

Capítulo 4

EXPANSIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE FOCO EN LIOS MONOFOCALES POR LA PROYECCIÓN DE ESTRUCTURAS DIFRACTIVAS

El objetivo de este capítulo es acondicionar un banco de pruebas para evaluar las LIOs y algunos perfiles difractivos proyectados sobre ella con el fin de expandir su profundidad de foco. Consideremos una LIO fabricada con un diseño difractivo caracterizado por la fase φ_{IOL} , cuyo efecto puede ser distribuir la energía incidente en focos discretos o un segmento focal continuo. Como se describió en el anterior capítulo, los parámetros de calidad visual se calculan experimentalmente a través de la proyección de frentes de onda φ_{OBJ} con desenfoques asociados a la vergencia del objeto P_{OBJ} . Adicionalmente, asumimos que la base refractiva de la LIO, al igual que una lente convergente libre de aberraciones, provee la intensidad del espectro de Fourier en su plano focal. Es más, estos argumentos fueron usados en la Ec. 3-8 para realizar las simulaciones numéricas de la LIO Tecnis ZM900 con varios descentramientos, las cuales fueron similares a los registros experimentales (ver Figura 3.5). Así, ignorando la fase que representa la base refractiva, la fase total en la pupila de la LIO es la suma de φ_{OBJ} y φ_{IOL} .

En este orden de ideas, podríamos adelantarnos a la valoración objetiva del diseño difractivo de la LIO antes de ser grabado en la base refractiva. El procedimiento aprovecha una LIO monofocal para proyectar sobre ella la combinación de las fases de diseño φ_{IOL} y desenfoques de prueba φ_{OBJ} , usando la configuración de la Figura 3.1. Con este objetivo, ensamblamos esta nueva propuesta experimental mediante el empleo del SLM Holoeye LC-R720 basado en un LCD, disponible en la Universidad Nacional de Colombia (Medellín). El uso de este dispositivo implicó su caracterización y el reconocimiento de sus limitaciones para la modulación de fase.

Un reto a afrontar es el empeoramiento del estado de aberraciones en el montaje debido a las limitaciones técnicas en el pulimento de la placa de silice que soportan las celdas de cristal líquido que conforman el SLM. Desde los primeros estudios acerca de la compensación de estas aberraciones hechas por Harriman *et al* [68] se ha advertido que en ellas sobresale el astigmatismo primario. Por lo tanto, recurrimos a una sencilla estrategia para la estimación y cancelación de tal astigmatismo, evaluando la simetría de un vórtice óptico. La implementación de la técnica es poco exigente y no requiere ninguna modificación de las componentes de la configuración. Un antecedente sobre el aprovechamiento de la sensibilidad a las irregularidades de la fase de los haces Laguerre-Gauss para

recuperar el mapa de aberraciones del LCD se adelantó por Jesacher *et al* en [69]. Nuestra técnica se diferencia de este precedente en los procesamientos digitales de las imágenes capturadas y los procedimientos de optimización orientados a la compensación. Así mismo, destacamos que se adquirió una vasta experiencia en la estimación y compensación de aberraciones sobre este SLM aplicando métodos interferométricos, aproximaciones computacionales y análisis geométricos sobre la PSF deforme [10].

Los perfiles difractivos a evaluar fueron presentados en los capítulos anteriores, ellos son: las lentes bifocales asociadas con los modelos AMO Array S40L y Tecnis ZM900, el axicón cuártico y el LSOE. Para el diseño basado en la Tecnis ZM900, φ_{IOL} corresponde a φ_{Tecnis} en Ec. 3-1. En otros casos, $\varphi_{IOL} = (2\pi/\lambda)(P_{IOL} - P_{BASE})r^2$, donde P_{IOL} es el perfil de potencia, P_{BASE} es la potencia refractiva de la LIO base, λ es el número de onda y r la coordenada radial en el plano de la LIO. P_{IOL} es igual a: $P_{IOL_Bifocal}$ para la lente bifocal AMO (definido en Ec. 2-3), $P_{IOL_Quartic}$ para el axicón cuártico (Ec. 2-4) y P_{IOL_LSOE} para el LSOE (Ec. 2-5). Los parámetros de diseño son: radio de la iluminación $R=2.3\text{mm}$ y rango de adición determinado por $P_{ADD}=3.5\text{ D}$.

Cada medida consiste en la adquisición de la PSF para cada perfil difractivo acompañado por los desenfoques P_{OBJ} en el intervalo comprendido desde -0.5 a 4 D con incrementos de 0.5 D . Únicamente se evaluará el parámetro de calidad visual CFS (función de sensibilidad al contraste) computado desde la MTF. En las siguientes secciones se explicarán en detalle las estrategias adoptadas para la medición de la fase adicionada por el SLM, la corrección del astigmatismo introducido por la pantalla LCD y la generación de pupilas complejas, operando el SLM solo en fase.

4.1 Configuración experimental

El banco de pruebas para evaluar los diferentes perfiles difractivos sobre una LIO monofocal (ver Figura 4.1) se basa en la configuración de la Figura 3.1. El SLM usado es el modelo por reflexión LC-R720 de Holoeye [70], el cual se compone de una pantalla de cristal líquido nemático con giro (TNLCD, *Twisted Nematic Liquid Crystal Display*) en una configuración de polariscopio plano con los polarizadores $P(\chi_P)$ y $P(\chi_A)$. Las características de este dispositivo son listadas en la Tabla 4.1. Más adelante serán analizadas las capacidades de modulación del SLM asociadas a valores particulares de χ_P y χ_A .

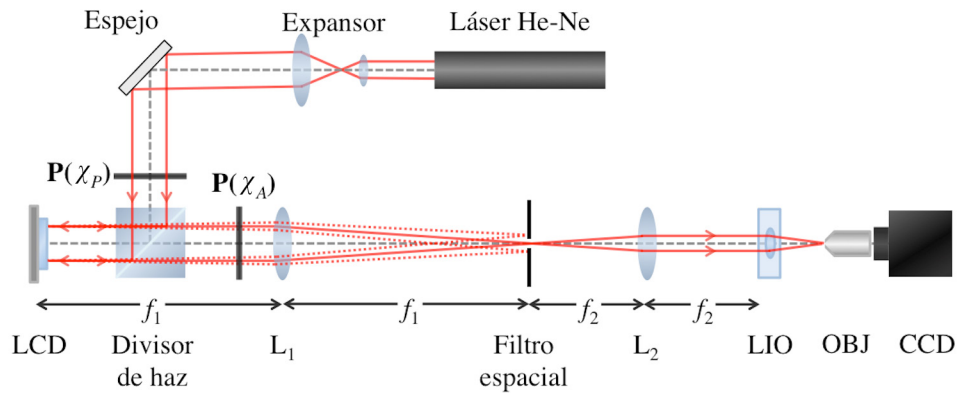


Figura 4.1. Esquema experimental para la evaluación de las propiedades de enfoque de los perfiles difractivos superpuestos a una LIO esférica. Las longitudes focales de las lentes L_1 y L_2 que componen el telescopio son 30 y 17.5 cm, respectivamente. La trayectoria de los órdenes +1 y -1 de una red binaria programada en el SLM son señalados por las líneas rojas discontinuas.

Tabla 4.1. Especificaciones técnicas del SLM Holoeye LC-R 720.

Parámetros	Especificaciones
Área activa	25.6×15.4 (mm \times mm)
Resolución	1280×768
Tamaño del píxel	$20 \mu\text{m}$
Factor de relleno	92%
Máxima modulación de fase ($\lambda=633$)	1π
Velocidad de respuesta	180 Hz

El haz del láser He-Ne ($\lambda = 633\text{nm}$, 18mW) es expandido y colimado para incidir normalmente sobre la pantalla LCD. Con la adecuada orientación de los polarizadores lineales $P(\chi_p)$ y $P(\chi_A)$ se obtiene la modulación pura de fase. El procesador óptico conformado por las lentes L_1 y L_2 acondiciona la pupila del LCD para ser proyectada sobre la LIO. La magnificación de este sistema es $M = 0.46$. La LIO monofocal Acriva UD613 (VSY Biotechnology) se sumerge en una solución salina en una cubeta de caras planas. A la distancia focal de la LIO se ubica un acople objetivo-cámara para aumentar el área de la PSF sobre el sensor CCD. El objetivo es Nikon Apocromático 60x. La cámara tiene referencia JAI CV-M4+CL (rango dinámico de 8-bits y área sensora de 8.9:6.6mm compuesta por 1392×1040 píxeles).

4.1.1 Características de la LIO usada

Se seleccionó la LIO monofocal Acriva UD613 [71] para extender su profundidad de foco *in vitro* adicionando perfiles difractivos a su transmitancia. El área óptica de la LIO comprende un diámetro de 6mm con diseño biconvexo. Al igual que la Tecnis ZM900, esta lente compensa la aberración esférica

corneal con un diseño esférico de su superficie anterior. La potencia P_{BASE} de la lente empleada fue 22.5 D.

4.1.2 Medición de la modulación de fase del SLM

El principio de funcionamiento del SLM se basa en la modificación de la birrefringencia en cada celda de la pantalla por la reorientación de las moléculas del cristal al aplicar un voltaje dependiente del nivel de gris dirigido desde el ordenador [6]. El giro helicoidal de las moléculas en las pantallas TNLCD produce un efecto rotor en la polarización incidente, acoplado la modulación de fase y amplitud. Este efecto rotor resulta muy útil en las aplicaciones comunes tales como los monitores [72]. Sin embargo, en óptica difractiva es preferible únicamente la modulación de fase, pues aumenta la eficiencia energética y calidad de la propagación de los elementos ópticos emulados.

Según el manual proporcionado por el fabricante del SLM, la modulación de fase presenta las mínimas variaciones en intensidad cuando los polarizadores son orientados con $\chi_P=45^\circ$ y $\chi_A=340^\circ$. Por medio del efecto Talbot fraccional [73] determinamos la curva de transferencia entre los niveles de gris desplegados en el LCD y los valores de fase adicionada a los frentes de onda incidentes. Las ventajas de este método sobre las medidas interferométricas habituales son su estabilidad y la posibilidad de ser empleado con iluminación oblicua en el SLM. Si bien presentamos una caracterización global sobre el área del SLM, con esta técnica pueden evaluarse también las propiedades de modulación píxel a píxel [74].

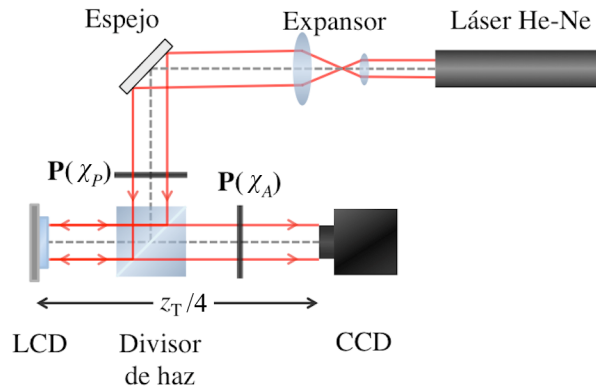


Figura 4.2. Configuración experimental para la medición de la adición de fase en función del nivel de gris desplegado en la pantalla LCD y los ángulos χ_P y χ_A de los polarizadores.

Usamos el montaje experimental esquematizado en la Figura 4.2 para adquirir las autoimágenes de una red Ronchi con periodo $\Lambda=960\mu\text{m}$ y altura de fase $\varphi(\Gamma)$ asociada al nivel de gris Γ . La cámara CCD se ubica a un cuarto de la distancia Talbot $z_T = 2\Lambda^2/\lambda$ [4]. La relación

entre los cambios de fase $\varphi(\Gamma)$, el contraste de las autoimágenes $C(\Gamma)$ y la transmitancia relativa de amplitud $a(\Gamma)$ está dada por [73]:

$$\varphi(\Gamma) = \sin^{-1} \left[\frac{1 + a^2(\Gamma)}{2a(\Gamma)} C(\Gamma) \right] \quad \text{Ec. 4-1}$$

$a(\Gamma)$ fue medida empleando un potenciómetro Newport 2832C. Los resultados de la caracterización y algunas imágenes de Fresnel con diferentes contrastes son mostrados en la Figura 4.3. La curva de fase se acerca a las mediciones interferométricas realizadas sobre este mismo dispositivo por parte del fabricante y nuestra experiencia [75], asegurando la confiabilidad del método.

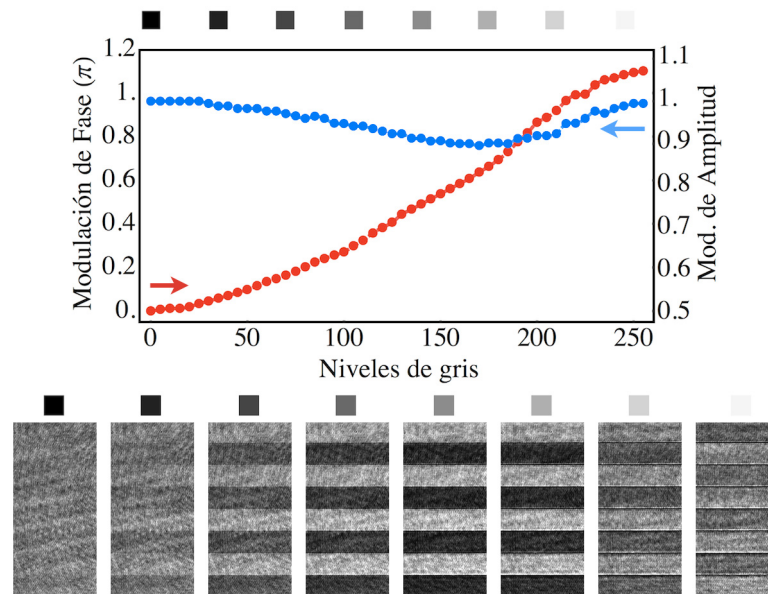


Figura 4.3. Caracterización de la intensidad y fase asociados a los niveles de gris desplegados en el SLM para $\chi_P=45^\circ$ y $\chi_A=340^\circ$. Los puntos azules distinguen las variaciones de amplitud relativa $a(\Gamma)$. La fase adicionada $\varphi(\Gamma)$ (puntos rojos) se dedujo del contraste de las autoimágenes, en la zona inferior; se exponen segmentos de algunas de ellas.

La profundidad de modulación de fase del SLM en esta configuración es aproximadamente 1.1π radianes. Esta limitación obliga a recurrir a la función de transferencia $\varphi_{SLM}(\varphi)$ sugerida en [76] aplicando el principio de mínima proyección euclídeana para maximizar la eficiencia de los elementos difractivos desplegados en el LCD. Matemáticamente la función $\varphi_{SLM}(\varphi)$ toma la forma:

$$\varphi_{SLM}(\varphi) = \begin{cases} \varphi & \text{si } 0\text{rad} \leq \varphi \leq 1.1\pi\text{rad} \\ 1.1\pi\text{rad} & \text{si } 1.1\pi\text{rad} < \varphi \leq 1.55\pi\text{rad} \\ 0\text{rad} & \text{si } 1.55\pi\text{rad} < \varphi < 2\pi\text{rad} \end{cases} \quad \text{Ec. 4-2}$$

4.2 Control de la iluminación usando el SLM

Recurrimos, como en el Capítulo 3, a la manipulación de la eficiencia de difracción de una red desplegada en el SLM para controlar los parámetros de la iluminación sobre la LIO tales como la forma geométrica o el radio pupilar. Aprovechamos esta técnica para realizar los centrados finos sin recurrir a micro-posicionadores mecánicos.

4.2.1 Reproducción de pupilas con formas arbitrarias

Nuevamente, la estrategia adoptada para la generación de las máscaras de amplitud desde la operación en fase del SLM es el control de la eficiencia de difracción η mediante las variaciones de la profundidad de fase ϕ . Sin embargo, debido a las limitaciones en la profundidad de modulación de fase del SLM, hay dos cambios con respecto a los parámetros utilizados en el capítulo anterior. Ahora, la red portadora es binaria y el orden de difracción cero es seleccionado para continuar con la propagación hasta la LIO por la acción del procesador óptico conformado por la lente L_1 y L_2 (ver Figura 4.1). Así, la transmitancia en el plano del LCD con coordenadas (x', y') tiene la forma:

$$h(x', \phi) = \exp \left[i\phi \left(1 + \text{sgn} \left[\sin \left[\frac{2\pi}{d} x' \right] \right] \right) \right] \quad \text{Ec. 4-3}$$

donde $\text{sgn}[\]$ es la función signo y $d = 40\mu\text{m}$ es el periodo de la red. A partir de la Ec. 3-5, la eficiencia de difracción η_0 en el orden cero (de interés) está definida por:

$$\eta_0(\varphi) = \frac{1 + \cos[\phi]}{2} \quad \text{Ec. 4-4}$$

Al variar ϕ la energía se alterna entre los ordenes 0 y ± 1 . Para $\phi = 0$ la energía en el orden cero es máxima y disminuye cuando $\phi \rightarrow \pi$ [77]. En la Figura 4.4 se muestran algunos ejemplos donde la profundidad de fase de la red es función de la posición con el fin de reproducir las máscaras de intensidad deseadas en el plano de la LIO.

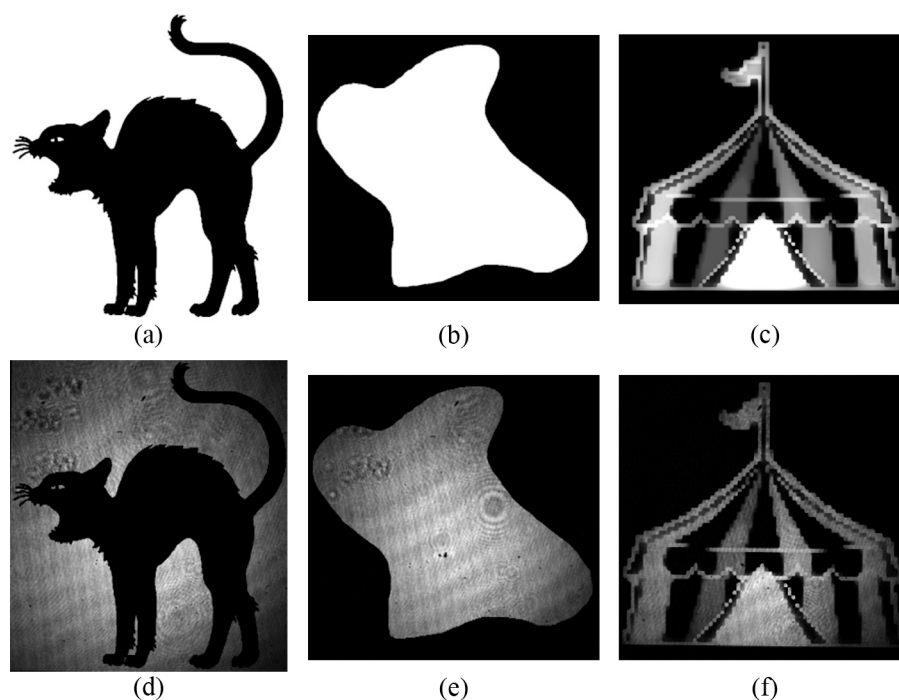


Figura 4.4. Ejemplos de la generación de pupilas de amplitud con formas irregulares a partir de las imágenes (a), (b) y (c). Los resultados correspondientes adquiridos en el plano de la LIO (ver esquema de la Figura 4.1) se muestran en (d), (e) y (f).

4.2.2 Centrado de la iluminación sobre la LIO

El desarrollo anterior se usó como herramienta para el centrado de la iluminación sobre la LIO. Realizando una pequeña modificación en el sistema formador de imágenes en el esquema de la Figura 4.1 se registró la pupila de la LIO. Una imagen del área completa (6mm de diámetro) de la LIO iluminada sirvió como referencia para los procesamientos posteriores. Un haz circular de 4.6mm de diámetro se desplaza en las direcciones vertical y horizontal para encontrar la mejor coincidencia de las pupilas, adquiriendo una imagen de prueba por cada corrimiento. Con el fin de obtener un mejor criterio para determinar la ubicación correcta del haz se binarizó la sustracción de cada imagen de prueba con la referencia. Luego, fueron extraídos los perfiles vertical y horizontal centrados con respecto a la imagen de referencia. La simetría de los perfiles indicará la coincidencia entre los centros de la LIO y la iluminación. Las secuencias en la Figura 4.5 ilustran el procedimiento descrito.

A continuación, en la Figura 4.6, se muestra el estado final del proceso de centrado. Observe la simetría de los perfiles binarios horizontal y vertical. El mínimo desplazamiento del haz por el método usado es $M \times \Delta x' = 9.2 \mu\text{m}$, donde $\Delta x'$ designa el tamaño de píxel del LCD.

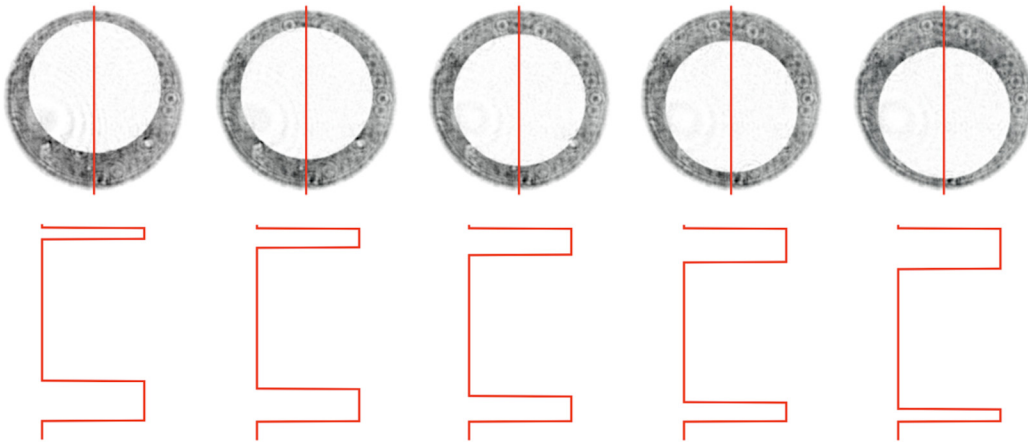


Figura 4.5. Ejercicio de centrado (en la dirección vertical) de la pupila proyectada en el SLM sobre la apertura de la LIO. En la zona superior se exponen los negativos de las imágenes adquiridas en el plano de la LIO. Los perfiles (abajo) corresponden a la binarización de cada imagen en la trayectoria señalada por la línea roja.

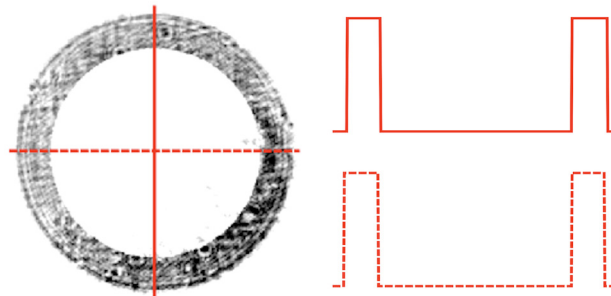


Figura 4.6. Imagen de la coincidencia de las pupilas proyectada por el SLM y la LIO. La semejanza entre los perfiles horizontal (discontinuo) y vertical (continuo) indican la finalización del proceso de centrado.

4.3 Estimación y cancelación del astigmatismo

La compensación de las aberraciones estáticas se centró en la estimación y cancelación del astigmatismo, principalmente aportado por el LCD, usando un haz Laguerre-Gauss (LG) desplegado en el mismo SLM. La técnica consiste en maximizar la simetría de los vórtices obtenidos al proyectar los mapas de fase de prueba φ_{Proof} :

$$\varphi_{Proof}(r', \theta') = m\theta' + c_2^{-2} Z_2^{-2}(r', \theta') + c_2^{+2} Z_2^{+2}(r', \theta') \quad \text{Ec. 4-5}$$

donde (r', θ') son las coordenadas polares en el plano del LCD, m es la carga topológica del vórtice, Z_2^{-2} y Z_2^{+2} son los polinomios de Zernike para el astigmatismo primario y sus respectivos

coeficientes c_2^{-2} y c_2^{+2} . Para cada par de coeficientes se registra el haz LG deformado en el plano de enfoque de la LIO. Las etapas del procesamiento sobre las imágenes capturadas son: localización del centro de masa, binarización y extracción de perfiles radiales alrededor del centroide. Como se enseña en la Figura 4.7, la información del ancho del perfil para cada orientación se reúne en una lista para identificar su valor máximo (*Max*) y mínimo (*Min*). De esta forma, el indicador de calidad Q a ser minimizado se construye en base a la excentricidad del haz LG, calculado como:

$$Q = \sqrt{1 - \left(\frac{Min}{Max}\right)^2} \quad \text{Ec. 4-6}$$

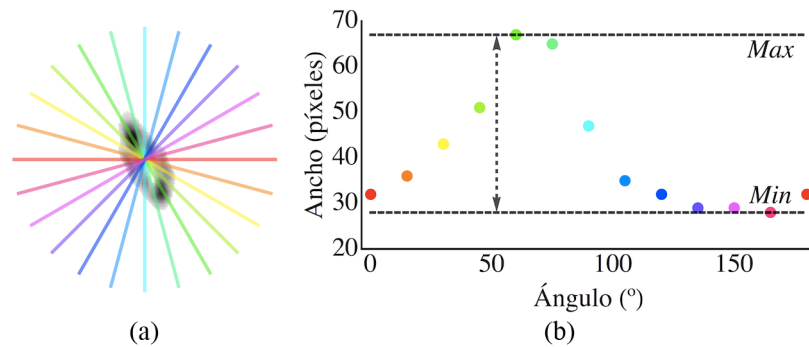


Figura 4.7. Procesamiento para evaluar la simetría del haz Laguerre-Gauss: (a) señalamiento de los perfiles radiales sobre la imagen aberrada, y (b) ancho estimado del haz en función de la orientación del perfil (según el código de color). El indicador de simetría Q depende netamente de los valores *Max* y *Min*.

El rango del indicador se extiende desde cero a uno, donde cero indica simetría de revolución total. Luego de obtener una superficie del indicador para varias parejas de los coeficientes, se identifican los valores para los cuales Q es mínima. Un barrido con mayor resolución alrededor de estos valores puede ayudar a mejorar aún más la calidad del haz. En la Figura 4.8a se muestra un ejemplo de la superficie del parámetro Q tras un barrido inicial de los coeficientes de Zernike de segundo orden. Determinado el mínimo, se inspeccionó un área más pequeña de coeficientes para construir la superficie expuesta en la Figura 4.8b. Así, la localización del mínimo en el segundo mapa fija los coeficientes $c_2^{-2} \approx -0.43\lambda$ y $c_2^{+2} \approx -0.71\lambda$ que cancelan el astigmatismo acumulado hasta el plano de la LIO.

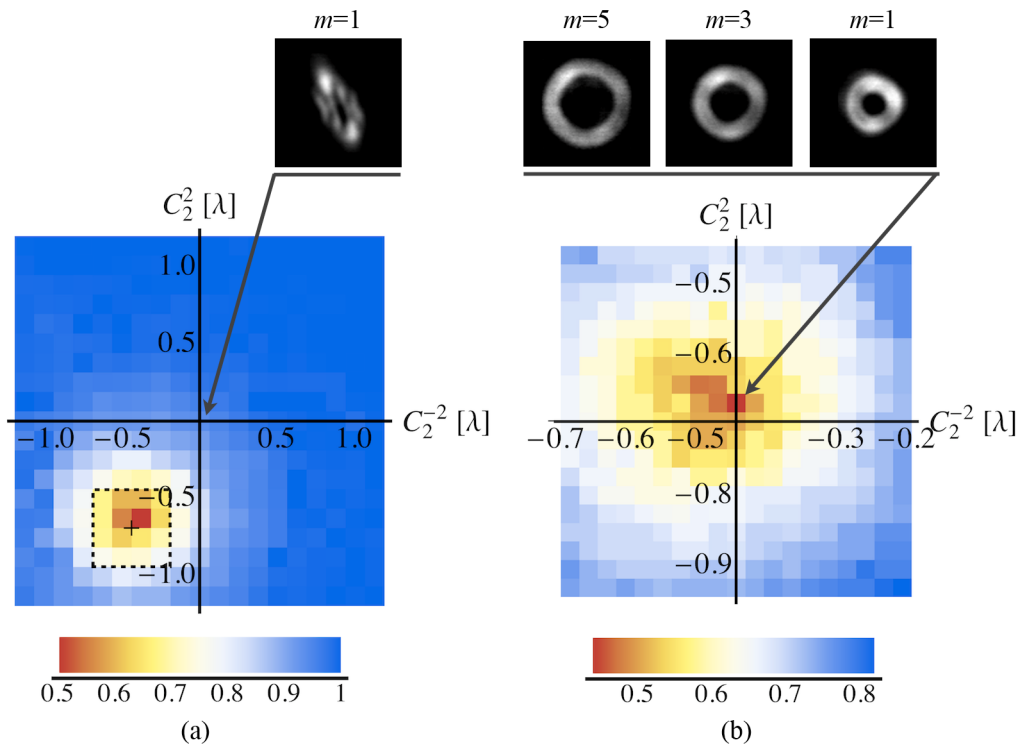


Figura 4.8. Mapa de los coeficientes de Zernike de segundo orden para el astigmatismo y su correspondiente valor del indicador Q . En (b) se encuentra un barrido detallado sobre la zona delimitada por la línea discontinua en (a). La flecha en (a) indica el punto de partida de la corrección y la aparición 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.

En el estado inicial no compensado del vórtice (ver Figura 4.8a) es notable la presencia de astigmatismo, comparando la imagen con los resultados de Kumar Sighn *et al* en [78]. Aunque la totalidad de las aberraciones no son canceladas, la aparición de los haces LG mejorados nos permiten afirmar que los resultados son buenos al tener en cuenta la sencilla operación de la técnica ideada.

4.4 Resultados

A partir de la adquisición de las PSFs para cada vergencia y perfil difractivo considerado, calculamos la CSF como se indica en la Ec. 3-10. Complementario a esto graficamos la evolución de los promedios angulares de las MTFs para proporcionar una idea de la capacidad de cada diseño para recuperar la información en las frecuencias de interés visual.

4.4.1 Evolución del spot focal

En la Figura 4.9 se muestran las PSFs adquiridas en la región de adición programada. Las PSFs fueron normalizadas al máximo valor aportado por cada diseño.

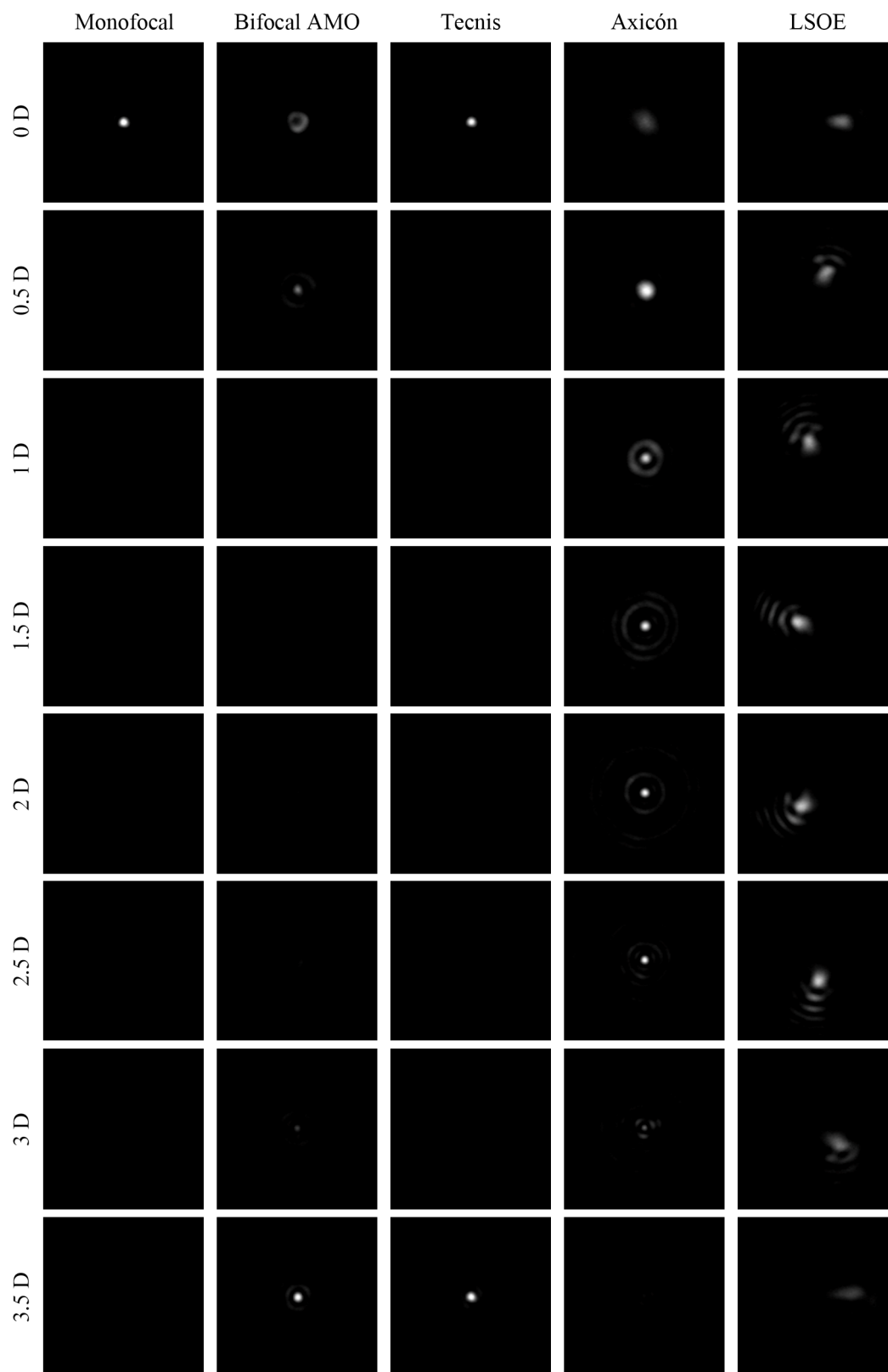


Figura 4.9. Spots focales para cada perfil difractivo superpuesto en la base refractiva de la LIO monofocal. Todas las imágenes son presentadas en la misma escala.

4.4.2 Cálculos en el dominio de las frecuencias

El cálculo de la MTF es un paso intermedio para estimar el valor de la CSF, sin embargo, nos proporciona las primeras nociones para comparar el desempeño de los diseños y su acople con la base refractiva de la LIO. Como se indicó en el Capítulo 2, la representación unidimensional de la superficie de la MTF es su promedio angular, tal como se expuso en la Figura 2.4. Los apilamientos de las MTFs sobre 4.5D alrededor del rango de adición se muestran en la Figura 4.10.

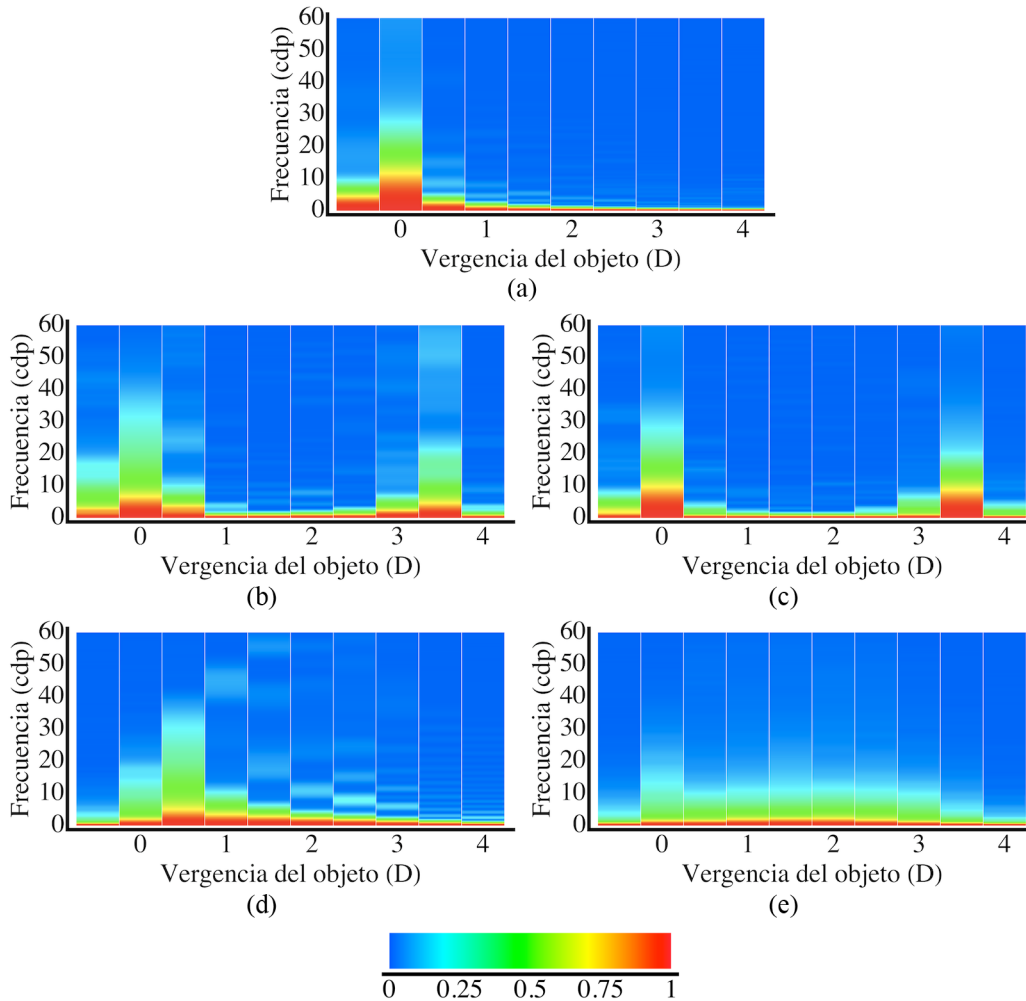


Figura 4.10. Evolución de la MTF promediada angularmente a través de varios desenfoces para: (a) la LIO monofocal asférica, los diseños bifocales en base a las lentes (b) AMO Array y (c) Tecnis ZM900, (c) el axición cuártico, y (d) el LSOE.

Consecutivamente, en la Figura 4.11 se graficaron los valores de la CSFs obtenidos al aplicar la Ec. 3-10. Estos valores fueron normalizados a la respuesta de la lente monofocal base para $P_{OBJ}=0D$.

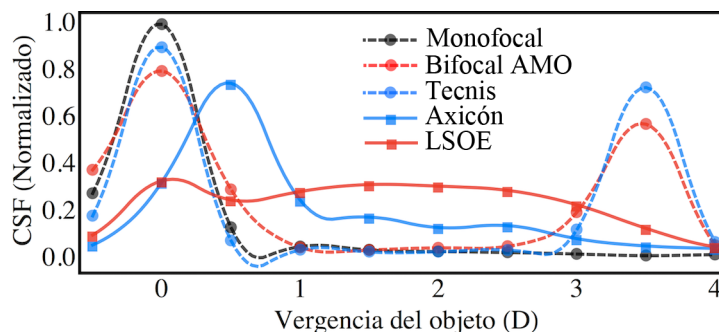


Figura 4.11. Valores de la CSF obtenidos para la LIO monofocal y los perfiles difractivos proyectados en ella.

4.5 Análisis

En la Figura 4.9 se puede observar que los elementos con profundidad de foco expandida proporcionan un segmento focal iluminado, el cual le proveerá al usuario las imágenes enfocadas sobre todo el rango de adición. De igual forma que se reveló en la Figura 2.8c, las variaciones de potencia axial son menores en el LSOE en comparación al axicón. Ahora, al comparar el desempeño de las lentes bifocales se encuentra que el diseño basado en la Tecnis tiene focos de mejor calidad y con poca tolerancia al desenfoque. Lo anterior es notable en las manchas focales (ver Figura 4.9) y los perfiles de las MTFs (Figura 4.10) de ambos diseños para P_{OBJ} equivalente a 0, 0.5, 3.0 y 3.5 D.

Al contrastar los resultados en la Figura 4.11 con los expuestos en la Figura 2.8c se evidencia que el desempeño de los diseños difiere al calculado numéricamente. En las pruebas experimentales puede notarse el descenso en el rendimiento de los elementos con profundidad de foco extendida (axicón y LSOE). De igual forma, en la Figura 4.11 se observa una reducción de la calidad visual del foco cercano ($P_{OBJ}=3.5D$) en comparación al foco lejano para el diseño bifocal Tecnis. La razón de este descenso no corresponde a la diferencia entre la longitud de onda de iluminación y diseño, tal como sucedió en los resultados expuestos en la Figura 3.6c. Estos comportamientos obedecen a los efectos de la aberración esférica aportada por el diseño asférico de la LIO base Acriva.

Por medio de una simulación numérica ilustramos los efectos de la aberración esférica primaria en el rendimiento de la lente bifocal Tecnis. Este tipo de aberraciones fue representado en la pupila de la LIO por el polinomio de Zernike de cuarto orden Z_4^0 y su coeficiente c_4 . En la Figura 4.12 se muestran los valores de la CSF (normalizados a $P_{OBJ}=0$) sobre el mismo rango focal y tamaño pupilar considerados en las pruebas experimentales. Es evidente que al aumentar la aberración esférica se reduce la razón entre la calidad visual de los focos de visión cercana y lejana. Aunque en el Capítulo 3 se analizó una LIO Tecnis ZM900 con base refractiva asférica, el tamaño de la pupila empleado no permite apreciar claramente este tipo de alteraciones sobre los efectos de la aberración cromática.

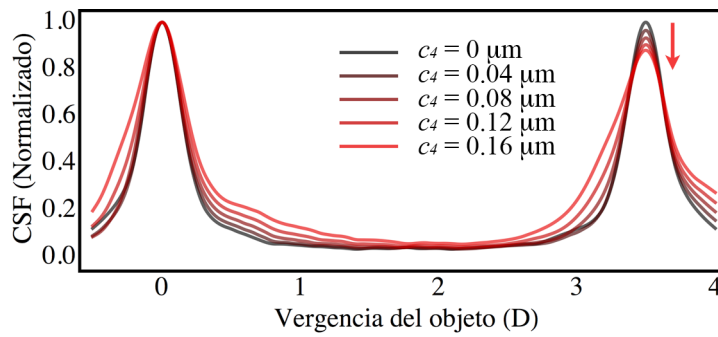


Figura 4.12. Simulación numérica de los efectos de la aberración esférica primaria sobre los valores de la CSF aportados por el diseño difractivo de la lente Tecnis ZM900.

La limitada profundidad de modulación de fase del SLM contribuye a alejar los resultados presentados de los desempeños previstos por las simulaciones numéricas. Las limitaciones para representar los elementos difractivos en el rango 2π rad no permite compensar en su totalidad el astigmatismo presente en el LCD.

Capítulo 5

CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

Abordamos el problema de la ausencia de la acomodación en los ojos tratados con cataratas proponiendo diseños de LIOs que expandan la profundidad de foco del ojo en un rango de adición continuo de 3.5D. El estudio se centró en la evaluación y comparación de los parámetros de calidad visual aportados por las soluciones convencionales y los elementos con profundidad de foco extendida (el axicón cuártico y el LSOE). Estudios anteriores sobre estos diseños se han sustentado en el análisis de la calidad en la imagen retiniana, considerando solamente los efectos del sistema óptico más no los aspectos relacionados a la percepción. La inclusión de la función neuronal de sensibilidad al contraste (CSF_N) acercó nuestros cálculos a la descripción de la agudeza visual.

Un nuevo método para la evaluación experimental de LIOs multifocales fue introducido. Los parámetros de iluminación sobre una LIO son controlados usando un SLM. Realizamos un ejercicio demostrativo de este método variando los desenfoques y descentramientos en el haz que incide en una lente bifocal. Se calcularon numéricamente algunos parámetros de calidad óptica y visual a partir de las PSFs adquiridas. Es posible incluir un modelo ocular en el montaje experimental para estandarizar las pruebas según la norma ISO 11979 (Implantes oftálmicos, Lentes intraoculares), la cual regula la evaluación de la calidad óptica de las LIOs.

Con la experiencia desarrollada proponemos estimar el desempeño de los perfiles difractivos que se proyectan sobre una lente monofocal. Esta evaluación proporciona indicios acerca de la calidad del acople entre el perfil difractivo y la base refractiva antes de ser grabado. El proceso es asistido por un SLM, prestando agilidad y estabilidad a las pruebas. Fue así como usamos una lente esférica para aumentar su profundidad de foco, proyectando perfiles difractivos asociados a lentes bifocales y elementos EDOF. Los resultados indican que la aberración esférica presente en la LIO desvía la respuesta esperada desde las simulaciones numéricas expuestas. Sugerimos entonces integrar esta configuración experimental a algoritmos de optimización numérica para encontrar el mejor diseño de acuerdo a la base refractiva disponible y las características de los parámetros visuales sobre el rango de adición.

Concientes del uso recurrente de los SLMs en este informe, examinamos sus propiedades para la representación de la fase y la compensación de las aberraciones adicionadas. Los SLMs empleados fueron los modelos PLUTO y LC-R720 del fabricante Holoeye, centrandó nuestra atención en el

segundo pues la información reportada sobre este era escasa. Entre los principales resultados de esta etapa se encuentra la implementación de un intuitivo protocolo para la cancelación del astigmatismo presente en el LCD, basado en la recuperación de la simetría de los vórtices ópticos proyectados desde el mismo SLM. El estudio de la precisión del método es una actividad pendiente para el futuro. Además, sugerimos que es posible agilizar aún más la localización del mapa de fase compensador si se delega esta tarea a un algoritmo de optimización no lineal, por ejemplo, el conocido *quasi-Newton* [79].

El futuro de este trabajo se orienta a la formalización de un proyecto de innovación y desarrollo para la fabricación y análisis clínico de los elementos EDOF como LIOs para tratar las cataratas o compensar la presbicia, buscando mejorar la calidad de vida en la población con edad avanzada.

REFERENCIAS

1. "National Eye Institute [NEI], of the U.S. National Institutes of Health," Disponible en: <http://www.nei.nih.gov>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
2. G. Brian y H. Taylor, "Cataract blindness--challenges for the 21st century," *Bull. World Health Organ.* **79**, 249-256 (2001).
3. I. L. Ossma, A. Galvis, L. G. Vargas, M. J. Trager, M. R. Vagefi, y S. D. McLeod, "Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 47-52 (2007).
4. J. W. Goodman, *Introduction to Fourier optics*, (McGraw-Hill, San Francisco, 1968).
5. "La ciencia es la única noticia » Defectos de fábrica," Disponible en: <http://blogs.publico.es/ciencias/general/925/defectos-de-fabrica/>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
6. B. E. A. Saleh y K. Lu, "Theory and design of the liquid crystal TV as an optical spatial phase modulator," *Opt. Eng.* **29**, 240-246 (1990).
7. J. Liang, D. R. Williams, y D. T. Miller, "Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics," *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 2884-2892 (1997).
8. J. Arines, V. Durán, Z. Jaroszewicz, J. Ares, E. Tajahuerce, P. Prado, J. Lancis, S. Bará, y V. Climent, "Measurement and compensation of optical aberrations using a single spatial light modulator," *Opt. Express* **15**, 15287-15292 (2007).
9. S. Manzanera, P. M. Prieto, D. B. Ayala, J. M. Lindacher, y P. Artal, "Liquid crystal Adaptive Optics Visual Simulator: Application to testing and design of ophthalmic optical elements," *Opt. Express* **15**, 16177-16188 (2007).
10. A. Arias y R. Castaneda, "Estimation and Compensation of aberrations in Spatial Light Modulators," *J. Phys.: Conf. Ser.* **274**, 012060 (2011).
11. J. Ares García, R. Flores, S. Bará, y Z. Jaroszewicz, "Presbyopia Compensation with a Quartic Axicon," *Optom. Vis. Sci.* **82**, 1071-1078 (2005).
12. G. Mikula, Z. Jaroszewicz, A. Kolodziejczyk, K. Petelczyc, y M. Sypek, "Imaging with extended focal depth by means of lenses with radial and angular modulation," *Opt. Express* **15**, 9184-9193 (2007).

13. G. Miłkula, A. Kolodziejczyk, M. Makowski, C. Prokopowicz, y M. Sypek, "Diffractive elements for imaging with extended depth of focus," *Opt. Eng.* **44**, 58001-58007 (2005).
14. K. Petelczyc, J. Ares García, S. Bará, Z. Jaroszewicz, A. Kolodziejczyk, y M. Sypek, "Presbyopia compensation with a light sword optical element of a variable diameter," *Phot. Lett. Poland* **1**, 55-57 (2009).
15. J. Ares García, S. Bará, M. Gomez García, Z. Jaroszewicz, A. Kolodziejczyk, y K. Petelczyc, "Imaging with extended focal depth by means of the refractive light sword optical element," *Opt. Express* **16**, 18371-18378 (2008).
16. D. Mas, J. Espinosa, J. Perez, y C. Illueca, "Three dimensional analysis of chromatic aberration in diffractive elements with extended depth of focus," *Opt. Express* **15**, 17842-17854 (2007).
17. J. D. Marsack, L. N. Thibos, y R. A. Applegate, "Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance," *J. Vis.* **4**, 322-328 (2004).
18. G. Dai, "Optical surface optimization for the correction of presbyopia," *Appl. Opt.* **45**, 4184-4195 (2006).
19. "Colour & Vision Research laboratory and database," Disponible en: <http://www.cvrl.org/>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
20. J. M. Henry y P. Garin, "Cataract with multifocal AMO ARRAY implants," *Bull. Soc. Belge Ophtalmol.* **282**, 33-40 (2001).
21. "Tecnis Aspheric Iol - Abbott Medical Optics Inc. (AMO)," Disponible en: <http://www.amo-inc.com/products/cataract/monofocal-iols/tecnis-aspheric-iol>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
22. L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, y R. A. Applegate, "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations," *J. Vis.* **4**, 329-351 (2004).
23. X. Cheng, L. N. Thibos, y A. Bradley, "Predicting subjective judgement of best focus with image quality metrics," *J. Vis.* **3**, 310-321 (2003).
24. K. Petelczyc, J. Ares García, S. Bará, Z. Jaroszewicz, K. Kakarenko, A. Kolodziejczyk, y M. Sypek, "Strehl ratios characterizing optical elements designed for presbyopia compensation," *Opt. Express* **19**, 8693-8699 (2011).
25. D. R. Iskander, "Computational Aspects of the Visual Strehl Ratio," *Optom. and Vis. Sci.* **83**, 57-59 (2006).

26. J. Mannos y D. Sakrison, "The effects of a visual fidelity criterion of the encoding of images," *IEEE Trans. Inform. Theory* **20**, 525-536 (1974).
27. D. Mas, J. Pérez, C. Hernández, C. Vázquez, J. J. Miret, y C. Illueca, "Fast numerical calculation of Fresnel patterns in convergent systems," *Opt. Commun.* **227**, 245-258 (2003).
28. K. W. Brydon, A. C. Tokarewicz, y B. D. Nichols, "AMO array multifocal lens versus monofocal correction in cataract surgery," *J. Cataract Refract. Surg.* **26**, 96-100 (2000).
29. U. Mester, W. Hunold, T. Wesendahl, y H. Kaymak, "Functional outcomes after implantation of Tecnis ZM900 and Array SA40 multifocal intraocular lenses," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 1033-1040 (2007).
30. A. Denoyer, M. Le Lez, S. Majzoub, y P. Pisella, "Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation: Effect of contrast sensitivity and wavefront aberration improvements on the quality of daily vision," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 210-216 (2007).
31. H. N. Sen, A. Sarikkola, R. J. Uusitalo, y L. Laatikainen, "Quality of vision after AMO Array multifocal intraocular lens implantation," *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 2483-2493 (2004).
32. R. Navarro, E. Moreno-Barriuso, S. Bará, y T. Mancebo, "Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye," *Opt. Lett.* **25**, 236-238 (2000).
33. K. Petelczyc, S. Bará, A. C. Lopez, Z. Jaroszewicz, K. Kakarenko, A. Kolodziejczyk, y M. Sypek, "Imaging properties of the light sword optical element used as a contact lens in a presbyopic eye model," *Opt. Express* **19**, 25602-25616 (2011).
34. L. Carretero, R. Fuentes, y A. Fimia, "Measurement of spherical aberration of intraocular lenses with the Ronchi test," *Optom. Vis. Sci.* **69**, 190-192 (1992).
35. G. Bos, "New interferometric method to assess intraocular lens characteristics," *Proceedings of SPIE* **2127**, 56-60 (1994).
36. W. Boucher, S. Velghe, B. Wattellier, y D. Gatinel, " Intraocular lens characterization using a quadric-wave lateral shearing interferometer wave front sensor," *Proceedings of SPIE* **7102**, 1-8 (2008).
37. V. Portney, "Optical testing and inspection methodology for modern intraocular lenses," *J. Cataract Refract. Surg.* **18**, 607-613 (1992).
38. D. Tognetto, G. Sanguinetti, P. Sirotti, P. Cecchini, L. Marcucci, E. Ballone, y G. Ravalico, "Analysis of the Optical Quality of Intraocular Lenses," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **45**, 2682 - 2690 (2004).

39. P. A. Piers, N. E. Sverker Norrby, y U. Mester, "Eye models for the prediction of contrast vision in patients with newintraocular lens designs," *Opt. Lett.* **29**, 733-735 (2004).
40. R. Rawer, W. Stork, C. W. Spraul, y C. Lingenfelder, "Imaging quality of intraocular lenses," *J. Cataract Refract. Surg.* **31**, 1618-1631 (2005).
41. D. Ortiz, J. L. Alió, G. Bernabéu, y V. Pongo, "Optical performance of monofocal and multifocal intraocular lenses in the human eye," *J. Cataract Refract. Surg.* **34**, 755-762 (2008).
42. S. Barbero, S. Marcos, y I. Jiménez-Alfaro, "Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro," *J. Opt. Soc. Am. A* **20**, 1841-1851 (2003).
43. R. Bellucci, A. Scialdone, L. Buratto, S. Morselli, C. Chierago, A. Criscuoli, G. Moretti, y P. Piers, "Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study," *J. Cataract Refract. Surg.* **31**, 712-717 (2005).
44. J. F. Alfonso, L. Fernández-Vega, A. Señaris, y R. Montés-Micó, "Prospective study of the Acri.LISA bifocal intraocular lens," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 1930-1935 (2007).
45. E. M. Vingolo, P. Grenga, L. Iacobelli, y R. Grenga, "Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 1244-1247 (2007).
46. A. R. FitzGerrell, Jr. Dowski, y W. T. Cathey, "Defocus transfer function for circularly symmetric pupils," *Appl. Opt.* **36**, 5796-5804 (1997).
47. J. Schwiegerling y J. Choi, "Application of the polychromatic defocus transfer function to multifocal lenses," *J Refract. Surg.* **24**, 965-969 (2008).
48. J. Schwiegerling, "Analysis of the optical performance of presbyopia treatments with the defocus transfer function," *J Refract. Surg.* **23**, 965-971 (2007).
49. P. Artal, "Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses," *Optical Eng.* **34**, 772-779 (1995).
50. D. A. Atchison, "Optical design of intraocular lenses. III. On-axis performance in the presence of lens displacement," *Optom. Vis. Sci.* **66**, 671-681 (1989).
51. F. Taketani, T. Matuura, E. Yukawa, y Y. Hara, "Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations," *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 2158-2162 (2004).
52. G. E. Altmann, L. D. Nichamin, S. S. Lane, y J. S. Pepose, "Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration," *J. Cataract Refract. Surg.* **31**, 574-585 (2005).

53. J. Tabernero, P. Piers, A. Benito, M. Redondo, y P. Artal, "Predicting the Optical Performance of Eyes Implanted with IOLs to Correct Spherical Aberration," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **47**, 4651-4658 (2006).
54. P. Phillips, J. Pérez-Emmanuelli, H. D. Rosskothén, y C. J. Koester, "Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo," *J. Cataract Refract. Surg.* **14**, 129-135 (1988).
55. A. de Castro, P. Rosales, y S. Marcos, "Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 418-429 (2007).
56. K. Sasaki, Y. Sakamoto, T. Shibata, H. Nakaizumi, y Y. Emori, "Measurement of postoperative intraocular lens tilting and decentration using Scheimpflug images," *J. Cataract Refract. Surg.* **15**, 454-457 (1989).
57. T. Eppig, K. Scholz, A. Löffler, A. Meßner, y A. Langenbacher, "Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye," *J. Cataract Refract. Surg.* **35**, 1091-1100 (2009).
58. J. Turuwhenua, "A theoretical study of intraocular lens tilt and decentration on perceptual image quality," *Optical Phys. Opt.* **25**, 556-567 (2005).
59. K. Negishi, K. Ohnuma, T. Ikeda, y T. Noda, "Visual Simulation of Retinal Images Through a Decentered Monofocal and a Refractive Multifocal Intraocular Lens," *Jpn J. Ophthalmol.* **49**, 281-286 (2005).
60. "Phase Only Spatial Light Modulators PLUTO," Disponible en: http://www.holoeye.com/spatial_light_modulators_pluto.html. [Último acceso: Enero 10, 2012]
61. A. Lizana, A. Márquez, L. Lobato, Y. Rodange, I. Moreno, C. Iemmi, y J. Campos, "The minimum Euclidean distance principle applied to improve the modulation diffraction efficiency in digitally controlled spatial light modulators," *Opt. Express* **18**, 10581-10593 (2010).
62. "Tecnis Multifocal Iol - Abbott Medical Optics Inc. (AMO)," Disponible en: <http://www.amo-inc.com/products/cataract/refractive-iols/tecnis-multifocal-iol>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
63. A. Flores, M. R. Wang, y J. J. Yang, "Achromatic Hybrid Refractive-Diffractive Lens with Extended Depth of Focus," *Appl. Opt.* **43**, 5618-5630 (2004).
64. F. Castignoles, M. Flury, y T. Lepine, "Comparison of the efficiency, MTF and chromatic properties of four diffractive bifocal intraocular lens designs," *Opt. Express* **18**, 5245-5256 (2010).

65. V. Portney, "Light distribution in diffractive multifocal optics and its optimization," *J. Cataract Refract. Surg.* **37**, 2053-2059 (2011).
66. D. B. Taber, J. A. Davis, L. A. Holloway Jr., y O. Almagor, "Optically controlled Fabry-Perot interferometer using a liquid crystal light valve," *Appl. Opt.* **29**, 2623-2631 (1990).
67. A. Guirao y D. R. Williams, "A method to predict refractive errors from wave aberration data," *Optom. Vis. Sci.* **80**, 36-42 (2003).
68. J. L. Harriman, A. Linnenberger, y S. A. Serati, "Improving spatial light modulator performance through phase compensation," *Proceedings of SPIE* **5553**, 58 (2004).
69. A. Jesacher, A. Schwaighofer, S. Fürhapter, C. Maurer, S. Bernet, y M. Ritsch-Marte, "Wavefront correction of spatial light modulators using an optical vortex image," *Opt. Express* **15**, 5801-5808 (2007).
70. "Spatial Light Modulator LC-R 720," Disponible en:
http://www.holoeye.com/spatial_light_modulator_lc_r_720.html. [Último acceso: Enero 10, 2012]
71. "VSY Biotechnology - Acriva UD 613," Disponible en:
<http://vsybiotechnology.com/Products/Intraocular-Lenses/Hydrophobic-Surface/Avriva-UD/Monofocal/AcrivaUD-UD-613.aspx>. [Último acceso: Enero 10, 2012]
72. D. Armitage, I. Underwood, y S.-T. Wu, *Introduction to microdisplays* (John Wiley and Sons, Chichester, 2006).
73. A. Serrano-Heredia, G. Lu, P. Purwosumarto, y F. T. S. Yu, "Measurement of the phase modulation in liquid crystal television based on the fraccional-Talbot effect," *Opt. Eng.* **35**, 2680-2684 (1996).
74. L. Martínez-León, Z. Jaroszewicz, A. Kolodziejczyk, V. Durán, E. Tajahuerce, y J. Lancis, "Phase calibration of spatial light modulators by means of Fresnel images," *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* **11**, 125405 (2009).
75. Augusto Arias, "Elementos ópticos difractivos aplicados a correcciones oftálmicas de enfoque," Tesis de grado (Ingeniería Física), Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín (2008).
76. I. Moreno, C. Iemmi, A. Márquez, J. Campos, y M. J. Yzuel, "Modulation Light Efficiency of Diffractive Lenses Displayed in a Restricted Phase-Mostly Modulation Display," *Appl. Opt.* **43**, 6278-6284 (2004).

77. Bernard C. Kress y Patrick Meyrueis, *Digital Diffractive Optics: An Introduction to Planar Diffractive Optics and Related Technology* (John Wiley & Sons, Chichester, 2000).
78. R. K. Singh, P. Senthilkumaran, y K. Singh, "Influence of astigmatism and defocusing on the focusing of a singular beam," *Opt. Commun.* **270**, 128-138 (2007).
79. "Optimization Toolbox - MATLAB," Disponible en:
<http://www.mathworks.com/products/optimization/>. [Último acceso: Enero 10, 2012]