



Facultad de Ciencias

CARACTERIZACIÓN ÓPTICA DE LENTES INTRAOCULARES

Trabajo de Fin de Grado
para acceder al
GRADO EN FÍSICA

Autora: Claudia Bear Tejera
Director: Manuel Pérez Cagigal
Junio - 2023

Índice general

| | |
|---|-----------|
| 1. Introducción | 3 |
| 1.1. El sistema óptico del ojo humano | 3 |
| 1.2. La cirugía de cataratas | 4 |
| 1.3. Lentes intraoculares | 5 |
| 2. Justificación y objetivos | 6 |
| 2.1. Problemas asociados a una mala caracterización de IOL | 6 |
| 2.2. Alternativas comerciales para la caracterización | 7 |
| 2.3. Objetivo general y esquema de desarrollo del trabajo | 7 |
| 3. Sistema para la caracterización de una lente | 8 |
| 3.1. Descripción del sistema básico | 8 |
| 3.2. Sensor de frente de onda Shack-Hartmann | 11 |
| 3.3. Problemas asociados al dispositivo para la caracterización de IOL | 14 |
| 4. Calibrado del sistema para la caracterización de IOLs | 15 |
| 4.1. Calibrado con lentes de potencia óptica conocida | 17 |
| 4.2. Análisis del error sistemático introducido por el sistema óptico | 18 |
| 4.3. Evaluación visual de lentes y captura de imágenes | 20 |
| 4.4. Resolución de Problemas Experimentales: Introducción de una Lente Divergente | 23 |
| 5. Medida experimental de la potencia óptica de una IOL | 25 |
| 5.1. Especificaciones de una IOL: medidas de uso y preparación | 25 |
| 5.2. Nuevo error sistemático incorporado por el sistema óptico | 27 |
| 6. Compensación de aberraciones con el modulador de fase espacial | 29 |
| 6.1. Cómo compensar una aberración con un modulador de fase espacial | 29 |
| 6.2. Compensación de la curvatura de la lente con diferentes máscaras de fase de prueba | 30 |
| 6.3. Introducción de lente divergente en el compensado de la curvatura | 33 |
| 7. Estudio de la influencia del descentrado de la lente | 35 |
| 8. Conclusiones | 40 |

Capítulo 1

Introducción

El sentido de la vista aporta, de manera aproximada, el 80 % de la información procedente del entorno, tal y como se indica en [1]. A través de dicho sentido, es posible percibir información gráfica de todo aquello que nos rodea, como por ejemplo formas, tamaños, colores, e incluso movimiento. La información es captada gracias al ojo humano y para entender como funciona el fenómeno de la visión es fundamental conocer la anatomía y el funcionamiento de este.

1.1. El sistema óptico del ojo humano

El ojo es un organo sensorial altamente especializado situado en la cavidad ósea del cráneo denominada órbita. La función principal del ojo es la detección de estímulos luminosos (ondas electromagnéticas), proceso conocido como fotorrecepción; por otro lado, es encargado de actuar transformándolos en información visual (estímulos visuales) y enviarlo al cerebro a partir de impulsos eléctricos, por medio del nervio óptico. En el cerebro, se produce la interpretación del mensaje a través de un proceso psíquico-químico, lo cual es finalmente traducido en una imagen.

El ojo se compone por varias estructuras, siendo las más relevantes en el proceso de visión la córnea, el cristalino y la retina; esta última es la responsable de la recepción de los estímulos luminosos externos. El sistema visual detecta los estímulos luminosos (ondas electromagnéticas), distinguiendo entre dos características de la luz: su intensidad y la longitud de onda (los colores). Sin embargo, la luz, antes de llegar a la retina atraviesa las distintas partes del ojo, entre las cuales se encuentran la córnea y el cristalino. Un requerimiento para que la información sea correctamente interpretada es que se formen imágenes adecuadamente en la retina. La formación de imágenes se produce, de manera resumida, de la siguiente forma: el estímulo luminoso pasa por la córnea y del cristalino, a través de la pupila, formándose una imagen real e invertida en la retina (la inversión de la imagen se produce debido a las densidades de las zonas que atraviesa el estímulo luminoso, que hacen que los rayos superiores se proyecten en la parte inferior de la retina, y los rayos inferiores en la parte superior). Esta imagen se transporta al cerebro mediante el nervio óptico y allí es interpretada. Tal y como se ha mencionado previamente, además de la retina, las estructuras del ojo más relevantes para la correcta formación de

imágenes son la córnea y el cristalino.

La córnea es una capa circular transparente que recubre elementos como la pupila o el iris, y su función principal, desde el punto de vista de la formación de imágenes, es la refracción de los rayos de luz. De hecho, la córnea es la estructura refractiva más importante del ojo puesto que posee el poder refractivo más alto, colaborando en $2/3$ de la potencia del dioptrio ocular, con un valor de 43 dioptrías [2]. La refracción de luz ocurre en el centro de la córnea, donde su poder refractivo es significativamente mayor que el de la atmósfera. Es de gran relevancia mantener la transparencia de esta estructura para que pueda continuar con su correcto funcionamiento. Además, la córnea también cumple un papel protector protegiendo al ojo de cuerpos extraños.

Por otro lado, el cristalino es una lente natural, transparente, que actúa como lente biconvexa, y cuya función principal es el enfoque correcto de objetos situados a distintas distancias mediante un proceso conocido como acomodación. Para dicho proceso, el cristalino puede variar su curvatura y espesor, así como modificar su potencia refractiva. Esta estructura es la primera del ojo en mostrar los signos de la edad, con el paso del tiempo evoluciona, envejece y, además, se opacifica. El cristalino cumple una función primordial en el proceso visual, sin embargo, existen varios problemas asociados con esta estructura como consecuencia de cambios estructurales y fisiológicos producidos como consecuencia de la edad. Algunas de las afecciones más conocidas en relación con el cristalino son la presbicia (comúnmente conocido como vista cansada) y las cataratas. La presbicia consiste en la pérdida de elasticidad, así como en la pérdida de la capacidad de acomodación natural, del cristalino; con todo ello, esto resulta en una pérdida de la capacidad de enfoque. Por otro lado, la catarata consiste en una afección ocular producida a causa de la pérdida de la transparencia normal del cristalino, que, tal y como se ha indicado anteriormente, es un elemento fundamental en la formación de imágenes y en el enfoque. En gran cantidad de ocasiones, el cristalino se torna opaco, impidiendo así que la luz pase adecuadamente hacia la retina; esto da lugar a la pérdida parcial o total de la visión.

1.2. La cirugía de cataratas

Según indican datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), las cataratas constituyen la principal causa de ceguera en el mundo y afectan a más de 65 millones de personas [3]. Cuando un paciente presenta cataratas, la pérdida de visión que se ha producido es reversible, es decir, se puede recuperar. Para ello, actualmente se lleva a cabo una cirugía eficaz denominada facoemulsificación, que supone la extracción quirúrgica del cristalino, que se encuentra opacificado. Tras la extracción, se reemplaza al cristalino por una lente intraocular, que de manera simplificada se denomina IOL (Intraocular Lens), con ciertas características como índice de refracción, geometría, o curvatura, previamente calculados en función de varios parámetros del ojo del paciente. Cabe mencionar, que la cirugía de cataratas ha experimentado una gran evolución desde sus orígenes, pasando desde la antigua extracción intracapsular (donde se extraía de manera completa todo el cristalino), y por la

posterior extracción extracapsular (donde se extrae el núcleo de la catarata a través de una abertura en la córnea, dejando intacta la cápsula del cristalino); actualmente, la técnica predominante es la facoemulsificación, la cual destaca por ser mínimamente invasiva y permitir una recuperación con cierta rapidez. En la facoemulsificación, se inserta una sonda a través de una incisión realizada en la córnea, la cual emite ondas de ultrasonidos, y dichas ondas fragmentan la catarata en pequeños trozos que son extraídos mediante succión; así, la cápsula del cristalino permanece intacta y su función es sostener una lente intraocular artificial que se implanta en su lugar. La IOL se fija en su correspondiente posición mediante pequeñas pestañas, denominadas hápticos, que presenta su propia estructura.

1.3. Lentes intraoculares

La primera cirugía de cataratas con implantación de IOL se llevó a cabo en 1949 por el cirujano inglés Harold Ridley [4]. Desde entonces se ha experimentado una gran mejora con respecto al diseño, calidad y variedad de IOLs implantadas. Las lentes intraoculares se emplean principalmente en cirugía de cataratas, sin embargo, también son empleadas en otras cirugías oculares, como por ejemplo en la corrección de la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo. También se pueden emplear en casos de presbicia o vista cansada, mejorando la capacidad de enfoque del ojo. Existen diferentes tipos de IOL empleadas en la cirugía de cataratas y otros procedimientos oftalmológicos, y algunos de los más comunes son: monofocales (corrigen la visión a una distancia específica), multifocales (permiten visión clara a varias distancias, reduciendo la necesidad de usar gafas), tóricas (corrigen el astigmatismo), fáquicas (se colocan en el ojo sin retirar el cristalino natural) o acomodativas (se adaptan a diferentes distancias de enfoque, permitiendo visión clara de lejos y de cerca), entre otras.

Es relevante comentar que las IOL se fabrican con diferentes materiales, donde algunos de los más comunes son acrílico (material sintético, resistente, fácil de moldear y que no se descompone en el ojo), silicona (material suave, flexible y biocompatible), hidrogel (material hidrófilo, permeable al oxígeno y adaptable) y PMMA (material empleado antiguamente, rígido, transparente y solamente utilizado en casos especiales). Cada uno de los materiales anteriores presenta sus ventajas y desventajas. La elección del material en cada caso particular depende de las necesidades y características del paciente.

Capítulo 2

Justificación y objetivos

El objetivo general del trabajo es la caracterización de IOLs. El correcto procedimiento de caracterización de una lente intraocular resulta de gran importancia debido a que esto permite seleccionar el tipo de lente adecuado para cada paciente, así como asegurar que se obtenga la óptima corrección visual tras la cirugía de cataratas u otro procedimiento oftalmológico. Dentro del proceso de caracterización de una IOL se encuentran ciertos aspectos como la estimación de diversos parámetros, para el diseño de la lente. Dentro de los parámetros de diseño de una IOL se puede diferenciar entre parámetros ópticos (radios de curvatura de caras anterior y posterior, espesor central, índice de refracción, diámetro de la óptica) y no ópticos (geometría de los hápticos, forma del borde de la lente, diámetro total), según se muestra en [5]. Si no se toman los parámetros correctos, o se selecciona una lente que no es adecuada, se pueden producir errores en la corrección de la visión del paciente, afectando esto a su calidad de vida o su capacidad para realizar actividades cotidianas.

2.1. Problemas asociados a una mala caracterización de IOL

Por otro lado, la correcta caracterización de una IOL permite minimizar algunos efectos secundarios postoperatorios, como por ejemplo el astigmatismo, la visión borrosa o la reducción de la calidad visual. Otros problemas, aunque menos frecuentes, que pueden surgir en la cirugía tras la implantación incorrecta de una IOL en el paciente son las posibles desviaciones en los valores de potencia óptica, posición incorrecta de la IOL en el ojo, mala calidad óptica (lo cual puede causar problemas de visión como halos, deslumbramientos o distorsiones), problemas de estabilidad, o problemas de biocompatibilidad, donde el material de la lente intraocular no es compatible con el tejido ocular del paciente, pudiendo causar ciertas reacciones inflamatorias o alérgicas. Con todo lo anterior, es sencillo deducir que la caracterización adecuada de una IOL es esencial para lograr una buena visión y una recuperación exitosa tras la cirugía de cataratas o cualquier otro procedimiento oftalmológico.

2.2. Alternativas comerciales para la caracterización

La caracterización del comportamiento óptico de las lentes intraoculares puede llevarse a cabo a través de diferentes pruebas y análisis. Dentro de las técnicas más comunes cabe destacar la medición de la potencia óptica, o el análisis de ciertas magnitudes como la calidad óptica, la dispersión, la transmitancia o la difracción, entre otras. Estas pruebas permiten, además de caracterizar el comportamiento óptico de las IOL, asegurar que cumplen con los estándares requeridos de calidad y seguridad para su uso en cirugía ocular. Existen diferentes aparatos y equipos comerciales que se utilizan para llevar a cabo dicha caracterización, y algunos de los más comunes se describen a continuación. En primer lugar, cabe citar el frontofocómetro (también llamado lensómetro), que es el método convencional para llevar a cabo la medida de la potencia óptica de lentes. Además, se pueden mencionar el espectrofotómetro (para la caracterización del material) o el microscopio confocal (permite analizar la superficie de la lente intraocular y detectar posibles defectos o irregularidades). Finalmente, se tienen varios métodos capaces de medir aberraciones de alto orden. En primer lugar, un perfilómetro, que analiza la superficie de la lente y calcula el frente de onda a su salida mediante un trazado real de rayos. Por otro lado, se tienen los interferómetros, que analizan el frente de onda a la salida de la lente sin conocer la superficie de esta, empleando luz coherente. Esta gran variedad de aparatos y equipos permite realizar pruebas y análisis precisos para caracterizar el comportamiento óptico de las IOL.

2.3. Objetivo general y esquema de desarrollo del trabajo

En este trabajo se lleva a cabo la medida de la potencia óptica, empleando para ello un sensor de frente de onda de tipo Shack-Hartmann. Empleando este sensor se realiza, además de la medida de la potencia óptica de la lente, la medida de las posibles aberraciones residuales que afectan a las IOL, como consecuencia del proceso de fabricación. Adicionalmente, se propone una medida que no puede ser realizada por ningún instrumento comercial, que consiste en el estudio del efecto producido en la visión como consecuencia del descentrado de la IOL con respecto al eje óptico del ojo.

De acuerdo a los objetivos mencionados anteriormente, el trabajo está dividido principalmente en dos partes. La primera parte se dedica a la caracterización de la lente a partir del estudio de la curvatura, añadiendo un aspecto experimental adicional que se basa en la compensación de dicha curvatura mediante el modulador de fase espacial, y en la segunda se valora la influencia del descentrado de la lente con respecto al ojo humano.

Capítulo 3

Sistema para la caracterización de una lente

3.1. Descripción del sistema básico

En la Fig. (1) se muestra un esquema del montaje propuesto para el desarrollo experimental del trabajo:

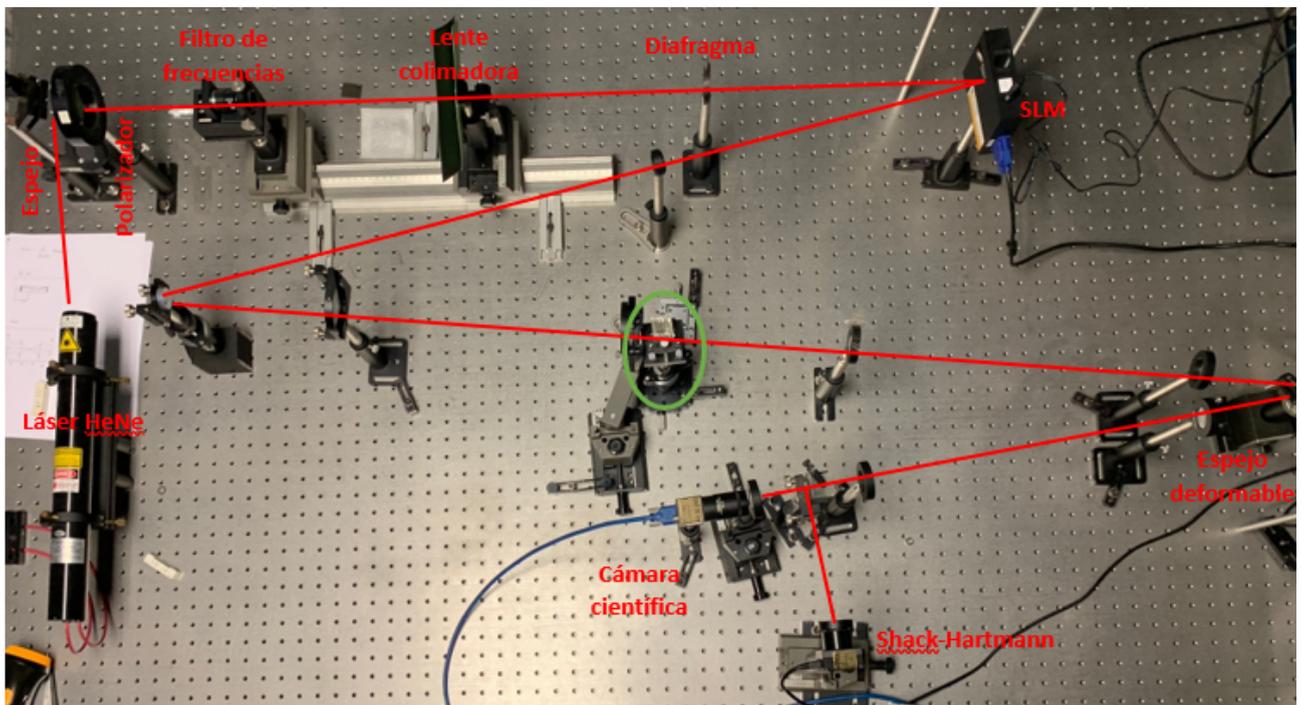


Figura (1). Esquema del montaje propuesto para la medición de frentes de onda de lentes intraoculares para su caracterización.

En primer lugar, se dispone de un láser HeNe de longitud de onda $\lambda = 633 \text{ nm}$ (haz monocromático), que funciona como fuente de luz proporcionando un haz coherente, de manera que en el frente de onda emitido por la fuente, todos los puntos tienen la misma fase; dicha fase se mantiene osci-

lando durante un recorrido en sentidos horizontal y vertical. El hecho de que el haz emitido por el láser sea monocromático permite el uso de lentes, puesto que, si por el contrario se emplease un haz policromático, se requeriría el uso de espejos con el objetivo de evitar la aberración cromática, dado que estos reflejan la luz sin descomponerla en sus longitudes de onda. El haz se dirige mediante un espejo hacia un filtro polarizador, que controla la intensidad. Con respecto al polarizador, dado que el láser emite luz polarizada, es posible regular la intensidad del haz sin más que rotarlo (si el eje del polarizador se encuentra paralelo a la polarización del haz, la intensidad de luz emergente será máxima, si por el contrario el eje del polarizador se encuentra perpendicular a la polarización del haz, la intensidad será mínima).

A continuación, el haz se dirige a un filtro de frecuencias espaciales. En principio, la fase en un corte transversal debería ser igual para todos los puntos, y de la misma forma, la amplitud también debería serlo. Resulta que la amplitud no es igual debido a pequeñas inhomogeneidades, y es este filtro el encargado de eliminar las modulaciones de amplitud. Está formado por la pupila de entrada y objetivo de un microscopio, y una pantalla opaca con un pequeño orificio (en torno a $200\ \mu\text{m}$ de diámetro) situada en el plano focal del microscopio; esta pantalla puede denominarse, equivalentemente, 'pinhole'. El frente de onda del láser (que puede verse como una función) incide sobre la pupila de entrada. El filtro espacial elimina las frecuencias espaciales que producen la modulación en amplitud del haz incidente. Se puede considerar, por tanto, que el pequeño orificio es una fuente de luz puntual que emite una onda esférica. Cabe señalar que después del 'pinhole' se coloca una lente colimadora de manera que a la salida se tenga un haz colimado, al igual que se tenía a la entrada. De esta forma, el haz emergente del filtro es de mayor tamaño, colimado y con amplitud esta vez constante (las inhomogeneidades se han eliminado). A continuación se muestra una imagen del filtro de frecuencias:

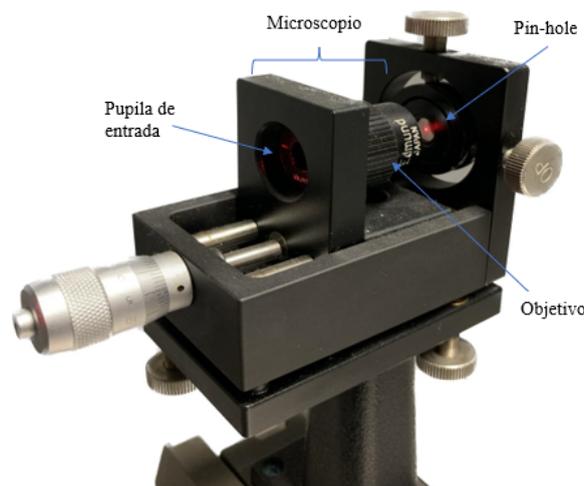


Figura (2). Imagen del filtro de frecuencias, formado por el microscopio (pupila de entrada y objetivo) y el 'pinhole'.

Posteriormente, el haz se dirige a un diafragma con el objetivo de tomar tan sólo una pequeña porción del haz que sea homogénea. Dicha porción de haz llega al modulador de fase espacial (SLM)

que es un dispositivo óptico capaz de modificar y controlar la amplitud, fase y polarización del frente de onda incidente. Su funcionamiento está basado en la interacción de la luz con una matriz de píxeles microscópicos, donde cada uno de ellos posee la facultad de modificar ciertas propiedades de la luz incidente. Actualmente existen diferentes tipos de SLMs, sin embargo el más común es el basado en tecnología de cristal líquido. En el diseño de este tipo de moduladores, existe una capa delgada de cristal líquido entre dos electrodos transparentes, de manera que al aplicar un voltaje específico a través de los electrodos se puede controlar la orientación de las moléculas del cristal líquido, y por tanto, la fase de la luz que atraviesa cada píxel. Cuando la luz incide en el SLM, esta se divide en una matriz de haces que interactúan con cada píxel de manera individual. En función del voltaje aplicado a cada píxel, el cristal líquido modifica la fase de la luz que pasa a través de él. Esto significa que es posible aplicar diferentes fases a cada píxel y, en consecuencia, generar cambios en la forma, dirección o intensidad de los haces de luz. El dispositivo se controla a través de una computadora, dado que el voltaje aplicado es introducido cargando en el SLM una imagen en escala de grises, mediante una entrada HDMI:

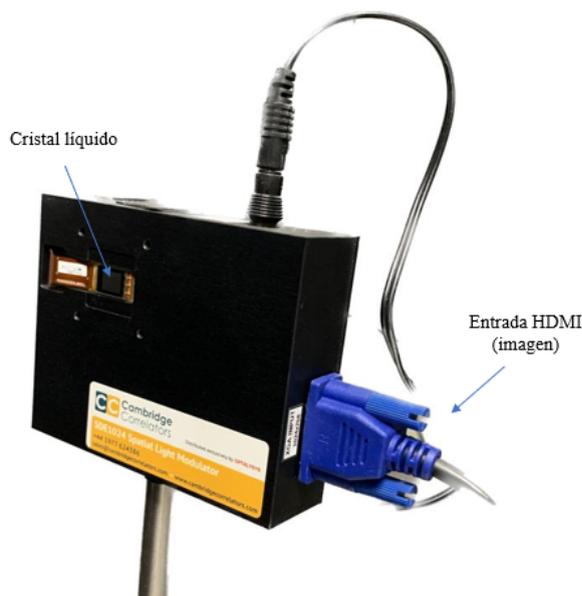


Figura (3). Imagen de modulador de luz espacial SDE 1024, dispositivo empleado en el desarrollo del trabajo.

A partir de aquí, el haz se hace pasar a través de varios sistemas $4f$. Un sistema $4f$ es una configuración óptica que consta de dos lentes separadas por una distancia igual a la suma de sus distancias focales f_1 y f_2 . El plano objeto se encuentra a una distancia f_1 de la primera lente y finalmente se formará la imagen correspondiente, aunque invertida, a una distancia f_2 de la segunda lente, siguiendo un esquema similar al que se muestra a continuación:

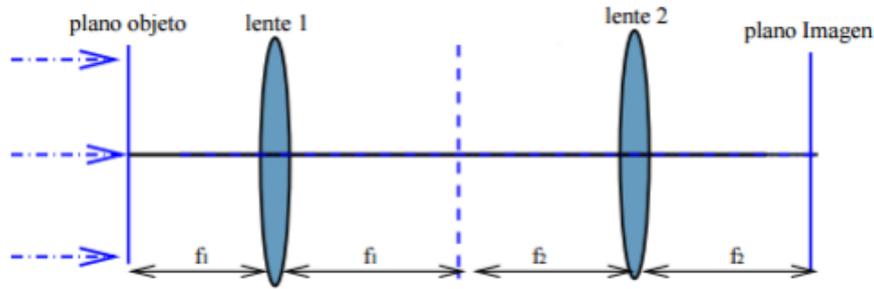


Figura (4). Esquema de un sistema $4f$ [6].

Generalmente, en un sistema $4f$, las dos lentes presentan igual distancia focal ' f ' (aunque no es estrictamente necesario), y por ello el sistema completo (desde plano objeto hasta plano imagen) presenta una longitud total igual a $4f$. Además, cabe mencionar que el par de lentes presenta los focos acoplados, esto es, el foco imagen de la lente 1 coincide con el foco objeto de la lente 2, de manera que el plano objeto y el plano imagen presentan exactamente la misma distribución de fase. Asimismo, si las dos lentes presentan igual distancia focal, el tamaño de la imagen en los planos objeto e imagen también será el mismo; con esto se logra reproducir el frente de onda, y además se eliminan las fases adicionales debidas a la propagación.

El primer sistema $4f$ está formado por dos lentes cuya focal es de 40 cm y se encuentra ubicado entre el modulador de fase espacial y la lente problema a caracterizar, que en la Fig. (1) aparece indicada con un punto de color verde. Cabe citar que la imagen formada en la lente problema (plano imagen del primer sistema $4f$) se encuentra invertida con respecto a la emergente del SLM, sin embargo, esto no es relevante puesto que presenta simetría de revolución por ser una esfera. Después, se tienen dos nuevos sistemas $4f$, ambos formados por dos lentes de 20 cm de focal; el primero de ellos se encuentra entre la lente problema y el espejo deformable (que en principio funciona como un espejo convencional, a no ser que se requiera corregir la modulación introducida por el SLM), y el segundo, entre el espejo deformable y el sensor de frente de onda Shack-Hartmann. Es preciso observar la presencia de un divisor de haz tras el tercer sistema $4f$, que envía una parte de la energía a la cámara científica (SC) (donde se forma la imagen del frente de onda introducido), y la otra parte al sensor de frente de onda; con la incorporación de la cámara científica se permite asegurar el buen centrado de la lente problema.

3.2. Sensor de frente de onda Shack-Hartmann

Un sensor de frente de onda Shack-Hartmann es un dispositivo que permite medir las aberraciones ópticas presentes en un determinado sistema óptico, como por ejemplo un telescopio o un sistema de lentes. El sensor de frente de onda Shack-Hartmann toma su nombre de los dos científicos, Shack y Hartmann, quienes desarrollaron esta técnica en la década de 1970 [7]. A continuación se muestra una imagen del sensor empleado e implementado en el desarrollo experimental de este trabajo:



Figura (5). Imagen del sensor de frente de onda Shack-Hartmann empleado en el desarrollo del trabajo.

El sensor consiste en un conjunto de pequeñas lentes, denominadas microlentes, que se encuentran dispuestas en una matriz bidimensional. Cada una de estas microlentes se encarga de dividir el haz de luz incidente en múltiples sub-haces elementales. Dichos haces secundarios que han sido generados, se focalizan en diferentes puntos en un detector CCD.

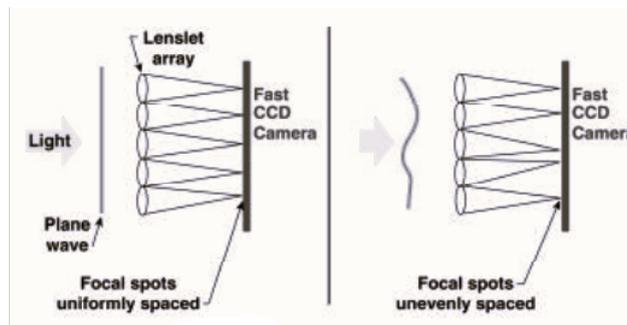


Figura (6). Esquema del principio de funcionamiento del sensor Shack-Hartmann.

Cuando un frente de onda plano incide en el sensor, como se indica en la imagen de la izquierda de la Fig. (6), las microlentes dan lugar a una distribución reticular de puntos en el detector; sin embargo, si el frente de onda incidente sobre la matriz de microlentes no es plano, sino que presenta ciertas aberraciones, los sub-haces se desvían de su posición focal esperada, puesto que cada una de dichas microlentes recibe una onda con inclinación diferente. Con lo anterior, la imagen no se forma en su eje, sino que se desvía de manera proporcional a la pendiente con la que incide la onda, lo cual da lugar a una distribución de puntos en la CCD diferente. Para determinar la fase de la onda incidente, el software asociado al sensor Shack-Hartmann (que en el caso de este trabajo es 'FrontSurfer') determina la posición de los puntos asociados a cada microlente y determina su desviación respecto a la posición que se obtendría si el frente fuese plano [8]. A partir del análisis de las posiciones de los puntos de luz en el detector CCD, se reconstruye el frente de onda original y se determinan las aberraciones existentes en el sistema óptico. Esta información se puede emplear para corregir y compensar distorsiones ópticas mediante el uso de espejos deformables o moduladores de fase espaciales. Además, el software del que

dispone el sensor, denominado 'Frontsurfer' tal y como se ha mencionado previamente, es capaz de representar gráficamente el frente de onda mediante mapa de colores o interferograma, además de calcular los coeficientes del desarrollo del frente de onda en polinomios de Zernike hasta orden $n = 10$.

Polinomios de Zernike

Los polinomios de Zernike son un conjunto de funciones matemáticas empleadas en la descripción de aberraciones ópticas en un sistema óptico determinado. De esta forma, cada polinomio de Zernike describe una aberración óptica particular, como tip (inclinación vertical), tilt (inclinación horizontal), defocus, astigmatismo o coma, entre otros. A continuación se muestra un esquema de la representación de los polinomios de Zernike hasta 6^o orden con la correspondiente contribución de cada uno al frente de onda:

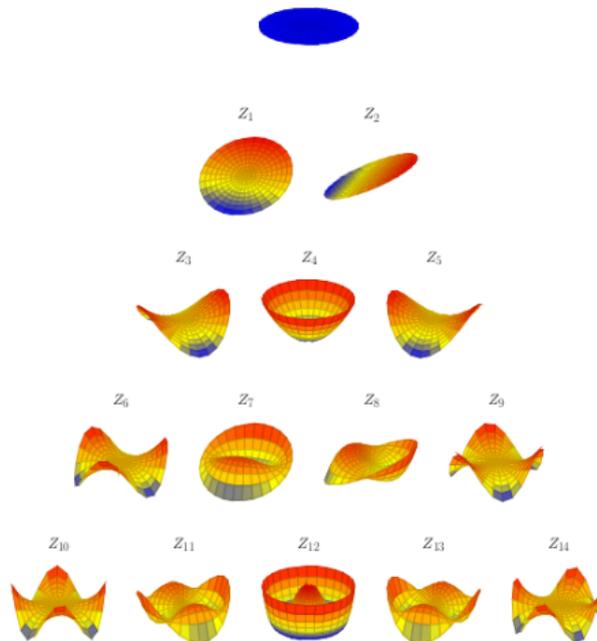


Figura (7). Representación de los polinomios de Zernike y su contribución al frente de onda hasta 6^o orden [9].

La relación entre el sensor Shack-Hartmann y los polinomios de Zernike radica en que el sensor proporciona datos de pendientes locales del frente de onda aberrado y de este conjunto de pendientes se puede obtener los coeficientes del desarrollo en polinomios de Zernike de la función que describe dicho frente de onda aberrado. Esta información se utiliza para realizar correcciones y compensaciones mediante sistemas de óptica adaptativa, permitiendo mejorar la calidad de la imagen o la óptica en tiempo real.

3.3. Problemas asociados al dispositivo para la caracterización de IOL

En el proceso de caracterización de IOLs en el laboratorio pueden surgir varias dificultades que es importante comentar. En primer lugar, es preciso llevar a cabo un correcto proceso de calibración y alineación de todos los elementos, puesto que de no ser así, las mediciones obtenidas no serán precisas y podrán dar lugar a valores erróneos. Además, ha de tenerse en cuenta la influencia de las condiciones ambientales, como fluctuaciones de temperatura, humedad o vibraciones, ya que pueden afectar a las mediciones del sensor de frente de onda; por ello, es importante controlar y tratar de estabilizar dichas condiciones de manera que se minimice su impacto en los resultados. Además, es importante analizar las aberraciones del sistema óptico, puesto que los propios elementos que lo conforman como el modulador espacial de luz o el sensor Shack-Hartmann pueden introducir aberraciones que afecten en la exactitud de los resultados.

De manera más concreta, con respecto al sensor de frente de onda, han de considerarse dos factores que influyen altamente en el rango y precisión de la medida [8]. En primer lugar, el tamaño de las microlentes que componen el sensor limita su máximo desplazamiento (la mitad del tamaño de la microlente representa lo máximo que se puede desplazar su imagen); en segundo lugar, su distancia focal (cuanto menor sea la focal, mayor será la pendiente que debe tener el frente de onda medido para desplazar su imagen). Además, la posición del plano del detector CCD también influye en la caracterización (ver Fig. (6)). Si el plano del detector se aleja de las microlentes, la imagen se formará más lejos del eje de la microlente; esto aumenta la precisión del sistema, puesto que se vuelve más sensible a desviaciones más pequeñas del frente de onda. Sin embargo, esta configuración también tiene una limitación: al alejar el plano del detector CCD, existe la posibilidad de que la imagen se salga de los límites de la microlente cruzándose con la imagen de la microlente vecina. Esto reduce el rango de medida, ya que la imagen no podrá ser registrada por completo y además se producirá interferencia con la información procedente de las microlentes adyacentes.

Capítulo 4

Calibrado del sistema para la caracterización de IOLs

En esta sección, se describe el proceso de calibrado llevado a cabo para garantizar la precisión y confiabilidad de los resultados obtenidos con el dispositivo. En primer lugar, es preciso conocer el entorno de Frontsurfer, software asociado al sensor de frente de onda. Frontsurfer es empleado en óptica para analizar los datos recogidos por un sensor Shack-Hartmann, y su principal función es el procesado y visualización de los resultados obtenidos a partir de las mediciones realizadas con el sensor. Este programa lleva a cabo diferentes etapas de procesamiento de datos con el objetivo de obtener información detallada sobre las aberraciones ópticas existentes en el sistema.

En las figuras (8) y (9) se muestra el entorno de trabajo de Frontsurfer tras realizar una medida del frente de onda con el sensor Shack-Hartmann en ausencia de lente problema en el dispositivo:

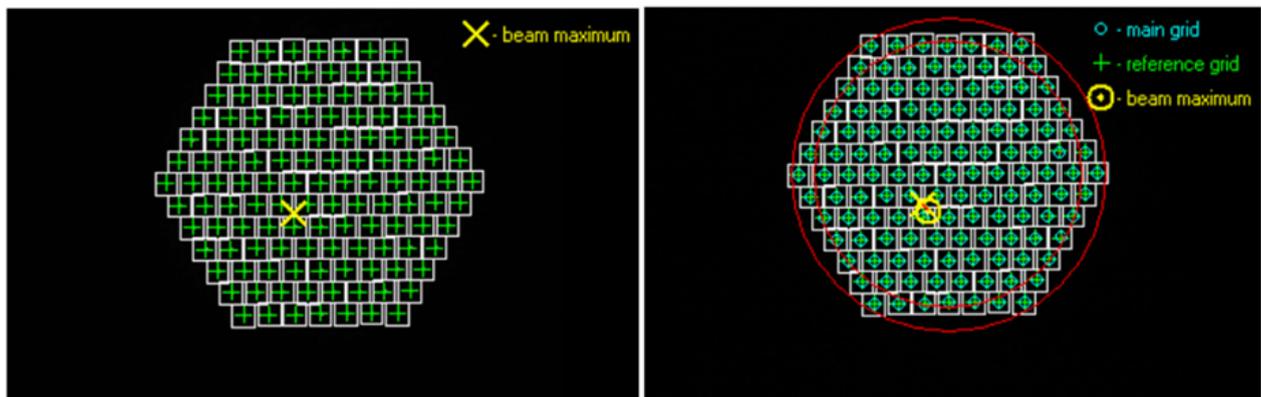


Figura (8). Centroides de los spots de las medidas de referencia y de patrón principal en el entorno de trabajo del software Frontsurfer.

Con respecto a la Fig. (8), a la izquierda se muestran, con cruces verdes, los centroides de los spots de la medida de referencia (toma de datos de frente de onda de sistema óptico que se considera como referencia), que por lo general se realiza en una configuración conocida y estable, como la situación de ausencia de lente problema; a la derecha se tienen, con círculos azules, los centroides de los spots de la

medida del patrón principal (toma de datos de frente de onda de un sistema óptico en estudio, como una lente intraocular), que implica capturar el frente de onda generado por el sistema y analizar sus características y propiedades.

Con respecto a la Fig. (9), en la izquierda se muestra una reconstrucción del frente de onda aberrado, realizado a partir de las imágenes capturadas por el sensor Shack-Hartmann; para ello se emplean algoritmos de interpolación y ajuste obteniendo una representación precisa en todo el área de interés:

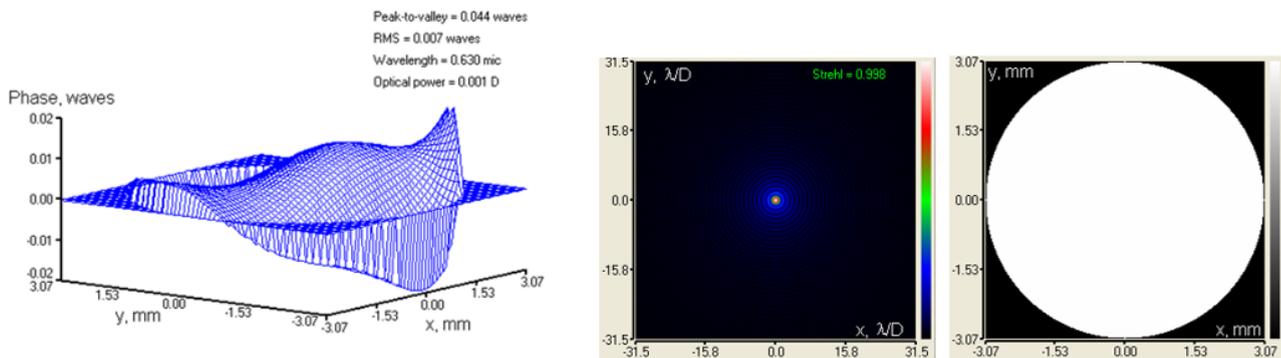


Figura (9). De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma, para el sistema óptico en ausencia de lente problema a estudiar en el entorno de trabajo del software Frontsurfer.

Por otro lado, el software ofrece dos representaciones gráficas, mostradas a la derecha, relevantes para comprender el sistema óptico el sistema: imagen de intensidad de campo lejano e interferograma. Finalmente, Frontsurfer calcula los coeficientes de los polinomios de Zernike asociados a las aberraciones presentes en el sistema óptico (representan la magnitud y la distribución espacial de las aberraciones) y ofrece ciertos parámetros (error RMS (Root Mean Square), Strehl ratio, entre otros) que permiten evaluar de manera cuantitativa el de calidad óptica del sistema. La interfaz gráfica y resultados visuales ofrecidos por Frontsurfer hacen más fácil la interpretación y optimización del sistema óptico.

Tal y como se ha indicado anteriormente, en este apartado se describe el proceso de calibrado. El calibrado es una etapa crucial que permite establecer la correspondencia entre las mediciones realizadas por el dispositivo y las magnitudes reales que se desean medir. En primer lugar, se lleva a cabo un alineamiento originando una configuración inicial para el dispositivo, asegurando que todos los parámetros y ajustes se encuentren en su estado óptimo antes de iniciar el calibrado. Tras esto, se llevan a cabo una serie de mediciones con diferentes lentes de potencia óptica conocida observando la variación del frente de onda. Estas mediciones son de referencia y se emplean como puntos de referencia para establecer la relación entre las lecturas del dispositivo y los valores reales correspondientes, realizando las correcciones necesarias para establecer una calibración precisa y ajustar cualquier desviación o error sistemático presente en el dispositivo.

4.1. Calibrado con lentes de potencia óptica conocida

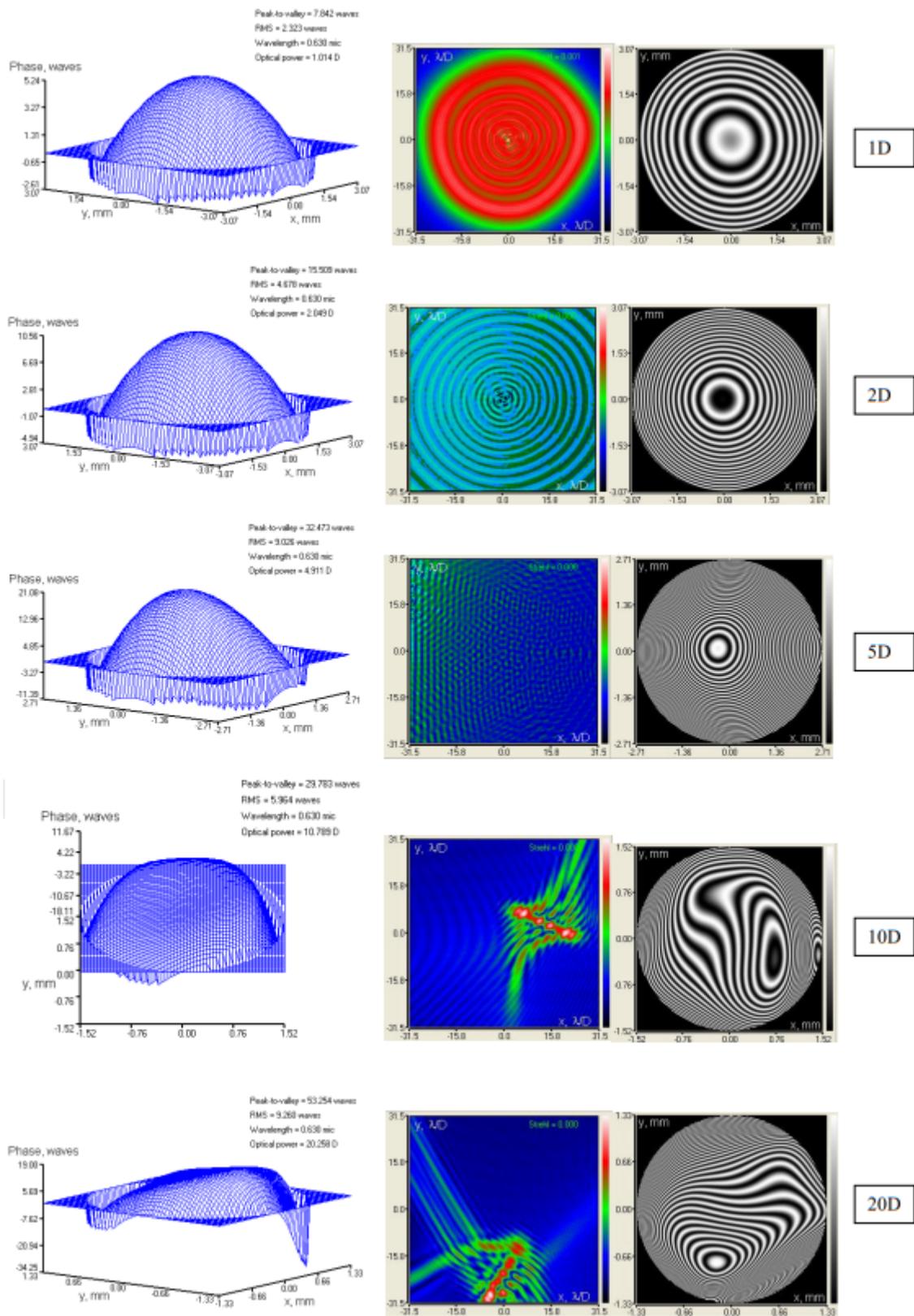


Figura (10). De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma, respectivamente, para las lente de 1 D, 2 D, 5 D, 10 D y 20 D de potencia óptica en el entorno de trabajo del software Frontsurfer.

En el interferograma se observan las franjas formadas debido a la interferencia de las ondas de luz que han pasado a través de la lente. Estas franjas son concéntricas y el centro representa el punto focal de la lente. En el caso de las lentes de 1 D, 2 D y 5 D, se pueden observar reconstrucciones del frente de onda aberrado cuya forma es casi perfectamente esférica, y además, dan lugar a buenos interferogramas, dado que las franjas de interferencia son claras, están bien definidas, uniformemente espaciadas y forman un patrón simétrico y consistente con la forma de la lente. Sin embargo, al aumentar la potencia, las lentes ofrecen resultados con menor calidad óptica.

Las lentes de 10 D y 20 D presentan una mayor potencia óptica, lo cual supone una mayor curvatura; esto origina que puedan introducir aberraciones ópticas más pronunciadas en el sistema dificultando la medición precisa del frente de onda. Las aberraciones pueden dar lugar a efectos no deseados, como por ejemplo, distorsiones, en los datos recogidos por el sensor de frente de onda, pudiéndose traducir esto en las deformaciones que aparecen en la Fig. (10). Por otro lado, en el caso de lentes de mayor potencia, la zona efectiva para medir en el sensor de frente de onda es más reducida, limitando la cantidad de información a analizar. Finalmente, otro de los problemas que puede estar presente en las lentes de 10 D y 20 D es la gran sensibilidad a los errores de alineamiento. Estas lentes presentan un mayor efecto refractivo y por tanto un pequeño error en la posición puede provocar un gran efecto sobre la medida. Por todo ello, resulta fundamental considerar estas dificultades en la posterior caracterización de IOLs con el objetivo de obtener resultados confiables y precisos. Una forma de corregir este problema de manera experimental es tomando una lente divergente de potencia óptica del mismo orden, aunque algo menor, que la lente problema a estudiar y colocándola de manera contigua a la anterior. Con ello, la potencia óptica del conjunto formado por las dos lentes se ve reducido, y por tanto aumenta la precisión y calidad de la medida.

4.2. Análisis del error sistemático introducido por el sistema óptico

Si se realizan múltiples mediciones para una misma configuración experimental, es decir, con la lente en la misma posición, se observa que los resultados obtenidos para la potencia óptica de la lente no son constantes, sino que presentan fluctuaciones debido a las variaciones de temperatura en el dispositivo experimental. Además, es importante tener en cuenta el error inherente al sensor de frente de onda, es decir, al sistema de detección utilizado. Al examinar las mediciones obtenidas mediante FrontSurfer, se había visto que se obtenían, tal y como se muestra en la Fig. (8), los centroides de los spots de las medidas de referencia (mostrado en verde) y los centroides de los spots de la medida del patrón principal (mostrado en azul). Los centroides de ambas medidas cambian para cada medida, viéndose afectados por el ruido; este ruido varía en cada medición debido a su naturaleza aleatoria. Como se había visto anteriormente, el software reconstruye el frente de onda original a partir del análisis de la posición de estos spots, concretamente calculando la distancia entre los centroides de la referencia y del patrón principal. Así, estas distancias varían con cada medición realizada, constituyendo otra

fuente importante de error en el proceso de caracterización. Una información fundamental que evalúa la exactitud de las medidas realizadas con el dispositivo es la desviación estándar. Por ello, se realiza el cálculo de esta magnitud a partir de varias medidas experimentales obtenidas para una lente.

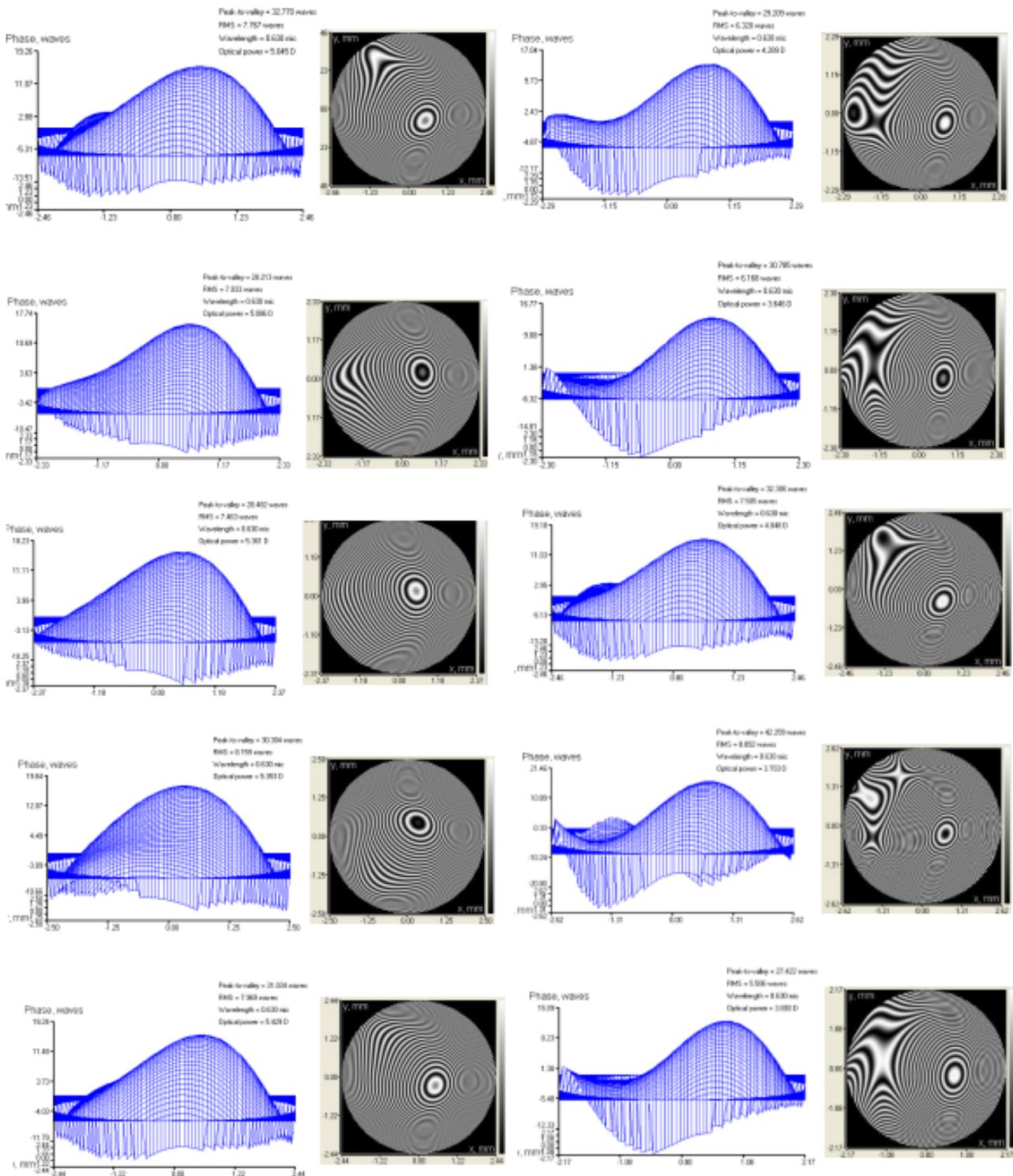


Figura (11). Medidas para una misma configuración experimental con la lente de 5 D de potencia óptica. Además del valor para la potencia óptica, se muestran los correspondientes reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma para cada una de ellas.

La desviación estándar se define como una medida estadística que permite evaluar la variabilidad de los datos en relación con su medida. Si el valor obtenido para la desviación estándar es bajo, esto implica una gran consistencia en los resultados, de manera que las medidas tienden a agruparse en torno a su promedio; por el contrario, si el valor es elevado, se tiene una mayor dispersión en las medidas, pudiendo sugerir una precisión reducida en el experimento. En este caso, se utilizan 10 medidas experimentales como muestra representativa de las mediciones realizadas para la lente problema (lente de 5 D); en la Fig. (11) se muestran dichas medidas.

En la tabla que se muestra a continuación se encuentran recogidos los 10 valores de potencia óptica a considerar para la estimación de la desviación estándar:

| Medida | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| Potencia óptica (D) | 5,045 | 5,096 | 5,361 | 5,353 | 5,429 | 4,269 | 3,646 | 4,848 | 3,703 | 3,800 |

Tabla (1). Valores de potencia óptica obtenidos experimentalmente para una misma configuración espacial, para el caso de la lente de 5 D.

La fórmula matemática para calcular la desviación estándar, denotada como σ viene dada por la expresión que se muestra a continuación:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x - \mu)^2}{N}}$$

siendo x cada valor individual, μ la media de todos los valores, y N el tamaño de la población. Considerando la Tab. (1), se tiene una media de $\mu = 4,655$ D y un tamaño de la población de $N = 10$. Sustituyendo los valores correspondientes en la ecuación anterior se obtiene una desviación estándar de $\sigma \approx 0,695$. Con este valor, se puede concluir que los valores dados se encuentran cercanos a la media μ , de manera que existe un bajo grado de dispersión de los datos, sugiriendo consistencia en el resultado. La media puede representar el valor principal (o central) de los datos, y la desviación estándar puede verse como una medida de incertidumbre o error asociado, de manera que, en este caso, se obtiene una potencia óptica promedio de la IOL de 4,655 D con una desviación estándar de 0,695 D ($\mu = 4,7 \pm 0,7$ D); el valor real de la potencia de la lente, 5 D, se encuentra dentro del error de la medida.

4.3. Evaluación visual de lentes y captura de imágenes

Tal y como se ha mencionado previamente en la sección 3.1 del capítulo 3, uno de los elementos que forman el dispositivo para la caracterización de una IOL es una cámara. Dicha cámara desempeña un papel fundamental en la captura de imágenes del 'spot' (punto o área de luz) procedente de la lente, que posteriormente pueden ser tratadas mediante un programa de procesamiento de imágenes. En este trabajo se emplea ImageJ, que proporciona un gran conjunto de herramientas que permiten procesar y analizar imágenes digitales en diversas disciplinas, como ingeniería o astronomía, entre otras. Además, permite llevar a cabo importantes tareas como aplicar filtros, o realizar ajustes de contraste

y brillo, entre otras. Otras de las principales utilidades de la cámara en el desarrollo de este experimento son el análisis de la calidad óptica de la lente o la evaluación de la posición y alineación de la misma (el último aspecto presenta gran importancia dado que la colocación y centrado de la lente está directamente relacionado con la eficiencia de la IOL). Se puede concluir que una cámara proporciona información visual y cuantitativa importante para el análisis y la evaluación de IOLs.

Como se ha mencionado previamente, ImageJ es el programa empleado en este trabajo como plataforma de procesamiento de imágenes, y posee varias utilidades específicas relevantes. En primer lugar, proporciona ciertas herramientas que permiten analizar las aberraciones ópticas introducidas por las IOLs. Además, proporciona gran ayuda en el análisis de imágenes para obtener con exactitud y precisión la posición y el centrado de las lentes. Con el fin de obtener una comprensión más sólida acerca del funcionamiento del programa y las diferentes aplicaciones que ofrece, se realiza un proceso de calibración de la cámara, lo cual implica la captura y análisis de los spots de luz generados por distintas lentes de potencia conocida. Dentro del análisis del spot creado por una lente, se estudian varios aspectos como la forma, tamaño o gradiente de intensidad de dicho spot. Para ello, se puede emplear un tipo de representación gráfica presente en ImageJ, denominada 'Surface plot'. Consiste en una representación gráfica tridimensional de una imagen/conjunto de datos y permite visualizar la superficie de dicha imagen a partir de una representación donde los valores de intensidad se mapean a una escala de colores. En la 'Surface Plot' se muestra la relación espacial de los píxeles en la imagen de manera que es posible identificar de manera sencilla diferentes patrones o variaciones en los datos. A continuación se muestran los resultados obtenidos para las 'Surface Plots' para lentes de 1 D, 2 D, 5 D, 10 D y 20 D, así como su correspondiente análisis.

En la Fig. (12) se muestran, de izquierda a derecha y de arriba a abajo y de la parte superior a la inferior, los resultados obtenidos para las 'Surface plots' para la situación sin lente, y con lentes de 1 D, 2 D, 5 D, 10 D y 20 D. En primer lugar se tiene la 'Surface plot' para la situación en ausencia de lente en el sistema óptico. Dado que no existe ninguna lente u otro elemento óptico, el frente de onda continúa su propagación como un haz colimado y la imagen formada es poco definida y poco nítida; además, el tamaño del spot es el mismo, no ha experimentado ningún cambio. Con respecto al resto de imágenes, que muestran representaciones una vez introducida una lente en el sistema óptico, cabe comentar una serie de aspectos. En primer lugar, se puede observar que lentes con diferente potencia óptica dan lugar a diferentes tamaños de spot. Considerando el dispositivo experimental mostrado en la Fig. (1), la cámara científica se encuentra ubicada en el plano focal de la lente adyacente, de manera que, en ausencia de una lente adicional, las imágenes formadas en el plano de la cámara son nítidas. Al agregar una lente (ya sea convergente o divergente) al sistema, debido a su curvatura, se introduce una nueva aberración que genera un desenfoque, lo que significa que la imagen ya no se forma de manera nítida en el plano focal de la cámara; en cambio, se forma antes o después de dicho plano, en función de si la lente introducida es convergente o divergente, respectivamente. En este caso, se utilizan lentes convergentes, lo que resulta en una imagen nítida que se forma en un plano anterior al de la cámara. Al incorporar lentes de menor potencia óptica, es decir, con un radio de curvatura menor, la aberración

introducida (desenfoque) es menor. En estas condiciones, la imagen se forma nítidamente en un plano muy cercano al plano focal de la lente adyacente a la cámara; esto se aprecia en las lentes de 1 D y 2 D, donde el tamaño del spot es pequeño y se asemeja más al del frente de onda sin aberrar. A medida que se agregan lentes con mayor potencia óptica, aumenta el radio de curvatura de las lentes y con ello el desenfoque introducido. Esto ocurre porque la imagen se forma nítidamente en un plano más alejado del plano focal de la lente adyacente a la cámara. Esto es notable en el caso de las lentes de 10 D y 20 D, donde el tamaño del spot es tan grande que no puede ser completamente capturado por la cámara.

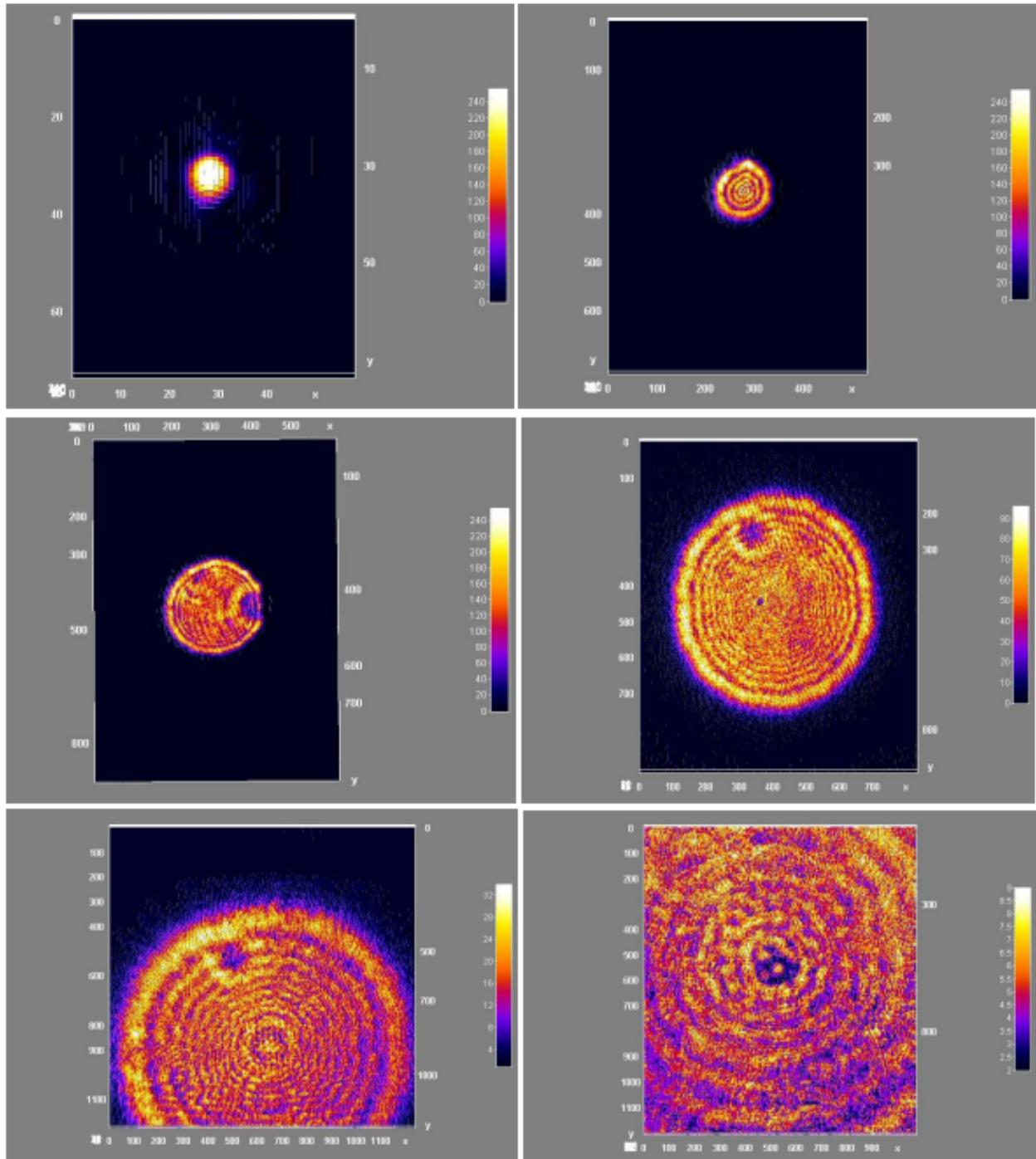


Figura (12). Resultados obtenidos para las 'Surface Plots' para la situación sin lente, y con lentes de 1

D, 2 D, 5 D, 10 D y 20 D, de izquierda a derecha y de la parte superior a la inferior. Cabe mencionar que dichas representaciones se han obtenido a partir de imágenes que han sido previamente tratadas y optimizadas para su análisis empleando herramientas del programa ImageJ.

Por otro lado, se puede apreciar que en todos los casos, independientemente del valor de la potencia óptica, el spot de luz proyectado por las diferentes lentes es redondo y simétrico, lo cual reduce las posibilidades de presencia de otras aberraciones adicionales. Además, si se evalúa cómo varía la intensidad de luz en el spot, puede verse claramente un gradiente de intensidad, de manera que hay una transición sutil y aproximadamente uniforme desde el centro hacia los bordes (en el centro toman predominancia los tonos amarillos, a los cuales se asocia un mayor valor de intensidad, como puede verse en la escala de colores; en los bordes toman predominancia los tonos azulados, a los cuales se asocia una menor intensidad); el hecho de que no haya cambios drásticos en la intensidad sugiere una buena calidad de imagen.

4.4. Resolución de Problemas Experimentales: Introducción de una Lente Divergente

En la sección 4.1 se ha expuesto uno de los principales problemas en el desarrollo experimental de este trabajo, que consiste en la dificultad para obtener resultados de buena calidad al trabajar con lentes de potencia óptica elevada. En la Fig. (10) se mostraron los resultados obtenidos para lentes (todas ellas convergentes) con diferentes valores de potencia conocidos, donde podía observarse la falta de precisión para los casos de potencia óptica superior. Un recurso que permite tomar medidas con mayor exactitud y calidad es la colocación de una lente divergente entre el frente de onda incidente y la lente convergente de potencia elevada. Cuando se trabaja con lentes de potencia óptica elevada, puede resultar complicado su análisis debido a la gran convergencia de los rayos de luz incidentes. Así, al tomar una lente divergente, es posible dispersar los rayos de luz haciendo que la convergencia disminuya y sea menos pronunciada, resultando en una imagen ampliada y más manipulable. La focal del conjunto formado por las dos lentes se ve aumentada, y por tanto, la potencia óptica se reduce (suponemos dos lentes delgadas pegadas donde la potencia total es la suma de las potencias individuales). Con ello, desaparecen los problemas anteriormente existentes: las aberraciones se hacen menos pronunciadas con la disminución de la curvatura del conjunto de las dos lentes, la zona efectiva para medir en el sensor de frente de onda aumenta pudiendo tomarse más información para analizar, y la sensibilidad a los errores de alineamiento en el dispositivo se hace menos apreciable. En esta sección se muestran los resultados obtenidos tras colocar una lente divergente de - 15 D entre el frente de onda incidente y dos lentes convergentes cuyo valor (elevado) de potencia óptica es conocido.

En primer lugar, en la Fig. (13) se muestran los resultados obtenidos para la lente convergente de 20 D que ya había sido medida individualmente en la sección 4.1. Al colocar la lente divergente de - 15 D, la potencia óptica final del conjunto resulta en 5 D aproximadamente. Tal y como puede

observarse, se obtiene un valor de 5,401 D, así como un interferograma con franjas uniformemente espaciadas y aproximadamente simétrico:

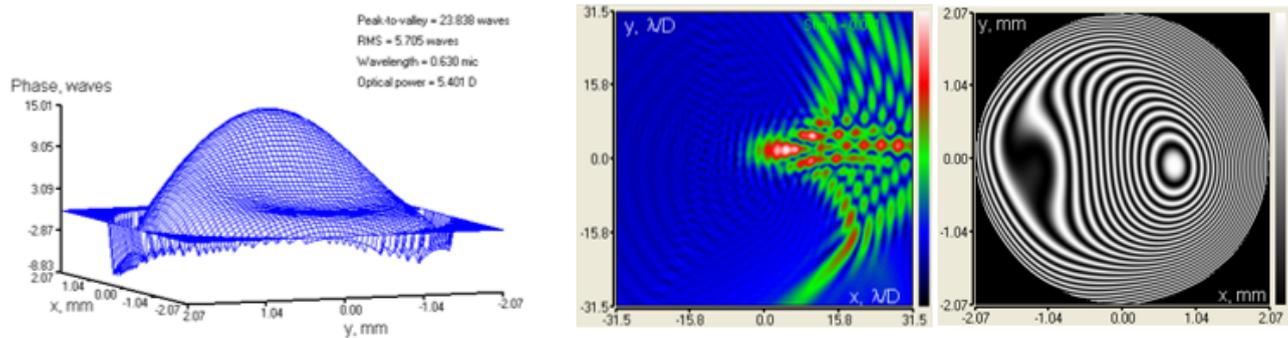


Figura (13). De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejado e interferograma, respectivamente, para la lente convergente de 20 D de potencia óptica tras colocar una lente divergente de 15 D entre entre el frente de onda incidente y la lente convergente.

Por otra parte, en la Fig. (14) se muestran los resultados obtenidos para una nueva lente convergente de prueba con una potencia óptica de 30 D aproximadamente. Al emplear la lente divergente de 15 D, la potencia óptica final del conjunto se establece en 15 D; el resultado experimental obtenido es de 14,582 D, y nuevamente el interferograma exhibe una calidad óptica, con franjas nítidas y claras que forman un patrón simétrico. En este caso la potencia óptica muestra un valor notablemente elevado, lo cual incrementa los desafíos experimentales asociados. No obstante, considerando la alta calidad de los resultados obtenidos tanto en términos de potencia como de interferograma, cabe notar la gran importancia que adquiere el uso de una lente divergente en este trabajo.

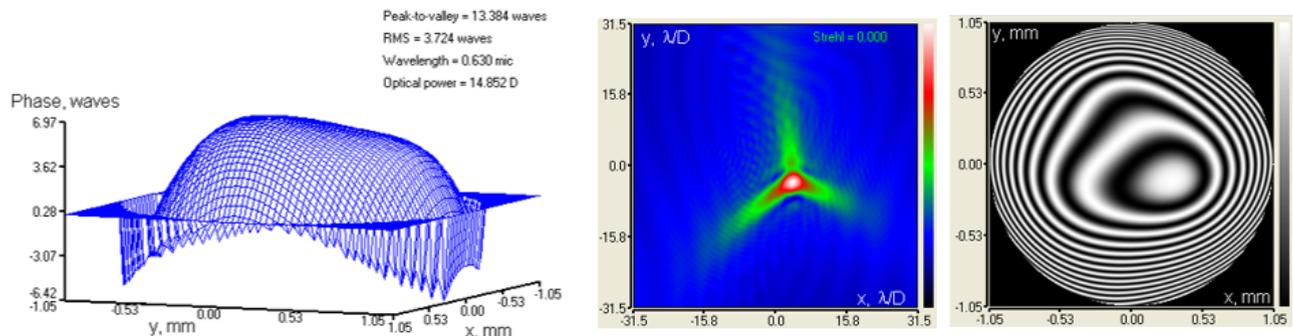


Figura (14). De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma, respectivamente, para la lente convergente de 30 D de potencia óptica tras colocar una lente divergente de 15 D entre entre el frente de onda incidente y la lente convergente.

Con todo lo anterior, se concluye que se obtiene un resultado satisfactorio considerando el error sistemático estimado en la sección 4.2, de manera que la introducción de la lente divergente en el sistema permite compensar valores elevados de potencia óptica, con el objetivo optimizar el análisis y el proceso de caracterización de lentes.

Capítulo 5

Medida experimental de la potencia óptica de una IOL

5.1. Especificaciones de una IOL: medidas de uso y preparación

En este capítulo se muestran los resultados de las medidas de potencia óptica obtenidas para una IOL conocida con un valor de 18 D. En el capítulo 4 se describe el proceso de calibrado del sistema tomando varias lentes de prueba para ello, sin embargo, dichas lentes son lentes comunes de cristal empleadas en un laboratorio con fines experimentales o de medición. El objetivo principal de este trabajo es la caracterización óptica de una lente intraocular. Las lentes intraoculares presentan propósitos y aplicaciones diferentes a las de una lente común de laboratorio, y por ello se requieren diferentes medidas de preparación y uso. En la figura (1), presente en el Capítulo 3, se muestra el dispositivo experimental propuesto para la caracterización de lentes, donde la lente a medir se muestra con un punto verde. Las lentes empleadas en el calibrado del sistema se colocan de manera directa en el dispositivo y no requieren ningún tipo de preparación, dado que están diseñadas exclusivamente para su uso en experimentos. Por el contrario, en el caso de las IOLs, existe la necesidad de sumergirlas en una solución salina debido a su diseño y aplicaciones; las IOL suelen fabricarse con materiales biocompatibles (como la silicona), que suelen ser rígidos cuando están secos, y por ello al sumergir la lente en una solución se logra hidratarla manteniéndola con flexibilidad (con ello se facilita la inserción y acomodación en el ojo en las cirugías oculares que requieren IOLs).

Experimentalmente, en el proceso de medida se emplea un pequeño soporte sobre el que se coloca la IOL y el cual está diseñado para poder introducirse en una cubeta transparente de metacrilato, permitiendo así que la lente permanezca sumergida en una solución salina en todo el proceso de medida. A continuación se muestra una imagen donde puede observarse dicha cubeta:

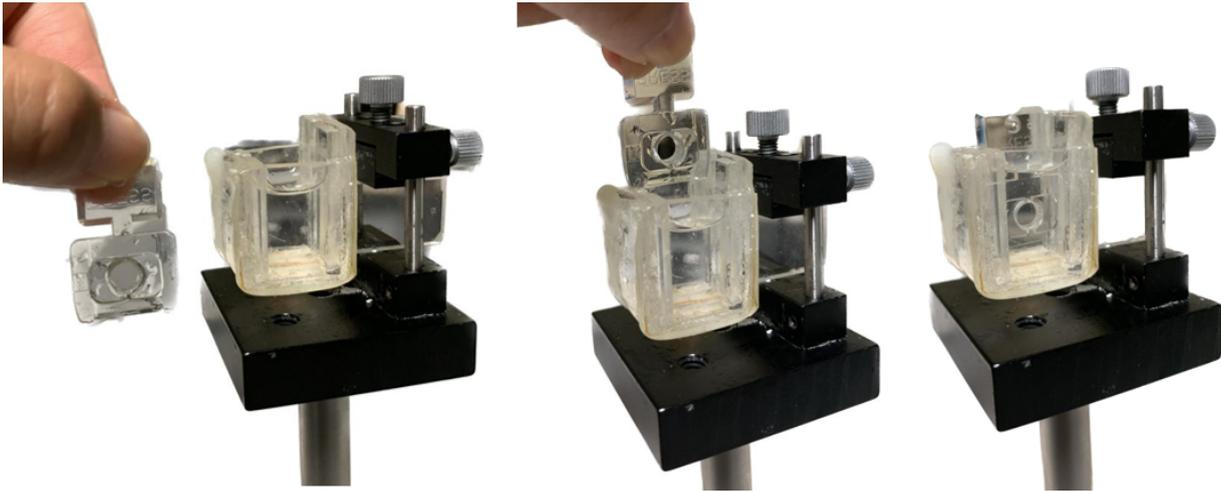


Figura (15). Imagen del montaje experimental propuesto para la IOL. Se muestra el soporte sobre el cual va colocada la lente, diseñado con el espesor adecuado para introducirlo en la cubeta transparente de metacrilato. La cubeta se llena con una solución salina en la cual permanecerá sumergida la IOL.

El hecho de introducir estos nuevos elementos puede incorporar algunos errores experimentales, los cuales se describen a continuación. En primer lugar, tanto el metacrilato como la solución salina pueden generar refracciones o reflejos no deseados interfiriendo en las mediciones del frente de onda y empeorando la calidad de las imágenes obtenidas. Por otro lado, el metacrilato y la solución salina pueden tener diferentes coeficientes de expansión térmica, de manera que si la temperatura varía durante el proceso de medida, pueden producirse cambios en la dimensión de la solución salina o incluso de la cubeta, afectando a la posición relativa de la IOL.

5.2. Nuevo error sistemático incorporado por el sistema óptico

La presencia de nuevos errores experimentales en la caracterización de la lente hace que ya no resulte válido el valor para el error sistemático obtenido en la sección 4.2, y sea necesario estimarse repetidamente considerando la nueva situación. Para ello, se sigue el mismo procedimiento que en la sección 4.2, estimando la desviación estándar a partir de varias medidas experimentales obtenidas para una lente sin variar su posición. Nuevamente se toman 10 medidas pero en esta ocasión con una IOL de 18 D de potencia óptica.

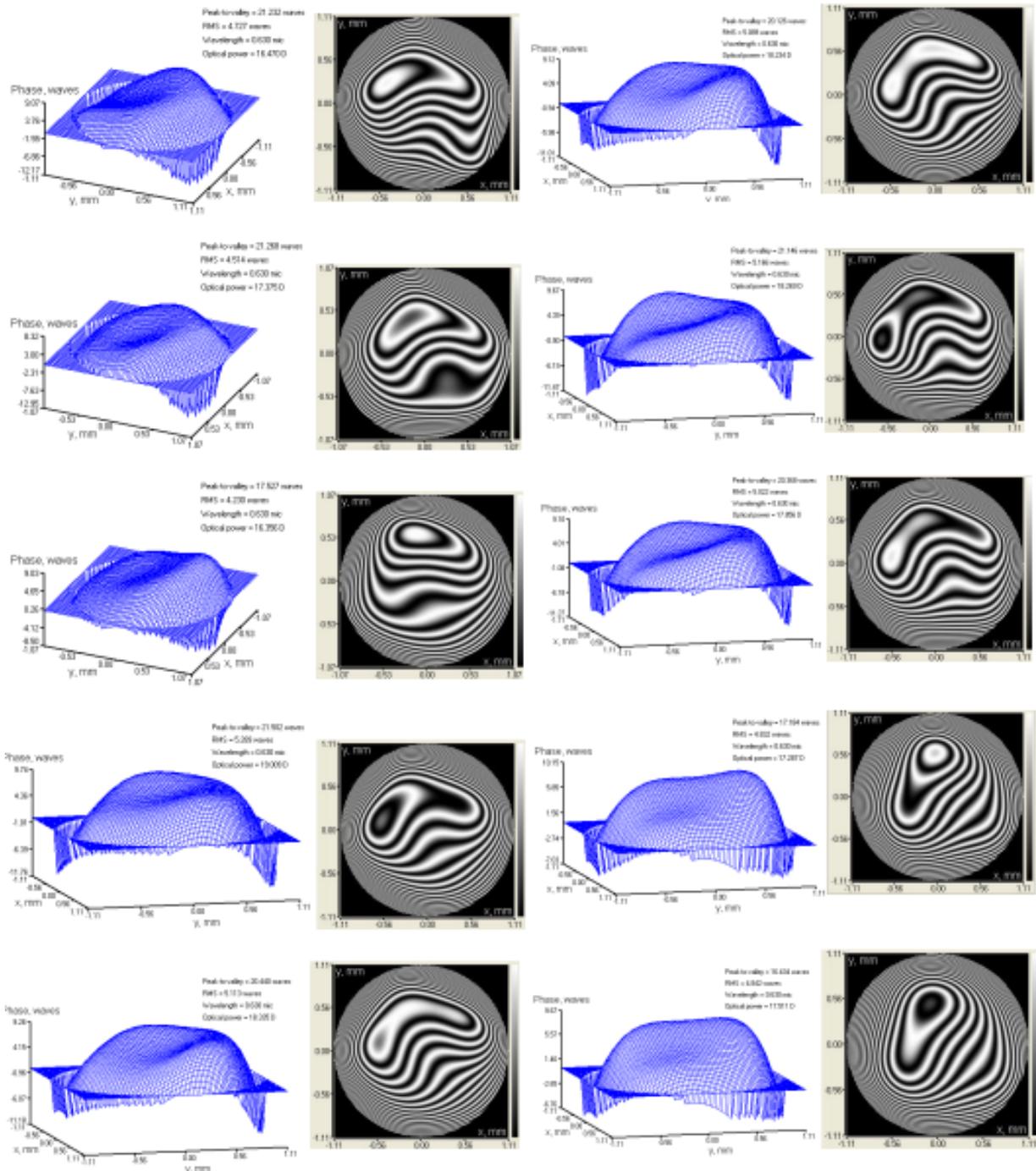


Figura (16). Medidas para una misma configuración experimental con la lente de 5 D de potencia óptica. Además del valor para la potencia óptica, se muestran los correspondientes reconstrucción del

frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma para cada una de ellas.

En la tabla que se muestra a continuación se encuentran recogidos los 10 valores de potencia óptica a considerar para la estimación de la desviación estándar:

| Medida | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} |
|--------------|--------|---------|--------|--------|--------|---------|--------|--------|--------|----------|
| Potencia (D) | 16,470 | 18, 234 | 17,375 | 18,269 | 16,356 | 17, 856 | 19,009 | 17,287 | 18,335 | 17,511 |

Tabla (2). Valores de potencia óptica obtenidos experimentalmente para una misma configuración espacial, para el caso de la IOL de 18 D.

La fórmula matemática para calcular la desviación estándar, denotada como σ , ya se indicó en la sección 4.2, y venía dada como:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - \mu)^2}{N}}$$

siendo x cada valor individual, μ la media de todos los valores, y N el tamaño de la población. Considerando la Tab. (2), se tiene una media de $\mu = 17.7102$ D y un tamaño de la población de $N = 10$. Sustituyendo los valores correspondientes en la ecuación anterior se obtiene una desviación estándar de $\sigma \approx 0,5317$. El resultado obtenido en este caso nuevamente indica baja dispersión en los datos con respecto a la media, de manera que el error sistemático permite la obtención de medidas con buena precisión. Es preciso notar que el valor obtenido para la desviación estándar en este caso es inferior al obtenido en la sección 4.2, es decir, existe aún menor variabilidad entre los datos, sin embargo, se han tomado en cuenta nuevos factores experimentales que teóricamente deberían introducir más error en las medidas. Esto puede deberse a varias causas: en primer lugar, los nuevos factores experimentales pueden reducir errores sistemáticos presentes en las medidas anteriores, incluso eliminar errores aleatorios.

Capítulo 6

Compensación de aberraciones con el modulador de fase espacial

6.1. Cómo compensar una aberración con un modulador de fase espacial

El modulador de fase espacial (Spatio-temporal Light Modulator o SLM) fue descrito en la sección 3.1, donde se señaló su capacidad de modificar la amplitud, fase y polarización del frente de onda; gracias a esto, se puede utilizar para compensar aberraciones ópticas en un sistema óptico, dado que una aberración se define como una distorsión no deseada en la forma del frente de onda. El SLM introduce una fase variable de valor $\frac{2\pi}{\lambda} \cdot 2dn(v)$ en cada punto del frente de onda incidente, en función del voltaje v empleado en el píxel del SLM correspondiente a ese punto. Considerando lo anterior, se aplica una secuencia de voltajes para crear una superficie curvada, corrigiendo la aberración. En relación al proceso concreto de compensación de una aberración con el modulador de fase espacial, el primer paso es la caracterización de la aberración presente en el sistema óptico, pudiendo emplearse para ello varias técnicas o dispositivos, por ejemplo, un sensor de frente de onda; con ello se obtiene información muy detallada acerca de la aberración. Posteriormente, tomando la información adquirida se elabora una máscara de fase, con la cual se puede compensar de manera específica esa aberración, y dicha máscara (que describe la modulación) se carga en el SLM, y este lo aplica sobre el frente de onda incidente para corregir la aberración. El SLM modula la fase del frente de onda de acuerdo a la máscara de fase, introduciendo las correcciones que correspondan para compensar la aberración.

La máscara de fase en un modulador de fase espacial puede representarse como una imagen (o filtro bidimensional), describiendo la modulación necesaria en cada punto concreto del frente de onda para corregir la aberración presente en el sistema óptico. La máscara puede visualizarse como una imagen en escala de grises, donde cada píxel representa una fase. Para realizar la corrección de la aberración, se diseña una máscara con forma y patrón específicos.

6.2. Compensación de la curvatura de la lente con diferentes máscaras de fase de prueba

En esta sección se presentan los diversos filtros que se han desarrollado con el objetivo de compensar la aberración de curvatura introducida por la lente. Además, se proporciona una explicación detallada de los resultados obtenidos, respaldada por imágenes capturadas mediante el sensor de frente de onda. Dentro del conjunto de los filtros diseñados (un total de cuatro) para la compensación de la curvatura, se incluyen varios filtros con diferentes niveles de intensidad. Estos filtros se han diseñado de manera progresiva, desde filtros más suaves hasta un filtro fuerte, analizando así la compensación de la curvatura de manera gradual. Los dos primeros filtros (mostrados en la parte superior) son los más suaves, con un rango de fase muy reducido, y proporcionan una corrección sutil de la curvatura. El primero de ellos es convergente, de manera que no es útil para compensar la curvatura deseada puesto que su efecto es incrementar aún más la aberración; el segundo de ellos es divergente, de manera que sí es útil en el proceso de compensación a pesar de no hacerlo de manera total. Avanzando en la secuencia de filtros, el tercero de ellos es el más fuerte. Este filtro se ha diseñado empleando todo el rango de fase posible del SLM, de manera que compensa en mayor medida la aberración con respecto al anterior; es preciso indicar que incluso este filtro más intenso no es capaz de compensar la aberración, quedando lejos de la curvatura requerida:

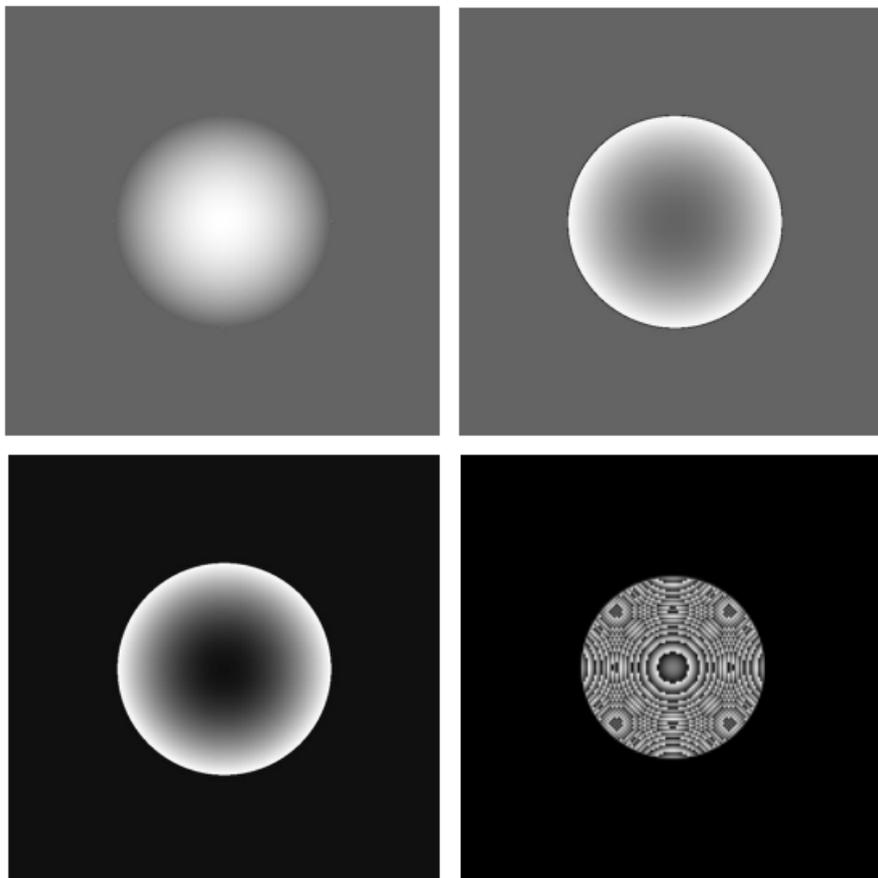


Figura (17). Imágenes de los filtros diseñados para compensar la curvatura de la IOL. Empezando desde arriba a la izquierda, se muestran ordenados desde el más suave hasta el más fuerte.

El perfil de fase que da el dispositivo varía en función del filtro aplicado. En el caso del filtro suave puede verse que la fase correspondiente va desde 0 hasta un valor de fase intermedio denotado como $\phi_i = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot 2dn(v_i)$ (el máximo valor de voltaje aplicado para generar este filtro es v_i , de manera que el máximo valor de fase obtenido es ϕ_i). En el caso del filtro fuerte, se abarca el rango completo de fase del SLM, desde 0 hasta $\phi_{max} = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot 2dn(v_{max})$. A continuación se muestra una representación gráfica de lo anterior:

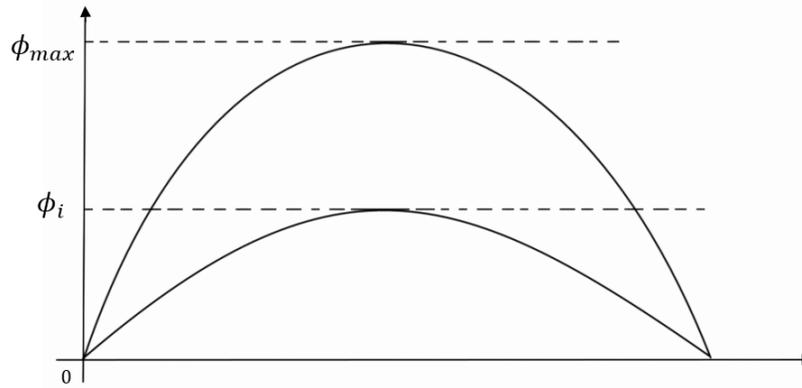


Figura (18). Perfil de fase que proporciona el SLM en función del filtro aplicado.

Tal y como se ha visto, no es posible compensar la aberración a partir de la creación de filtros divergentes debido a las limitaciones del rango de fase del SLM. El último filtro, mostrado abajo a la derecha en la Fig. (17), está basado en una lente de Fresnel. Una lente de Fresnel es un tipo particular de lente óptica, que en lugar de presentar una superficie curva continua, como cualquier lente convencional, presenta una serie de anillos concéntricos (o escalones), los cuales concentran de manera gradual la luz permitiendo lograr un efecto idéntico al de una lente convencional, con la ventaja de constar de una construcción más ligera y delgada. La estructura de la lente de Fresnel puede visualizarse atendiendo a la Fig. (19), donde puede observarse una serie de secciones concéntricas que se asemejan a las crestas y valles de una onda; la luz incidente se refracta en cada una de estas secciones de manera que el efecto final es similar al de una lente convencional.

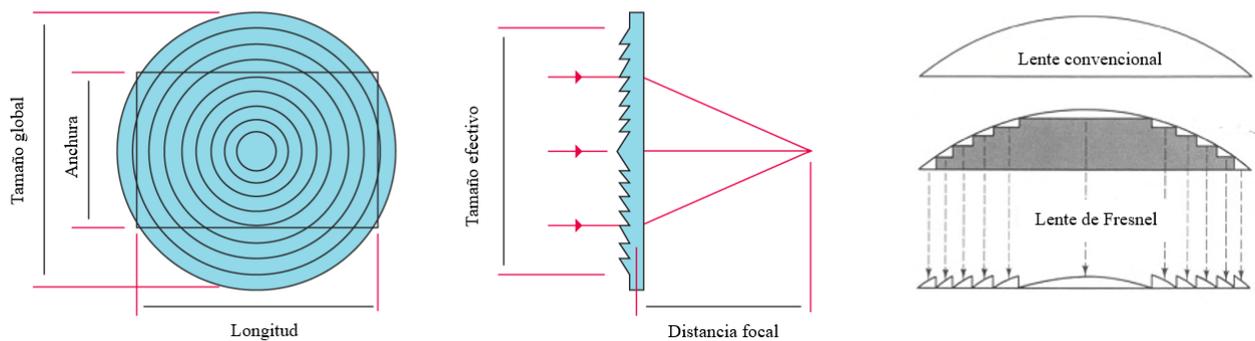


Figura (19). Dibujo técnico esquemático de la lente de Fresnel, recuperado de [10]. A la izquierda, se tiene una vista frontal donde se pueden observar los anillos concéntricos; en el centro, se tiene una vista lateral donde puede apreciarse la estructura escalonada; a la derecha se muestra la comparación de la

estructura de una lente convencional y una lente de Fresnel.

El hecho de crear un filtro basado en una lente de Fresnel se debe a ciertas ventajas obtenidas frente a los filtros anteriores. La estructura de tipo escalonada de una lente de Fresnel permite ajustar y personalizar dichos escalones de manera que sea posible adaptar la corrección de la curvatura específica de la lente que se quiere compensar, es decir, diseñar el filtro de manera muy precisa adaptándolo a las necesidades que correspondan. Sin embargo, la curvatura que se desea alcanzar (suficiente para compensar la curvatura de la IOL) es muy elevada; en términos de la Fig. (18), esta gran curvatura se vería como una curva muy pronunciada, donde la fase máxima alcanzada estuviese muy por encima de la ϕ_{max} , es decir, una curva con mucha pendiente. Como consecuencia de esta gran pendiente, se obtiene un fondo constante donde todos los píxeles están a la misma fase; esta situación tampoco reproduce la curva deseada. Al trabajar con aberraciones tan elevadas, existe fallo en la resolución espacial del modulador.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para el frente de onda tras aplicar cada uno de los filtros mostrados en la Fig. (17), analizando las diferentes representaciones que proporciona FrontSurfer. Para ello se toma una medida en ausencia de aberración, y posteriormente se toma una nueva medida tras aplicar el filtro.

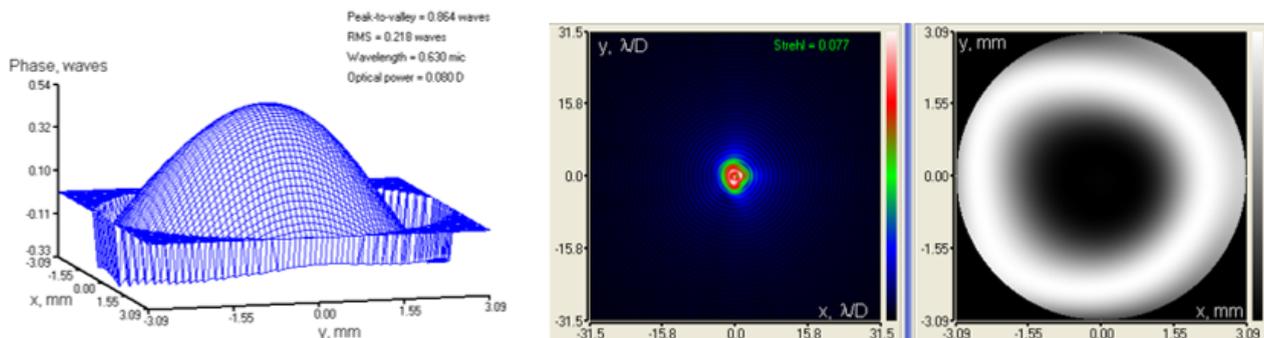


Figura (20). Resultados obtenidos tras aplicar el primer filtro. Se trata de un filtro suave y de tipo convergente. De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma.

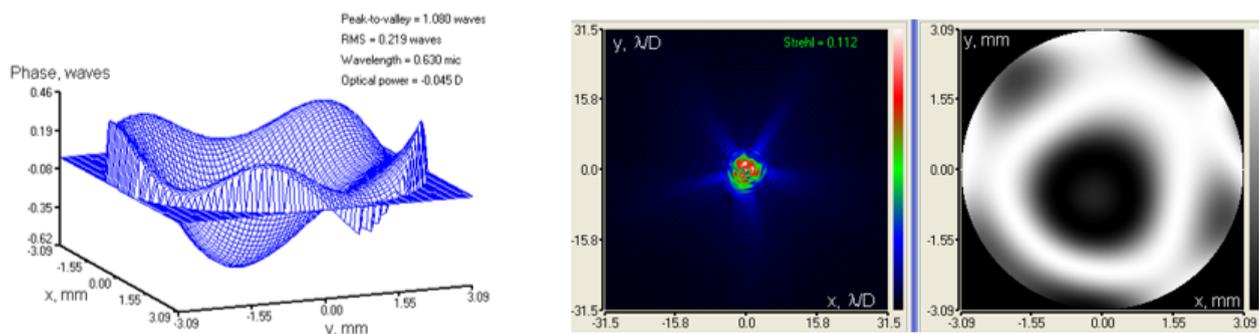


Figura (21). Resultados obtenidos tras aplicar el segundo filtro. Se trata de un filtro suave y de tipo divergente. De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma.

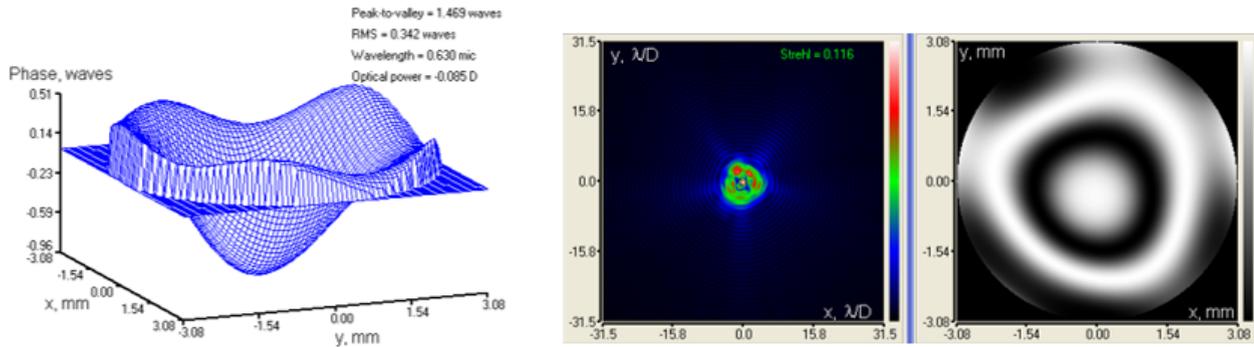


Figura (22). Resultados obtenidos tras aplicar el tercer filtro. Se trata de un filtro fuerte y de tipo divergente. De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma.

En primer lugar, en la Fig. (20) se muestran los resultados para el primer filtro. Tal y como se ha mencionado, este filtro es convergente, es decir, con una curvatura de la misma forma que la aberración que se desea compensar. Esto hace que la aplicación de esta máscara de fase al modulador no resulte útil en el proceso de compensación, si bien es preciso observar los cambios que produce en el frente de onda. Se obtiene un valor positivo para la potencia (como cabía esperar dado que produce el efecto de una lente convergente). Pasando a los dos filtros divergentes, en este caso sí son útiles en el proceso de compensación dado que presentan una curvatura de la forma opuesta a la de la aberración. En primer lugar, cabe notar que en ambos casos se obtienen valores negativos para la potencia óptica; esto es lo esperado puesto que se trata de máscaras de fase que producen el efecto de lentes divergentes. Por otro lado, puede verse que en el caso del filtro suave mostrado en la Fig. (21) el valor para la potencia es menor que en el caso del filtro mostrado en la Fig. (22); con esto se explica que la compensación de la aberración sea mayor en el segundo caso. Con respecto a la lente de Fresnel, han surgido ciertos problemas debido a las limitaciones del dispositivo. El SLM presenta una resolución espacial limitada pudiendo representar un número finito de píxeles; si la lente de Fresnel presenta detalles de gran resolución, el modulador de fase puede presentar dificultades a la hora de representar dichos detalles. Además, es posible que haya habido problemas de muestreo en el almacén, resultando esto en errores en la representación digital. Con ello no ha sido posible compensar tampoco la aberración con el filtro basado en la lente de Fresnel.

6.3. Introducción de lente divergente en el compensado de la curvatura

En la sección anterior se ha observado que no resulta eficaz compensar la curvatura de la IOL empleando el modulador de fase espacial. Anteriormente, concretamente en la sección 4.4, se expuso la posibilidad de introducir una lente divergente en el dispositivo experimental, delante de la lente problema (en este caso la IOL), con el objetivo de dispersar los rayos de luz incidentes haciendo que la convergencia de dicha lente problema se reduzca y sea menos pronunciada; por ello, como alterna-

tiva al SLM, se toma una lente divergente para el compensado de la curvatura. Introducir una lente divergente en el sistema presenta varias ventajas con respecto al modulador de fase, por ejemplo la simplicidad. El empleo de una lente divergente es un aspecto relativamente simple en la compensación de la aberración, sin requerir de técnicas avanzadas para su implementación. Por otro lado, una vez se logra alinear la lente divergente en el dispositivo, esta tiende a ser estable en su funcionamiento, sin necesidad de realizar reajustes constantes. Finalmente, a pesar de no ser una consideración muy relevante en el caso concreto de este trabajo, cabe mencionar que una lente divergente resulta más económica que un modulador de fase por tanto la lente divergente se deriva en una opción más accesible.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para el frente de onda tras colocar una lente divergente delante de la IOL. Cabe recordar que la lente intraocular presenta una potencia óptica de 18 D; además, la lente divergente empleada es la misma que fue tomada en la sección 4.4, esto es, con una potencia óptica de - 15 D:

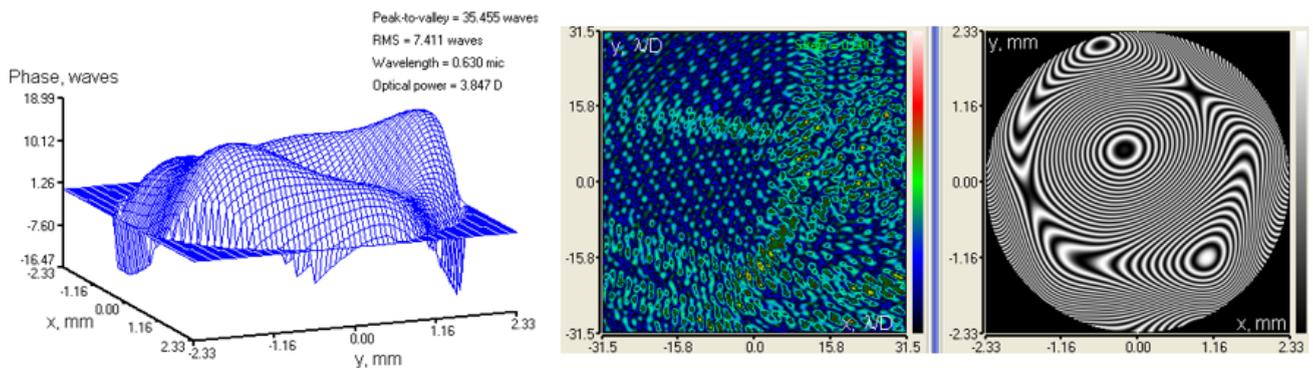


Figura (23). De izquierda a derecha, reconstrucción del frente de onda aberrado, imagen de intensidad de campo lejano e interferograma, respectivamente, para la lente intraocular de 18 D de potencia óptica tras colocar una lente divergente de 15 D entre el frente de onda incidente y la IOL.

En la Fig. (23) se muestran los resultados obtenidos para la IOL de 18 D. Al colocar la lente divergente de - 15 D, la potencia óptica final del conjunto resultaría, de manera teórica, en 3 D aproximadamente. Tal y como puede observarse, se obtiene un valor de 3,847 D, así como un interferograma con franjas uniformemente espaciadas y aproximadamente simétrico. El valor para la potencia óptica presenta un aumento del 28 % con respecto al valor real estimado para el conjunto de las dos lentes. Considerando el valor obtenido para la desviación estándar en la sección 5.2, realmente el valor obtenido de 3,847 D no se encuentra dentro del rango de error establecido; no obstante, es posible considerarlo una medida aceptable dado que los resultados gráficos (por ejemplo, el interferograma) son consistentes y existe una precisión relativa en los resultados, concluyendo que existe cierta calidad en la medida obtenida.

Capítulo 7

Estudio de la influencia del descentrado de la lente

Cuando se lleva a cabo la implantación de una lente intraocular en el ojo humano en una cirugía de cataratas (u otro procedimiento), un aspecto muy importante a tener en cuenta es el correcto centrado de dicha lente, es decir, que la IOL permanezca alineada con el centro óptico del ojo humano. Si se encuentra descentrada, pueden surgir aberraciones ópticas ocasionando ciertos efectos que afecten negativamente a la visión del paciente, por ejemplo, visión borrosa, reducción de la calidad o de la agudeza visual o incluso aparición de halos en torno a las luces [11]. El estudio del descentrado de una lente intraocular con respecto a una lente compensadora en la cámara proporciona una forma visual de comprender y evaluar la posición de la lente en el ojo, sirviendo como analogía del caso anterior. De la misma forma, si la lente no se encuentra correctamente centrada, se producen efectos adversos en las imágenes capturadas con la cámara, por ejemplo distorsiones, que producen aberraciones, y pérdida de nitidez y claridad. Cabe nuevamente mencionar que al referirnos al descentrado de la IOL con respecto a la lente compensadora, se considera la posición inadecuada de la lente en relación con el centro óptico de dicha lente compensadora.

Con el objetivo de llevar a cabo el estudio de la influencia del descentrado de la lente, se realiza una adaptación en el dispositivo utilizado hasta ahora en el desarrollo de este trabajo. La Figura 1 muestra el dispositivo previamente empleado, donde se señalaba la lente de prueba con un punto verde y se colocaba una lente divergente delante de ella (esto último introducido en el Capítulo 6). Sin embargo, en este capítulo se realiza una modificación: la lente divergente se coloca justo detrás de la lente de formación de imagen, es decir, la lente adyacente a la cámara. Además, se realiza una reubicación de la cámara en el nuevo plano focal del conjunto. De esta manera, cuando todo el dispositivo esté correctamente alineado, la imagen observada será nítida y estará perfectamente enfocada. Esta adaptación permite analizar de manera más precisa y detallada los efectos del descentrado de la lente, simplemente desplazando transversal y verticalmente la posición de la lente de prueba, en este caso, una IOL. Al situar la lente divergente en una posición estratégica, se simula una situación similar al descentrado que puede ocurrir en la colocación de una lente en el ojo humano. De la misma forma, al reubicar la cámara en el nuevo plano focal, se garantiza una captura de imágenes nítidas y enfocadas,

lo que facilita el análisis y la evaluación de los resultados.

A continuación se muestra una imagen capturada por la cámara que ilustra el spot formado con la configuración experimental en la que todos los componentes del sistema se encuentran perfectamente alineados. La imagen mostrada no es directamente la recogida por la cámara, sino que ha sido tratada mediante el programa de procesado de imágenes 'ImageJ' descrito previamente en la sección 4.3.

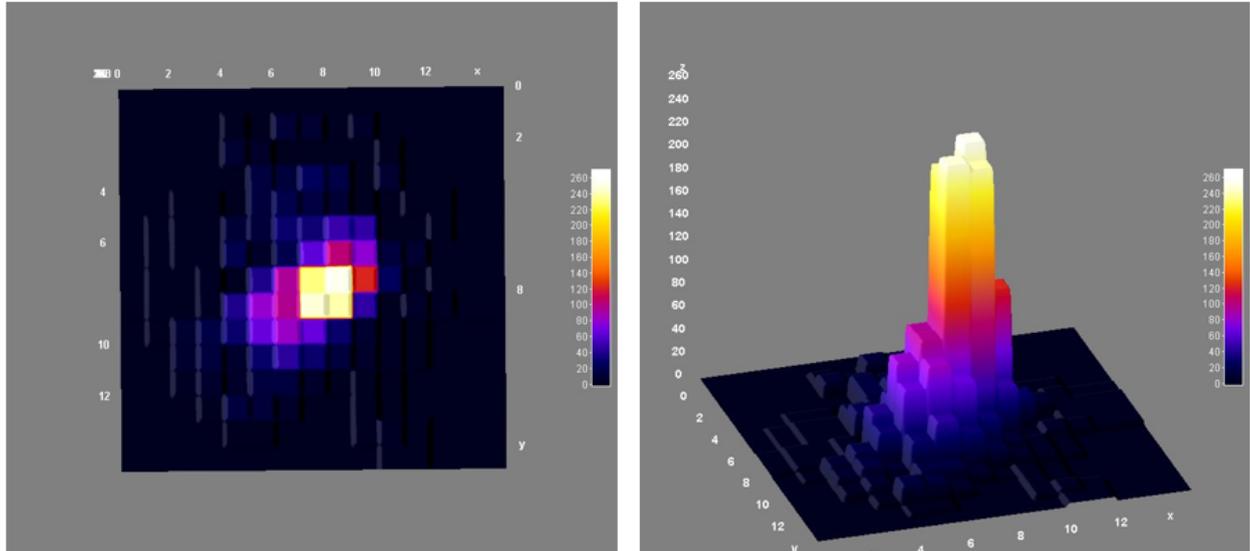


Figura (24). Resultados obtenidos para la 'Surface Plot' del spot capturado por la cámara con una configuración experimental en que todos los elementos del sistema óptico están perfectamente alineados.

Cabe recordar que la 'Surface Plot' es una representación gráfica ofrecida por ImageJ donde es posible visualizar la superficie de la imagen a partir de una representación donde la intensidad es mapeada en una escala de colores. En la Fig. (24) se puede apreciar un spot aproximadamente redondeado donde los puntos de mayor intensidad se concentran en una región central y muy reducida; a medida que nos alejamos de la zona central, van disminuyendo los valores de intensidad. El hecho de que toda la luz se concentre en un spot muy pequeño sugiere que la calidad de la imagen es buena, y que el sistema óptico en su totalidad se encuentra bien alineado y funcionando de manera correcta. Una vez observados los resultados para esta situación de buen alineamiento, es momento de analizar el efecto del descentrado de la IOL. Para ello, se procede a analizar los spots obtenidos tras realizar una serie de desplazamientos transversales de la IOL (solo es preciso desplazar la IOL en una única dirección debido a su simetría circular). Es posible anticipar que las imágenes obtenidas en este caso presentarán una calidad inferior a la mostrada en la Fig. (24); esto se debe a que el descentrado de la lente introducirá una serie de aberraciones que influirán en la correcta focalización de la luz.

En la Fig. (25) se tienen los resultados obtenidos para las 'Surface Plot' para diferentes posiciones de descentrado de la IOL con respecto a su posición ideal. De izquierda a derecha, se muestran las imágenes para un desplazamiento lateral (en una sola dirección) de 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm

y 2,5 mm, respectivamente. En estas nuevas imágenes, se observa la aparición de diversos efectos no deseados, por ejemplo, una menor nitidez de manera que los detalles son menos notables y los bordes del spot se encuentran menos definidos. Además, la forma del spot ya no es aproximadamente redondeada, sino que han aparecido diversas distorsiones a medida que se ha ido aumentando la distancia de desplazamiento.

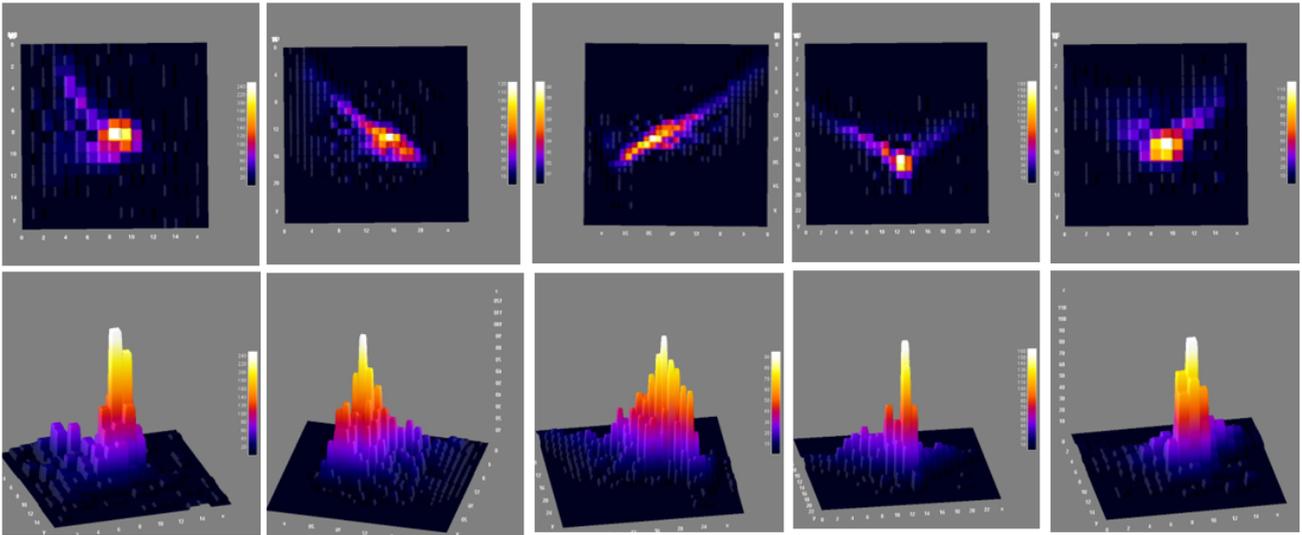


Figura (25). Resultados obtenidos para las 'Surface plot' del spot capturado por la cámara con diferentes configuraciones experimentales en que la IOL se encuentra descentrada con respecto a su posición ideal. De izquierda a derecha, se muestran las imágenes para un desplazamiento lateral de 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm y 2,5 mm, respectivamente.

El descentrado de la IOL puede inducir, además, diferentes aberraciones ópticas en el sistema. Algunas de las aberraciones más comunes que pueden aparecer son astigmatismo (curvatura irregular de la córnea; cuando una IOL está descentrada, puede alterar en la forma habitual de la córnea conduciendo al astigmatismo, lo cual causa visión distorsionada y los objetos se muestran alargados o con formas irregulares), aberración de coma (aparición de halos o manchas borrosas alrededor de los objetos; cuando una IOL está descentrada, puede introducir una aberración de coma en el sistema visual afectando a la calidad), o aberración esférica (curvatura desigual en diferentes partes de la lente). Cabe mencionar que el grado de aberración inducida así como su impacto es diferente en función de la magnitud del descentrado de la IOL. Una forma de evaluar el impacto causado en las imágenes como consecuencia del descentrado es analizar y estudiar las aberraciones presentes en dichas imágenes.

El software Frontsurfer, empleado para el análisis de los datos recogidos por el sensor de frente de onda, permite, entre otras funciones previamente descritas en el Capítulo 4, llevar a cabo el análisis de Zernike, que consiste en descomponer las aberraciones en polinomios ortogonales denominados polinomios de Zernike (cada polinomio representa una aberración, entre las cuales se encuentran la esférica, el astigmatismo, el coma y otras aberraciones de orden superior). A partir de este análisis se puede obtener información cuantitativa sobre la magnitud y orientación de las diferentes aberraciones

inducidas en las imágenes, evaluando de manera precisa el efecto del descentrado de la IOL.

En la Fig. (25) se presentaron imágenes correspondientes a cinco desplazamientos laterales distintos de la IOL en relación a su posición centrada. Tomando el sensor de frente de onda y el software FrontSurfer se obtienen los valores de los coeficientes de Zernike, y se representan en función del desplazamiento lateral, tal y como se muestra en la Fig. (26). Esto permite ver cómo varía la magnitud de cada aberración a medida que la distancia entre la IOL y su posición ideal aumenta.

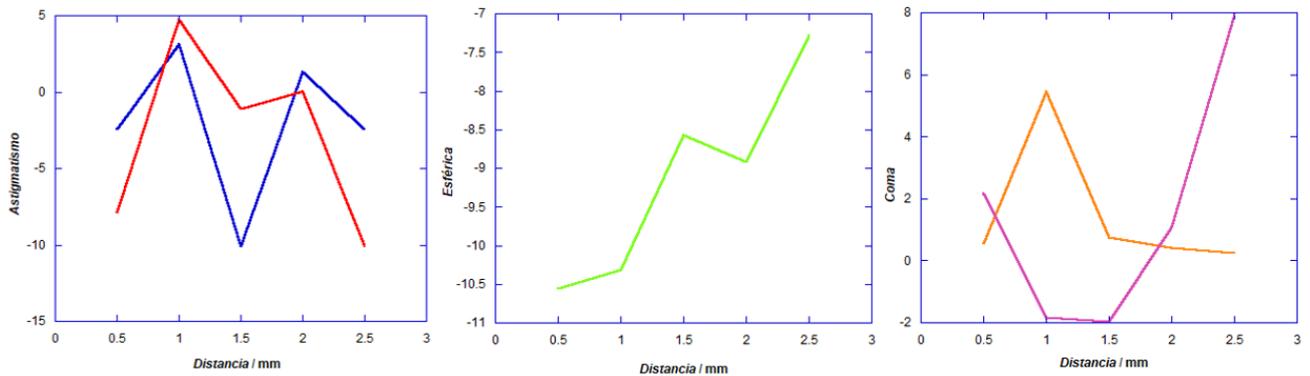


Figura (26). En la gráfica de la izquierda, variación del valor de los coeficientes de Zernike de astigmatismo horizontal/vertical (indicado en azul) y diagonal (indicado en rojo), con respecto al desplazamiento lateral de la IOL. En la gráfica del centro, variación del valor del coeficiente de Zernike de aberración esférica con respecto al desplazamiento lateral de la IOL. A la derecha, variación del valor de los coeficientes de Zernike de coma vertical (indicado en morado) y horizontal (indicado en naranja), con respecto al desplazamiento lateral de la IOL.

Con respecto al astigmatismo, existen dos modos de astigmatismo de segundo orden, el diagonal y el horizontal/vertical, de ahí que aparezcan dos líneas en la gráfica correspondiente a esta aberración. Estos dos modos son empleados para describir cualquier eje de astigmatismo dado que, independientemente del eje que presente dicho astigmatismo, éste puede descomponerse como suma vectorial de ambos [12]. La variación del astigmatismo con el desplazamiento de la IOL en su descentrado suele ser proporcional, es decir, el astigmatismo tiende a crecer a medida que se desplaza la lente con respecto a su posición ideal. No obstante, depende de varios factores, por ejemplo la geometría concreta de la cámara o las características de la IOL empleada, de forma que en la Fig. (26) se muestran los resultados de un caso puntual donde puede observarse claramente que aparece una asimetría causada por el desplazamiento, considerando los elementos específicos (IOL, cámara) utilizados en este trabajo.

Con respecto a la aberración esférica, cabe recordar que consiste en la diferencia en la convergencia (o divergencia) de la luz en diferentes puntos de una lente, es decir, curvatura desigual. Cuando la lente se encuentra centrada, la aberración esférica es mínima; al descentrarla, se generan asimetrías en su forma y curvatura, de manera que, de manera general, se produce un aumento en esta aberración. Esto mismo está sucediendo de manera aproximada en el caso concreto de la IOL empleada en este trabajo,

tal y como puede observarse en la forma ascendente de la curva mostrada en la Fig. (26). Así, en el caso de la aberración esférica, se concluye que aumenta claramente con la distancia del desplazamiento.

Con respecto al coma, esta aberración se produce cuando los rayos de luz se enfocan en puntos focales diferentes en función de la zona de la lente que atraviesen. Nuevamente existen dos tipos en el contexto de las aberraciones ópticas, que son el coma horizontal (deformación de la imagen en dirección horizontal) y el coma vertical (deformación de la imagen en dirección vertical). El descentrado de la IOL puede provocar una asimetría en la forma y curvatura de la lente, afectando a la forma en que los rayos se enfocan, dando lugar a la aparición de aberración de coma (esta aberración es mayor en ciertas direcciones en función de la parte de la lente de la cual emergen los rayos de luz). Por otro lado, en ciertos desplazamientos, la trayectoria de los rayos puede compensar parcialmente el efecto del coma, lo que puede dar lugar a una disminución de la aberración en esas posiciones; esto puede verse representado en la última gráfica de la Fig. (26).

Capítulo 8

Conclusiones

En los últimos tiempos, se ha observado un notable crecimiento en la implantación de lentes intraoculares (IOLs), especialmente en pacientes de edad avanzada que requieren cirugía de cataratas; las IOLs representan una alternativa real y prometedora en estas cirugías, donde se reemplaza al cristalino opacificado permitiendo una adecuada corrección visual. La adecuada caracterización de una lente intraocular es un aspecto fundamental en varios procedimientos oftalmológicos. Actualmente existen numerosos dispositivos y sistemas que desempeñan esta función, los cuales utilizan diferentes técnicas y métodos para medir parámetros ópticos y no ópticos de las lentes (como radios de curvatura, índice de refracción, diámetro de la óptica, entre otros). Sin embargo, en este trabajo se ha optado por un enfoque experimental, empleando para ello un sistema óptico específico. Este sistema está compuesto por varios elementos descritos en el capítulo 3, donde juegan un papel fundamental el sensor de frente de onda (mide las aberraciones ópticas de la lente evaluando su calidad óptica), el modulador de fase espacial (en principio, permite compensar las posibles aberraciones de la lente) y la cámara (evalúa el efecto producido en la visión como consecuencia del descentrado de la lente). La elección del enfoque experimental proporciona la oportunidad de obtener mediciones precisas y detalladas de ciertas características ópticas de las IOLs, así como evaluar su comportamiento en analogías que simulan condiciones cercanas a la realidad.

En el capítulo 4 de este trabajo se llevó a cabo el proceso de calibrado del sistema utilizado para la caracterización de las lentes intraoculares. El software FrontSurfer, utilizado conjuntamente con el sensor Shack-Hartmann, es una herramienta eficaz para el análisis de datos y la visualización de resultados en la caracterización de aberraciones ópticas, proporcionando información detallada sobre las aberraciones presentes en el sistema óptico. Durante este proceso de calibrado, se llevó a cabo un alineamiento cuidadoso del dispositivo para garantizar una configuración óptima y precisa. Además, se realizaron varias medidas empleando lentes de potencia óptica conocida; estas medidas sirvieron como puntos de referencia para establecer la relación entre las lecturas del dispositivo experimental y los valores reales correspondientes. Estas medidas también permitieron identificar las dificultades asociadas con lentes de mayor potencia, como la introducción de aberraciones ópticas más pronunciadas y la mayor sensibilidad a los errores de alineamiento (se observó que las lentes de mayor potencia, como las de 10 D y 20 D, presentaban resultados con menor calidad óptica, debido a la introducción

de aberraciones más pronunciadas y a la reducción de la zona efectiva para medir en el sensor de frente de onda). Para abordar los problemas asociados con estas lentes de mayor potencia, se propuso el uso de una lente divergente como parte de la configuración experimental. Esto permitiría reducir la potencia óptica total y mejorar la precisión y calidad de las mediciones. Además, para el caso concreto de la lente de 5 D, se realizó un análisis del error sistemático introducido por el sistema óptico y el sensor de frente de onda, debido a que se observó que las mediciones para una misma configuración experimental presentaban fluctuaciones como consecuencia de las variaciones de temperatura y del ruido inherente al sistema de detección. Para ello, se calculó la desviación estándar para evaluar la variabilidad de los datos y se obtuvo una medida de incertidumbre o error asociado a la potencia óptica de las lentes, con un resultado de $\mu = (4,7 \pm 0,7)$ D. Partiendo del resultado experimental obtenido, se concluyó que el dispositivo de caracterización presentaba gran consistencia en los resultados, con una desviación estándar baja en relación con la potencia óptica de las lentes. Esto indicaba una precisión adecuada en las medidas y una correspondencia cercana entre las lecturas del dispositivo y los valores reales de potencia óptica. En general, se pudo establecer un proceso de calibrado preciso y confiable para el sistema de caracterización de IOLs, lo que permitió obtener resultados consistentes y confiables en la medición de las aberraciones ópticas de las lentes intraoculares.

Por otro lado, se constató que una cámara desempeña un papel fundamental en la captura de imágenes del spot procedente de una lente intraocular y proporciona información visual y cuantitativa importante para el análisis y evaluación de las IOLs. En este trabajo, se empleó el programa ImageJ como plataforma de procesamiento de imágenes, dado que ofrecía múltiples herramientas específicas relevantes para el análisis de aberraciones ópticas. Asimismo permitió analizar, de manera muy precisa, la posición y el centrado de las lentes. Nuevamente, surgió un problema en la obtención de resultados de buena calidad al trabajar con lentes de potencia óptica elevada, de manera que nuevamente se propuso la colocación de una lente divergente entre el frente de onda incidente y la lente convergente de potencia elevada; esto redujo la convergencia de los rayos de luz incidentes facilitando el análisis y la manipulación de la imagen. Se presentaron los resultados obtenidos al colocar una lente divergente de -15 D entre el frente de onda incidente y dos lentes convergentes de diferente potencia, obteniéndose valores semejantes a los reales e interferogramas de buena calidad. Con ello se concluyó que la introducción de una lente divergente en el sistema permite compensar valores elevados de potencia óptica y optimizar el análisis y la caracterización de lentes.

En el capítulo 5, se presentaron los resultados obtenidos para las medidas de potencia óptica realizadas en una lente intraocular con un valor conocido de 18 D; se observó que, a diferencia de las lentes utilizadas en el calibrado del sistema, que son lentes comunes de laboratorio, las IOLs requerían preparaciones experimentales específicas debido a su diseño y aplicaciones. Dichas especificaciones demandaron nuevos elementos en el dispositivo experimental, y la introducción de estos motivó la nueva estimación del error sistemático (los nuevos elementos podrían introducir nuevos errores experimentales). El valor obtenido en este caso para la desviación estándar fue de 0,5317 D; nuevamente se obtuvo una baja dispersión de los datos con respecto a la media y por tanto se concluyó que la calidad y

precisión de los resultados fue buena. En resumen, este capítulo destacó la gran importancia de considerar las medidas de uso y preparación para las lentes intraoculares, y se demostró que, a pesar de la introducción de nuevos factores experimentales, las medidas de potencia óptica de las IOLs pueden obtenerse con precisión utilizando el sistema propuesto. De esta forma, se respalda la confiabilidad y validez de las medidas realizadas en este trabajo.

En el capítulo 6, se abordó el tema de la compensación de aberraciones ópticas empleando el modulador de fase espacial (SLM), que posee la capacidad de modificar la amplitud, fase y polarización del frente de onda. Cabe recordar que una aberración óptica se define como una distorsión no deseada en la forma del frente de onda, y el SLM se utiliza para corregir estas aberraciones. El proceso de compensación de aberraciones con el SLM comenzó con la caracterización de la aberración presente en el sistema óptico empleando el sensor de frente de onda. A partir de esta información detallada, se elaboraron varias máscaras de fase que trataban de describir la modulación necesaria en cada punto del frente de onda para corregir la aberración específica. Estas máscaras se cargaron en el SLM, introduciendo así las correcciones necesarias. Se vio que la máscara de fase se representaba como una imagen (o filtro) en escala de grises, donde cada píxel representa una fase. Tal y como se ha mencionado, se diseñaron diferentes tipos de filtros que correspondían a diferentes niveles de intensidad para compensar la curvatura de la lente. Estos filtros se aplicaron progresivamente, desde filtros suaves hasta un filtro fuerte, analizando así la compensación de la curvatura de manera gradual. Sin embargo, se encontró que los filtros divergentes presentaban limitaciones debido al rango de fase del SLM, y no lograron compensar completamente la aberración. Por ello, se propuso una alternativa al SLM, que consistió en introducir una lente divergente en el sistema óptico, reduciendo así la convergencia de la lente problema (IOL). Se encontró que esta alternativa presentaba varias ventajas frente al SLM, como su simplicidad y estabilidad en el funcionamiento. Finalmente, se presentaron los resultados obtenidos al colocar la lente divergente. En resumen, el modulador de fase espacial y la lente divergente resultaron dos enfoques utilizados para compensar aberraciones ópticas. El SLM permitía modificar la fase del frente de onda mediante una máscara de fase específica, mientras que la lente divergente dispersaba los rayos de luz para reducir la convergencia de la lente problema. Ambos enfoques tienen ventajas y limitaciones, y la elección depende de las necesidades y restricciones del sistema óptico en particular. Estos avances en la compensación de aberraciones contribuyen a la mejora de la calidad de imagen y la corrección de distorsiones.

Finalmente, en el capítulo 7, el análisis de los resultados obtenidos reveló que el descentrado de la lente intraocular implica un gran impacto en la calidad de la imagen capturada por la cámara. A medida que se desplazaba lateralmente la IOL con respecto a su posición ideal de centrado, se observó una notable disminución en la nitidez y definición del spot capturado, así como la aparición de distorsiones en su forma (mostrado en la Fig. (22)). Estos efectos no deseados surgieron como consecuencia de las aberraciones ópticas inducidas por el descentrado de la lente. Tras este análisis gráfico, se identificaron varias aberraciones comunes, como el astigmatismo, la aberración de coma y la aberración esférica. El análisis de Zernike llevado a cabo mediante el software FrontSurfer permitió

cuantificar y evaluar las aberraciones presentes en las imágenes en función del desplazamiento lateral de la IOL. Se observó que en el caso de la aberración de coma, la magnitud aumentaba a medida que se incrementaba el desplazamiento de la lente; en el caso de las otras dos aberraciones el crecimiento no fue directamente proporcional, sino que aparecieron asimetrías causadas por el desplazamiento. Con todo ello, se concluye que resulta fundamental lograr un correcto centrado de la lente intraocular durante la cirugía de cataratas (u otros procedimientos oftalmológicos) con el objetivo de evitar efectos adversos que afecten negativamente a la visión del paciente.

Bibliografía

- [1] Remón, L. (2012). Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares multifocales. Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Valencia.
- [2] Eghrari, A. O., Riazuddin, S. A., y Gottsch, J. D. (2015). Overview of the Cornea: Structure, Function, and Development. *Prog Mol Biol Transl Sci*, 134, 7-23. doi: 10.1016/bs.pmbts.2015.04.001. Epub 2015 Jun 4. PMID: 26310146.
- [3] Organización Mundial de la Salud (OMS (2020). Informe mundial sobre la visión. Organización Mundial de la Salud. Recuperado de <https://apps.who.int/iris/handle/10665/331423>. Licencia: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [4] Dewey, S., Michael Colvard, D., Arbisser, L. B., Jick, S. L., Gangadhar, D. V., Ricardo Glikin, C. G. (2015). Understanding Intraocular Lenses: The Basics of Design and Material. *FocalPoints XXXIII*, 8.
- [5] Pérez J. (2021). Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares tóricas. Tesis doctoral, Universidad de Zaragoza.
- [6] Tapia Oliva, R. A. (2017) Sistema óptico de comprensión de imágenes basado en moduladores espaciales de luz.
- [7] Shack, R. V., Hartmann, E. (1971). Shack-Hartmann wavefront sensing with a spatial light modulator. *Applied optics*, 17(7), 1074-1077.
- [8] A. B. Galindo, “Montaje y calibrado de un aberrómetro clínico de tipo Hartmann-Shack”. Tesis de Máster, Universidad de Murcia (2008).
- [9] Recarte, M. (2017). Polinomios de Zernike y su aplicación en Oftalmología. *Revista De La Escuela De Física*, 5(1), 21–25. Recuperado de <https://doi.org/10.5377/ref.v5i1.8320>.
- [10] NanoAndMore USA. (s.f.). Fresnel Lens Schematic Technical Drawing. Recuperado de <https://nanovea.com/fresnel-lens-topography/fresnel-lens-schematic-technical-drawing/>.
- [11] Durán Poveda, S. (2017). Corrección de la afaquia mediante el implante de lente intraocular acomodativa: caracterización clínica y óptica (Tesis doctoral). Universidad Rey Juan Carlos, Madrid.

- [12] Navaro, R. (2006). La aberración de astigmatismo. Corrección del astigmatismo. 1a ed. Madrid: MAE, 79-86.