciones de las imágenes de los objetos cercanos y lejanos? Entre los factores a tener en cuenta para guiar la respuesta se resaltan: la tolerancia a la desalineación que el médico se permite en el momento de la implantación y la medición de la separación de los focos en un modelo ocular completo.