

Diseño, fabricación y control de lentes intraoculares multifocales

LAURA REMÓN MARTÍN

EDITORIAL
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares multifocales.

Memoria presentada por:
Laura Remón Martín

Directores:
Juan Antonio Monsoriu Serra
Walter Daniel Furlan

Septiembre 2012



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Esta editorial es miembro de la UNE, lo que garantiza la difusión y comercialización de sus publicaciones a nivel nacional e internacional.

© Laura Remón Martín

Primera edición, 2012

© de la presente edición:

Editorial Universitat Politècnica de València

www.editorial.upv.es

ISBN: 978-84-8363-835-4 (versión impresa)

Queda prohibida la reproducción, distribución, comercialización, transformación, y en general, cualquier otra forma de explotación, por cualquier procedimiento, de todo o parte de los contenidos de esta obra sin autorización expresa y por escrito de sus autores.

Dr. Juan Antonio Monsoriu Serra, Catedrático de Universidad del Departamento de Física Aplicada de la Universitat Politècnica de València y Dr. Walter Daniel Furlan, Catedrático de Universidad del Departamento de Óptica de la Universitat de València.

CERTIFICAN que la presente memoria “*Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares multifocales*” resume el trabajo de investigación realizado, bajo su dirección, por D^a Laura Remón Martín y constituye su Tesis para optar al título de Doctora.

Y para que conste, en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado en Valencia a 20 de septiembre de 2012.

Fdo.: Dr. J.A. Monsoriu Serra

Fdo.: Dr. W.D. Furlan

*A mis padres,
por darme todo sin esperar nada a cambio.*

*A Tomás,
por ser y por estar.*

Al pequeño Daniel que habita dentro de mí.

Lo que en los libros no está, la vida te enseñará.

Agradecimientos

Mi abuela dice que es de bien nacida ser agradecida. Y después de algunos años de trabajo una se para a pensar en la gente que le ha ayudado, apoyado, dado ánimos y sobre todo soportado. Son tantas las personas que he conocido en este camino que es imposible nombrarlas a todas.

En primer lugar, quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a mis Directores de Tesis, Juan A. Monsoriu y Walter D. Furlan, principalmente por haber creído en mí y haberme apoyado de manera totalmente incondicional, y como no, por sus horas de dedicación y su esfuerzo. A Walter por darme la oportunidad de incorporarme a la tarea de la investigación y a Juan porque sus consejos siempre fueron buenos.

A Arnau porque más que un compañero de trabajo ha sido un amigo y si empezara a agradecerle cosas no terminaría nunca. Simplemente gracias, por ir en el mismo barco y remar en la misma dirección. Al resto de la tripulación: a Amparo Pons por su inestimable ayuda incondicional, a Pedro Andrés por preocuparse tanto sin tener que hacerlo, a Genaro Saavedra por su incalculable experiencia, a Fernando Giménez por resolver algunas de las dudas que han ido surgiendo, a Sefa por las horas compartidas y a Manu porque llegó en el mejor momento. A la empresa AJL Ophthalmic S.A. por la fabricación de las lentes intraoculares que se han caracterizado en esta Tesis.

Agradezco a la Fundación CajaMurcia la beca de Formación de Personal Investigador que he disfrutado y que me ha permitido realizar esta Tesis doctoral.

Agradezco al Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) de Madrid el contrato de técnico de laboratorio que obtuve en el 2008 y que me permitió realizar una estancia de investigación y ampliar mi formación en diferentes campos de la Óptica Visual. A la Dra. Susana Marcos y a todos los demás compañeros del grupo por la acogida que tuve, por hacerme sentir

como en casa desde el primer día y por el tiempo que me dedicaron a pesar de sus múltiples ocupaciones.

No puedo olvidarme de todos los compañeros de despacho (los de antes y los de ahora, los de allá y los de aquí) por aguantarme y por escucharme. A todos los que ya habéis partido por encontrar vuestro sitio y a los que estáis, por hacer los horas de trabajo más agradables. En especial a Sento porque yo de mayor quiero ser como él.

A mis amigas de la Facultad que nunca creí que las habría tan buenas y a mis amigas de siempre por hacer sonar mi teléfono cada vez que voy por el poblado. A Daniel Puerto por la ilusión con la que emprende cada proyecto de su vida.

Y porque los últimos serán los primeros, a mis padres por querernos y educarnos, por los valores que nos han transmitido, por respetar cada una de las decisiones que he tomado (que no han sido pocas!!!) y por el mejor regalo que me han dado: mis hermanos. A mi hermana Marta, por los soplos de aire fresco que me ha dado cada vez que me ahogaba entre preocupaciones. A mi hermano Andrés, por ser como es y por estar siempre ahí para lo que sea. Y porque el que no conoce abuelos no conoce cosa buena, a mis abuelos. Especialmente, a mi abuela Marcelina por su afán de intentar que hiciésemos las cosas cada vez mejor.

A la familia de Tomás y ahora la mía por el apoyo y los ánimos que me han dado en todos estos años. A mi sobrina Nuria por hacernos reír cuando tenemos ganas de llorar.

A los que estuvieron y ya no están..... por haber estado siempre.

Y por último y no por ello menos importante a Tomás, por dejar todo por la ciencia de este país y por estar siempre, en los buenos y malos momentos, animándome a continuar, por haberme hecho creer cada día que podía hacerlo, por toda su ayuda y, principalmente, por hacerme feliz. Por todo eso y mucho más este trabajo también le pertenece.

Resumen

El mercado de lentes intraoculares (LIOs) está creciendo de manera espectacular en los últimos años debido al auge de cirugía de cataratas. La mayoría de las lentes implantadas en la actualidad son monofocales diseñadas sólo para compensar la visión de lejos del paciente. Sin embargo, existen otros tipos de lentes denominadas multifocales (LIOMs) que proporcionan buena visión tanto de lejos como de cerca y suponen una alternativa prometedora en pacientes de más de 50 años para la compensación de la presbicia. En el mercado existen gran disparidad de diseños multifocales, cada uno con sus ventajas e inconvenientes, lo que evidencia que la LIOM que ofrece las mejores prestaciones todavía no ha sido diseñada.

En esta Tesis se presentan resultados de diseño, fabricación y evaluación de la calidad óptica de un nuevo tipo de LIOMs, con geometría fractal, que presenta una mayor profundidad de foco y una menor aberración cromática con respecto a las que actualmente se encuentran en el mercado. Para la evaluación de la calidad óptica de las LIOMs propuestas se han desarrollado expresamente dos dispositivos experimentales basados en las especificaciones de la Norma UNE ISO 11979-2. Las medidas de calidad óptica obtenidas con los nuevos diseños de LIOMs fractales han sido comparadas con las obtenidas para algunos modelos de LIOMs comerciales, demostrando que las lentes propuestas presentan una calidad óptica comparable con las mismas. Además, se presentan medidas subjetivas de calidad óptica obtenidas en ojos reales, las cuales podrían ser de utilidad cuando se comience con los ensayos clínicos en sujetos operados de cirugía de cataratas.

Resum

El mercat de lents intraoculars (LIOs) ha crescut de forma espectacular en els darrers anys degut l'auge de la cirurgia de cataractes. La majoria de les lents implantades a l'actualitat són monofocals dissenyades simplement per a compensar la visió de lluny del pacient. Però, hi ha altres tipus de lents denominades multifocals (LIOMs) que proporcionen bona visió tant de lluny com de prop y suposen una alternativa prometedora en pacients de mes de 50 anys per a la compensació de la presbícia. Al mercat hi ha gran disparitat de dissenys multifocals, cadascun amb avantatges i inconvenients, el que evidencia que la LIOM que ofereix les millors prestacions encara no ha sigut dissenyada.

En aquesta Tesi es presenten resultats del disseny, fabricació i avaluació de la qualitat òptica d'un nou tipus de LIOM, amb geometria fractal, que presenta una major profunditat de focus i una menor aberració cromàtica respecte a les que actualment es troben al mercat. Per a l'avaluació de la qualitat òptica de les LIOMs proposades s'han desenvolupat expressament dos dispositius experimentals basats en les especificacions de la Norma UNE ISO 11979-2. Les mesures de la qualitat òptica obtingudes amb els nous dissenys de LIOMs fractals han sigut comparades amb les obtingudes per a alguns models de LIOMs comercials, demostrant que les lents proposades presenten una qualitat òptica comparable a aquestes. A més, es presenten mesures subjectives de la qualitat òptica obtingudes en ulls reals, les quals podran ser d'utilitat quan comencen els assajos clínics en subjectes operats de cirurgia de cataractes.

Abstract

Due to the increasing demand of cataract surgery, the market of intraocular lenses (IOLs) has grown rapidly in the last years. Most of the implanted lenses are monofocal, intended to compensate the far vision of the patient. However, there exists another type of IOLs designed to provide good vision for both, distance and near objects simultaneously. These lenses which are called multifocal IOLs (MIOLs) are a promising alternative to presbyopic patients (people above 50 years old). At market there exist several models and designs of MIOLs, each one with its own drawbacks and advantages, evidencing that the optimum MIOL has not yet designed.

In this Thesis, the results of design, manufacturing, and quality control of a new design of MIOL with a fractal profile are presented. This type of lenses provides an extended depth of field and a reduced chromatic aberration when compared with those commercially available at present. To assess the optical quality of MIOLs, two different experimental setups were designed; according to the requirements of the UNE ISO 11979-2 standard. The optical quality the new designs, measured with these setups, compare favorably with those corresponding to commercial MIOLs. Additionally, in this work, new subjective measurements of the optical quality in real eyes are proposed that are potentially useful in MIOLs implanted patients, after cataract surgery.

ÍNDICE:

CAPÍTULO 1: El ojo como un sistema óptico dinámico.	1
1.1. El sistema óptico del ojo.	1
1.2. Cambios estructurales y fisiológicos con la edad.	4
1.3. Cirugía de cataratas.	6
1.4. Justificación y objetivos.	10
1.5. Estructura del trabajo.	13
CAPÍTULO 2: Las lentes intraoculares.	15
2.1. Introducción.	15
2.2. Parámetros de diseño.	16
2.2.1. Especificaciones de las lentes monofocales.	16
2.2.2. Especificaciones de las lentes multifocales.	21
2.3. Características de las Lentes Intraoculares Multifocales comerciales.	28
CAPÍTULO 3: Diseño de nuevas lentes intraoculares multifocales.	37
3.1. Introducción.	37
3.2. Lentes difractivas fractales.	37
3.3. Nuevos diseños de lentes intraoculares fractales.	44
CAPÍTULO 4: Dispositivos experimentales.	53
4.1. Introducción.	53
4.2. Ojo modelo utilizado.	55
4.3. Sistema Sensor de Frente de Onda.	58
4.4. Análisis de imágenes de objetos extensos.	64

4.5. Estudio de la PSF axial.....	70
CAPÍTULO 5: Medida de la calidad óptica de los nuevos diseños.....	77
5.1. Introducción.....	77
5.2. Lentes intraoculares multifocales evaluadas y protocolo de medida.....	77
5.3. Control de calidad de parámetros de fabricación.....	79
5.4. Análisis comparativo de las propiedades ópticas de las lentes intraoculares multifocales fractales.....	84
5.5. Evaluación de la calidad visual después de cirugía de cataratas.....	95
CAPÍTULO 6: Conclusiones.....	101
ANEXO: Normas ISO para la caracterización de lentes intraoculares monofocales y multifocales.....	105
PROCEDENCIA DE LAS IMÁGENES.....	111
REFERENCIAS.....	113
PUBLICACIONES, PATENTES Y CONTRIBUCIONES A CONGRESOS.....	125

CAPÍTULO 1:

El ojo como un sistema óptico dinámico.

Alrededor del 80% de la información que recibe el ser humano llega a través del sentido de la vista. Helmholtz estableció las tres grandes etapas en las que se puede dividir el estudio de la visión: óptica, retiniana y neuronal. La primera de dichas etapas consiste en la formación en la retina de una imagen real e invertida de un objeto exterior mediante el sistema óptico del ojo. En la retina, los fotorreceptores capturan dicha imagen y transforman la energía luminosa en impulsos nerviosos que son transmitidos a los niveles superiores del procesado visual a través del nervio óptico. Finalmente, en la corteza cerebral se realiza la interpretación de la escena.

1.1. El sistema óptico del ojo.

El sistema óptico del ojo (véase el esquema de la Fig. 1.1) está compuesto por la córnea, el iris, el cristalino y los humores acuoso y vítreo, estructuras que imponen el límite físico más importante a la percepción visual (Charman, 1983).

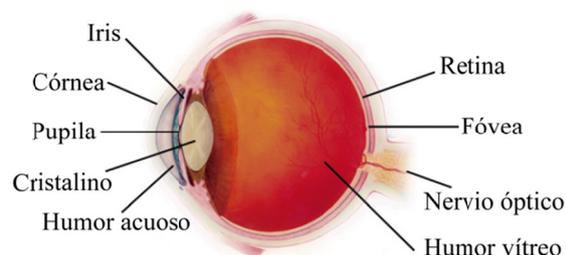


Figura 1.1. Esquema de la anatomía del ojo.

La córnea es la primera componente refractiva del ojo, es responsable aproximadamente de dos tercios de su potencia total y con ello un elemento determinante de la calidad de imagen final. Está compuesta por diversas capas concéntricas (epitelio, membrana basal, capa de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio) y su grosor total varía entre 0.4 y 0.7 mm. En términos ópticos, puede ser modelada como un menisco positivo con índice de refracción de 1.376 y potencia de 43 D. El radio de curvatura promedio de la primera superficie es de 7.7 mm y el radio posterior promedio de la segunda superficie es de 6.5 mm. Sin embargo, la cara anterior de la córnea no es una superficie esférica, sino que sufre un aplanamiento gradual según nos alejamos de su centro, es decir, la forma geométrica a la que más se asemeja es a una elipse prolata que le proporciona aberración esférica positiva (Kiely, 1982).

El iris se encuentra entre 3 y 4.5 mm por detrás de la córnea, separado por la cámara anterior, ocupada de humor acuoso de índice de refracción 1.337, está altamente pigmentado lo que permite bloquear el paso de la luz limitando la pupila y constituye el diafragma de apertura del ojo. Su tamaño varía con la intensidad de luz, la vergencia del objeto y la edad. El efecto óptico de la pupila al actuar de limitador de rayos, tiene una influencia fundamental en la calidad óptica de las imágenes formadas por el ojo.

El cristalino es el segundo elemento óptico, se encuentra situado justo detrás del iris y es el responsable del resto de la potencia del ojo (alrededor de 20 D) necesaria para focalizar los objetos en la retina. Está estructurado en finas capas fibrosas que no dejan de formarse continuamente a lo largo de todo el ciclo vital. Desde un punto de vista óptico, el cristalino puede describirse como una lente biconvexa, con un gradiente del índice de refracción (consecuencia de su estructura de capas y su continuo crecimiento) que toma sus valores máximos en el núcleo central (en torno a 1.40-1.41) y va disminuyendo hasta 1.36 en la superficie. El radio de curvatura de la superficie anterior toma valores medios de entre

10.2 mm y -6 mm en la cara posterior. Tiene un espesor de 4 mm y un diámetro de 9.4 mm. El cristalino se encuentra rodeado por una fina membrana elástica, la cápsula. Anclado a la misma se disponen un conjunto de fibras que constituyen la zónula de Zinn, y que mantienen unido el cristalino al músculo ciliar. Además, el cristalino es el responsable de la acomodación, fenómeno por el cual el ojo aumenta su potencia para poder enfocar objetos en visión cercana. La acomodación se produce por la contracción del músculo ciliar, que provoca la relajación de la zónula y permite la contracción elástica de la cápsula del cristalino, la reducción de su diámetro en el ecuador, el aumento de su grosor axial y la reducción de los radios de curvatura anterior y posterior. El conjunto de estas modificaciones en el proceso de la acomodación se traduce en un aumento de la potencia óptica del cristalino. Esta es la teoría clásica que fue formulada por Helmholtz (Helmholtz, 1925) y que hoy en día es ampliamente aceptada (Glasser, 1999).

La cámara posterior del ojo (espacio delimitado por el cristalino y la retina) está ocupada por el humor vítreo. Su índice de refracción medio es muy similar al del humor acuoso, 1.336.

La retina es la capa de tejido sensible a la luz que se encuentra en la parte posterior interna del ojo, donde las imágenes producidas por la óptica del ojo son proyectadas. Tiene una estructura compleja formada por varias capas de células. La capa más profunda es la de fotorreceptores, que son células especializadas en las que se realiza la primera etapa del procesamiento de la luz incidente. La señal luminosa se transforma aquí en impulsos nerviosos que se transmiten al córtex visual a través del nervio óptico. Hay dos clases de fotorreceptores en la retina: los conos y los bastones. Los conos son los responsables de la visión diurna, de la percepción de detalles finos y proporcionan visión en color. Por el contrario, los bastones son los responsables de la visión nocturna, de la percepción de formas y movimientos y proporcionan la visión en blanco y negro. La mácula, en la

que se encuentran la fovea y la foveola, es la zona de la retina con mayor densidad de conos y por tanto el área de la retina que proporciona la visión de más alta resolución y precisión. Finalmente, en el cerebro las señales se interpretan y de este modo la imagen es percibida.

Idealmente si el ojo es emétrepe la imagen de un objeto lejano es focalizada en la retina sin utilizar la acomodación. Sin embargo, existen errores refractivos ya sean esféricos, conocidos como miopía e hipermetropía, o cilíndricos (astigmatismo) que hacen que la imagen de un objeto lejano se forme por delante o por detrás de la retina. Ello da lugar a la obtención de una imagen desenfocada, con la consiguiente reducción de la agudeza visual (AV). La AV es el parámetro subjetivo que permite evaluar la calidad visual. El método más común para la corrección la miopía y la hipermetropía son las lentes oftálmicas o las lentes de contacto (LC) esféricas. En presencia de astigmatismo deben ser utilizadas lentes esferocilíndricas. Por otra parte, en los últimos años se ha recurrido a la cirugía refractiva LASIK para corregir dichos defectos refractivos y reducir la dependencia de gafas o de LC.

1.2. Cambios estructurales y fisiológicos con la edad.

Además de los defectos refractivos comentados, el sistema óptico sufre cambios estructurales y fisiológicos como consecuencia del envejecimiento que merman su funcionalidad (Artal, 1993; Calver, 1999; McLellan, 2001). El empeoramiento de la óptica total del ojo con la edad puede ser causa del deterioro de la córnea, del cristalino o de una combinación de ambos. Aunque no suelen referirse cambios con la edad en las aberraciones de la córnea (Oshika, 1999), existen resultados establecidos sobre la variación de la orientación del astigmatismo, pasando de astigmatismo *a favor de la regla* (meridiano vertical más potente que el horizontal) en jóvenes a astigmatismo en *contra de la regla* (meridiano vertical menos potente que el horizontal) en personas mayores (Hayashi, 1995). Además, se ha comprobado que existen cambios muy apreciables

con la edad en la aberración esférica del cristalino, pasando de ser negativa en los jóvenes, a valores con tendencia positiva a partir de los 35-40 años. Por lo tanto, con la edad existe un aumento de las aberraciones que influye en la calidad óptica del ojo debido a que la aberración esférica positiva de la córnea no es compensada por la del cristalino (Glasser, 1998; Artal, 2002). Otro cambio muy importante, asociado a la edad, en el sistema óptico es el incremento de la absorbancia por las diferentes estructuras del ojo, que disminuye el nivel de intensidad lumínica que llega a la retina. Además, se observa una disminución del tamaño de la pupila del ojo conocida como “miosis senil” (Lowenfeld, 1929). En condiciones de altas luminancias el diámetro pupilar es prácticamente constante (unos 3 mm) a lo largo de la vida, sin embargo en condiciones de oscuridad el diámetro pupilar varía desde 7-7.5 mm a los 10 años hasta unos 4-5 mm a los 60 años, estabilizándose a partir de esa edad. Un efecto positivo de la miosis senil para la visión es que reduce el efecto de las aberraciones ópticas e incrementa la profundidad e foco (Campbell, 1965). Además de los cambios comentados anteriormente, por el envejecimiento del cristalino se producen dos efectos importantes: la pérdida de la función de acomodación (presbicia) y más tarde la pérdida de transparencia (catarata).

La presbicia (también conocida como *vista cansada*) es una condición fisiológica que imposibilita la realización de trabajos en visión cercana debido a una reducción de la amplitud de acomodación. Esta reducción se produce desde el momento del nacimiento, pero los síntomas aparecen entre los 40 y 45 años de edad debido a que el máximo de acomodación no es suficiente para ver de manera cómoda a distancias próximas. Aunque las causas todavía no están claras, está comprobado que el cristalino sufre varias transformaciones como parte del proceso natural de envejecimiento que afectan principalmente a su capacidad de deformación. Estudios in vivo (Brown, 1974) muestran que el volumen total del cristalino aumenta en su proceso de envejecimiento, reduciéndose los radios de curvatura de sus caras y aumentando el espesor central, perdiendo con ello, su elasticidad y su capacidad de deformación. Este hecho impide que la

cápsula desempeñe su papel de moldeador durante la acomodación (Kaufman, 2003). Existen diferentes alternativas para el tratamiento de la presbicia. La solución más sencilla es la utilización de lentes monofocales de potencia positiva que permiten la visión en distancias próximas (gafas de lectura). Sin embargo, si el ojo es amétrope esa solución no es válida y se recurre a lentes oftálmicas bifocales, trifocales y progresivas o a LC multifocales que permiten ver nítidamente a distintas distancias. Además de estas alternativas existen otras soluciones más invasivas que recurren a la cirugía en la córnea consistente en hacer un perfil multifocal en la misma denominado presbioLASIK. Sin embargo, esta solución no está dando resultados satisfactorios porque aún no se ha establecido con claridad cuáles son las mejores zonas de ablación para obtener buena visión de cerca y de lejos (Kent, 2005). En caso de afección de cataratas la solución es la implantación de lentes intraoculares (LIOs) multifocales o acomodativas.

1.3. Cirugía de cataratas.

La catarata senil es una opacificación del cristalino del ojo que afecta a la función visual, reduciendo la AV y la sensibilidad al contraste como consecuencia de la dispersión (scattering). En 1995, la Organización Mundial de la Salud estimó que la causa del 50% de los casos de ceguera mundial, unos 17 millones de personas, eran las cataratas (Javitt, 1996). El único tratamiento que existe en la actualidad es la extracción del cristalino cataratoso y su sustitución por una LIO (denominada lente afáquica) que permite restablecer la visión. En la Fig. 1.2 se muestra una imagen de una LIO actual. La extracción del cristalino tiene dos consecuencias: el ojo queda altamente hipermétrope y la capacidad de acomodación se pierde. Se puede recurrir a dos tipos de soluciones: la implantación de LIOs monofocales (véase la Fig. 1.3a) calculadas para compensar sólo la visión de lejos del paciente o bien la implantación de lentes intraoculares multifocales (LIOMs) que proporcionan la posibilidad de buena visión, tanto de lejos, como de cerca (véase la Fig. 1.3b).

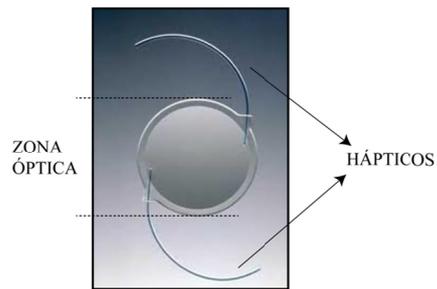


Figura 1.2. Imagen de una LIO actual. Los hápticos permiten su posicionamiento dentro de la cápsula y la zona óptica proporciona la potencia equivalente a la del cristalino.

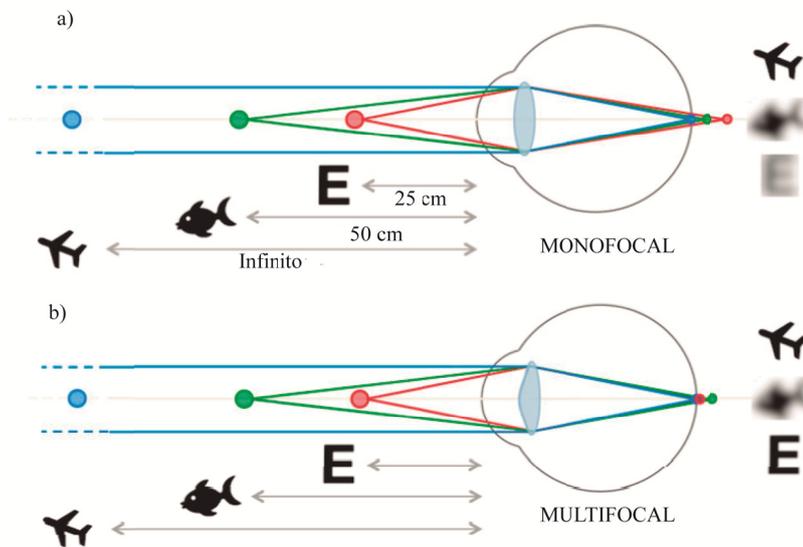


Figura 1.3. Esquema de la formación de imágenes para un ojo con implante de una LIO: a) monofocal que proporciona buena calidad de visión sólo en lejos y b) bifocal que proporciona buena calidad en lejos y cerca.

La primera cirugía de cataratas con implantación de LIO fue realizada en 1949 por el cirujano inglés Harold Ridley (Ridley, 1952). Tras observar como los pilotos de combate toleraban sin dificultades las heridas de fragmentos de las cabinas (hechas de plástico rígido tipo polimetilmetracrilato (PMMA) incrustados en el ojo, diseñó una lente de este mismo material biocompatible. Desde entonces se han desarrollado multitud de diseños monofocales cuyo objetivo además de proporcionar la potencia esférica adecuada, fue el de compensar aberraciones de orden superior de la córnea, como la aberración esférica (Atchison, 1989a; Atchison, 1989b; Lu, 1990) y el coma (Tabernero, 2007). Los avances en nuevos materiales, como la silicona y los acrílicos permitieron la cirugía de microincisión, ya que las lentes pueden ser insertadas en el ojo estando plegadas y a través de una menor incisión (alrededor de 3 mm) permitiendo un menor tiempo de post-operatorio y una cicatrización de la incisión corneal mucho más rápida. Hoy en día, existen múltiples diseños de lentes intraoculares, con las más diversas formas de los hápticos y fabricadas en diferentes materiales (véase la Fig. 1.4).

Actualmente, el procedimiento quirúrgico de implantación de una LIO consiste en la extracción del cristalino mediante facoemulsificación (rotura mediante ultrasonidos) (Linebarger, 1999) y la colocación de la LIO dentro de la cápsula del cristalino, que permanece en el ojo vacía e intacta. En la Fig. 1.5 se muestra una fotografía de un ojo con implante de LIO.

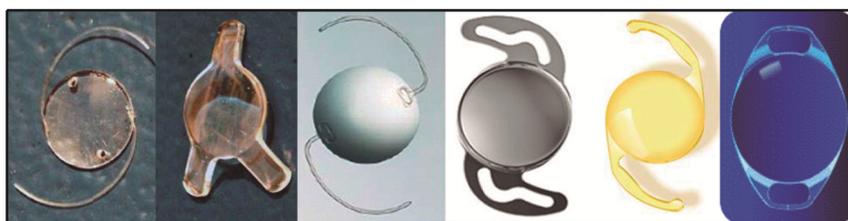


Figura 1.4. Ejemplos de diversos modelos de lentes intraoculares.

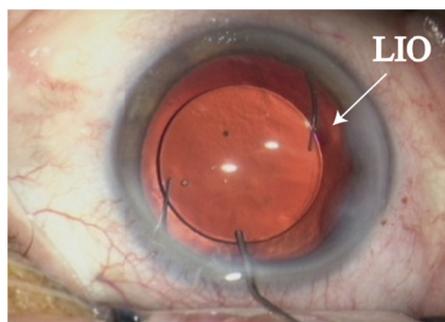


Figura 1.5. *Fotografía de un ojo con implante de LIO.*

Además de las modificaciones de diseño de las LIOs orientadas a la compensación de aberraciones, el desarrollo de nuevos modelos se ha dirigido también a la búsqueda de nuevas funcionalidades como los diseños acomodativos y los multifocales. Las LIOs acomodativas proporcionan buena visión a distintas distancias ya que permiten que la lente ajuste el foco cambiando su posición con respecto a la córnea. Esta última tecnología está basada en que el músculo ciliar de una persona de edad avanzada todavía tiene funcionalidad cosa que no ocurre con el cristalino, ya que con la edad pierde su elasticidad y su capacidad para acomodar. Aprovechando la funcionalidad del músculo ciliar se diseñan lentes intraoculares con hápticos, anclados a dicho músculo, permiten el movimiento de la lente, proporcionando de esta manera diferentes focos. En el mercado existen lentes basadas en esta tecnología y aprobadas por la FDA (Food and Drug Administration), Crystalens (Bausch&Lomb) y 1CU (HumanOptics AG). A diferencia de las lentes acomodativas, las lentes multifocales inducen simultáneamente un foco para visión lejana y otro para visión cercana y es el cerebro el que selecciona la más nítida de las dos y suprime la otra, dependiendo de dónde mire el paciente (Keates, 1987). Los principios ópticos generales que utilizan las LIOs multifocales son la refracción y la difracción. En unas ocasiones será cada fenómeno por separado el que actúe y en otras, la conjunción de ambos. Las lentes refractivas están formadas

por anillos concéntricos que alternan la visión de cerca con la de lejos y esto se consigue variando el radio de curvatura de los diferentes anillos. Las lentes difractivas están formadas por anillos concéntricos donde se tallan unos escalones que permiten que la luz que entre en la lente se difracte creando dos focos, uno para visión de lejos y otro para visión de cerca. Algunos autores (Christie, 1991) proponen el uso de superficies esféricas que aumentan la profundidad de foco para conseguir una cierta multifocalidad.

1.4. Justificación y objetivos.

Como se ha comentado anteriormente, el único tratamiento que existe en la actualidad para restablecer la visión en un ojo afectado de cataratas es la extracción del cristalino cataratoso y su sustitución por una LIO de material inocuo. Las soluciones planteadas hasta ahora, comentadas en el punto anterior no están exentas de inconvenientes por ejemplo, las lentes acomodativas tienen un movimiento limitado y se desconoce con precisión el comportamiento del músculo ciliar después de la operación de cataratas. Aunque existen diferentes diseños, su utilización es aún muy reducida. Por otro lado, las LIOMs han demostrado en estudios clínicos su capacidad para la corrección de la presbicia en ojos pseudofáquicos (Navarro, 1993; Javitt, 2000; Lane, 2006).

Por otra parte, la principal desventaja que presentan las LIOMs respecto a las monofocales es una reducción de la calidad de visión, debido a la pérdida de sensibilidad al contraste y a la presencia de fenómenos como halos (Dick, 1999; Lane, 2006; Ravalico, 1993). La pérdida de contraste es debida a que la energía lumínica que entra en el ojo a través de la pupila se divide entre la que va a formar la imagen de lejos y la que va a formar la imagen de cerca. La presencia de halos es debida a que tanto en visión de lejos como en visión de cerca la imagen enfocada y desenfocada se superponen.

Además, las LIOMs que actualmente se encuentran en el mercado se caracterizan por ser básicamente bifocales y tienen una reducida profundidad de foco. Los diseños refractivos son pupilo-dependientes y cada zona actúa como una lente anular refractiva por lo que son muy sensibles al centrado y a la alineación axial (Knorz, 1994). Adicionalmente, con este tipo de LIOMs se obtiene una visión cercana de peor calidad que la que se obtiene con lentes difractivas (Weghaupt, 1998). Por el contrario, las lentes difractivas presentan una disminución de la sensibilidad al contraste escotópica, especialmente para las frecuencias altas, y una mayor percepción de halos y deslumbramiento respecto a las LIOs monofocales y multifocales refractivas (Pieh, 1998). La visión intermedia es peor que la que se obtiene con lentes refractivas (Walkow, 1997). Debido a su estructura difractiva presentan una dependencia cromática que disminuye la calidad óptica para luz blanca (Lane, 2006).

A diferencia de otras soluciones ópticas al problema de la presbicia, como son las gafas o LC, la implantación de una LIO no es un procedimiento fácilmente reversible e inocuo y por lo tanto es de suma importancia que la LIO a implantar cumpla unos requisitos estrictos de calidad para garantizar la correcta función visual del paciente operado. Además, debido a la gran disparidad de diseños de LIOs que actualmente se encuentran en el mercado es necesario identificar las ventajas y desventajas que presentan cada uno de ellos. Para ello se utilizan ciertas funciones de mérito y su medida se realiza en dispositivos experimentales de manera objetiva. Las Normas internacionales UNE EN ISO 11979-2 y 11979-9, para LIOs monofocales y multifocales respectivamente, se basan en la medida de la función de transferencia de modulación (MTF, del inglés *Modulation Transfer Function*) de un ojo artificial con LIO como parámetro de calidad óptica. Existen numerosos estudios objetivos que caracterizan la calidad de LIOMs, haciendo uso de dicha función en dispositivos experimentales diseñados específicamente (Portney, 1992; Rawer, 2005; Holladay, 1990).

El propósito de la cirugía de la catarata se basa fundamentalmente en dos aspectos: por una parte en corregir la ametropía esférica, provocada por la afaquia, y el defecto refractivo miópico o hipermetrópico previo a la cirugía y por otra parte en evitar la aparición de astigmatismo inducido por la propia operación. El primer punto se puede conseguir con un correcto cálculo de la potencia de la LIO y un posterior implante satisfactorio, sin embargo el astigmatismo continúa siendo una de las principales causas de deterioro visual en el paciente operado de cataratas.

Por otro lado, una vez la LIO es implantada se necesitan métodos objetivos y subjetivos para valorar el éxito de la operación de cataratas y conocer la satisfacción visual del paciente. Los métodos objetivos proporcionan información sobre las aberraciones y permiten realizar evaluaciones del astigmatismo irregular, coma o trefoil después de cirugía de cataratas. Sin embargo, como método subjetivo, la medida de la AV sigue siendo el parámetro más utilizado en las evaluaciones clínicas.

Teniendo en cuenta lo comentado anteriormente, el objetivo fundamental de este proyecto de Tesis es el diseño, fabricación y evaluación de la calidad óptica de una nueva LIOM, con geometría fractal, con una mayor profundidad de foco y menor aberración cromática respecto de las LIOMs que actualmente se encuentran en el mercado. Para la evaluación de la calidad óptica de las LIOMs propuestas se han desarrollado expresamente dos dispositivos experimentales basados en las especificaciones de la Norma UNE ISO 11979-2.

Además, teniendo en cuenta que una vez comenzados los ensayos clínicos será esencial realizar la evaluación de la calidad de imagen que proporcionan a los pacientes las LIOMs propuestas y que, como se ha comentado anteriormente, el astigmatismo inducido es causa de deterioro visual en el paciente operado de cataratas, otro objetivo de este trabajo ha sido conocer y modelizar la relación entre el astigmatismo corneal y el interno. Finalmente, dentro de los métodos para la valoración de la calidad

visual del paciente, un objetivo adicional ha sido obtener un método que permita predecir la AV alcanzada por una persona con un determinado defecto refractivo.

1.5. Estructura del trabajo.

De acuerdo a los objetivos mencionados anteriormente, esta memoria de Tesis está dividida principalmente en dos partes. La primera parte se dedica al diseño y fabricación de LIOMs y en la segunda parte se valora la calidad óptica de los nuevos diseños, siguiendo las especificaciones de las Normas ISO y se realiza un análisis comparativo con algunos diseños comerciales.

En el Capítulo 2 se definen los parámetros ópticos de diseño de las LIOs monofocales y multifocales. Posteriormente se describen las características de las LIOMs comerciales existentes en la actualidad y se presentan las ventajas e inconvenientes de cada modelo.

En el Capítulo 3 se introduce el concepto de lentes difractivas con geometría fractal y se estudian sus propiedades de focalización. Posteriormente, se presenta el nuevo diseño de LIOM fractal, y se estudian los parámetros que condicionan las propiedades de focalización en función del diámetro pupilar.

En el Capítulo 4 se establecen los métodos experimentales que se han usado en el desarrollo de esta Tesis para la caracterización óptica de las LIOMs. Se describen los cuatro métodos usados; dos de ellos basados en instrumentos comerciales y los otros dos diseñados expresamente para tal fin. Se describen las prestaciones y limitaciones de cada uno de ellos.

En el Capítulo 5 se comparan los parámetros ópticos del prototipo diseñado con el fabricado. Posteriormente, se presentan los resultados de calidad óptica obtenida para las LIOMs fractales propuestas, haciendo uso de los dispositivos descritos en el Capítulo 4. Se comparan los resultados

obtenidos con los que se obtienen con las LIOMs comerciales. Por último, se presentan las técnicas subjetivas y objetivas para la valoración de la calidad visual, las cuales serán de utilidad cuando se comiencen con los ensayos clínicos en sujetos implantados con LIOs y se propone una regla de Javal generalizada que permite establecer una relación entre el astigmatismo corneal y el interno.

Finalmente, en las conclusiones generales expuestas en el Capítulo 6 se comentan brevemente los logros alcanzados y se proponen sugerencias y perspectivas de futuro que ofrece este trabajo.

CAPÍTULO 2:

Las lentes intraoculares.

2.1. Introducción.

Las LIOMs se pueden dividir en función de la tecnología implicada en su diseño (Davison, 2006) en dos grandes categorías: lentes refractivas y difractivas. La refracción de un haz luminoso consiste en el cambio que se produce en su dirección de propagación, al pasar de un medio con un determinado índice de refracción a otro cuyo índice de refracción es diferente. Las LIOMs que se diseñan teniendo en cuenta este principio utilizan un método refractivo multizonal, es decir, anillos concéntricos que se alternan con potencias para la visión de cerca y de lejos. Esto se consigue variando el radio de curvatura de los diferentes anillos. La difracción es una propiedad fundamental de todo fenómeno ondulatorio y, en el caso de la radiación luminosa, se observa cuando un haz de luz encuentra a su paso un obstáculo o abertura que limitan su extensión. Las LIOMs difractivas están formadas por anillos concéntricos donde se tallan unos escalones que permiten que la luz que entre en la lente se difracte creando dos focos, uno para visión de lejos y otro para visión de cerca. Las lentes híbridas utilizan los dos principios ópticos de refracción y difracción para formar los focos independientes, de lejos y de cerca. A pesar de esta clasificación, no existe una lente puramente “refractiva” ni puramente “difractiva”; los fenómenos de difracción pueden jugar un papel importante en las lentes refractivas (Fiala, 1999) y las zonas de una lente difractiva tienen que cumplir ciertas condiciones de refracción (Fiala, 2000).

En este capítulo se explican los parámetros básicos de diseño de LIOs monofocales y multifocales y se describen las características de las LIOMs que actualmente se encuentran en el mercado. Por último se

analizan las ventajas e inconvenientes que presentan cada uno de los modelos.

2.2. Parámetros de diseño.

El diseño de una lente intraocular requiere seleccionar diversos parámetros ópticos de la misma, tales como la forma de sus superficies (radios de curvatura anterior y posterior), el espesor, el diámetro y el material. Además existen otros factores no ópticos a tener en cuenta tales como las dimensiones y flexibilidad de la LIO, que permiten una reducción de la incisión corneal dando como resultado menores aberraciones corneales, la forma de los bordes de la lente, que deben ser rectos para evitar la opacidad de la cápsula posterior del cristalino, y la angulación, geometría y forma de los hápticos que permiten un correcto posicionamiento y una estabilidad dentro de la cápsula evitando descentramientos e inclinaciones. Como el objetivo de esta Tesis es el diseño y caracterización de la calidad óptica de un nuevo tipo de lente multifocal, en este apartado se van a describir los parámetros ópticos de diseño, que son necesarios tener en cuenta a la hora de la fabricación.

2.2.1. Especificaciones de las lentes monofocales.

Una LIO monofocal se define matemáticamente por medio de los radios de curvatura de las superficies anterior y posterior. Para su diseño hay que tener en cuenta el material (que determina el índice de refracción de la LIO) y la potencia total que se quiere conseguir. En la Fig. 2.1 se muestra un esquema de los parámetros de la zona óptica de una LIO monofocal. El espesor en el centro normalmente no se tiene en cuenta a la hora del diseño porque está generalmente condicionado por consideraciones geométricas y toma valores entre 0.7 mm y 1.2 mm. El diámetro de la zona óptica es de 6 mm y el diámetro total suele estar alrededor de 12 mm.

Las superficies de la LIO pueden ser esféricas o esféricas. Para optimizar la calidad óptica en el eje, el procedimiento habitual de diseño (Lu, 1990; Norrby, 2003) consiste en:

- 1) Evaluación del factor de forma (función de los radios de curvatura) para optimizar el foco paraxial.
- 2) Minimización de la aberración esférica dotando de asfericidad a una o a las dos caras de la LIO.

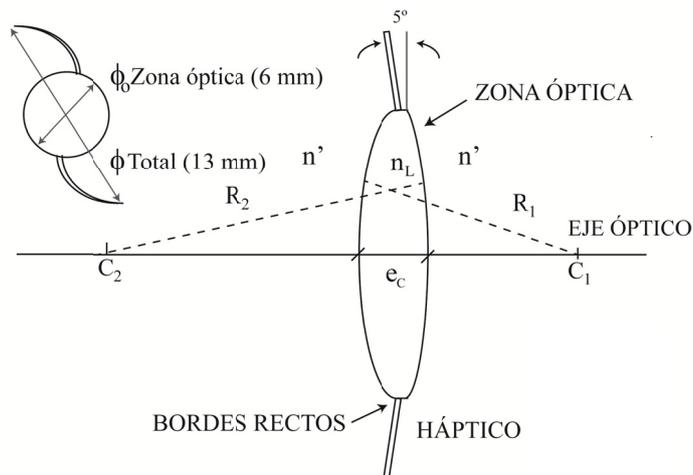


Figura 2.1. Esquema de una LIO monofocal donde e_c es el espesor de centro de la lente n' y n_L son los índices de refracción del medio circundante y de la LIO respectivamente y R_1 y R_2 son los radios de curvatura de la superficie anterior y posterior respectivamente. Por convenio, el radio es positivo si el centro de curvatura C de la superficie se encuentra a la derecha de la misma. Se muestra también el diámetro ϕ total y el de la zona óptica ϕ_o .

La geometría de una lente esférica se describe por el factor de forma, definido como la relación de radios de la superficie anterior y posterior mediante la expresión (Atchison, 1989a)

$$X = \frac{R_2 - R_1}{R_2 + R_1}. \quad (2.1)$$

Este parámetro es importante porque la cantidad de aberración esférica de una lente con superficies esféricas depende básicamente de este factor y del factor de posición definido por

$$Y = \frac{S + S'}{S - S'}, \quad (2.2)$$

donde S representa la distancia objeto y S' la distancia imagen medidas ambas desde el plano de la LIO. El factor de posición está relacionado con las características del ojo en que se va a ser implantada, dado que el objeto para la LIO es la imagen dada por la córnea del objeto que realmente está siendo observado. Es decir, en el caso de las LIOs dicho factor depende de la potencia de la córnea, la posición de la lente en el ojo y la longitud axial del globo ocular.

En la Fig. 2.2 se muestra la relación entre la geometría de la LIO y el factor de forma de la misma. Existen diversos estudios que analizan dicha relación (Atchison, 1989a; Atchison, 1989b) y los resultados obtenidos demuestran que el factor de forma óptimo para reducir la aberración esférica se encuentra entre 0 (lente equiconvexa) y +1 que corresponde a una lente plano convexa con la superficie convexa hacia la córnea. Estos resultados se pueden comprobar fácilmente con programas de trazado de rayos comercial (como, por ejemplo, ZEMAX®, OSLO® y CODE V®) evaluando el coeficiente de aberración esférica para diferentes formas de LIOs y el mismo factor de posición.

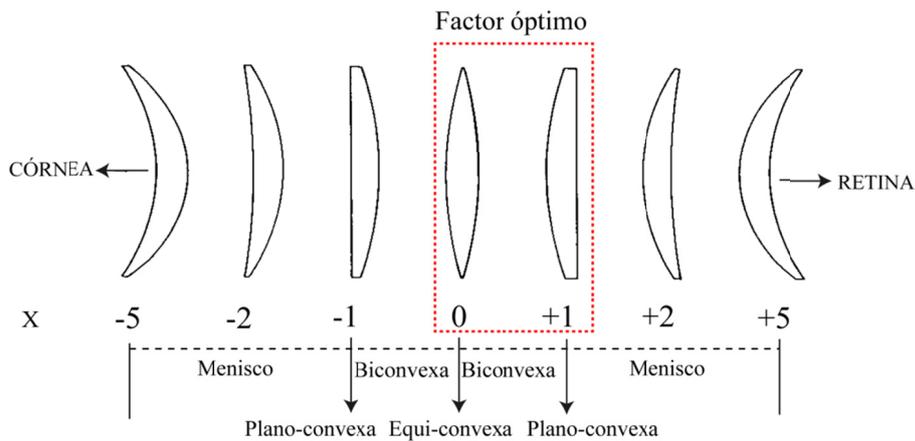


Figura 2.2. Relación entre el factor de forma, X , y la geometría de una lente monofocal. En el cuadro rojo se muestran las formas de la lente que proporcionan valores de aberración esférica más bajos.

Los diseños de LIOs esféricas tienen como finalidad compensar la aberración esférica positiva de la córnea (cuyo valor medio de asfericidad en la población es $Q=-0,26\pm 0,18$) (Kiely, 1982). La asfericidad puede ser considerada en la cara anterior, en la posterior o en ambas. El perfil de una superficie esférica se expresa como

$$z = \frac{r^2}{R + [R^2 - (1-Q)x^2]^{1/2}} + a_1 r^2 + a_2 r^4 + a_3 r^6, \quad (2.3)$$

donde z y r son las coordenadas axial, ságit, y radial (dadas en mm) respectivamente de la posición de un punto de la superficie de la lente, R es el radio de curvatura en el vértice de la lente (en mm), Q es el coeficiente de asfericidad (adimensional), a_1 es el coeficiente esférico de segundo orden (en mm^{-1}), a_2 es el coeficiente esférico de cuarto orden (en mm^{-3}), a_3 es el coeficiente esférico de sexto orden (en mm^{-5}). Para el cálculo del coeficiente de asfericidad y del resto de coeficientes esféricos se utilizan los programas de trazado de rayos comerciales citados anteriormente, que permiten

optimizar las superficies para una función de mérito determinada previamente.

En la Tabla 2.1 se resumen los parámetros de diseño de una LIO. Se muestran las expresiones de cálculo de los radios de curvatura de las dos superficies en función del factor de forma X y la potencia total que se quiere conseguir. Como se observa en la Tabla 2.1, la potencia de una lente refractiva es proporcional a $n_L - n'$. Sin embargo, el índice de refracción de la lente, n_L , no es constante con la longitud de onda y aumenta cuando disminuye ésta. De ahí, que la longitud focal para el color azul es más corta que para el rojo. Esto se llama aberración cromática axial o longitudinal.

Un factor importante para el diseño de una LIO es el material utilizado para la fabricación que debe ser biocompatible y mantenerse indefinidamente estable e inerte en el interior del ojo. Los materiales de las lentes intraoculares se dividen en dos grupos: polímeros acrílico/metacrilatos y elastómeros de silicona (Chehade, 1997). El primer grupo incluye las lentes rígidas de PMMA y las lentes blandas acrílicas y de hidrogel. Difieren en el índice de refracción, contenido de agua, comportamiento en plegado y desplegado, y propiedades de superficie. Las lentes del segundo grupo tienen flexibilidad mecánica y dependiendo del grupo orgánico asociado, varían sus índices de refracción, la resistencia mecánica, y la transparencia. Actualmente la mayoría de la LIOs están dotadas de un filtro amarillo para prevenir el paso de los rayos ultravioletas del sol y ayudar a proteger a la retina de dicha radiación que provoca degeneración en la mácula que, como ya se ha explicado en el Capítulo 1, es el área central de la retina donde se encuentra la mayor concentración de fotorreceptores y por tanto, el punto de mayor sensibilidad y agudeza visual.

PARÁMETROS DE ENTRADA	
<ul style="list-style-type: none"> - Potencia total de la LIO: P_L - Espesor en el centro: e_c - Material de la LIO: n_L - Medio circundante: n' - Factor de forma: X 	$P_L = P_1 + P_2 - \frac{e_c}{n_L} P_1 P_2,$ <p>donde P_1 y P_2 se expresan como</p> $P_1 = \frac{n_L - n'}{R_1}; P_2 = \frac{n' - n_L}{R_2}.$ <p>El factor de forma se obtiene con la Ec. 2.1.</p>
PARÁMETROS DE SALIDA	
Tipo de superficie	
Esférica	Asférica
<ul style="list-style-type: none"> - Radios de curvatura, R_1 y R_2, calculados a partir de P_L y X : $R_1 = \frac{2(n_L - n')}{P_L} \frac{1}{(X - 1)},$ $R_2 = \frac{2(n_L - n')}{P_L} \frac{1}{(X - 1)}.$	<ul style="list-style-type: none"> - Radios de curvatura en el vértice, R_1 y R_2, son los mismos que para una superficie esférica. - Valores de asfericidad, Q_1 y Q_2, calculados a partir de la expresión $z = \frac{r^2}{R + [R^2 - (1 - Q)x^2]^{1/2}}.$

Tabla 2.1. Resumen de los parámetros de diseño de una LIO monofocal en función del tipo de superficie que se quiere conseguir (esférica o asférica).

2.2.2. Especificaciones de las lentes multifocales.

Las LIOMs responden a diferentes especificaciones dependiendo de su principio de funcionamiento. Las lentes multifocales refractivas están formadas por anillos concéntricos que alternan la visión de cerca con la de lejos. Por ello, los parámetros más importantes de diseño son: el número de anillos que se alternan para la visión de lejos y de cerca y la distribución de los mismos dentro de la zona óptica, b . Para conseguir la potencia de cerca P_C , en la superficie anterior o posterior hay que definir un nuevo radio de curvatura R_3 que se alterna con el radio para visión de lejos R_2 . En la Fig. 2.3 se muestra el esquema de una lente multifocal refractiva. Los radios R_1 y

R_2 determinan la P_L y se calculan a partir de las expresiones de la Tabla 1 (superficie esférica). La P_C se calcula a partir de la combinación de los radios R_1 y R_3 . La diferencia entre ambas potencias determina el valor de la Adición Ad necesaria para ver objetos cercanos.

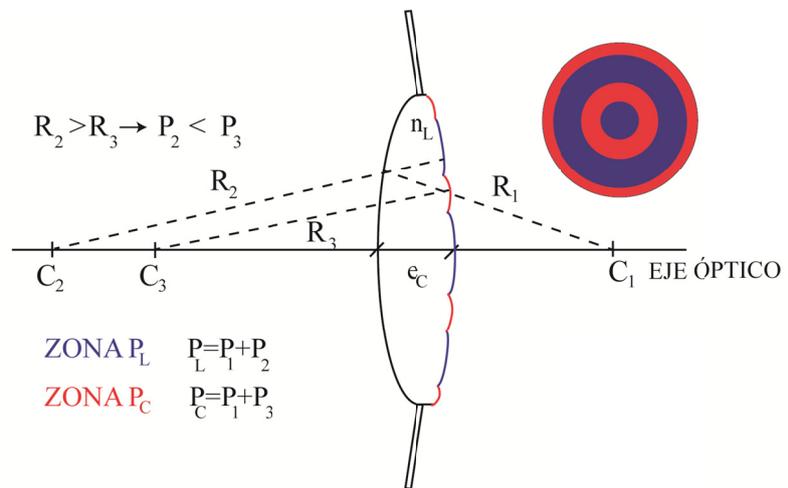


Figura 2.3. Esquema de las superficies de una lente refractiva. Las diferentes zonas de refracción sobre la segunda superficie tienen diferente radio de curvatura. En azul se muestra el radio para visión de lejos y en rojo para visión de cerca. P_L representa la potencia de lejos y P_C la potencia de cerca. La diferencia entre ambas potencias es la Adición.

A diferencia de las lentes refractivas, una lente difractiva está formada por una serie de anillos concéntricos de ancho decreciente e igual área, por lo que su función de transmitancia es periódica en r^2 , es decir, se trata de una placa zonal (PZ) (Moreno, 1997). En el caso más sencillo una PZ binaria de amplitud está constituida por un conjunto de anillos transparentes y opacos cuyo radio i -ésimo viene determinado por $r_i = \sqrt{i}r_0$,

donde r_0 es el radio de la primera zona. Un elemento óptico de estas características tiene propiedades de focalización debido a la interferencia constructiva que se produce entre el campo transmitido por las diferentes zonas. Si una PZ es iluminada con una onda plana monocromática de longitud de onda λ , en el punto axial P, las ondas que emergen de cada una de las zonas estarán en fase, si la diferencia de camino óptico es un múltiplo entero N de longitudes de onda (véase la Fig. 2.4). De este modo, se puede calcular el radio r_i de cada zona i -ésimo haciendo uso de la expresión

$$r_i^2 + f^2 = (f + N\lambda)^2. \quad (2.4)$$

En la mayoría de los casos la λ es pequeña, por lo que $N\lambda \ll f$ y el tamaño de las zonas se determina como

$$r_i^2 = 2fN\lambda. \quad (2.5)$$

Como se ha comentado anteriormente, una PZ es periódica en r^2 , de manera que al iluminarla con una onda plana monocromática dará lugar a una serie de ondas esféricas que convergerán o divergirán de puntos tales que (véase la Fig. 2.4)

$$f_m = \frac{p}{2m\lambda}, \quad (2.6)$$

donde p es el periodo en r^2 . Para $m = \pm 1$ se obtiene el foco principal o simplemente foco de la placa zonal y para $m \neq \pm 1$ se obtienen las distancias focales secundarias. Entonces, para un objeto en el infinito, la PZ va a producir concentraciones de luz en varios puntos del eje, o sea, va a tener varios focos reales (para $m > 0$) y virtuales (para $m < 0$). La luz no difractada que pasa a través de la PZ forma el orden cero ($m = 0$). De la Ec. 2.6 se deduce que las PZs van a estar afectadas de aberración cromática, que en este caso será resultado del fenómeno de difracción y no de la dependencia del índice de refracción con la longitud de onda, como sucede

con las lentes refractivas. Ahora, al contrario que en las lentes refractivas, la distancia focal para el color rojo es más corta que para el color azul.

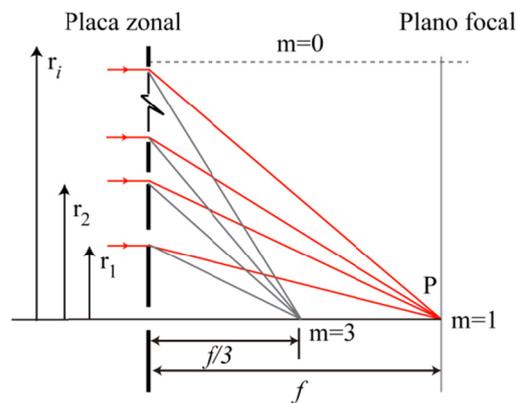


Figura 2.4. Esquema de funcionamiento de una PZ.

En ciertas aplicaciones, como en oftalmología, las PZs de amplitud no son útiles porque se pierde mucha luz por absorción. Sin embargo, se pueden conseguir las mismas propiedades de focalización con elementos transparentes denominados PZs de fase que avanzan o retardan la fase de una radiación incidente en π debido al perfil particular que poseen. Tanto las PZs de amplitud como las de fase presentan una simetría en la repartición de energía entre los focos reales y virtuales. Sin embargo, lo ideal sería tener un elemento óptico que focalizase toda la luz incidente en un sólo foco y que por lo tanto permitiese un aumento de la eficiencia de difracción. A este tipo de elementos se les denomina lentes difractivas Kinoform cuya transmitancia se caracteriza por un perfil de fase radial cuadrático en forma de dientes de sierra (red blazé), siendo 2π el cambio de fase máximo que producen, que equivale a una longitud de onda, de manera que la luz incidente es dirigida al primer orden de difracción (véase la Fig. 2.5a). El

tamaño de las zonas y la posición del foco de la lente Kinoform vienen dados por las Ecs. 2.5 y 2.6 respectivamente. Si por el contrario el cambio de fase máxima que introducen es π , los anillos tendrán una altura máxima de $\lambda/2$ y la energía será igualmente repartida entre ambos órdenes. Para otros valores de cambio de fase la energía será repartida asimétricamente entre el orden cero (foco de lejos) y el orden +1 (foco de cerca). En la Figura 2.5 se muestra la distribución de energía en función del cambio de fase que introduce.

Al igual que en las PZs, en las lentes difractivas, los escalones tallados en una de las superficies proporcionan el valor de la Adición que depende de la separación entre los mismos, es decir, del periodo (véase la Ec. 2.6) y la altura de los escalones determina la distribución de energía entre los diferentes órdenes, foco de lejos y de cerca (véase la Fig. 2.5).

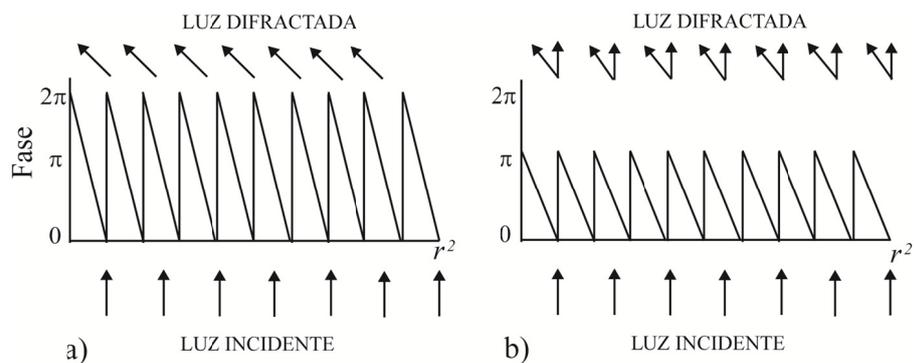


Figura 2.5. Distribución de energía entre el orden 0 y el orden 1 en función del perfil. Las figuras representan redes con diferentes cambios de fase: en a) es de 2π radianes y en b) es de π radianes.

En la Fig. 2.6c se muestra la combinación de una lente refractiva (Fig. 2.6a) con una difractiva (Fig. 2.6b). Se observa que se desplazan los focos de la lente difractiva según la potencia de la lente refractiva (determinada por los radios de curvatura e el índice de refracción). De esta manera, el orden 0 es focalizado generando el foco para visión de lejos. Además, la combinación de ambos elementos permite compensar la aberración cromática ya que la dispersión de la lente difractiva es de signo opuesto a las lentes refractivas, tal y como se ha comentado anteriormente.

Las lentes difractivas están diseñadas para trabajar en una longitud de onda específica, la de diseño, λ_0 . De manera que si este tipo de elementos difractivos son iluminados con una longitud de onda λ diferente a la de diseño, la distancia focal cambiará y la eficiencia se verá reducida (Portney, 2011). El valor de la nueva focal vendrá determinado por

$$f_\lambda = \frac{\lambda_0}{\lambda} f_{\lambda_0}, \quad (2.7)$$

donde f_{λ_0} es la focal para la longitud de onda de diseño. La eficiencia en difracción η se verá reducida porque la altura de los escalones está optimizada para la longitud de onda de diseño. La η para cada orden m -ésimo se determina como

$$\eta = \sin^2(m - \alpha), \quad (2.8)$$

con $m=0$ para el foco de lejos y $m=1$ para el foco de cerca y α es la altura de la fase. En las lentes difractivas α depende de la longitud de onda $\alpha = (\lambda_0/\lambda)\alpha_{\lambda_0}$.

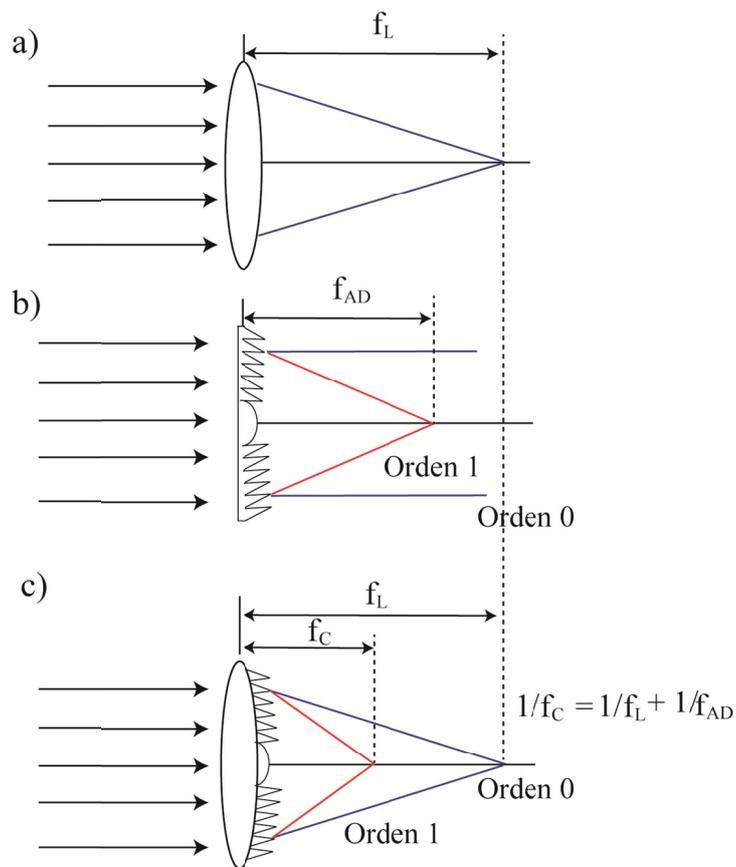


Figura 2.6. a) Lente refractiva. b) Comportamiento de una lente difractiva donde el orden 0 se encuentra en el infinito. c) Comportamiento de una lente formada por una base refractiva más una parte difractiva. El orden 0 se encuentra en el foco que proporciona la parte refractiva.

2.3. Características de las Lentes Intraoculares Multifocales comerciales.

Dentro de los diseños refractivos hay diferentes tipos dependiendo del número de zonas o anillos que tengan. Podemos encontrar lentes con 2 (NuVue de Iolab®), 3 (True Vista de Storz®), 5 (ReZoom de Amo®) y 7 (Adamoted®) anillos.

La lente ReZoom® (Advanced Medical Optics AMO) es la lente refractiva más utilizada en la práctica clínica. Está formada por 5 anillos refractivos concéntricos, de manera que las zonas 1, 3 y 5 corresponden a la visión de lejos y las zonas 2 y 4 corresponden a la visión de cerca (véase la Fig. 2.7). La adición es de 3.5 D en el plano de la LIO. La zona de transición entre las diferentes áreas refractivas, que proporciona visión intermedia, es de geometría esférica. Para pupilas pequeñas (visión fotópica) la luz incide sólo en la zona central de la lente destinada a visión de lejos, en cambio para visión escotópica (mayor tamaño de pupila) la luz es distribuida por las diferentes zonas que componen la lente.

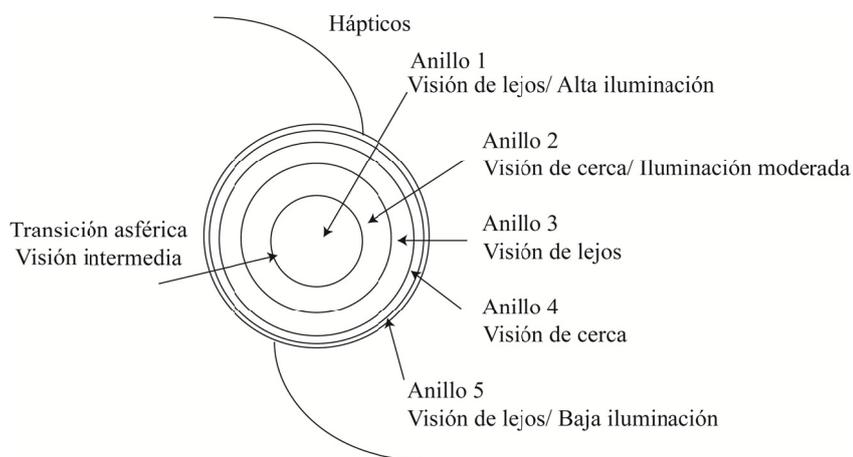


Figura 2.7. Distribución de anillos en la lente ReZoom.

Dentro de los diseños difractivos hay diferentes tipos dependiendo de si la zona difractiva se encuentre en toda la superficie de la zona óptica o en parte de ella. Como se puede comprobar todas tienen un diseño híbrido formado por la combinación de una lente refractiva con una difractiva.

La lente TECNISZM900® (Advanced Medical Optics AMO) es una lente multifocal híbrida. Se caracteriza por presentar una cara anterior prolata (superficie esférica) que permite corregir 0,27 μm de aberración esférica positiva de la córnea. En su cara posterior se encuentran 32 anillos distribuidos en los 6 mm de la zona óptica formando la superficie difractiva multifocal (véase la Fig. 2.8a). La altura de los 32 anillos es igual en cualquier posición radial (2.034 μm). Sin embargo, la separación entre ellos no es constante y depende de la posición radial r (véase la Fig. 2.8b). Tiene un $\alpha=0.5$, de manera que la energía es igualmente repartida entre ambos focos (41% a cada foco). Proporciona una adición de 4D en el plano de la LIO.

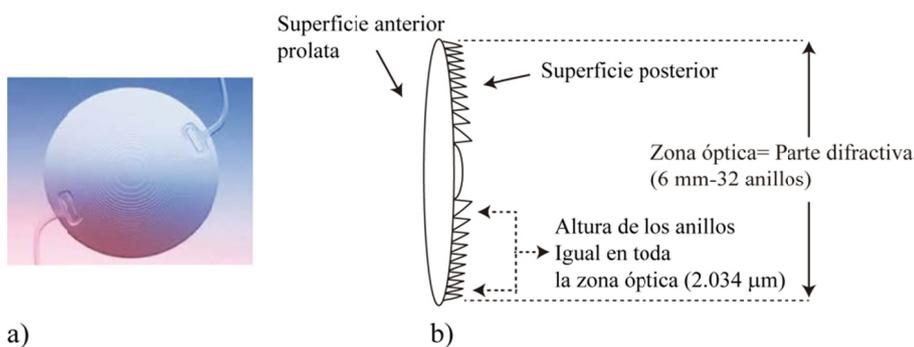


Figura 2.8. a) Distribución de anillos en la lente Tecnis. b) Perfil de la lente Tecnis.

La lente Restor AcrySof SN60WF® (Alcon Laboratories) es una lente intraocular multifocal con un diseño difractivo-refractivo que proporciona mejoras en el control de distribución de la energía. La asfericidad de su cara anterior permite corregir 0.20 μm de aberración esférica positiva de la córnea. La adición es de 4.0D en el plano de la LIO. En su cara anterior se encuentra la superficie difractiva multifocal compuesta por 12 anillos distribuidos en 3.6 mm de diámetro de zona óptica y hasta los 6 mm de diámetro de zona óptica está formada por una superficie refractiva destinada a la visión de lejos. En la Fig. 2.9a se muestra un esquema de las características. La altura de los anillos disminuye desde 1.3 μm en el centro hasta 0.2 μm en la periferia. Esta característica óptica tan especial se denomina “apodización” y permite que el balance de energía entre los dos focos varíe con el tamaño de la pupila de manera consistente con la respuesta natural de la misma (Davison et al. 2006). En la Fig. 2.9b se muestra la distribución de energía en función de la altura de los escalones. Se observa que en la zona central (pupilas pequeñas) la altura del anillo es tal que introduce un cambio de fase π por lo que la distribución de energía entre los dos focos es simétrica (40% de energía incidente a cada uno de los focos). Según aumenta el diámetro pupilar, la altura de los escalones expuestos disminuye progresivamente originando que una mayor distribución de la luz se dirija al foco de lejos y menos al de cerca. Además la porción más periférica de la lente no tiene estructura difractiva, sino refractiva, de manera que toda la energía es dirigida el orden 0 (foco de lejos). Esto resulta en una dominancia de la visión de lejos en situaciones escotópicas

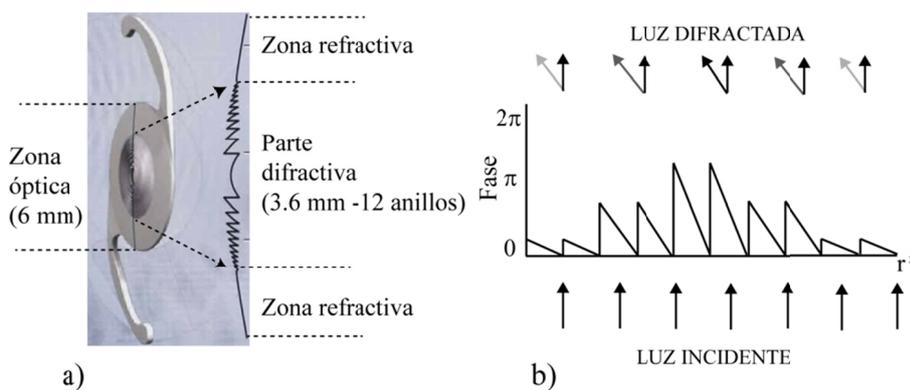


Figura 2.9. a) Perfil de la lente Restor donde se muestra la parte difractiva formada por 12 anillos distribuidos en 3.6 mm de zona óptica. Se observa que la altura de los anillos no es igual en toda la superficie. b) Distribución de energía en función de la altura de los escalones (concepto de apodización).

Las lentes Acri.Twin® 737D/733D y 447D/443D son lentes gemelas bifocales híbridas. La diferencia entre ambas es el diseño y el material de las mismas. Ambos grupos de lentes distribuyen la luz focalizada en cada ojo de diferente manera: la 737D y la 447D distribuyen la luz con una mayor dominancia en el foco lejano aportándole a éste un 70% de la energía lumínica total y un 30% de la luz al foco de cerca, mientras que la 733D y la 443D tan sólo un 30% al foco de lejos y el 70% restante al foco de cerca. La lente con mayor difracción para visión lejana (737D y 447D) se implantará en el ojo dominante, mientras que la de mayor difracción para visión cercana (733D y 443D) se implantará en el ojo contralateral. La adición para el foco de cerca es de +4.00 D en el plano de la LIO.

La lente Acri.Lisa® (Carl Zeiss) es una lente intraocular híbrida con perfil esférico para compensar la aberración esférica positiva de la córnea. A diferencia de las LIOs difractivas, con escalones, la superficie anterior de

esta lente está dividida en un conjunto de zonas anulares, las cuales se dividen a su vez en dos sub-zonas, zonas principales y zonas de fase (véase la Fig. 2.10a). Las zonas de fase, de un menor tamaño que las zonas principales, asumen la función de los escalones de las LIOs difractivas convencionales, es decir, introducen un desfase π entre dos zonas principales consecutivas. De esta manera se produce la interferencia difractiva que produce la multifocalidad en la lente. Por lo tanto, la lente presenta dos focos, uno refractivo debido a la potencia media de todas las zonas (orden 0) y otro difractivo debido a la interferencia constructiva entre las distintas sub-zonas principales de la lente (orden 1) (Fiala, 2003). El tamaño de las zonas de fase permite controlar el reparto de energía entre los dos focos de la lente. La lente Acri.Lisa presenta una distribución de energía asimétrica independiente del tamaño pupilar, donde el 65% de la luz se dirige al foco de lejos y el 35% restante al de cerca. El valor de la adición es de 3.75D en el plano de la LIO. En la Fig. 2.10b se muestra un esquema de funcionamiento de la lente

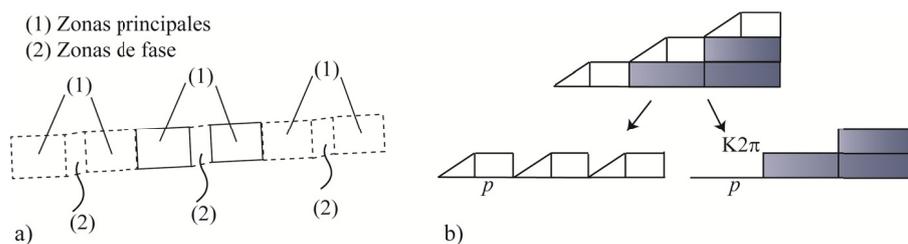


Figura 2.10. a) Vista topográfica de la LIO Acri.LISA donde se muestran las zonas principales y las zonas de fase. b) Esquema de funcionamiento de la lente AcriLisa, la cual se puede descomponer en una zona periódica (o zona blaze) de periodo p y una escalera incremental (zonas representadas en gris). Estas zonas en gris introducen un cambio de fase π para $K=0.5$, donde K es el número de veces 2π que introduce cada escalón.

Como se ha comentado en el Capítulo 1, las LIOMs tanto refractivas como difractivas presentan una reducción de la calidad de visión debido a la pérdida de sensibilidad al contraste (SC) y a la presencia de fenómenos como halos y deslumbramientos (Dick, 1999; Lane, 2006; Ravalico, 1993). La pérdida de contraste es debido a que la energía lumínica que entra en el ojo a través de la pupila tiene que dividirse entre los focos de lejos y cerca. La presencia de halos es debida a la visión simultánea de manera que en el plano de retina aparecen dos imágenes una enfocada y la otra desenfocada. La Fig. 2.11 muestra un esquema de este efecto.

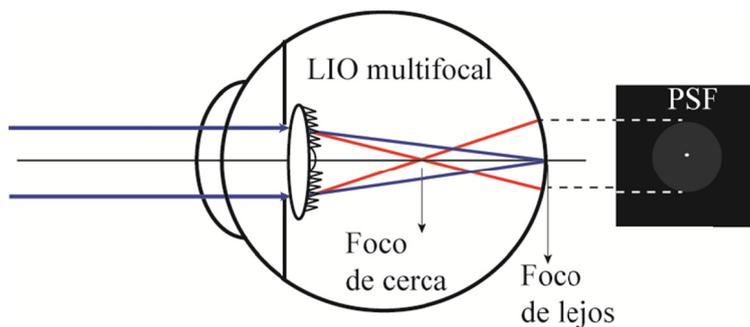


Figura 2.11. Esquema de funcionamiento de una LIO multifocal.

Además de la presencia de halos y pérdida de sensibilidad al contraste, las LIOMs que se encuentran actualmente en el mercado se caracterizan por ser básicamente bifocales, y tienen una reducida profundidad de foco. Los diseños refractivos son pupilo-dependientes y muy sensibles al centrado y a la alineación axial (Knorz, 1994). Además, proporcionan una visión cercana de peor calidad que la que se obtiene con lentes difractivas (Weghaupt, 1998). Por el contrario, las lentes difractivas

presentan un cromatismo que disminuye la calidad óptica para luz blanca (Lane, 2006) y producen una mayor percepción de halos y deslumbramientos (Pieh, 1998). En este tipo de lentes la visión intermedia es peor que la que se obtiene con lentes refractivas (Pieh, 1998).

En la Tabla 2.2 se resumen las características más relevantes de cada diseño

LENTE	Tecnis	ReSTOR	Acri.Twin	Acri. LISA
Material (índice de refracción)	Silicona (n=1.46)	Acrílico (n=1.47)	Silicona (n=1.43)	Acrílico (n=1.47)
Estructura Difractiva	Cara Posterior (32 anillos distribuidos en 6 mm).	Cara anterior (12 anillos distribuidos en 3,6 mm y hasta los 6.0 mm zona refractiva para la visión de lejos).	Cara anterior	Zonas principales que generan la multifocalidad debido a que la altura del perfil es π .
Distribución de la luz	Distribución simétrica 50% lejos/ 50% cerca (Altura de los anillos 2,034 μm en toda la zona óptica).	Apodizada. Depende del tamaño de la pupila. (Reducción de la altura de los anillos: 1.3 μm en el centro hasta 0.2 μm en la periferia).	733 D ojo no-dominante (30% lejos/70% cerca). 737D ojo dominante (70% lejos/30% cerca).	Distribución asimétrica 65% lejos/35% cerca
Tipo de superficie	Cara anterior esférica (superficie prolata) Aberración esférica negativa -0.27 μm .	Cara posterior esférica Aberración esférica negativa -0.20 μm .	Cara posterior esférica (superficie prolata) Aberración esférica negativa -0.20 μm .	Cara anterior esférica. Aberración esférica negativa -0.26 μm .
Adición plano LIO/Adición plano corneal	4D/ 2,85 D	4D/ 3.2 D	4D/ 3.2 D	3.75D/ 3 D

Tabla 2.2. Resumen de las características de las LIOMs difractivas.

CAPÍTULO 3:

Diseño de nuevas lentes intraoculares multifocales.

3.1. Introducción.

Como se ha dicho en el Capítulo anterior, las LIOMs que se encuentran actualmente en el mercado son básicamente bifocales y tienen una reducida profundidad de foco. Los diseños refractivos son pupilo-dependientes y muy sensibles al centrado y a la alineación axial. Además proporcionan una visión cercana deficiente. Por otro lado, las lentes difractivas presentan una aberración cromática mayor que las refractivas que disminuye la calidad óptica para luz blanca y presentan una mayor percepción de halos y deslumbramientos. Esto evidencia que la LIOM que ofrece las mejores prestaciones posibles todavía no ha sido diseñada.

En este capítulo, se presenta el diseño de nuevas LIOMs basadas en geometrías fractales y se estudian sus propiedades de focalización. En primer lugar se describen las lentes difractivas que han dado origen a las mismas. Posteriormente, se describe un nuevo diseño de LIOM híbrida con geometría fractal que pretende solventar algunos de los inconvenientes que presentan las LIOMs comerciales, comentados en el Capítulo anterior. Se definen y explican los parámetros de diseño y el proceso de fabricación.

3.2. Lentes difractivas fractales.

Las placas zonales fractales (PZFs) son un nuevo tipo de PZs desarrollado por nuestro equipo de investigación (Saavedra, 2003). Éstas se caracterizan porque en su diseño la estructura periódica de las PZs convencionales es sustituida por una estructura fractal, como por ejemplo, el conjunto de Cantor triádico cuya generación se muestra en la Fig. 3.1a. La

estructura se genera a partir de una barra de longitud unidad llamada: *iniciador* ($S=0$). En la primera etapa de generación del fractal ($S=1$), el segmento inicial ($S=0$) se divide en tres partes iguales de longitud $d=1/3$ y se elimina la parte central. En las etapas sucesivas $S=2,3$, etc. el proceso se repite en cada una de las partes resultantes. Es fácil observar que para un determinado valor de S hay 2^S segmentos de longitud $d=3^{-S}$ con 2^S-1 huecos intercalados (gaps). El sistema resultante se puede entender como una estructura cuasi periódica de periodo equivalente $\Lambda = 2 \cdot 3^{-S}$ en el que algunos segmentos han sido eliminados. Esta estructura fractal representa la transmitancia de la lente en la variable radial cuadrática, r^2 , donde los segmentos blancos representan zonas transparentes y los huecos zonas opacas. Después de un cambio de variable de r^2 a r , la PZF se obtiene rotando la estructura fractal alrededor de uno de sus extremos. En la Fig. 3.1b se muestra una PZF construida a partir del conjunto de Cantor triádico para $S=3$. Se observa que una PZF se puede entender como una placa zonal convencional donde algunas zonas han sido eliminadas. En la Fig. 3.1c se muestra la irradiancia axial proporcionada por la PZF de la Fig. 3.1b. Para el cálculo de la irradiancia axial se ha considerado la teoría escalar de la difracción dentro de la aproximación de Fresnel. Esta aproximación permite determinar la irradiancia producida en un punto del eje óptico por un sistema óptico con una pupila con simetría de revolución $p(r_0)$, donde r_0 es la coordenada transversal en el plano de la lente. Para simplificar los cálculos la función pupila se expresa en términos de una nueva variable $\zeta = (r_0/a)^2$ redefiniendo la transmitancia como $p(r_0) = q(\zeta)$, donde a es la extensión máxima de la pupila. La irradiancia en función de la distancia z medida desde el plano de la pupila, viene dada por

$$I(z) = \left(\frac{2\pi}{\lambda z} \right)^2 \left| \int_0^a q(\zeta) e^{\frac{-j\pi}{\lambda z} a^2 \zeta} d\zeta \right|^2, \quad (3.1)$$

donde λ es la longitud de onda de la luz empleada. En la Fig. 3.1c se observa que la lente presenta múltiples focos a lo largo del eje óptico y que la estructura interna de los mismos posee un perfil fractal que reproduce la autosimilitud de la propia lente (Saavedra, 2003; Furlan, 2003).

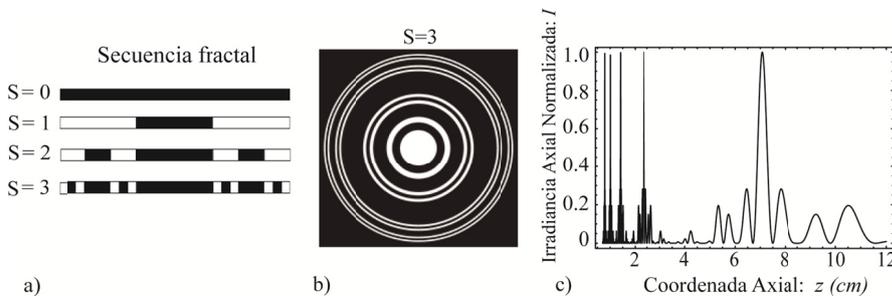


Figura 3.1. a) Esquema de generación del Conjunto de Cantor para $S=1, 2$ y 3 . b) Placa zonal Fractal para $S=3$. c) Irradiancia axial normalizada vs. coordenada axial obtenida para PZF de orden $S=2$. Para el cálculo de la irradiancia se utiliza: $\lambda=633$ nm y $a=2.2$ mm.

Sin embargo, la posición del foco principal coincide con el que proporciona una PZ convencional (véase la Ec. 2.6). Las PZFs se han caracterizado experimentalmente (Furlan, 2007) y se ha demostrado que muestran mejores prestaciones que las lentes difractivas convencionales como sistemas formadores de imágenes, es decir: una menor aberración cromática y mayor profundidad de foco.

A la hora de la implementación práctica de las FPZs en dispositivos ópticos realistas, es necesario un diseño que mejore su eficiencia en difracción y en este sentido se han propuesto dos alternativas (Remón et al. 2009b). La primera propuesta se refiere a elementos de amplitud denominados *Criba de Fotones Fractales*, en los cuales se remplazan las zonas anulares transparentes de las PZFs por un conjunto de agujeros discontinuos. De esta manera se consigue reducir la cantidad de energía que se dirige a los órdenes superiores de difracción y consecuentemente la

mejora de la eficiencia de difracción. La segunda alternativa para incrementar la eficiencia de difracción es la utilización de elementos de fase. En este contexto, se ha propuesto la *Lente del Diablo* (LD) (Monsoriu, 2007), que es un elemento difractivo del tipo Kinoform (que como se ha comentado en el Capítulo 2 son elementos que focalizan en un sólo foco) donde su distribución de fase viene caracterizada por la función “*escalera del diablo*” o función de Cantor triádico. Esta función real se define en el intervalo [0 1] y se expresa matemáticamente como

$$F_S(x) = \begin{cases} \frac{1}{N}, & \text{Si } p_{S,l} \leq x \leq q_{S,l} \\ \frac{1}{N} \frac{x - q_{S,L}}{p_{S,l+1} - q_{S,L}} + \frac{1}{N}, & \text{Si } q_{S,l} \leq x \leq p_{S,l+1} \end{cases} \quad (3.2)$$

Donde $F_S(0)=0$ y $F_S(1)=1$, S el número de iteraciones empleado para generar la secuencia ordenada aperiódicamente y N es el número de segmentos (escalones) de la función aperiódica. En la Fig. 3.2a se representa el conjunto de Cantor para $S=3$ y la correspondiente función de Cantor $F_3(x)$. Se observa que la escalera del diablo es monótonamente creciente en los N segmentos y constante entre dichos segmentos. A partir de la función de Cantor $F_S(x)$ podemos definir la LD como un elemento óptico difractivo con simetría circular cuya transmitancia viene dada por

$$q_{LD}(\zeta, S) = \exp\left[-jN^S 2\pi F_S(\zeta)\right], \quad (3.3)$$

donde ζ es la variable radial cuadrática normalizada definida anteriormente. El cambio de fase que se produce entre las zonas constantes del conjunto de Cantor es igual a 2π . El perfil radial de la lente $h(r)$ puede ser obtenido a partir de la siguiente relación

$$h_{LD}(r) = \text{mod}_{2\pi} \left\{ -N^S 2\pi F_S \left(\frac{r^2}{a_2} \right) \right\} \frac{\lambda}{2\pi(n_L - n')}, \quad (3.4)$$

donde $\text{mod}_{2\pi}[x]$ es la función módulo de x , n' y n_L son los índices de refracción del medio circundante y del material utilizado para construir la lente respectivamente y λ es la longitud de onda de diseño. En la parte superior de la Fig. 3.2b se muestra el perfil de una LD para $S=3$, que se obtiene a partir de la Ec. (3.4). Por comparación en la inferior de la misma figura se muestra el perfil correspondiente a una lente Kinoform de la misma distancia focal. Se ha eliminado el material de la lente que proporciona un cambio de fase 2π para la λ de diseño y que por lo tanto no afecta a la trayectoria de la luz (zona representada en gris en la Fig. 3.2a), quedando finalmente las regiones de la Función de Cantor que crecen linealmente en r^2 . En la Fig. 3.2c se muestra la irradiancia axial producida por la LD para $S=3$ y calculada a partir de la Ec. (3.1). Se observa un único foco principal y múltiples focos subsidiarios que generan una estructura fractal que reproduce la autosimilitud de la propia lente. Además se pone de manifiesto que la LD mejora la eficiencia de difracción con respecto a la PZF, ya que consigue una apodización de los órdenes superiores.

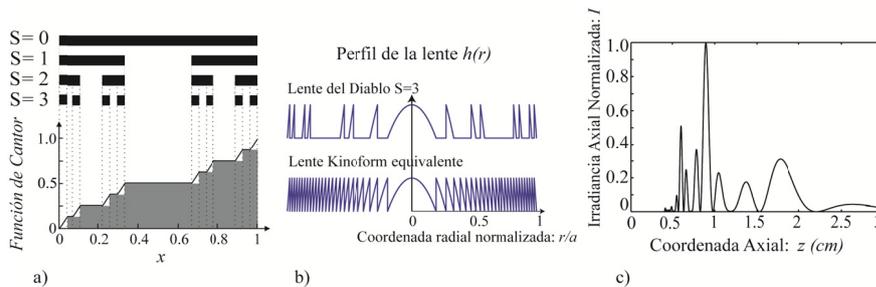


Figura 3.2. a) Esquema de generación del Conjunto de Cantor para $S=3$ y la correspondiente función de cantor $F_3(x)$. b) Perfil de la LD para $S=3$. En la parte inferior se muestra la lente kinoform equivalente. c) Irradiancia axial obtenida para la LD de orden $S=2$. Para el cálculo de la irradiancia se utiliza una $\lambda=555$ nm y $a=3$ mm.

Las propiedades de focalización de las LDs se han analizado experimentalmente (Calatayud, 2012a) con un dispositivo automatizado,

basado en un modulador espacial de luz (SLM, del inglés *Spatial Light Modulator*) en el que las lentes han sido implementadas. Este dispositivo de caracterización es rápido, versátil y permite conocer el comportamiento de una determinada lente difractiva sin necesidad de fabricarla [ver más detalles del montaje en el Capítulo siguiente]. En la Fig. 3.3 se muestra el campo difractado obtenido numéricamente a partir de la Ec. (3.1) (Fig. 3.3a) y obtenido experimentalmente (Fig. 3.3b) por una LD ($S=2$) para diferentes posiciones axiales cuando es iluminada por un haz plano monocromático ($\lambda=633$ nm). Para la captura del campo difractado en el montaje experimental se utiliza una cámara CCD colocada en un motor paso a paso que permite un movimiento axial de alta precisión. Como puede verse, los resultados experimentales están en buena concordancia con las predicciones teóricas y se observa lo comentado anteriormente, la LD posee un foco principal y focos secundarios a lo largo del eje óptico con características fractales. Una aplicación interesante y de gran interés práctico es el diseño de una nueva familia de lentes difractivas que se obtienen con la combinación de las LDs con mascaradas de fase helicoidales, las cuales son capaces de generar cadenas fractales de vórtices que permiten generar nuevas trampas ópticas nanométricas (Calatayud, 2012; Furlan, 2010b).

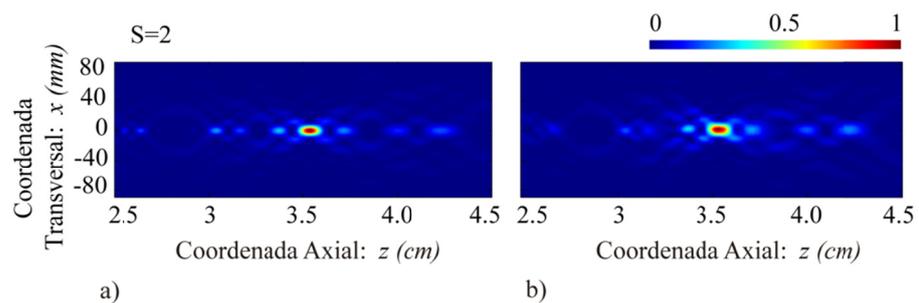


Figura 3.3. Mapa de irradiancias en función de las coordenadas transversal y axial para una LD ($S=2$) $\lambda=633$ nm y $a=2.8$ mm: a) numérica b) experimental.

Adicionalmente, se ha introducido un nuevo parámetro de diseño τ que permite una generalización de la LD conocidas como *Lentes del Diablo Generalizadas (LDG)* (Casanova, 2011). El factor de generalización τ se define como la proporción entre el periodo equivalente y el segmento d del conjunto de Cantor, siendo $\tau = \Lambda/d$ un número entero positivo. Estas nuevas lentes están basadas en el conjunto de Cantor generalizado que se muestra en la Fig. 3.4a para $\tau=3$ y diferentes valores de S . Basado en este nuevo conjunto de Cantor la función $F_S(x)$ generalizada se muestra en la misma figura para $S=2$. En la Fig. 3.4b se muestra el perfil de una LDG para $S=2$ y su correspondiente lente Kinoform de la misma distancia focal. Las LDGs pueden ser entendidas como lentes Kinoform donde se ha eliminado determinadas zonas. En la Fig. 3.4c se muestra la irradiancia axial de estas nuevas lentes para $S=2$ y $\tau=3$. Se observa que presentan un foco principal y focos subsidiarios con perfiles autosimilares. El número de focos subsidiarios es más alto que el de la LD triádica, lo que se traduce en un aumento de la profundidad de foco.

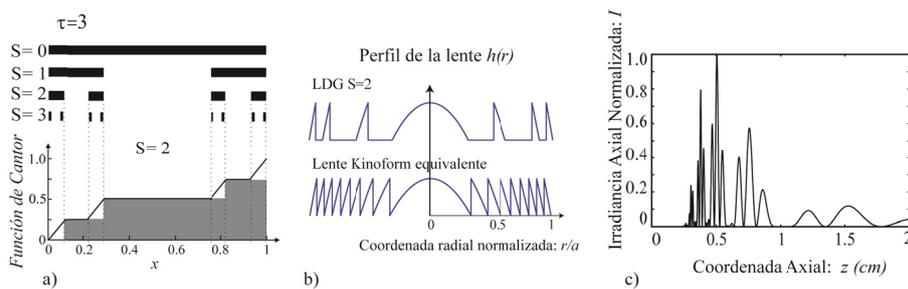


Figura 3.4. a) Esquema de generación del Conjunto de Cantor Generalizado para $\tau=3$ y distintos valores de S . En la parte inferior se muestra la función de Cantor Generalizada. b) Perfil de la LDG para $S=2$. En la parte inferior se muestra la Kinoform equivalente. c) Irradiancia axial normalizada vs. coordenada axial obtenida para una LDG ($S=2$). Para el cálculo de la irradiancia se utiliza $\lambda=555 \text{ nm}$ y $a=3 \text{ mm}$.

3.3. Nuevos diseños de lentes intraoculares fractales.

Antes de diseñar cualquier elemento óptico hay que tener en cuenta las limitaciones técnicas y físicas en el proceso de fabricación. Existen diferentes maneras de fabricar elementos difractivos: técnicas litográficas, maquinado directo y replicado. La eficiencia de difracción dependerá del tipo de técnica que se utilice para reproducir el perfil de la lente $h(r)$. De la misma manera, las LIOs pueden ser fabricadas con los mismos procedimientos que los comentados anteriormente. Actualmente estamos colaborando con la empresa AJL Ophthalmic S.A. (www.ajlsa.com) que ha mostrado su interés en fabricar algunos de los diseños propuestos con geometría fractal. Esta empresa es la única en España que se dedica a la fabricación y comercialización de lentes intraoculares monofocales y compite ventajosamente con otras empresas multinacionales del sector. Para la fabricación de LIOs monofocales utiliza micro-tornos de precisión que permite una remoción directa del material óptico de una manera controlada sin el uso de procesos intermedios. La Fig. 3.5a muestra la máquina utilizada para la fabricación de las LIOs y en la Fig. 3.5b se explica el proceso de tallado de un perfil difractivo mediante micro torno. La principal ventaja de este método es su sencillez y su bajo coste. Sin embargo las características del tamaño o de la zona más pequeña están limitadas por la herramienta del torno (punta de diamante), lo que hace que las resoluciones que se alcanzan son normalmente menores que las obtenidas con otras técnicas de fabricación.

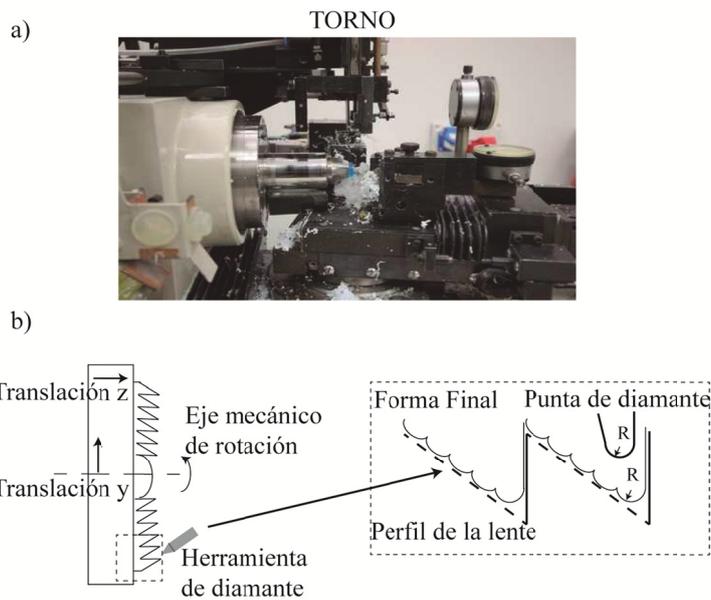


Figura 3.5. a) Imagen del torno utilizado en la empresa AJL para la fabricación de lentes monofocales. b) Proceso de tallado de un perfil difractivo.

Las LIOMs fractales propuestas están basadas en la escalera del diablo definida a partir de la función Cantor con la Ec. (3.2). Para el diseño de LIOMs se ha considerado el conjunto de Cantor $S=2$. En este caso, existen 4 segmentos de longitud $d=3^{-S}=1/9$ y 3 huecos situados en los intervalos $[1/9, 2/9]$, $[3/9, 6/9]$ y $[7/9, 8/9]$ (véase Fig. 3.1a). La transmitancia de la LIOM se define partir de la Ec. (3.3) teniendo en cuenta la Función de Cantor $F_2(x)$. El perfil de la superficie $h(r)$ se calcula a partir de la Ec. (3.4). Sin embargo, el tamaño del torno que utiliza la empresa para la fabricación de LIOs monofocales es de $R=0.55$ mm que impide el correcto tallado del perfil $h(r)$ para $S=2$. Por ese motivo, se han diseñado una LIOM obtenida a partir de una lente base, refractiva, en la que se modifica su superficie incrementalmente utilizando la función construida a

partir de la secuencia aperiódica definida en la Ec. (3.2) para $F_2(x)$, consiguiendo de esta manera, un perfil continuo de fase que el torno es capaz de reproducir. Es necesario hacer notar, que el cambio de fase entre cada segmento del conjunto de Cantor debe ser igual a $2K\pi$, con $K=1,2$ (véase la Fig. 3.2a, zonas representadas en gris). El espesor de la lente viene dado por $e(x, y) = h_B(y) + Kh_{LD}(y)$, donde $h_B(y)$ es el perfil de la lente base.

La lente así generada se comporta como una lente híbrida de carácter difractivo-refractivo en la que se alternan zonas anulares con dos radios de curvatura diferentes que dan lugar a los focos principales de la lente. La difracción producida por los diferentes anillos distribuidos aperiódicamente proporciona la estructura interna de cada uno de estos focos. En la Fig. 3.6 se muestra la gráfica que representa el perfil de la LIOM de acuerdo a la función de Cantor. La curva escalonada muestra la diferencia (aumentada un factor 6) entre la superficie diseñada (curva superior) y la superficie refractiva de base (curva inferior) que corresponde a una lente monofocal, es decir, representa directamente $F_2(x)$. En las zonas en las que la función aperiódica toma un valor constante las dos superficies comparten los mismos radios de curvatura y por lo tanto la misma potencia, que correspondería a la P_L . En las zonas crecientes de la función de Cantor, la superficie diseñada presenta un radio de curvatura menor por lo que la lente tendrá una mayor potencia P_C .

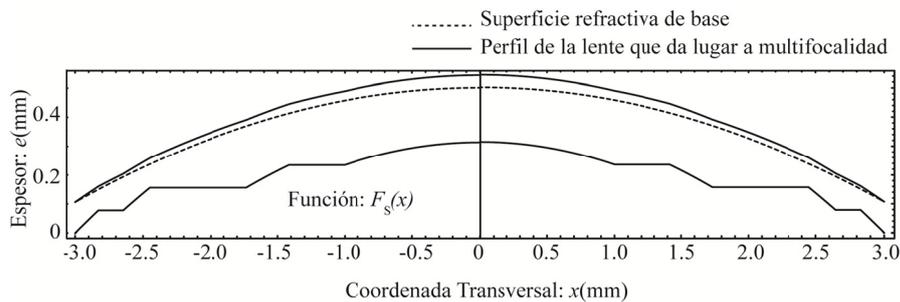


Figura 3.6. Gráfica que representa el perfil de la lente de acuerdo a la función de Cantor.

Los parámetros libres de diseño de las lentes propuestas son: el número total de zonas N , que viene fijado por el número de iteraciones (S) empleado para generar la función ordenada aperiódicamente (el número mínimo de zonas viene dado por $S=2$, que es el que se ha utilizado en este trabajo de Tesis para el diseño de la LIOM), la distribución del perfil que puede estar localizado en todo el diámetro de la zona óptica de la lente, o bien únicamente en la zona central de la misma, b , la alternancia entre las zonas de lejos y cerca (que pueden invertirse) y el valor de K que puede ser cualquier número entero. Es importante destacar que existe una limitación para el valor máximo de adición que se puede implementar en la LIOM y que depende de K . La relación entre estos parámetros es la siguiente

$$Ad = \frac{2\lambda}{pK}, \quad (3.5)$$

donde $p = b^2/N$. Se observa en la expresión anterior, que un mayor K para un mismo tamaño de distribución de perfil, b , implica una menor adición. Sin embargo, el valor de la Ad suele ser un parámetro fijo de diseño y dado que K sólo puede tomar valores enteros, la distribución de perfil queda determinado por

$$b = \sqrt{\frac{2\lambda N}{Ad}} K. \quad (3.6)$$

La relación anterior muestra que existe una relación directa entre K y b , es decir, un mayor K implica un mayor radio de zona óptica donde se distribuye el perfil. Además de los parámetros de diseño comentados anteriormente, la lente de base refractiva puede ser tórica para compensar astigmatismos y/o esférica para compensar aberraciones del ojo.

En la Fig. 3.7 se representa el perfil y la distribución de anillos para dos LIOMs esféricas de adición 3.5D construidas de acuerdo a la Función de Cantor. En la Fig. 3.7a se muestra una LIOM fractal con los siguientes parámetros de diseño: zona central destinada para la visión de lejos, $K=3$ y $b=2.92$ mm calculado a partir de la Ec. (3.6) (diámetro 5.84 mm de zona óptica fractal y hasta los 6 mm de diámetro de zona óptica está formada por una superficie refractiva dirigida a visión de lejos). Nótese que hay 4 zonas destinadas para la visión de lejos y 3 para la visión de cerca. Por comparación en la Fig. 3.7b se representa una LIOM fractal cuyas características son: zona central destinada para visión de cerca, $K=2$ y $b=2.38$ mm (diámetro=4.76 mm de zona óptica fractal y hasta los 6 mm de diámetro de zona óptica está formada por una superficie refractiva dirigida a la visión de lejos). Se observa que el tamaño de las zonas es menor que en el ejemplo anterior y que en este caso hay 4 zonas destinadas para la visión de cerca y 4 para la visión de lejos, esto se debe a que la última zona es una zona refractiva dirigida a visión de lejos.

En los ejemplos considerados en la Fig. 3.7, se ha supuesto que la lente se encuentra sumergida en humor acuoso ($n'=1.336$) con una $P_L=19.5$ D, $P_C=23$ D e índice de refracción $n_L=1.4930$ (PMMA). La multifocalidad se genera en la superficie anterior y la zona central se destina a la visión de lejos. El factor de forma (X) considerado para el cálculo de los radios es +0.2966, que como se ha comentado en el Capítulo 2, corresponde a una lente biconvexa con la superficie más curvada hacia la córnea. Los radios de

curvatura para la cara anterior y posterior son respectivamente 12.42 mm y 22.89 mm, calculados a partir de las expresiones descritas en la Tabla 2.1. En la superficie de la cara anterior, es necesario definir un nuevo radio de curvatura que proporciona la P_C . El radio que proporciona la P_C es de 9.73 mm que se alterna con el de 12.5 mm. Se ha considerado $K=3$, de manera que la distribución del perfil se encuentra en toda la superficie óptica $b=2.92$ mm.

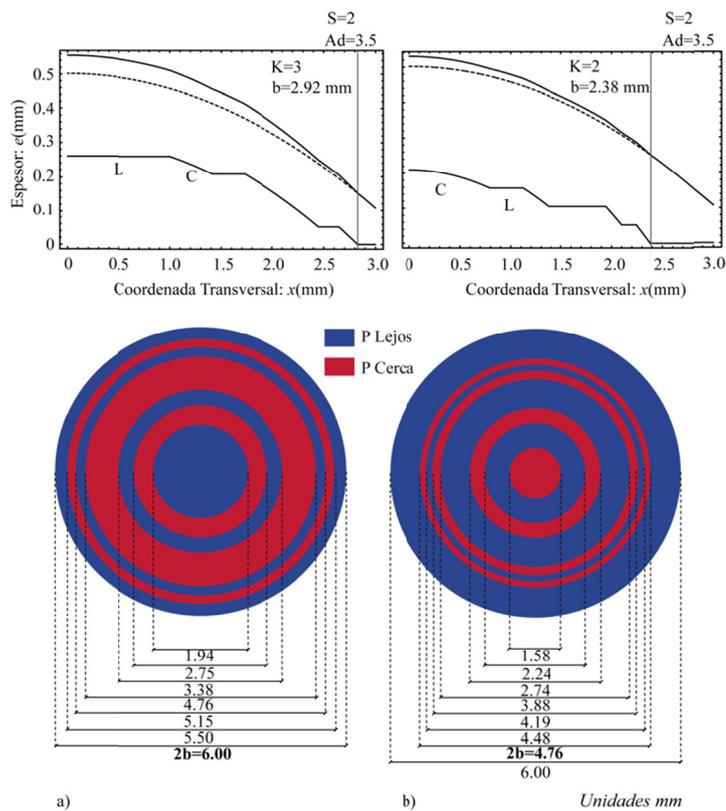


Figura 3.7. Perfil y distribución de anillos para dos LIOMs de adición 3.5D construidas de acuerdo a la Función de Cantor para: a) $K=3$, $b=2.92$ mm y zona central de lejos y b) $K=2$, $b=2.38$ mm y zona central de cerca.

Para calcular la irradiancia axial proporcionada por las LIOMs fractales propuestas en función de la distancia z medida desde el plano de la pupila se utiliza la Ec. (3.1) para iluminación monocromática ($\lambda=555$ nm). En la Fig. 3.8 se muestra la irradiancia axial normalizada para los diferentes tamaños de pupilas (3mm, 2.5 mm, 2 mm y 1.5 mm). En todas las gráficas el eje de abscisas representa la irradiancia normalizada y el eje de ordenadas está en unidades de potencia (I/z). Por comparación, en la Fig. 3.9 se muestra la irradiancia axial para una LIOM fractal de las siguientes características: $P_L=19.5D$, $A_d=3.5 D$, $k=2$, $b=2.38$ mm y zona central destinada a la visión de lejos. En las Figs. 3.8 y 3.9 se observa una dependencia con el diámetro pupilar, sin embargo este efecto se puede minimizar considerando diferentes valores de A_d y K . Se observa también que los focos principales se encuentran rodeados de múltiples focos secundarios, proporcionando una mayor profundidad de foco, que permite corregir pequeños astigmatismos y lograr una menor dependencia del tamaño pupilar.

Además, gracias a la presencia de los focos secundarios se obtiene una lente con menores aberraciones cromáticas, ya que al utilizar luz policromática se produce una superposición parcial entre los mismos para las diferentes longitudes de onda. Es decir, el foco para el rojo y el foco para el azul se solapan en determinadas posiciones axiales junto a los focos de las longitudes de onda intermedias proporcionando un foco “cuasi blanco” y en consecuencia con una aberración cromática menor.

Fruto de la colaboración con la empresa AJL se ha presentado conjuntamente una patente internacional con estos novedosos diseños (Furlan, 2010a). En el capítulo 5 se describe la caracterización óptica de los mismos y su comparación con los ya existentes para su posible explotación comercial.

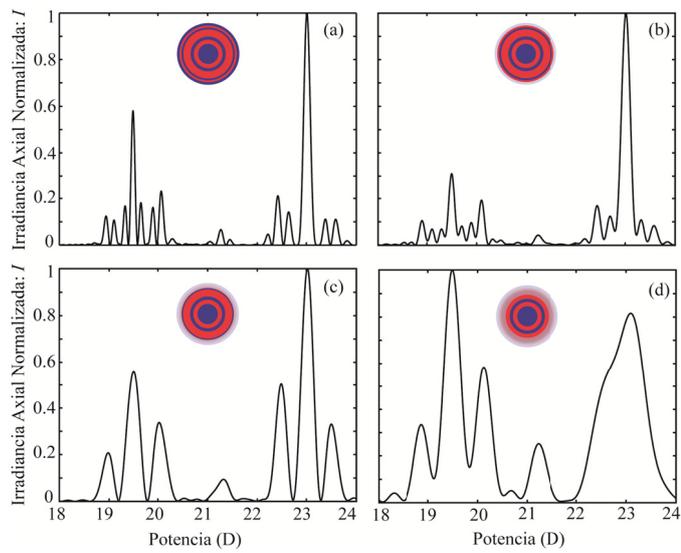


Figura 3.8: Irradiancia axial normalizada para diferentes radios pupilares a) 3 mm, b) 2.5 mm, c) 2.00 mm, d) 1.5 mm para la lente multifocal ($P_L=19.5D$, $A_d=3.5 D$, $k=3$, $b=2.92$ mm y zona central destinada a la visión de lejos). Se muestra un esquema de las zonas presentes para cada tamaño de pupila.

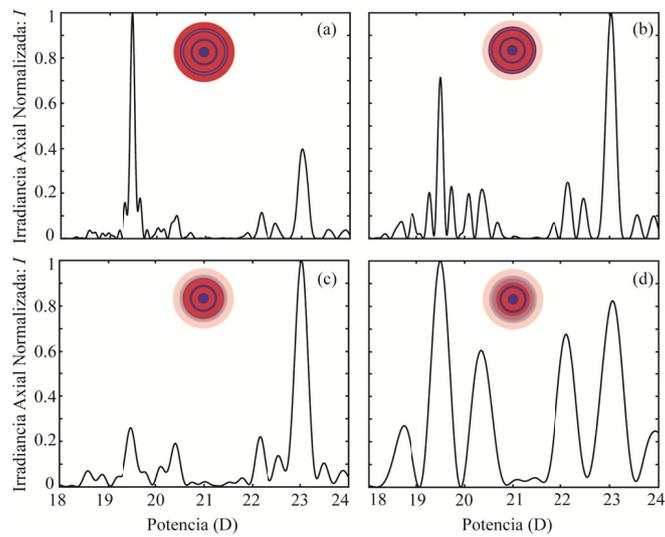


Figura 3.9. Irradiancia axial normalizada para diferentes radios pupilares a) 3 mm, b) 2.5 mm, c) 2.00 mm, d) 1.5 mm para la lente multifocal ($P_L=19.5D$, $A_d=3.5 D$, $k=2$, $b=2.38$ mm y zona central destinada a la visión de lejos). Se muestra un esquema de las zonas presentes para cada tamaño de pupila.

CAPÍTULO 4:

Dispositivos experimentales.

4.1. Introducción.

Para la caracterización de la calidad óptica de una LIO es necesario el cómputo de ciertas funciones de mérito y su medida en dispositivos experimentales. Particularmente, la respuesta impulsional PSF y/o función de transferencia de modulación MTF medidas en el foco de lejos y de cerca, han sido propuestas como funciones de mérito. Existen numerosos estudios objetivos que caracterizan la calidad de diferentes LIOs en dispositivos experimentales diseñados para tal fin haciendo uso de dichas funciones (Portney, 1992; Rawer, 2005; Holladay, 1990). Además, la norma internacional para la caracterización de las propiedades ópticas de las lentes se basa en la medida de la MTF de un ojo artificial con LIO (Gobbi, 2006) como parámetro para evaluar la calidad óptica (Normas UNE EN ISO 11979-2 y 11979-9 para LIOs monofocales y multifocales respectivamente en el Anexo se resumen las especificaciones de cada Norma). En el caso de las LIOMs, debe ser considerada la MTF para diferentes posiciones axiales (Schwiegerling, 2008), para valorar la MTF para una frecuencia espacial determinada en función del desenfoque. De este modo, se valora el comportamiento de la LIOM para visión lejana, intermedia y cercana de manera simultánea y se estudia la profundidad de foco. Existen diferentes métodos para evaluar la MTF para diferentes posiciones axiales tales como mover el detector (retina artificial) a lo largo del eje o generar vergencias en el espacio objeto con el detector situado en un plano fijo.

En este capítulo se describen los montajes experimentales originales propuestos para la evaluación objetiva de la calidad óptica y la caracterización de la geometría de una LIOM. Se explican las prestaciones y limitaciones que presentan cada uno de ellos.

Para la evaluación objetiva de la calidad óptica se proponen tres dispositivos experimentales diferentes. El primer montaje, sistema sensor frente de onda, es un aparato comercial basado en una nueva técnica interferométrica que permite la caracterización de las LIOMs siguiendo las especificaciones de la Norma UNE EN ISO 11979-9. El segundo dispositivo (análisis de imágenes de objetos extensos) se basa en la formación de imagen y proporciona la medida de la MTF para diferentes posiciones axiales a partir del cálculo de la pérdida de contraste de una red al atravesar el sistema óptico a medir. El tercer montaje esta basado en un modulador espacial de luz (SLM, del inglés *Spatial Light Modulator*) que permite la medida de la PSF axial.

Para la caracterización de la geometría de las LIOMs se utiliza un aparato comercial basado en un método óptico, perfilómetro de no-contacto que permite una medida local de la superficie de una lente (PL μ 2300, SENSOFAR, Barcelona, Spain <http://www.sensofar.com/>) (Artigas et al. 2004) y utiliza técnicas confocales e interferométricas. El aparato consta de un cabezal donde se encuentran los diferentes objetivos y un sistema de detección formado por una cámara CCD. Un motor lineal permite el movimiento del cabezal en la dirección vertical Z (perpendicular al plano de la superficie a medir) cuyo rango de barrido es desde 0.1 nm hasta 25 mm. El elemento a medir (LIO) se coloca en una mesa motorizada con movimiento en la dirección X e Y que permite evaluar toda la superficie de la LIO en una única medida (desde el vértice a la periferia). Permite un recorrido de 100 mm con una repetitividad en el posicionamiento de $\pm 2\mu\text{m}$. Para evitar desplazamientos indeseados de la muestra y ruido durante la medida, el aparato se encuentra en una mesa antivibratoria. El proceso de medida y de adquisición de datos es totalmente automático y permite realizar topografías 3D y análisis 2D (perfiles en diferentes direcciones) de la LIO. Las capacidades del perfilómetro en el ámbito de la óptica visual fueron testadas previamente (Dorrnsoro et al. 2008; Dorrnsoro et al. 2009) en la medida de perfiles de ablación de cirugía refractiva láser para

corrección de miopía. Las ablaciones se realizaron en superficies planas y esféricas fabricadas en PMMA, mismo material que se ha utilizado para la fabricación de las LIOMs. Las superficies fueron medidas antes de la ablación para comprobar que el grado de rugosidad y el radio de curvatura (superficies esféricas) estaban dentro del valor nominal. Se obtuvo una buena concordancia entre los valores medidos y los nominales (grado de rugosidad $<1 \mu\text{m}$ de su valor nominal y el radio de curvatura 7.77 ± 0.03 mm en un diámetro de 6.5 mm). Después de la cirugía se midió el perfil de ablación y la diferencia máxima entre las superficies antes y después fue del orden de $40 \mu\text{m}$ que corresponde con el valor teórico esperado. El perfilómetro demostró en todos los casos su capacidad para la medida de superficies planas y esféricas (misma forma que las LIOMs que se quieren caracterizar).

Previamente a la descripción de los montajes experimentales se explican las características del ojo modelo utilizado para la medida de la calidad óptica y las diferencias que presenta con respecto al que se describe en la Norma UNE EN ISO 111979-2.

4.2. Ojo modelo utilizado.

En la Fig. 4.1 se representa el ojo modelo utilizado en los diferentes montajes experimentales. Éste se compone de una córnea artificial (doblete acromático Melles–Griot LAO 34 de longitud focal 36 mm) y una cubeta de láminas plano-paralelas donde se sumerge la LIO a medir con solución salina. La LIO se encuentra colocada en un soporte con diámetro pupilar variable. En la Norma UNE EN ISO 111979-2 se especifican las características de un ojo modelo para determinar la medida de la MTF (véase detalles en el Anexo 1). Aunque las distancias relativas entre los distintos componentes son ligeramente diferentes en nuestro modelo de las que figuran en la mencionada Norma, simulaciones numéricas realizadas con ZEMAX muestran que su respuesta es prácticamente la misma (por

ejemplo: el valor de la MTF calculada para 100 lp/mm es 0.6 para ambos ojos modelos).

Un factor importante a tener en cuenta en la medida de las LIOMs es que, al contrario de lo que sucede con las lentes de contacto o gafas, la adición se encuentra directamente en la LIOM en lugar de en el plano del vértice corneal. Por esta razón, la adición en el plano de la córnea, Ad_C , es diferente al valor de la adición nominal Ad_N que presenta la LIOM, proporcionada por el fabricante. La relación entre ambas magnitudes puede ser obtenida fácilmente mediante un análisis matricial (Colliac, 1990) y el resultado se expresa como (Lang, 1993)

$$Ad_C = (dP_{CO} - 1)^2 Ad_N, \quad (4.1)$$

donde P_{CO} es la potencia de la córnea y d es la distancia entre el plano principal imagen de la córnea y el plano principal objeto de la LIOM que se define como (véase la Fig. 4.1)

$$d = H'_{CO}H_L = d_a + \frac{\Delta}{n_g} + \frac{\rho}{n_h}, \quad (4.2)$$

donde n_g es el índice de refracción de las paredes de la cubeta y n_h es el índice de refracción de la solución salina.

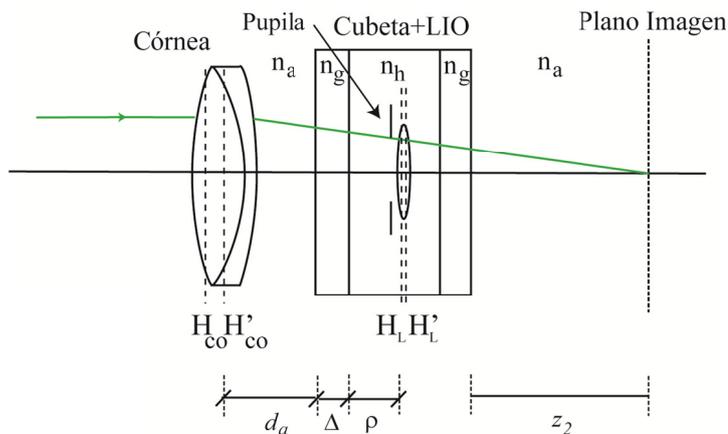


Figura 4.1. Ojo modelo utilizado: córnea artificial=27.8 D (Melles Griot: LAO034), $d_a = 9.27$ mm, $\Delta=3$ mm y $\rho=3.9$ mm. z_2 representa la distancia desde la última superficie de la cubeta hasta el plano imagen (retina artificial).

Es importante destacar en este punto que para objetos situados a una distancia finita la Ad_C que se obtiene en el ojo modelo no coincide con la del ojo humano debido a que la distancia d es diferente. En efecto, la distancia d en el caso del ojo humano es $d = EPL/n_{ha}$ donde EPL es la posición efectiva de la LIO después de cirugía de cataratas y n_{ha} es el índice de refracción del humor acuoso. La EPL se obtiene como la suma de la profundidad de la cámara anterior, 3.6 mm, y la posición de la LIOM después de cirugía de cataratas que se encuentra situada aproximadamente a 1.4 mm por detrás del iris, aunque este valor depende del diseño y espesor de la propia LIO. La P_{CO} , como se ha explicado en el capítulo 1, es de 43 D. Considerando estos datos, en el ojo humano se obtiene que para una $Ad_N = 3.5$ D, la $Ad_C = 2.46$ D. Sin embargo, estas diferencias calculadas con el ojo modelo de la Norma son aún mayores.

4.3. Sistema Sensor de Frente de Onda.

El sistema Sensor de Frente de Onda utilizado permite la caracterización de la calidad óptica y el cálculo de la(s) potencia(s) de LIOs monofocales o multifocales refractivas siguiendo las especificaciones de las Normas descritas en el Anexo. Este instrumento KALEO (PHASICS) está basado en una nueva técnica interferométrica (Bon, 2009; Primot, 2000; Boucher, 2008). El elemento fundamental del dispositivo es una red de difracción 2D formada por un test de Hartman y una máscara de fase. La red 2D replica el haz incidente en cuatro ondas idénticas que se propagan a lo largo de direcciones ligeramente diferentes. En la región donde se produce la superposición entre cada par de órdenes se observa el patrón de interferencia, que da información sobre la diferencia de fase. Gracias a la máscara de fase se consigue concentrar el 90% de la energía en los primeros órdenes. Si el frente de onda es plano, se observa una cuadrícula regular de franjas sinusoidales. Si por el contrario el haz contiene aberraciones, la red se deforma y las deformaciones son proporcionales a los gradientes locales de fase. Utilizando técnicas de Fourier, los gradientes de fase en las dos direcciones ortogonales son calculados y finalmente el mapa de fase se obtiene a partir de la integración de estos gradientes. El mapa de fase obtenido contiene información sobre las aberraciones o distorsiones presentes en el sistema o elemento óptico a medir.

En la Fig. 4.2 se muestra el esquema de funcionamiento del dispositivo.

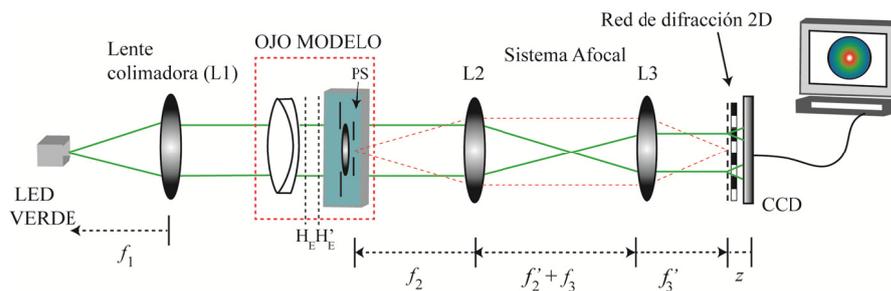


Figura 4.2. Esquema de funcionamiento de KALEO. El sistema de iluminación está formado por un LED de $\lambda = 556 \text{ nm}$ y una lente colimadora L1. El ojo modelo, formado por una córnea artificial y una cubeta de láminas plano-paralelas (véase la Fig. 4.1 para más detalle). PS, H_E y H'_E son la pupila del sistema y los planos principales del ojo modelo respectivamente. El sistema afocal formado por las lentes L2 y L3 de aumento 1.22 permite hacer una imagen de la PS del sistema sobre la red de difracción. La red de difracción 2D, que muestrea el frente de onda que le llega, está formada por el test de Hartman (periodo = $29.6 \mu\text{m}$) de agujeros cuadrados (tamaño de apertura = $19.6 \mu\text{m}$) y una máscara de fase de tamaño $59.20 \mu\text{m}$ que introduce una diferencia de fase de π para $\lambda = 556 \text{ nm}$. El sistema de detección está formado por una cámara CCD (1000×1000 píxeles; tamaño del píxel $7.4 \mu\text{m}$) situada a 3 mm de la red de difracción 2D.

A partir del mapa de fase obtenido con el interferómetro y haciendo uso del análisis de Fourier se obtiene la PSF a partir de la cual es posible evaluar la calidad de un sistema óptico en función de las diferentes frecuencias espaciales mediante la función de transferencia óptica (OTF, del inglés, *Optical Transfer Function*). En la Fig. 4.3 se muestran los parámetros de calidad que proporciona el sistema KALEO. En el ejemplo se muestran los resultados de la MTF 1D para una lente bifocal calculada a través de la PSF (véase la Fig. 4.3a). La MTF 1D puede ser evaluada para diferentes diámetros pupilares. Con este dispositivo también se puede

obtener la MTF en función del desenfoque para diferentes tamaños de pupila y distintas frecuencias. Para obtener la MTF para diversas posiciones axiales se calcula la PSF a diferentes distancias z desde la pupila de salida del sistema, a partir de la propagación del mapa de fase. En la Fig. 4.3b se observa que en el caso mostrado y, como era de esperar, el valor de la MTF es máximo para los focos de visión de lejos y cerca y mínimo para planos intermedios.

A partir del mapa de fase también se pueden generar mapas de curvatura que permiten determinar mapas de potencia de la LIO. En la Fig. 4.4 se muestra el procedimiento utilizado para el cálculo de las potencias a partir del mapa de fase (véase la Fig. 4.4a). A dicho mapa se le resta una curvatura promedio (véase la Fig. 4.4b), calculada a partir de la parábola que mejor ajusta a la superficie de la LIO, denominada “parábola de referencia”. Al tratarse de una LIOM existen zonas de la superficie que se encuentran por encima de la parábola de referencia (valores mayores de 0) y otras por debajo (valores menores de 0). En la Fig. 4.4c se muestra el perfil promedio en dos direcciones perpendiculares del mapa representado en la Fig. 4.4b. A partir de este perfil se determinan las diferentes zonas de la LIO y los radios de curvaturas se calculan ajustando los datos experimentales de cada zona a una superficie parabólica. Una vez es conocido el valor del radio R que proporciona el mejor ajuste, el valor de la potencia en cada zona se puede calcular haciendo uso de las expresiones descritas en el Tabla 2.1.

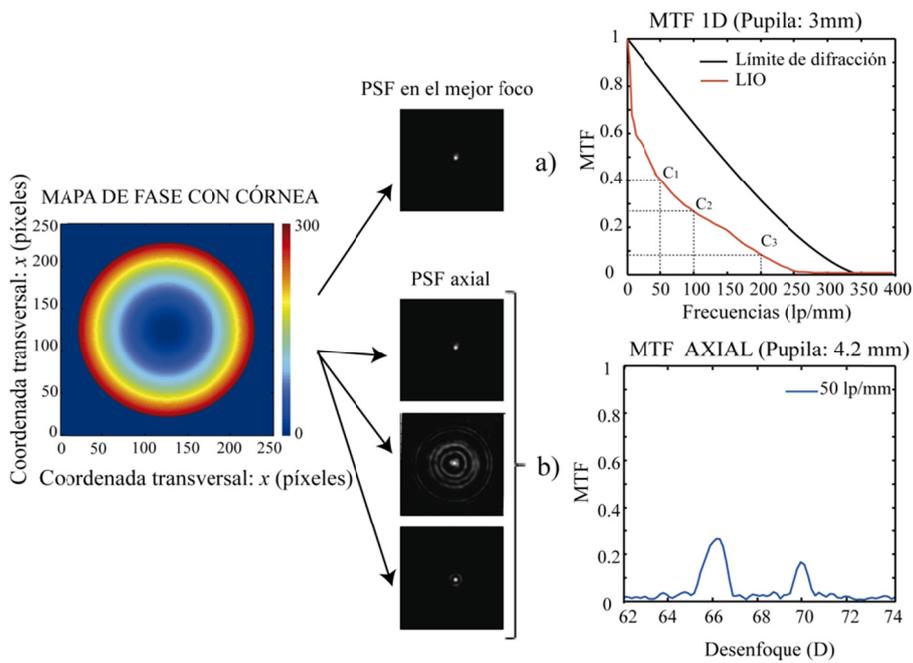


Figura 4.3. *Parámetros de calidad de una lente bifocal obtenidos a partir del mapa de fase proporcionado por KALEO. Para el cálculo de la calidad óptica, el mapa de fase se obtiene con la córnea artificial insertada en el dispositivo. a) PSF en el mejor foco (que en el caso considerado puede ser el foco de cerca o el de lejos) y su correspondiente MTF 1D. b) PSF axial y MTF en función del desenfoque.*

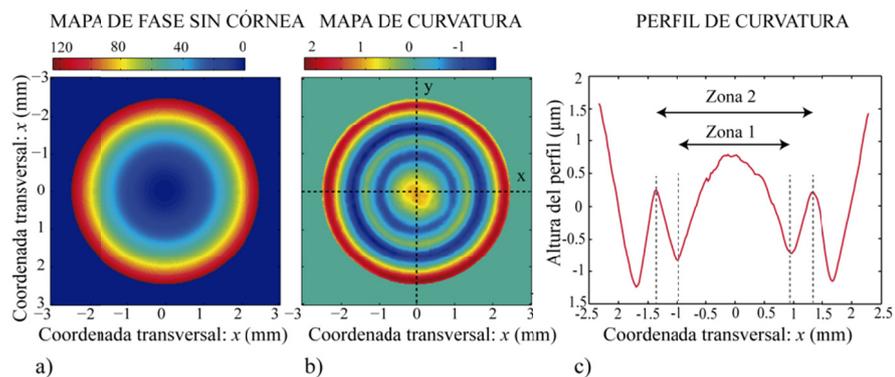


Figura 4.4. a) Mapa de fase obtenido por el sistema interferométrico para una lente bifocal. b) Mapa de curvatura promedio calculada a partir de la parábola de mejor ajuste. c) Perfil promedio del mapa representado en la Fig. b).

Las características del test de Hartman utilizado en el sistema KALEO limitan el muestreo del frente de onda incidente procedente de la PS del sistema. El rango de medida estandar que presenta va de +50 D a -20 D, con una resolución espacial de $29.6 \mu\text{m}$ y una precisión de 10 nm. El rango dinámico o pendiente máxima que se puede medir se define como $\tan(\theta) = p/z$, donde p es el periodo del test de Hartman y z es la distancia entre la red y la CCD. El valor del rango dinámico es $> 500 \mu\text{m}$ y la sensibilidad o pendiente mínima detectable es de 2 nm.

Dentro de la caracterización de LIOMs es de suma importancia saber si las medidas son fiables analizando la repetibilidad y reproductibilidad de las mismas. Para evaluar la repetibilidad y reproducibilidad del sistema KALEO se utilizaron 10 LIOs monofocales hidrofílicas comerciales de potencias comprendidas entre 11 y 31 D proporcionadas por la empresa AJL Ophthalmic S.A (modelo AIALA). Los parámetros evaluados en el estudio fueron el valor de la potencia P y de la

MTF 1D siguiendo las especificaciones de la Norma ISO 11979-2 (apertura 3 mm y frecuencia espacial 100 lp/mm). Para el estudio de la repetibilidad intra-sesión se realizaron 3 medidas consecutivas para cada LIO por un mismo examinador en la misma sesión. Para estudiar la reproductibilidad del dispositivo se llevaron a cabo dos tipos de experimentos: intra-experimentador, en el que la medida de potencia y MTF 1D de cada LIO se realizó por el mismo observador en 3 días consecutivos e inter-experimentador en el que la medida de los parámetros se realizó por dos examinadores distintos sobre la misma muestra. Para el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS y el parámetro que se evaluó fue el coeficiente de correlación intraclass (CCI) que cuantifica la concordancia entre diferentes mediciones de una variable numérica. El CCI puede oscilar entre 0 y 1, de modo que la máxima concordancia posible corresponde a un valor de CCI=1. Los resultados obtenidos revelan una buena repetibilidad intra-sesión 0.998 (IC 95%: 0.996-0.999) para el valor de la P y 0.895 (IC 95%: 0.831-0.939) para la MTF, donde IC representa el intervalo de confianza. La diferencia entre las medidas realizadas por dos examinadores (reproductibilidad inter-examinador) mantenían una muy buena concordancia tanto para P, 0.996 (IC 95%: 0.994-0.998) como para la MTF 0.799 (IC 95%: 0.666-0.882). Con estos resultados se puede concluir que el sistema KALEO posee una muy buena repetibilidad para las variables del estudio y que distintos examinadores podían estar trabajando de manera conjunta con la misma muestra sin tener gran influencia en el resultado de las medidas. Los valores más bajos de concordancia se obtuvieron para la medida de una misma lente en diferentes días (reproductibilidad intra-examinador), siendo 0.998 (IC 95%: 0.996-1.0) para P y 0.626 (IC 95%: 0.248-0.878) en el caso de la MTF. Estos resultados demuestran que las medidas son más proclives a sufrir variaciones en el tiempo, causadas principalmente por factores externos, manipulación de la lente, suciedad acumulada en torno a la cubeta, etc.

El sistema interferométrico descrito, sólo permite la caracterización de LIOs monofocales y multifocales refractivas dejando fuera de todo análisis las LIOMs difractivas. Además, la MTF para diferentes posiciones axiales se obtiene moviendo el plano imagen, situación alejada de las condiciones visuales reales, en las cuales el plano imagen (retina artificial) permanece fijo y los diferentes desenfoques se generan en el espacio objeto.

4.4. Análisis de imágenes de objetos extensos.

Como uno de los objetivos de esta Tesis es la comparación de los diseños propuestos con los ya existentes en el mercado y dado que la mayoría de las LIOMs comerciales son difractivas, las cuales no es capaz de medir el sistema KALEO, se ha diseñado un nuevo sistema de caracterización para paliar dicha deficiencia (Calatayud, 2012b).

El sistema análisis de imágenes de objetos extensos se basa en un dispositivo experimental que permite la medida de la MTF proporcionada por un ojo modelo que incluye una LIOM. Esta medida se realiza de manera directa a partir del cálculo de la pérdida de contraste de una imagen de una red de difracción al atravesar el sistema óptico. El dispositivo propuesto permite determinar la MTF para diferentes posiciones axiales a partir de la generación de diferentes desenfoques o vergencias en el espacio objeto mientras el plano imagen (retina) permanece fijo.

En la Fig. 4.5a se muestra el dispositivo experimental usado para la caracterización de la MTF para diferentes posiciones axiales. El montaje utilizado es similar al que se describe en la Norma UNE-EN ISO 11979-2, con algunas modificaciones que se explicarán a continuación. El sistema de iluminación consiste en un LED de luz blanca (Luxeon™ V Portable) y filtros interferenciales de ancho de banda: ± 10 nm (Edmund Optics) centrados en distintas longitudes de onda. El LED se encuentra situado en el plano focal de la lente L1 ($f=50$ mm). El objeto test se encuentra situado en un soporte colocado en un motor paso a paso (LTS 300 de recorrido: 300

mm y precisión de movimiento $5\mu\text{m}$). La lente L2 (doblete acromático de $f_2=160\text{ mm}$) como se explicará más adelante permite generar los diferentes desenfoques sobre el plano de la córnea artificial. El plano principal objeto del ojo modelo (descrito en la sección 4.2) se sitúa en el plano focal imagen de la L2. Una cámara CMOS (8-bits, 2560×1920 píxeles; tamaño del píxel de $2.2\ \mu\text{m}$) acoplada a un objetivo de microscopio (5X) se utiliza para capturar la imagen formada por el ojo, con la LIOM a medir. Este sistema de detección de imagen se encuentra situado en el plano focal de lejos proporcionado por el ojo modelo. Para la caracterización de la MTF para diferentes posiciones axiales, el plano objeto se desplaza axialmente para generar las distintas vergencias [desde -1D hasta 6D en pasos de 0.04D]. Para cada posición del objeto, la imagen es capturada y analizada. El desplazamiento del objeto, la captura y el procesamiento de las imágenes se automatizaron con un programa propio desarrollado en LabVIEW®.

En este punto cabe mencionar que el dispositivo descrito en la Norma ISO sólo propone la utilización de luz monocromática para la evaluación de las LIOs, cuando sería deseable, para estar más cerca de las situaciones reales de funcionamiento de las LIOMs una vez implantadas, un análisis con luz blanca. Además, la Norma no especifica la distancia entre la L2 y el ojo modelo, que como se explicará a continuación tiene dos importantes consecuencias.

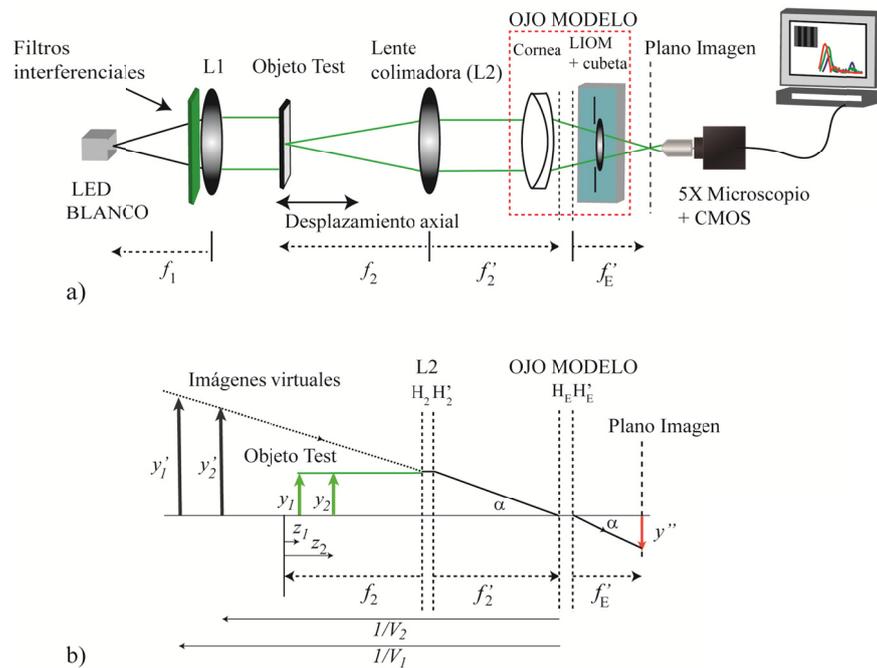


Figura 4.5. a) Dispositivo experimental para la medida de la MTF en función del desenfoque. El objeto está montado en un motor paso a paso (no representado) que permite el movimiento axial del mismo. b) Trazado de rayos correspondiente al sistema representado en a). Se ve que para diferentes posiciones axiales del test el ángulo subtendido por las imágenes virtuales (objetos para el ojo modelo) es constante.

La lente L2 colocada entre el objeto test y el ojo modelo permite una transformación del espacio objeto, es decir, la generación de vergencias o desenfoques, ya que las imágenes que proporciona dicha lente actúan a su vez como objetos para el ojo modelo. Como se ha mencionado anteriormente, el plano principal objeto del ojo modelo, está situado en el

plano focal posterior de la lente L2 (véase la Fig. 4.5b), bajo estas circunstancias se puede demostrar, que existe una relación lineal entre el desplazamiento axial del objeto z_i y las vergencias aparentes del objeto visto por el ojo modelo V_i . La relación viene determinada por la siguiente ecuación

$$V_i = P_{L2}^2 \times z_i, \quad (4.3)$$

donde P_{L2} es la potencia de la lente L2. En la configuración de partida, el objeto se encuentra en la focal de la L2 ($z=0$) ($V=0$). Nótese que, para cualquier posición axial del objeto las imágenes virtuales producidas por la lente L2 (y') siempre subtenden el mismo ángulo α visto desde el ojo modelo (véase la Fig. 4.5b), independientemente de la posición axial del objeto test. Este hecho es de suma importancia porque permite comparar directamente las imágenes capturadas para el foco de lejos y de cerca proporcionados por una determinada LIOM ya que la imagen final y_i'' es constante para las diferentes posiciones objeto. La distancia entre L2 y el plano principal objeto del ojo modelo se determina experimentalmente tomando diferentes imágenes para distintas posiciones axiales del objeto y comprobando que todas ellas proporcionan el mismo tamaño, de esta manera se consigue que el error al determinar esa posición sea mínimo. Este proceso se repite cuando se cambia la LIOM a medir, ya que el plano focal objeto del ojo modelo cambia con la potencia de la LIOM.

Para calcular la MTF monocromática para diferentes posiciones axiales, se utilizó un objeto test consistente en una red binaria de frecuencia 5 lp/mm. Para cada posición del objeto, las imágenes obtenidas con el ojo modelo fueron capturadas y analizadas. Con el fin de evitar las aberraciones de la L2 en los resultados y los errores que puedan producir una iluminación no uniforme del objeto, es necesario un procesado previo de las imágenes. Este procesado consiste en dividir punto a punto todas las imágenes capturadas por la imagen obtenida sin objeto test en el dispositivo. Posteriormente, para cada imagen, el promedio de 1920 perfiles a lo largo

de la coordenada horizontal para diferentes alturas se ajustó a una función 1D periódica que representa el perfil de la imagen de una red binaria producida por el ojo modelo

$$I(x) = A[1 + C \times \cos(2\pi x v_i + \varphi)], \quad (4.4)$$

donde A es una constante, v_i es la frecuencia imagen que proporciona el sistema de la red y que se expresa como $v_i = v_o/\Gamma$, donde v_o es la frecuencia objeto de la red y Γ es el aumento del sistema determinado por $\Gamma = f_E/f_2$, φ es el desfase del patrón y C es el contraste que se define como

$$C = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (4.5)$$

donde I_{\max} e I_{\min} son respectivamente los valores máximos y mínimos de intensidad en la imagen. Las Figs. 5.6a) y 5.6b) muestran respectivamente la imagen original y la procesada y en la Fig. 5.6c) se muestra el promedio de 1920 perfiles de la imagen procesada.

La frecuencia imagen v_i para una determinada frecuencia objeto v_o depende del aumento del sistema Γ y por lo tanto de la potencia de la LIO a medir. Por ese motivo, es más conveniente expresar la frecuencia espacial en función del ángulo subtendido α , que es independiente de la lente a evaluar y que depende exclusivamente de v_o y de la distancia focal de la lente L2. El ángulo α se define como $\alpha = 1/(2v_o f_2)$. El ángulo subtendido por el objeto se puede relacionar fácilmente con el correspondiente a un optotipo en una carta de agudeza visual. En este caso, se utilizó como objeto una red binaria de frecuencia 5 lp/mm que corresponde a un tamaño de objeto de 20/40 (0.5 en escala decimal) en una tabla de AV.

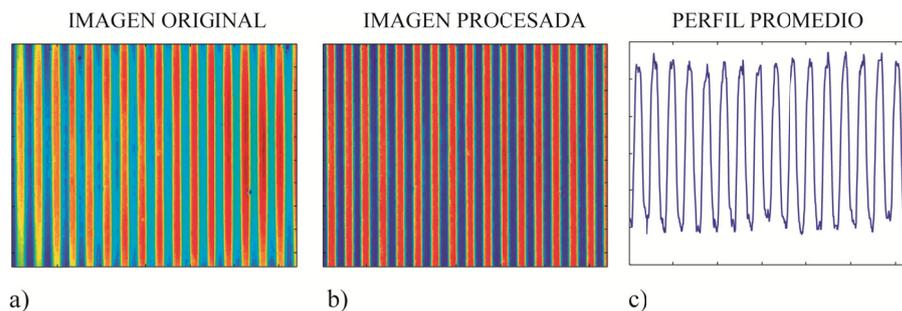


Figura 4.6. *a) Imagen original. b) Imagen procesada. c) Promedio de 1920 perfiles de la imagen procesada.*

Con el sistema propuesto también se puede realizar un análisis cualitativo del comportamiento de las LIOMs bajo iluminación policromática (sin filtros interferenciales en el sistema de iluminación) con el fin de obtener imágenes que se aproximan a las condiciones reales de visión. En este caso, como objeto se utilizaría, un test de resolución (USAF, U.S Air Force 1951) que presenta múltiples frecuencias discretas.

Para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo, se realizaron una serie de experimentos con el fin de evaluar las distintas causas de error que pueden afectar a los resultados obtenidos: posiciones absolutas de los focos, valor de la MTF en los focos y diferencia relativa entre ellos. Las distintas fuentes de error estudiadas fueron: el posicionamiento del motor, el efecto de la intensidad lumínica del LED en la pérdida de contraste, los errores de procesado y la manipulación de la LIO por parte del usuario. El resultado de estos estudios demuestra que la principal fuente de error del sistema es la manipulación de la LIO por parte del usuario y este error afecta tanto al valor de la calidad óptica en los focos como a la posición de los mismos. Por otra parte, para estudiar la sensibilidad del dispositivo, se evaluó la MTF para distintas posiciones axiales de una LIOM refractiva hidrófila en diferentes momentos durante el proceso de hidratación de la misma en contacto con la solución salina. En la

Fig. 4.7 se observan los cambios que el dispositivo es capaz de detectar durante el proceso de hidratación de una LIOM.

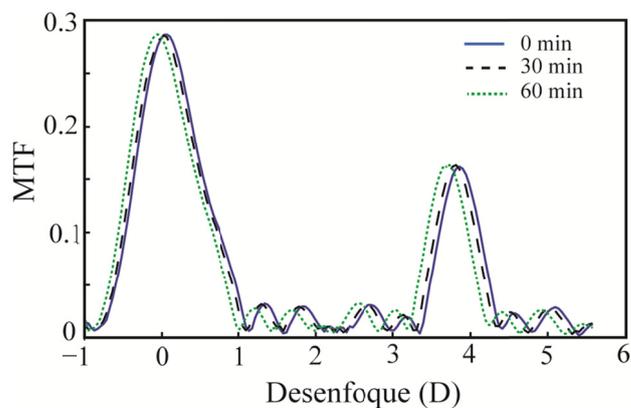


Figura 4.7. MTF para diferentes posiciones axiales para 3 momentos diferentes durante el proceso de hidratación de la LIOM.

4.5. Estudio de la PSF axial.

Para estudiar las propiedades de focalización de diferentes lentes se ha utilizado además un dispositivo experimental en el que un modulador espacial de luz (SLM) se usa para implementar diferentes lentes y estudiar sus propiedades de focalización de manera rápida sin necesidad de fabricarlas. Las lentes generadas en el SLM forman su imagen a diferentes distancias en el espacio imagen y una cámara CCD colocada en un motor paso a paso permite la captura de los planos transversales axiales (véase la Fig. 3.5a) (Calatayud, 2012a). Además, el SLM también puede ser utilizado para generar diferentes vergencias objeto y descentramientos pupilares sobre una determinada lente colocada *in situ* en el dispositivo experimental (Remón, 2012a). De esta manera, la PSF axial de la lente se obtiene sin necesidad de ningún elemento móvil en el montaje, sólo cambiando las vergencias objeto en el SLM mientras el plano imagen permanece fijo. El sistema propuesto presenta algunas ventajas con respecto a los dos montajes

anteriormente explicados ya que permite la medida de descentramientos de manera controlada, lo cual no es posible con los dos dispositivos anteriores. Además, puede caracterizar LIOMs difractivas que el sistema interferométrico no es capaz de analizar y al medir directamente la PSF proporciona información de como se comporta un determinado sistema óptico para cualquier frecuencia espacial imagen y no sólo para un valor de frecuencia como el sistema de análisis de objetos extensos.

En la Fig. 4.8 se muestra el esquema del montaje experimental propuesto para la medida de la PSF axial de una LIOM. El elemento fundamental del dispositivo es el SLM (LCoS-SLM; Holoeye PLUTO, con 255 niveles de gris, tamaño del pixel $8\ \mu\text{m}$ y 1920×1080 pixels) que controla el haz de iluminación que incide sobre la LIOM a medir. El SLM se ha calibrado para alcanzar una diferencia de fase 2π para $\lambda = 633\ \text{nm}$ (modulación sólo de fase). Un sistema $4f$ (formado por las lentes L2 y L3) se utiliza para el filtrado espacial de la señal. El proceso de filtrado se consigue añadiendo una fase lineal, que actúa como portadora, a la fase programada en el SLM. De esta manera, la fase deseada es guiada dentro del primer orden de difracción y fácilmente aislada colocando un estenope en el plano focal de la lente L2. Esto permite evitar el ruido provocado por reflexión especular (orden cero de difracción) y los altos órdenes de difracción debidos al pixelado del SLM. Las lentes L2 y L3 forman un sistema afocal de aumento 0.5 que conjuga ópticamente el plano del SLM con el de la pupila de salida. Para compensar el efecto de las distorsiones introducidas por el modulador y por los otros elementos ópticos del montaje, se midieron las aberraciones del frente de onda en la pupila de salida del sistema con un sensor Hartmann-Shack (HS) y el complejo conjugado de la fase resultante fue añadido al SLM. La LIOM a medir se coloca en la cubeta de láminas plano paralelas y se sitúa en el plano conjugado al SLM, es decir, en la pupila de salida del sistema. Una cámara CCD (12-bits, 1280×960 píxeles; tamaño del píxel de $3.75\ \mu\text{m}$) acoplada a un objetivo de microscopio (10X) se utiliza para capturar el campo

difractado por la LIOM cuando se ilumina con las vergencias generadas en el SLM. Este sistema de detección de imagen se encuentra situado en el plano focal de lejos de la LIOM.

La fase en el SLM se programó para incluir un nivel arbitrario de desenfoque (grado variable de vergencias), y descentramientos. Se generaron 51 vergencias (desde -1.0 D hasta 5.5 D en pasos de 0.125 D) y 3 descentramientos (0, 0.25 y 0.5 mm) para un diámetro de 6 mm en el plano del SLM.

La fase programada se expresa matemáticamente como

$$\phi_{SLM}(x, y) = circ\left(\frac{\sqrt{(x-x_c)^2 + y^2}}{a}\right) \left[\phi_c + \frac{D\pi}{\lambda} \left((x-x_c)^2 + y^2 \right) \right] \quad (4.6)$$

donde la función *circ* define una apertura binaria circular de radio a y x_c es la cantidad de descentramiento en el eje x . El segundo término entre corchetes representa la fase correspondiente al desenfoque; D es la vergencia o desenfoque en dioptrías, λ es la longitud de onda y ϕ_c la fase de la portadora lineal mencionada anteriormente, que actúa como un prisma y permite separar la señal dentro de la apertura circular y controlar el tamaño y forma de la misma.

Para cada vergencia objeto programada en el SLM, se capturaron 8 imágenes con diferente tiempo de exposición con el fin de aumentar el rango dinámico y la relación señal-ruido de la CCD. El control del SLM, la captura y el procesamiento de las imágenes se automatizó con un programa propio desarrollado en LabVIEW®.

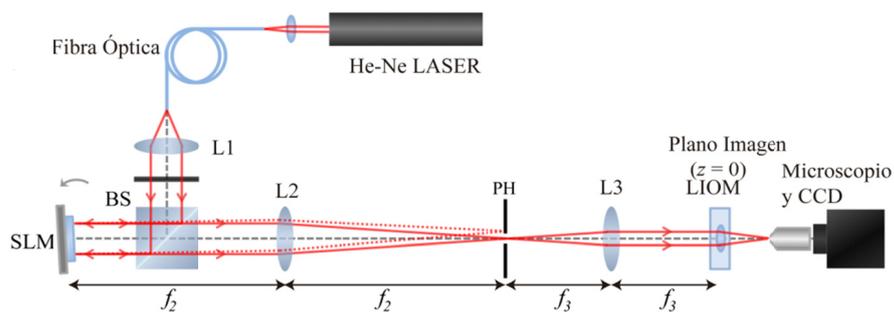


Figura 4.8. Esquema del montaje experimental usado para la medida de la PSF axial en LIOMs. La generación de vergencias se consigue con el SLM, que modula el haz colimado a $\lambda = 633 \text{ nm}$. Las distancias focales del sistema telecéntrico son $f_2 = 20 \text{ cm}$ y $f_3 = 10 \text{ cm}$. PH es un estenope para filtrar la señal en el plano de Fourier de la lente L2. La LIOM se coloca en el plano imagen, conjugado ópticamente con el SLM. El sistema de detección, que incluye la cámara CCD y un objetivo de microscopio, está colocado en el plano de lejos que proporciona la LIOM.

Con el fin de probar las capacidades del dispositivo propuesto, se midió la PSF axial generada por una lente comercial (Tecnis ($Ad_N=4 \text{ D}$)) a partir de la generación de las diferentes vergencias en el SLM. En la Fig. 4.9 se muestra el resultado obtenido. Por comparación, en la misma figura se muestra el resultado numérico calculado utilizando la aproximación de Fresnel-Kirchhoff. Como puede verse, los resultados experimentales están de acuerdo con las predicciones teóricas. Nótese que la longitud de onda utilizada en el dispositivo ($\lambda=633 \text{ nm}$) es diferente a la de diseño ($\lambda_0=555 \text{ nm}$), y por lo tanto, la distancia focal cambia (véase la Ec. 2.7) y la eficiencia se reduce (véase la Ec. 2.8). A partir de esas ecuaciones se obtiene que el valor de la $Ad(\lambda)= 4.6 \text{ D}$ y que la proporción de energía entre ambos focos es de 0.61, valores que pueden comprobarse en la Fig. 4.9.

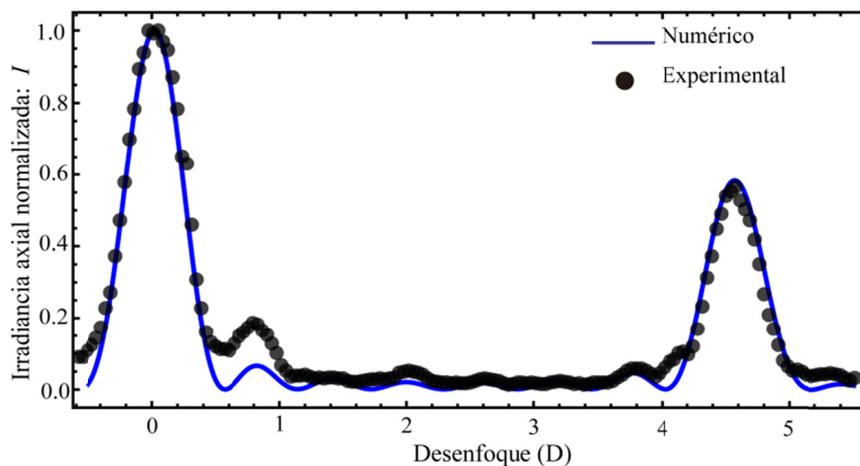


Figura 4.9. *Intensidad axial normalizada obtenida experimentalmente a partir de la generación de vergencias en el SLM. En línea continúa se muestra el resultado numérico obtenido dentro de la aproximación de Fresnel-Kirchhoff.*

A partir de la PSF axial experimental se han calculado la MTF en función del desenfoque para los casos centrado y descentrado. En la Fig. 4.10a se muestran los resultados obtenidos. Las líneas horizontales representan el foco de lejos y de cerca y los perfiles a lo largo de estas dos líneas proporcionan la MTF 1D que se muestran en la Fig. 4.10b. Nótese que existe una dependencia no lineal de la MTF en función del descentramiento.

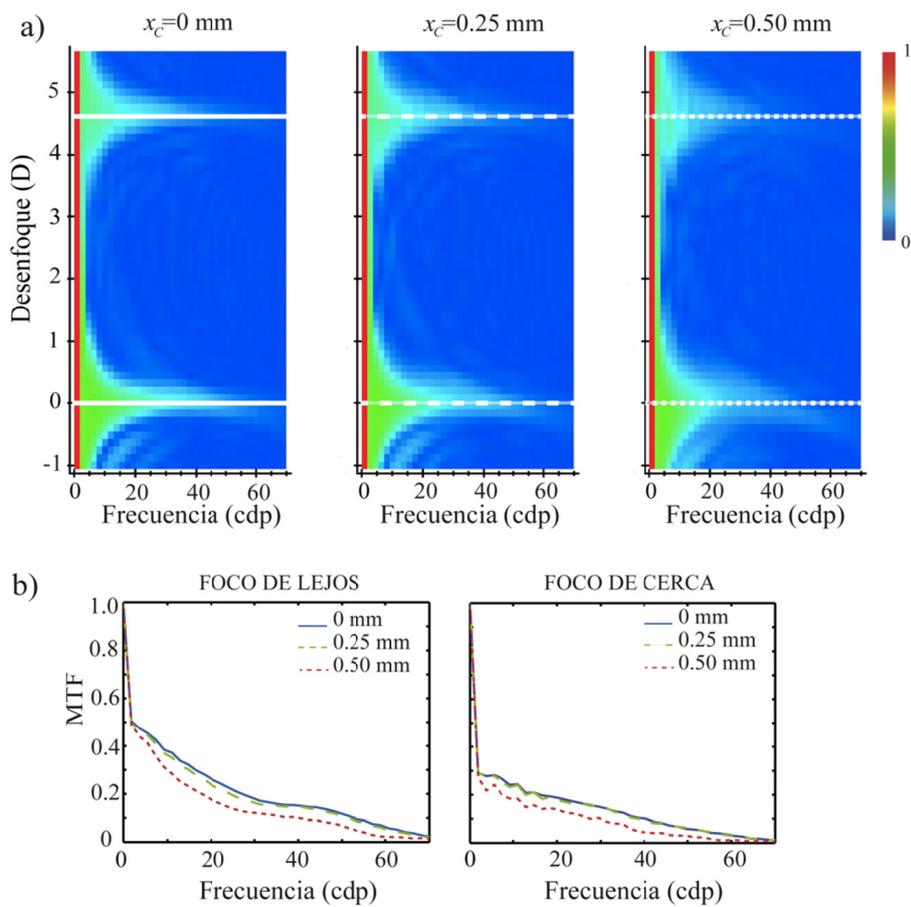


Figura 4.10. a) MTF en función del desenfoque calculada a partir de la PSF axial para diferentes cantidades de descentramientos. b) MTF 1D para el foco de lejos y de cerca de la Fig. 4.10a) (líneas horizontales).

CAPÍTULO 5:

Medida de la calidad óptica de los nuevos diseños.

5.1. Introducción.

En este capítulo se muestran los resultados de las medidas de calidad óptica obtenidas con los nuevos diseños de LIOMs fractales propuestos y se comparan con las correspondientes a algunos modelos de LIOMs comerciales. En primer lugar se describen las características de las LIOMs fractales y comerciales que se evaluarán. A continuación se describe el procedimiento para la caracterización de las LIOMs. El primer objetivo fue la medida de los parámetros ópticos (curvaturas, potencias y tamaños de anillos) de las LIOMs fractales diseñadas. El segundo objetivo fue comparar la calidad óptica de las LIOMs propuestas con las comerciales. Para ello se utilizaron los montajes descritos en el capítulo 4. Se evaluó la MTF 1D de las LIOMs fractales y la lente ReZoom haciendo uso del sistema interferométrico. Con el dispositivo análisis de imágenes de objetos extensos se midió la MTF para diferentes posiciones axiales, en función del diámetro pupilar y de la longitud de onda para todas las LIOMs. Por último, se realizó un estudio cualitativo de calidad de imagen proporcionado por los distintos modelos con luz policromática. La medida objetiva de parámetros de fabricación y propiedades ópticas se completa al final del capítulo con medidas subjetivas de calidad de imagen obtenidas en ojos reales.

5.2. Lentes intraoculares multifocales evaluadas y protocolo de medida.

Aunque se han diseñado y fabricado diferentes LIOMs con distintos parámetros de diseño, los cuales han sido explicados en el Capítulo 3, en este capítulo sólo se presentan los resultados de los 2 tipos de LIOMs

fractales que proporcionan una mejor calidad óptica. La única diferencia que existe entre estas 2 lentes es la alternancia entre las zonas y por lo tanto el número de zonas destinadas para visión de lejos y de cerca. La nomenclatura que se utiliza para denominarlas es: 6FI y 6FD, donde el 6 representa el diámetro máximo donde se distribuye el perfil, F indica que la lente diseñada tiene una geometría fractal y la letra: I o D que representa la alternancia de las zonas para visión de lejos y cerca (I: centro-lejos) (D: centro-cerca). Los radios de curvatura de la cara anterior son: 12.42 mm y 9.73 mm para la potencia de lejos y cerca respectivamente y el radio de la cara posterior es 22.89 mm. Los parámetros de diseño de las LIOMs 6FI, 6FD y de las 4 LIOMs comerciales analizadas se muestran en la Tabla 5.1. La distribución y el tamaño de las zonas de las dos LIOMs fractales se muestran en la Fig. 5.1.

Nombre	P_l/ Ad	Tipo
6FI y 6FD	19.5 D/ 3.5 D	Fractal
ReZoom	19.5 D/ 3.5 D	Refractiva Zonal
Tecnis	22 D/ 4 D	Híbrida
Restor	22.5 D/ 4 D	Híbrida Apodizada
AcriLisa	13.5 D/ 3.75 D	Híbrida

Tabla 5.1. Características de las LIOMs fractales y comerciales evaluadas.

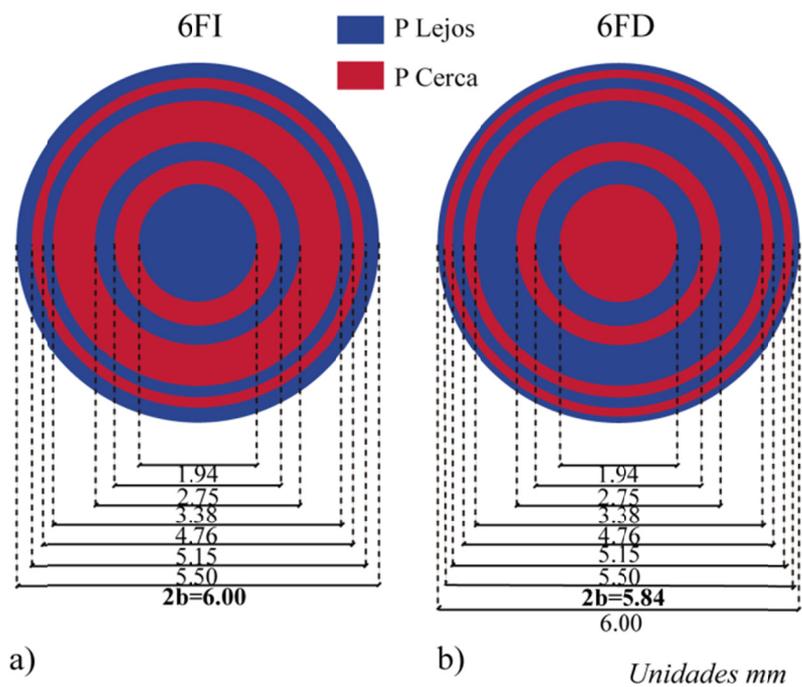


Figura 5.1. *Tamaño y distribución de zonas de las LIOMs fractales:*
a) 6FI y b) 6FD.

5.3. Control de calidad de parámetros de fabricación.

Para determinar la potencia y la curvatura de cada una de las zonas de la LIOM se utilizan dos métodos de medida. El primer método utiliza la fase que se obtiene del sistema KALEO. El segundo método utiliza los datos medidos con el perfilómetro para caracterizar de manera independiente las dos superficies de la lente, por lo que permite detectar defectos locales de la superficie.

Para calcular las potencias a partir de la fase que proporciona el sistema KALEO se emplea el procedimiento descrito en la sección 4.3. (véase la Fig. 4.4). Los valores de potencias medidos por zonas y el valor de Adición se muestran en la Tabla 5.2. Para cuantificar la diferencia entre el valor teórico y el experimental se ha calculado el error relativo definido como la diferencia en tanto por ciento entre el valor teórico (véase la Tabla 5.1) y el experimental. En la Tabla 5.2 se observa que $\varepsilon_r < 3\%$ en todos los casos y que la desviación estándar entre los diferentes modelos es muy pequeña lo que indica que el proceso de fabricación es repetible. Sin embargo, puede verse que la desviación estándar y el error relativo son máximos en el centro de la lente. Esto es debido a la presencia de un defecto (elevación o depresión) en esa región como consecuencia del proceso de fabricación.

	P zona1 (D)	P zona2 (D)	P zona3 (D)	P zona4 (D)	Adición (D)
6FI	19.88±0.11 (1.94 %)	23.36±0.06 (1.84 %)	19.81±0.09 (1.58 %)	23.20±0.05 (1.02 %)	3.44 (1.71 %)
6FD	23.40±0.17 (2.05 %)	19.88±0.10 (1.94 %)	23.13±0.08 (0.66 %)	19.63±0.06 (0.66%)	3.51 (0.28 %)

Tabla 5.2. *Potencia media de tres lentes de cada modelo fractal calculada a partir de la fase que proporciona KALEO. Entre paréntesis se muestra el error relativo. La última columna corresponde al valor de la Ad.*

En la Tabla 5.3 se muestran los radios de curvatura obtenidos a partir de los datos que proporciona el sistema SENSOFAR para cada una de las caras y el error relativo, calculado igual que en la Tabla 5.2. Puede comprobarse que $\varepsilon_r < 2\%$ en todos los casos. El procedimiento utilizado para calcular los radios es el mismo que en el sistema interferométrico (véase la sección 4.3). A partir de estos radios de curvatura, el valor de la potencia en cada zona se calcula a partir de las expresiones descritas en el Tabla 2.1.

	Cara 1				Cara 2
	R zona1 (mm)	R zona2 (mm)	R zona3 (mm)	R zona4 (mm)	
6FI	12.66 (1.93 %)	9.81 (0.82 %)	12.40 (0.16 %)	9.77 (0.41 %)	22.74 (0.65 %)
6FD	9.65 (0.82 %)	12.43 (0.08 %)	9.83 (1.02 %)	12.62 (1.61 %)	22.74 (0.65 %)

Tabla 5.3. Radios de curvatura de ambas caras de las LIOMs fractales medidos con el perfilómetro. Entre paréntesis se muestra el error relativo.

En la Fig. 5.2 se representa la diferencia entre la potencia teórica y la potencia obtenida por los dos métodos de medida para las dos LIOMs consideradas. A pesar de las diferencias obtenidas es necesario mencionar que en los dos métodos utilizados los valores de potencia obtenidos en cada zona están comprendidas en los límites de tolerancia especificados en la Norma UNE EN ISO 11979-2, que determina que para la gama de potencias [$>15D$ a $\geq 25D$] la tolerancia es de $\pm 0.4 D$.

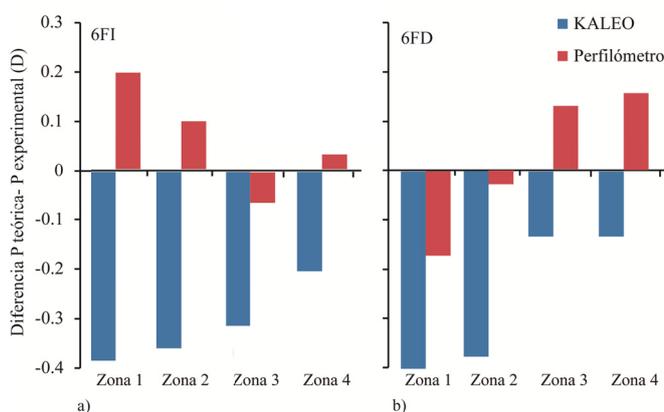


Figura 5.2. Discrepancia entre los valores de potencia teórica y experimental por los dos métodos utilizados: a) Lente 6FI y b) Lente 6FD.

La medida del tamaño de las zonas se realizó con el sistema interferómetro a partir de la diferencia de las fases medidas para una lente monofocal y una multifocal de la misma potencia base (igual potencia de lejos). La Fig. 5.3a muestra la fase resultante obtenida. En la Fig. 5.3b se representa en rojo el perfil promedio en las dos direcciones perpendiculares del mapa de fase representado en la Fig. 5.3a. Por comparación, en la misma figura se representa en negro el perfil teórico de la Adición. En la Tabla 5.4 se muestra el tamaño de los anillos de cada zona y el error relativo, teniendo en cuenta los tamaños teóricos (véase la Fig. 5.1) y los experimentales. Se observa que $\varepsilon_r < 6\%$ en todos los casos.

	Zona 1 (mm)	Zona2 (mm)	Zona3 (mm)	Zona 4 (mm)
6FI	0.99±0.08 (2.06 %)	1.40±0.15 (2.18 %)	1.77±0.17 (5.35 %)	2.3±0.13 (2.38 %)
6FD	1.00±0.10 (3.09 %)	1.39±0.10 (2.18 %)	1.74±0.12 (3.57 %)	2.3±0.10 (2.38 %)

Tabla 5.4. *Tamaño medio de los anillos de cada zona de 3 lentes de cada modelo de las LIOMs fractales. Entre paréntesis se muestra el error relativo entre el valor teórico y el experimental.*

Para comprobar la repetitividad del proceso de fabricación se midieron las MTFs para diferentes posiciones axiales para dos tamaños de pupila y dos LIOMs de cada modelo (6FI y 6FD). El resultado se representa en la Fig. 5.4. Se observa que el valor de calidad óptica obtenida para los casos considerados es similar y solamente existe un pequeño desplazamiento axial entre ambos modelos de lentes, que se debe a la posición de la lente en la cubeta.

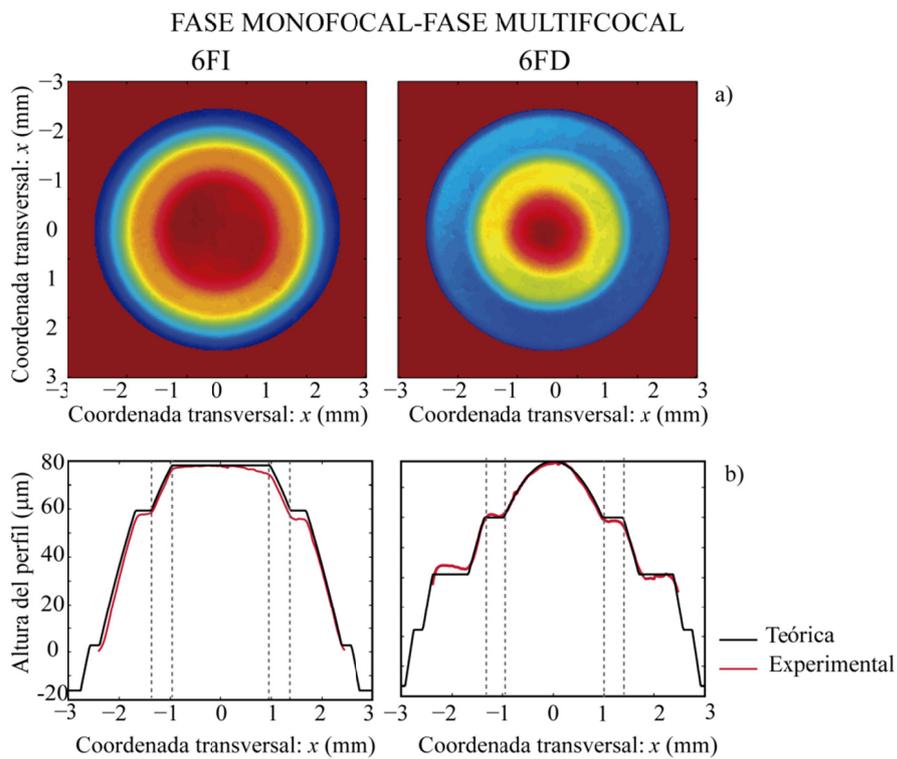


Figura 5.3. a) Fase resultante obtenida como la diferencia de fase entre una LIO monofocal y las LIOMs fractales de la misma potencia base. b) Perfil promedio en las direcciones perpendiculares del mapa de fase resultante de la Fig. a). Las líneas verticales señalan el tamaño de dos zonas de las LIOMs fractales.

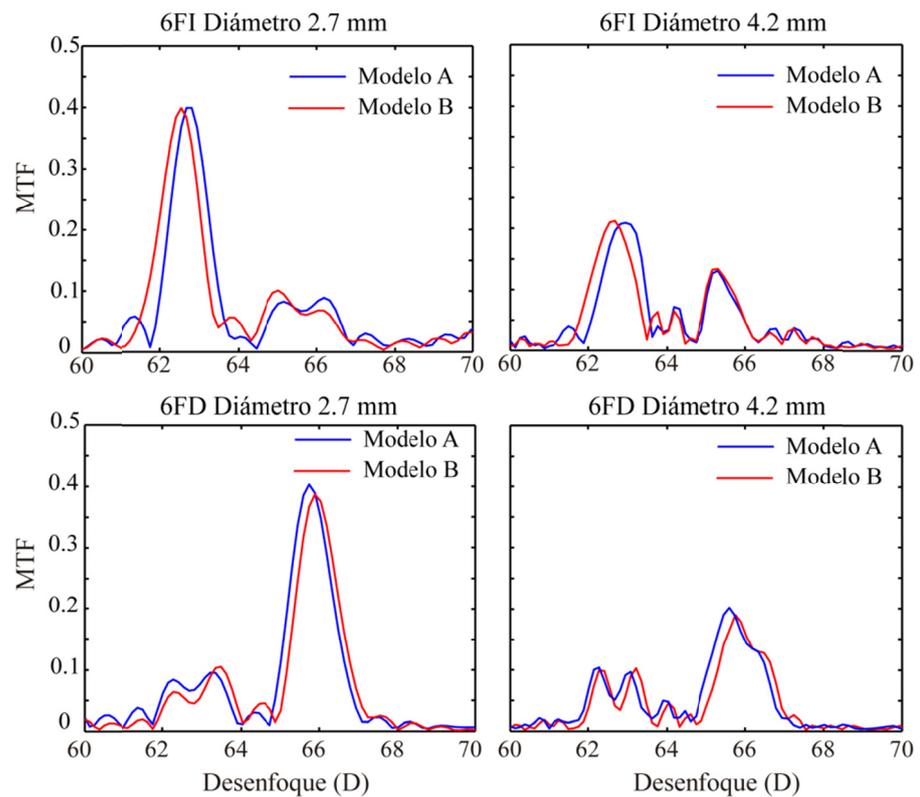


Figura 5.4. *MTF para diferentes posiciones axiales obtenidas a partir del sistema interferométrico para dos tamaños de pupila y dos lentes de cada modelo (6FI y 6FD).*

5.4. Análisis comparativo de las propiedades ópticas de las lentes intraoculares multifocales fractales.

La primera parte del procedimiento de evaluación de la calidad óptica de las LIOMs fue la medida de la MTF 1D con el sistema KALEO. En el Fig. 5.5 se muestra el valor de la MTF 1D para las dos lentes fractales

6FI y 6FD y la lente refractiva ReZoom evaluadas en las condiciones que describe la Norma 11979-9. Para pupilas pequeñas (2.5 mm) se observa que la lente 6FI y la ReZoom dan preferencia al foco destinado para la visión lejana y por el contrario la lente 6FD da preferencia al foco cercano. Para pupilas grandes (4.5 mm) y visión de lejos las tres lentes tienen prácticamente el mismo comportamiento. Las curvas de MTF 1D para las lentes 6FI y ReZoom se representan en la Fig. 5.6. En este caso la lente 6FD no se muestra porque la filosofía del diseño es diferente. Como se puede apreciar en la Fig. 5.6 para pupilas pequeñas y visión de lejos la lente Rezoom presenta una mejor calidad que la lente 6FI, mientras que sucede lo contrario para visión de cerca y el mismo tamaño de pupila.

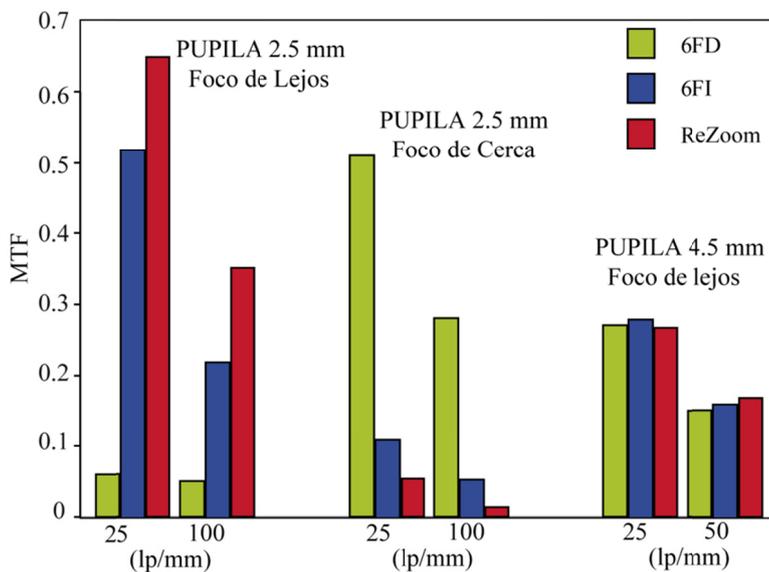


Figura 5.5. MTF 1D para las dos LIOMs fractales y la lente refractiva ReZoom medidas en las condiciones que especifica la Norma UNE EN ISO 11979-9.

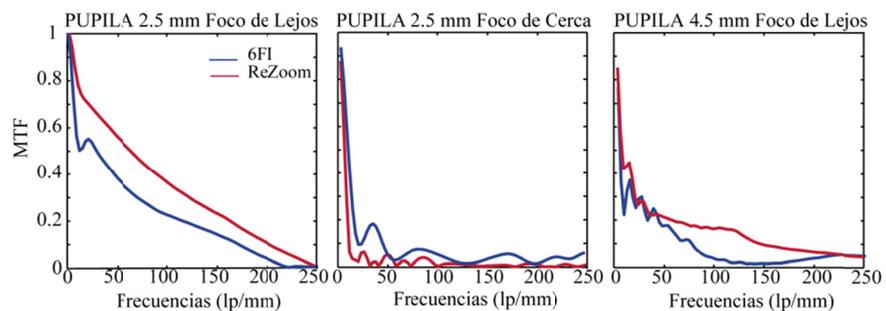


Figura 5.6. *MTFs 1D para las lentes 6FI y ReZoom.*

La evaluación de la MTF para diferentes posiciones axiales se realizó haciendo uso del sistema de análisis de imágenes de objetos extensos descrito en la sección 4.4. Los resultados obtenidos para la MTF monocromática ($\lambda=560$ nm) para diferentes posiciones axiales y dos diámetros pupilares diferentes (2.7 mm y 4.2 mm), con la córnea artificial insertada en el ojo modelo, se muestran en la Fig. 5.7 para las LIOMs fractales y las comerciales. Se observa que los máximos de la MTF para visión de cerca se obtienen para las vergencias objeto que corresponden con el valor de la Adición medida en el plano corneal tal y como se calculó en la sección 4.2. Para pupila de 4.2 mm las lentes 6FI, ReZoom, Restor y AcriLisa proporcionan una mayor distribución de luz al foco de lejos que al de cerca, la lente Tecnis divide equitativamente la energía entre los dos focos y la lente 6FD da preferencia al foco destinado a la visión cercana.

Para pupila de 2.7 mm la lente 6FI le sigue dando una mayor preferencia al foco de lejos, mientras el foco de cerca presenta el mismo comportamiento que para pupila de 4.2 mm, la lente ReZoom presenta una clara dominancia para el foco de lejos, comportándose casi como una lente monofocal, la lente Restor presenta una pequeña dominancia para el foco de lejos a pesar de que el valor de la MTF para el foco de cerca ha aumentado con respecto a la pupila de 4.2 mm, las lentes Tecnis y AcriLisa presentan el mismo comportamiento que para pupila grande y la lente 6FD le sigue

dando mayor preferencia al foco para visión cercana, mientras que el foco para visión lejana presenta el mismo comportamiento que para pupila de 4.2 mm.

En la Fig. 5.7 aparece la frecuencia imagen evaluada para cada una de las LIOMs. El cálculo de la frecuencia imagen se ha explicado en la sección 4.4 y depende exclusivamente del aumento del sistema y por lo tanto de la potencia de la LIO a medir.

Por comparación, en la Fig. 5.8 se muestran los valores máximos de la MTF (datos obtenidos a partir de la Fig. 5.7) en el foco de lejos y de cerca en función del diámetro pupilar para las diferentes LIOMs. En términos generales, se observa que la lente ReZoom y la 6FI presentan una dominancia para el foco de lejos para los dos diámetros pupilares. En este caso los resultados para las lentes refractivas confirman los obtenidos con el sistema interferométrico. Por otra parte, las lentes híbridas y la 6FD tienen una visión cercana de mejor calidad que la que se obtiene con la Rezoom y la 6FI. Sin embargo, la lente Rezoom presenta una visión cercana de peor calidad que la lente 6FI. La lente Tecnis, como se ha comentado anteriormente, reparte equitativamente la energía entre los dos focos independientemente del tamaño pupilar. La lente Restor para pupilas grandes reparte la energía de forma asimétrica dando preferencia el foco de lejos y la lente AcriLisa reparte la energía de forma no simétrica entre ambos focos, siendo este reparto independiente del tamaño de la pupila. La lente 6FD presenta una dominancia en el foco de cerca para los dos tamaños de pupila, por lo que esta lente podría utilizarse en sujetos que requieran una visión cercana de alta calidad.

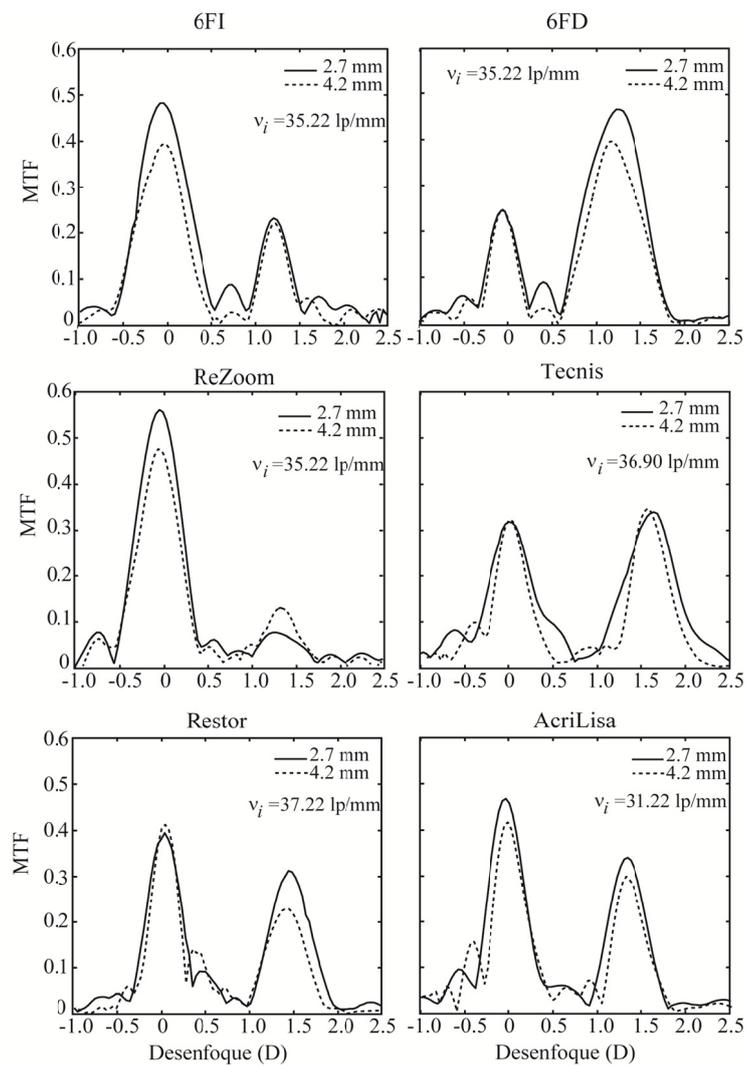


Figura 5.7. MTFs monocromáticas para diferentes posiciones axiales y dos diámetros pupilares con córnea artificial. El desenfoco cero corresponde a la medida del foco de lejos.

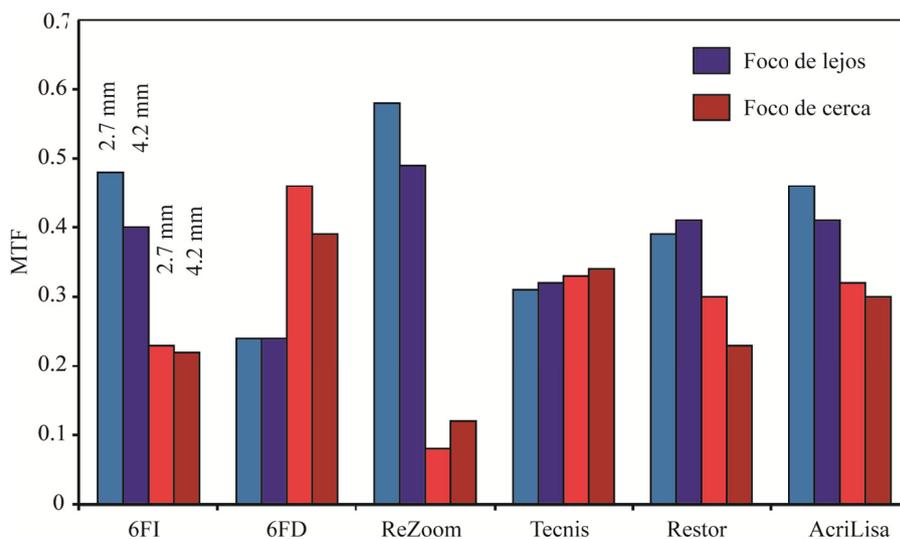


Figura 5.8. Valor de la MTF en función del diámetro pupilar para los dos focos y todas las LIOMs. Datos obtenidos a partir de la Fig. 5.7.

Para valorar el comportamiento policromático se midió la MTF para diferentes posiciones axiales y 3 longitudes de onda (490 nm, 560 nm y 630 nm) para un diámetro pupilar de 4.2 mm. En este caso para obtener una mayor resolución axial se utilizó el dispositivo sin córnea artificial. En todas las medidas, las imágenes se registraron situando el sistema de detección en el foco de lejos para $\lambda=560$ nm. En la Fig. 5.9 se muestran los resultados obtenidos para todas las LIOMs. Se observa que los máximos de la MTF para 560 nm (longitud de onda de diseño) se obtienen para vergencias objeto que corresponden con el valor de la adición nominal proporcionada por el fabricante. Se evaluaron dos parámetros en función de la longitud de onda: por una parte, la diferencia en la posición axial de los focos y por otra la relación de intensidad para cada foco. La diferencia en la posición axial se calculó como la diferencia en dioptrías entre la posición para el foco rojo

y el azul, (el valor aparece en la figura y la flecha indica la dirección de la misma). Se observa que el foco de lejos de todas las LIOMs tiene un comportamiento refractivo ya que la longitud focal para el azul es más corta que para el rojo. Sin embargo, en el foco de cerca las lentes Tecnis y AcriLisa muestran una aberración cromática mayor y de signo opuesto a la que presenta el foco de lejos de la misma lente. Las lentes Rezoom, 6FI y 6FD en el foco de cerca presentan el mismo comportamiento que en el foco de lejos y la lente Restor presenta una aberración cromática despreciable, debido a que el foco de lejos tiene una aberración de 1.01 D que compensa la del foco de cerca.

Por otra parte se observa que la distribución de energía en cada foco es altamente dependiente de la longitud de onda para LIOMs híbridas, tal y como se ha explicado en el capítulo 2 (véase la Ec. 2.8). Por ejemplo en la lente Tecnis, la distribución de energía entre los focos de cerca y de lejos pierde progresivamente la relación de 50/50, al alejarse de la longitud de onda de diseño. Así, mientras que con la longitud de onda 630 nm el foco de cerca muestra una intensidad máxima un 30% inferior que la del foco de lejos, con una longitud de onda de 490 nm ocurre lo contrario y el foco de cerca es más intenso que el correspondiente foco de lejos. El mismo efecto ocurre en las lentes AcriLisa y Restor. Por el contrario, para la lente ReZoom, 6FI y 6FD, el máximo de la MTF para los dos focos apenas se modifica al cambiar la longitud de onda. Sin embargo, nótese que en las lentes 6FI y 6FD existe una superposición parcial entre los focos secundarios para las diferentes longitudes de onda. Es decir, el foco para el rojo y el foco para el azul se solapan en determinadas posiciones axiales junto a los focos de las longitudes de onda intermedias.

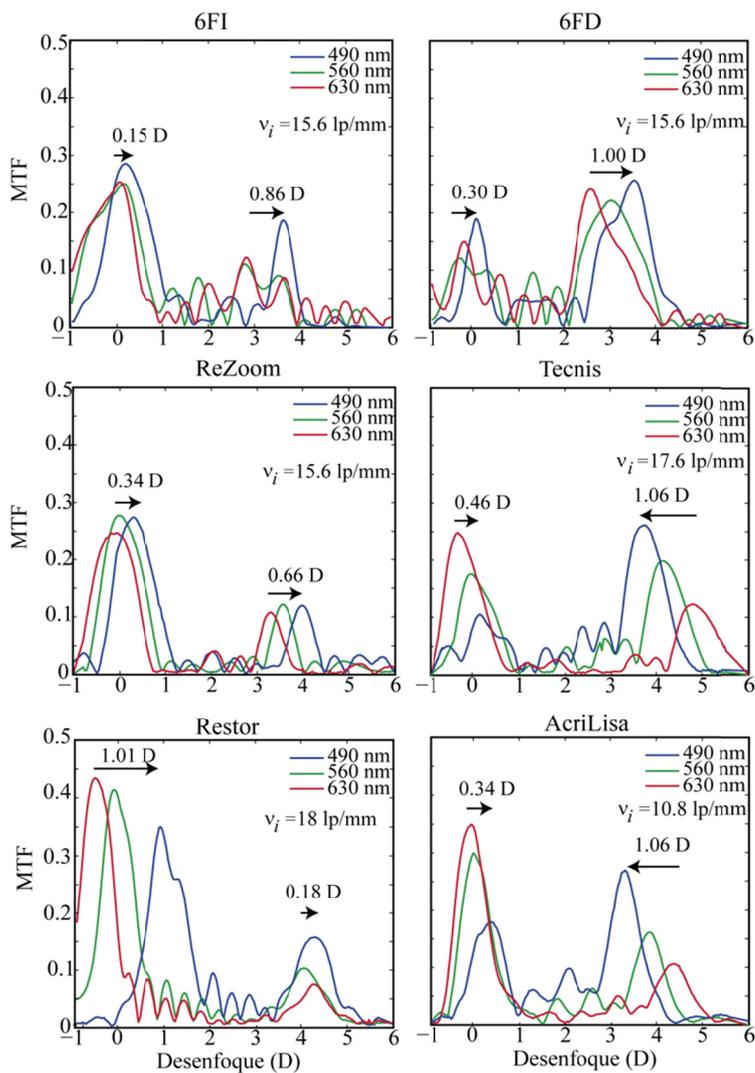


Figura 5.9. MTFs policromáticas para diferentes posiciones axiales y un diámetro pupilar de 4.2 mm sin córnea artificial. El desenfoco cero corresponde a la medida del foco de lejos. Las flechas indican la dirección de la aberración cromática y su valor.

Por último, se realizó un análisis policromático cualitativo para valorar como las diferentes LIOMs se comportan con luz blanca con el fin de obtener imágenes que se aproximan a las condiciones visuales reales. En este caso se utilizó como objeto test el USAF que presenta múltiples frecuencias discretas. En la Fig. 2.10 y 2.11 se muestran las imágenes para el foco de lejos y de cerca obtenidas con el ojo modelo para un diámetro de 2.7 mm y 4.2 respectivamente. Se presentan todas las LIOMs, excepto la 6FD. En la misma figura se muestran dos planos desenfocados ± 0.25 D alrededor del foco para estudiar la profundidad de foco de las mismas. Se observa que las lentes Tecnis y AcriLisa presentan una mayor aberración cromática en el foco de cerca que los otros modelos de lentes y ésta se hace más evidente para un tamaño de pupila de 4.2mm. A pesar de esta aberración cromática estas lentes presentan una mejor calidad en ese foco que la que se obtiene con la lente ReZoom. Como puede verse, la lente Restor presenta una mayor aberración cromática en el foco de lejos que en el de cerca. Por otra parte se observa que la lente 6FI presenta una mayor profundidad de foco que los otros modelos para visión de lejos y los dos tamaños de pupila. La profundidad de foco para la visión de cerca es parecida en todos los modelos. Los resultados obtenidos están en concordancia con los resultados cuantitativos presentados anteriormente.

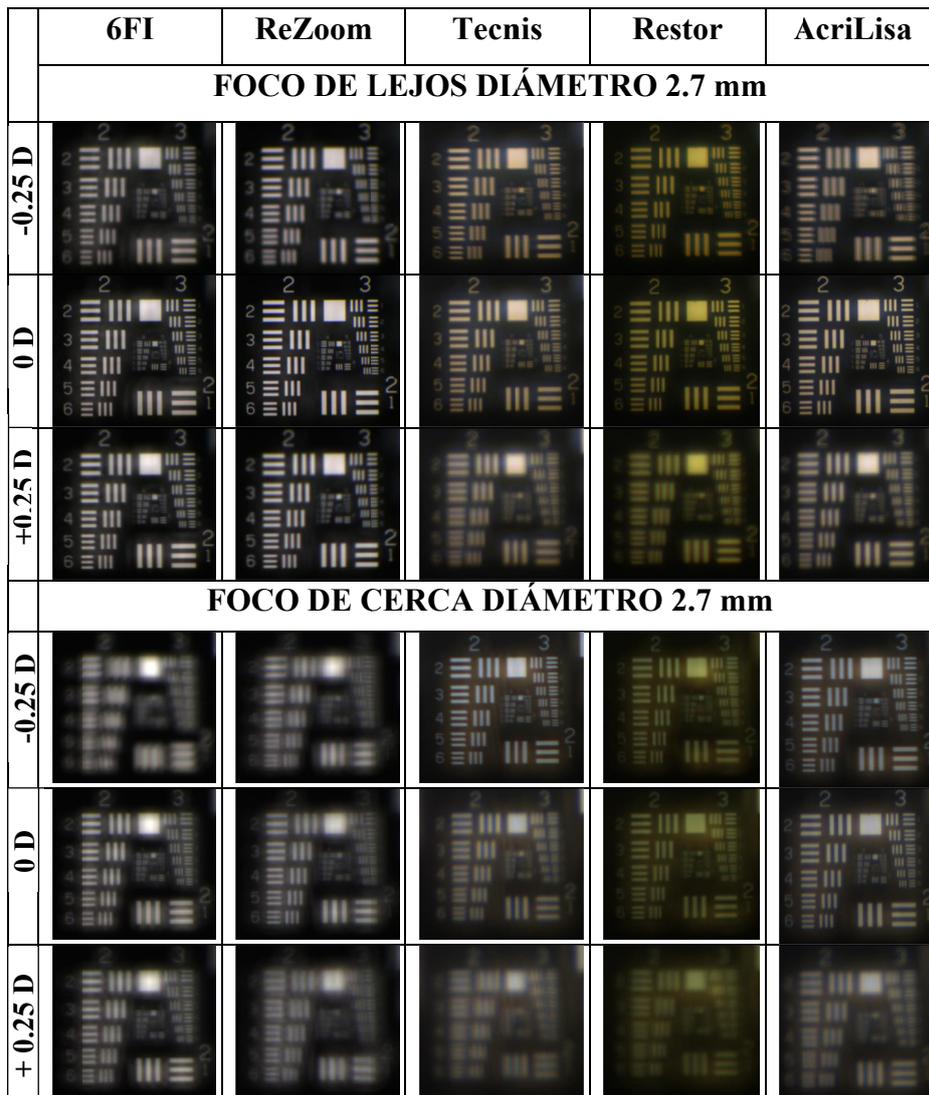


Figura 5.10. *Imágenes del USAF obtenidos con luz blanca para los dos focos y un diámetro pupilar de 2.7 mm.*

	6FI	ReZoom	Tecnis	Restor	AcriLisa
FOCO DE LEJOS DIÁMETRO 4.2 mm					
-0.25 D					
0 D					
+0.25 D					
FOCO DE CERCA DIÁMETRO 4.2 mm					
-0.25 D					
0 D					
+0.25 D					

Figura 5.11. *Imágenes del USAF obtenidos con luz blanca para los dos focos y un diámetro pupilar de 4.2 mm.*

5.5. Evaluación de la calidad visual después de cirugía de cataratas.

El objetivo de la cirugía de la catarata, además de restituir el cristalino opacificado por una LIO, es el conseguir un resultado refractivo lo más próximo a la emetropía y evitar la aparición de astigmatismo inducido por la propia operación. Sin embargo, el astigmatismo sigue siendo una de las principales causas de deterioro visual en el paciente operado de cataratas.

El astigmatismo previo a la cirugía influye en el resultado refractivo postoperatorio, y puede constituir uno de los factores determinantes en la elección de la técnica a aplicar en cirugía de la catarata (Raviv, 2000). Cuando el astigmatismo preoperatorio es importante, una técnica “*anastigmática*” (no inductora de astigmatismo) como la incisión pequeña deja de ser ventajosa. Por lo tanto si se desea reducir el astigmatismo preexistente, puede ser preferible incluso una incisión grande, realizada en el meridiano apropiado, que lo induzca (Nichamin, 2003). Para minimizar el astigmatismo postoperatorio es necesario conocer el astigmatismo total o refractivo previo a la operación, obtenido como la suma del astigmatismo corneal más el interno (que engloba el debido al cristalino y a la segunda superficie de la córnea). Puesto que en la operación el cristalino es extraído y el único astigmatismo que queda es el corneal, es interesante conocer la relación entre el astigmatismo refractivo y corneal, ya que este último puede ser minimizado, como se ha comentado anteriormente, con incisiones adecuadas en el momento de la intervención (Lever, 2000). En un trabajo reciente (Remón, 2009) se estudió la relación entre ambos tipos de astigmatismo (refractivo y corneal) en sujetos adultos, encontrando que el astigmatismo refractivo está altamente relacionado con el corneal. Los resultados de este trabajo confirman por una parte los ya obtenidos en otros trabajos (Keller, 1996; Tong, 2001; Shankar, 2004; Dobson, 1999) y por otra parte han permitido proponer una regla de Javal generalizada, basada en un análisis vectorial, que posibilita analizar no sólo cambios de potencias

sino también de orientación y hacer predicciones en astigmatismos oblicuos. Estos resultados podrían ser de utilidad en cirugía de cataratas ya que al conocer el valor del astigmatismo corneal y las relaciones estadísticas entre el tipo de incisión y el astigmatismo inducido, se podrían realizar incisiones en el meridiano apropiado para reducir el astigmatismo preoperatorio. Como consecuencia de la reducción del astigmatismo corneal en la operación, podrían ser implantadas lentes esféricas, puesto que la implantación de LIOs tóricas (Till, 2002) no está muy extendida, debido a las dificultades en predecir su posición final debido a su rotación postoperatoria.

Por otra parte, cuando se comiencen los ensayos clínicos en sujetos implantados con LIOMs, se requerirán tanto métodos objetivos como subjetivos para valorar el éxito de la operación y conocer la satisfacción visual del paciente. En este sentido también se han hecho algunas contribuciones y son las que se describen a continuación. Como método subjetivo, la medida de la AV sigue siendo el parámetro más utilizado en las evaluaciones clínicas. La relación entre el grado de ametropía esférica y la AV se ha estudiado extensamente desde el punto de vista experimental tanto para ametropías reales como simuladas y diversos trabajos proponen relaciones cuantitativas entre ambas magnitudes (Boltz, 1983; Peters, 1961). Sin embargo, para el caso de las AVs asociadas al astigmatismo se ha propuesto, para el caso más general, que el módulo del vector de potencia dióptrica $|u|$ es el parámetro más idóneo para establecer la relación entre la ametropía y la AV (Raasch, 1995). El módulo de dicho vector se define como (Thibos, 1994; Harris, 1991)

$$|u| = \sqrt{M^2 + J_0^2 + J_{45}^2}, \quad (5.1)$$

donde M , J_0 y J_{45} son las componentes del vector, definidas como $M = E + C/2$; $J_0 = -C/2 \cos(2\alpha)$ y $J_{45} = -C/2 \sin(2\alpha)$. Nótese que según la Ec. 5.1 el módulo del vector potencia dióptrica no depende del eje del astigmatismo y por lo tanto al aceptar la hipótesis de Raasch se estaría

asumiendo implícitamente que la AV es también independiente de la orientación del eje del astigmatismo. Dicha hipótesis fue confirmada por primera vez simulando ametropías en ojos sanos (Remón et al. 2006). En dicho trabajo los valores medidos de la AV para astigmatismo miópicos simples (AMS), inducidos con lentes sobre un mismo ojo emétrope, con diferentes orientaciones del eje entre 0° y 90° , no mostraron diferencias significativas entre ellas, confirmando que la AV sólo depende de la magnitud del astigmatismo (valor de $|u|$).

A pesar de haberse considerado sólo AMS, los resultados obtenidos en este trabajo se han utilizado en diferentes campos de la óptica y la oftalmología. Por una parte se han empleado en diferentes estudios que modelizan la AV en función del error refractivo astigmático para diferentes orientaciones del eje (Guo, 2010; Atchison, 2011; Ohlendorf, 2011). Por otra parte, tal y como se mencionó antes, los resultados se han utilizado recientemente en cirugía de cataratas para valorar el efecto de la incisión realizada para compensar el astigmatismo preoperatorio en la AV final (Cho, 2009) y la rotación del eje del cilindro de una LIO tórica en la AV postoperatoria (Tsinopoulos et al. 2010). En ambos estudios se concluye que la AV final no se ve afectada por el eje del astigmatismo. También los resultados obtenidos han sido de utilidad en cirugía refractiva láser (Arba-Mosquera, 2009; Arba-Mosquera, 2010).

Debido a la repercusión del trabajo anterior, se ha considerado oportuno ampliar dicho estudio considerando la validez del modelo de Raasch para otras ametropías además de AMS. En efecto, recientemente, se ha extendido este estudio a astigmatismos: mixtos (AM), hipermetrópicos simples (AHS) y hipermetrópicos compuestos (AHC) (Benlloch, 2012). Los valores medidos de la AV para todos tipos de astigmatismo, inducidos con lentes sobre un mismo ojo y tres orientaciones del eje (0° , 45° y 90°), no muestran diferencias significativas entre ellas, confirmando que $|u|$ es un parámetro óptimo con el que se puede asociar un valor de AV para

cualquier tipo de ametropía, incluso cuando existe una activación de la acomodación (AHS y AHC).

Por otra parte, considerando ahora los métodos objetivos, en los últimos años se han desarrollado aberrómetros y topógrafos que permiten valorar de manera objetiva la calidad óptica de un determinado ojo y realizar evaluaciones más complejas de astigmatismo irregular, coma o trefoil después de cirugía de cataratas. A partir del mapa de aberraciones que proporcionan estos instrumentos y utilizando Óptica de Fourier se puede determinar la apariencia de cualquier imagen sin más que convolucionar el objeto inicial por la PSF del ojo (Smith, 1989) y se puede obtener de manera objetiva una representación de como ve el paciente. Recientemente, se ha propuesto un método basado en Óptica de Fourier para determinar la apariencia de un optotipo a través de una lente oftálmica cualquiera. Para comprobar la eficacia de este método se ha comparado experimentalmente la AV obtenida a través de lentes colocadas delante de un ojo y las imágenes simuladas a partir del método propuesto (Remón, 2012b), en la Fig. 5.16 se muestra la cantidad de desenfoque (expresado en $|u|$) astigmático real (inducido con lentes) y simulado necesario para reducir la AV en 0.4 y 0.1 (unidades LogMAR) para tres orientaciones del eje y dos ametropías diferentes (AMS y AM). Los resultados obtenidos muestran que aunque existen diferencias significativas entre ambos métodos, éstas no son clínicamente relevantes. En todas las ametropías a estudio se obtiene que la AV medida es mayor con lentes que la que se obtiene a través de la simulación. Estos resultados están en concordancia con los obtenidos en otro estudio (Ohlendorf, 2011).

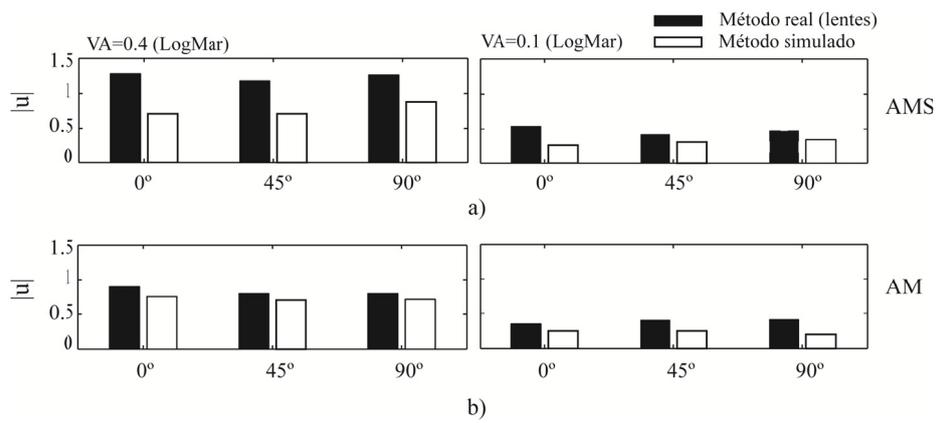


Figura 5.16. La ordenada muestra $|u|$ necesario para reducir la AV en 0.4 (columna de la izquierda) y 0.1 (columna de la derecha) para: a) AMS y b) AM.

CAPÍTULO 6:

Conclusiones.

La implantación de LIOMs está creciendo de forma considerable en los últimos tiempos ya que suponen una alternativa real y prometedora en pacientes de más de 50 años para la compensación de la presbicia. En el mercado existe gran disparidad de diseños multifocales que utilizan los dos principios básicos de refracción y difracción para conseguir la multifocalidad. La principal desventaja que presentan las LIOMs es que son básicamente bifocales con una reducida profundidad de foco. Por ese motivo, uno de los objetivos de esta Tesis fue el diseño de lentes difractivas con geometrías no periódicas, para conseguir un incremento de la profundidad de foco y un mejor comportamiento en formación de imágenes con luz policromática. Las propiedades de focalización de lentes aperiódicas fractales difractivas fueron analizadas experimentalmente y los resultados obtenidos muestran que éstas presentan un foco principal rodeado de focos subsidiarios que extienden el volumen focal y que además la estructura interna de los mismos posee un perfil fractal que reproduce la autosimilitud de la propia lente. También se estudió un parámetro adicional de diseño que permite una generalización de las lentes propuestas. Estos diseños se han utilizado para la aplicación concreta de lentes intraoculares.

Se propusieron diseños de nuevas LIOMs fractales y se estudiaron los parámetros que condicionan las propiedades de focalización en función del diámetro pupilar. El resultado de este trabajo motivó el interés de la empresa AJL Ophthalmic S.A. en fabricar los primeros prototipos de las LIOMs y fruto de esta colaboración fue la solicitud de una patente internacional.

Se realizó el control de calidad de los primeros prototipos de LIOMs fractales fabricadas por AJL. El control de calidad atiende tanto a

factores físicos de la propia lente como a la determinación de su calidad óptica. De los sistemas de evaluación utilizados, dos de ellos son comerciales (SENSOFAR y KALEO) y los otros dos (sistema análisis de imágenes de objetos extensos y sistema SLM) fueron diseñados e implementados ex profeso. Las prestaciones del sistema SENSOFAR fueron testeadas en superficies fabricadas en PMMA con la medida de ablaciones producidas por láser excimer. Por otra parte con el sistema KALEO, que permite la medida de la calidad óptica según las especificaciones de la Norma 11979-9, se analizó la repetibilidad y la reproductibilidad de las medidas de lentes monofocales. Sin embargo, se halló que la principal fuente de error que presenta el dispositivo es el posicionamiento en la cubeta de la LIO a medir. Puesto que este sistema interferométrico sólo permite la caracterización de LIOs monofocales y multifocales refractivas. Para la medida de LIOMs difractivas se diseñó e implementó el sistema análisis de imágenes de objetos extensos. El dispositivo experimental basado en la pérdida de contraste de la imagen de una red de difracción al atravesar el sistema óptico es muy versátil y permite obtener la MTF para diferentes posiciones axiales de manera objetiva y automatizada bajo iluminación monocromática y policromática y para diferentes diámetros pupilares. La MTF para diferentes posiciones axiales se obtiene a partir de la generación de diferentes desenfoques o vergencias en el espacio objeto mientras el plano imagen (retina) permanece fijo. Este sistema resulta una alternativa mejorada respecto al que se describe en la Norma UNE EN ISO 11979-2. Se evaluó la sensibilidad del dispositivo y se demostró que éste es capaz de detectar cambios tan pequeños en las MTFs axiales como los que se producen durante el proceso de hidratación de una LIO. El otro dispositivo original propuesto permite estudiar las propiedades de focalización de las LIOMs y utiliza un modulador espacial de luz (SLM). Gracias a este elemento el montaje experimental propuesto permite, por una parte, implementar diferentes perfiles difractivos en el SLM y por otra medir la respuesta en planos transversales a diferentes distancias a lo largo del eje óptico. Este sistema es ideal para una caracterización rápida de

diseños en fase de experimentación ya que no es necesario fabricar el elemento a evaluar. Por otra parte, el SLM permite generar diferentes vergencias objeto y descentramientos pupilares sobre una determinada lente colocada *in situ* en el dispositivo experimental. De esta manera, la PSF axial se obtiene de manera rápida sin necesidad de ningún elemento móvil.

Con los sistemas de medida antes mencionados, se evaluó la calidad de fabricación de LIOMs fractales y se demostró que el proceso de fabricación es repetible y que los radios de curvatura de las LIOMs, las potencias de cada zona y el tamaño de los anillos se encuentran dentro de los límites de tolerancia con los parámetros de diseño. Se evaluó la calidad óptica de las nuevas LIOMs fractales. Dos de los diseños desarrollados han mostrado prestaciones comparables a las LIOMs del mercado, concretamente la lente 6FI se encuentra en un punto intermedio entre la lente refractiva ReZoom y las lentes híbridas AcriLisa, Tecnis y Restor. Presenta una visión de cerca de mejor calidad que la lente ReZoom para pupilas pequeñas y la pupilo-dependencia es menor para los dos tamaños de pupila evaluados. Con respecto a las lentes difractivas, la lente 6FI presenta una aberración cromática menor y la eficiencia de difracción en cada foco es independiente de la longitud de onda. La aberración cromática de la lente 6FI es menor debido a que cada foco principal exhibe una mayor extensión axial gracias a la presencia de los focos secundarios, dando lugar a una superposición parcial entre los mismos para las diferentes longitudes de onda. Por su parte la 6FD podría utilizarse en sujetos con una alta demanda para visión de cerca.

Para la evaluación de calidad visual después de la implantación de una LIOM se presentó una regla de Javal generalizada basada en un análisis vectorial que permite relacionar el astigmatismo corneal con el refractivo, analizar y hacer predicciones de cambios de potencias y orientación de ejes en astigmatismos oblicuos. Por otra parte se propuso una modelización de la AV en función del error refractivo que podría ser de utilidad para valorar el éxito de una operación de cataratas.

Las perspectivas de trabajo que dan continuidad a los desarrollados en esta Tesis pueden dividirse entre las que son a corto plazo, como la modificación de algunos parámetros de diseño de las LIOMs fractales, para ir convergiendo hacia la solución más óptima, incluyendo el diseño de superficies esféricas para la compensación de la aberración esférica de la córnea. Por otra parte, aunque las LIOMs fractales evaluadas en esta Tesis se fabricaron en PMMA, es imprescindible trasladar estos diseños optimizados a otros materiales más adecuados al mercado actual como lo son el HEMA o el acrílico hidrófobo.

A medio plazo, se pretende la mejora de los dispositivos experimentales propuestos. En el sistema de análisis de imágenes extensas se quiere utilizar otras córneas artificiales con diferentes cantidades de aberración esférica, incorporar la posibilidad de generar descentramientos y la automatización de la búsqueda del plano imagen (retina artificial) mediante un motor paso a paso. También se pretende evaluar la MTF policromática de manera cuantitativa con un dispositivo multiespectral basado en un filtro sintonizable de cristal líquido. Además en este sistema también se pretende incorporar una pantalla programable que permita generar diferentes frecuencias objeto. Con respecto al sistema de medida de la PSF axial basado en el modulador espacial de luz y con el fin de ampliar su capacidad de medida de PSFs se usará un láser sintonizable para diferentes longitudes de onda.

Finalmente, a más largo plazo y ya en la evaluación clínica de los nuevos modelos de LIOMs, se pretende realizar medidas en pacientes reales, pre y post operados de cirugía de cataratas, para llevar a cabo estudios estadísticos entre el tipo de incisión y el astigmatismo residual inducido utilizando los formalismos desarrollados en este trabajo.

ANEXO:

Normas ISO para la caracterización de lentes intraoculares monofocales y multifocales.

Se resumen los requisitos y métodos de ensayo relativos a ciertas propiedades ópticas de las LIOs que vienen especificados en las Norma ISO 11979-2 y 11979-9 para lentes monofocales y multifocales respectivamente.

- UNE-EN ISO 11979-2: Implantes oftálmicos. Lentes intraoculares. Parte 2: Propiedades ópticas y métodos de ensayo. (ISO 11979-2:1999).
- UNE-EN ISO 11979-9: Implantes oftálmicos. Lentes intraoculares. Parte 9: Lentes intraoculares multifocales. (ISO 11979-9:2006).

A.1 UNE-EN ISO 11979-2

En esta Norma se especifican los requisitos y métodos de ensayo de ciertas propiedades de las LIOs monofocales. Todos los requisitos que se especifican deben aplicarse al producto terminado para su comercialización y la LIO debe estar colocada de la forma prevista para ser utilizada.

A.1.1. Determinación de la potencia dióptrica

La potencia dióptrica se determina utilizando uno de los siguientes métodos (el valor de la potencia se determina a (35 ± 2) °C para luz de longitud de onda (546 ± 10) nm y diámetro de apertura 3mm):

- 1.1. Por cálculo de las dimensiones medidas.
- 1.2. A partir de la distancia focal posterior medida.
- 1.3. A partir del aumento medido.

En cualquier caso, la potencia especificada por el fabricante en cualquier meridiano, debe estar comprendida en los límites de tolerancia especificados en la Tabla A.1.

Gama de potencia dióptrica nominal D	Tolerancias de potencias dióptrica D
0 a ≤ 15	± 0.3
> 15 a ≤ 25	± 0.4
> 25 a ≤ 30	± 0.5
> 30	± 1.0

Tabla A.1. *Tolerancias de potencias dióptricas*

A.1.2. Determinación de la calidad óptica

La calidad óptica debe determinarse mediante uno de los siguientes métodos:

- 2.1. Medición de la Eficiencia de Resolución (ER).
- 2.2. Medición de la Función de Transferencia de Modulación (MTF).

Si la calidad se determina por la medida de la ER, ésta no deberá ser inferior al 60% de la frecuencia de corte limitada por difracción. La ER se define como el porcentaje de la frecuencia espacial de corte limitada por difracción de una lente ideal de idéntica distancia focal y en idénticas condiciones de apertura diafragmática, longitud de onda y medio circundante.

Si se determina por la medida de la MTF 1D, el valor de la función de transferencia del sistema constituido por el ojo modelo (se describe a continuación) con la LIO, medido a 100 lp/ mm, debe ser igual o superior a 0.43.

A.1.3. Medición de la Transferencia de Modulación (MTF)

A continuación se describe el procedimiento que propone la Norma para la medida de la MTF. Se mide utilizando luz monocromática (546nm \pm 10nm) con la LIO sumergida en agua y colocada en un ojo modelo, que consiste en una córnea artificial (doblete acromático Melles –Griot LAO 34 de longitud focal 36 mm) y una cubeta de láminas plano-paralelas

donde se sumerge la LIO. Las características del ojo modelo (véase la Fig. A.1) se detallan a continuación:

- a) La superficie anterior de la LIO se coloca en un plano a distancia comprendida entre 27 y 28 mm delante del punto focal de la propia córnea modelo, tomando como índice de refracción del espacio imagen igual a 1.336.
- b) El haz convergente refractado por la cornea modelo expone la zona central de (3.0 ± 0.1) mm de la LIO. La forma más sencilla es colocar un diafragma delante de la LIO.
- c) La LIO se coloca en un medio líquido contenido en dos ventanas planas.
- d) La diferencia entre los índices de refracción de la LIO y del índice del medio líquido no discrepa en más de 0,005 unidades la diferencia entre los índices de refracción de la LIO y de las condiciones *in situ*. A efectos prácticos, se puede utilizar suero fisiológico o agua pura como sustituto del humor acuoso.
- e) La córnea modelo está virtualmente exenta de aberraciones en combinación con la fuente de luz utilizada, de forma tal que cualquier aberración del sistema sea debida a la LIO.
- f) El plano imagen se encuentra en el aire, detrás de la última ventana.

El ojo modelo se monta en un banco óptico de las siguientes características:

- a) Como sistema de iluminación una fuente de luz monocromática difusa de 546 ± 10 nm.
- b) Un colimador acromático que esté virtualmente exento de aberraciones.
- c) Un objeto conocido como blanco de resolución (USAF) y situado en el plano focal del colimador.
- d) Posteriormente el ojo modelo descrito anteriormente.
- e) Como sistema de detección un objetivo de microscopio y un ocular.
- f) Se verifica que la LIO se encuentra en la posición correcta y enfocada para obtener una MTF máxima a 100 lp/mm.

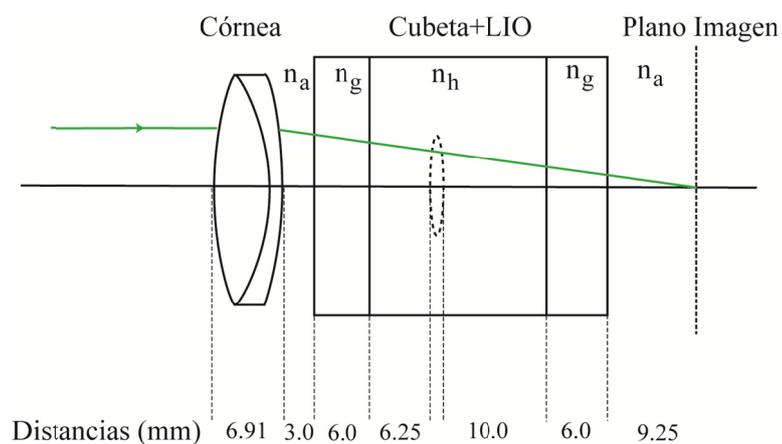


Figura A.1. Características del ojo modelo que describe la Norma 11979-2, donde n_a , n_g y n_h son los índices de refracción del aire, vidrio y agua respectivamente. La LIO aparece en línea discontinua porque no tiene en cuenta para el cálculo de la posición del plano imagen.

A.2 UNE-EN ISO 11979-9

En esta Norma se especifican los requisitos y métodos de ensayo de ciertas propiedades de las LIOs cuya óptica proporcione dos o más potencias. Todos los requisitos que se especifican debe aplicarse al producto terminado para su comercialización y la LIO debe estar colocada de la forma prevista para ser utilizada.

A.2.1. Determinación de la potencia dióptrica

Para la potencia dióptrica, la Norma internacional ISO 11979-2 se aplica a la potencia de una LIOM y a toda(s) la(s) potencias de cerca distinta (s). Se pueden utilizar los mismos métodos descritos en la ISO 11979-2 y las tolerancias que especifica la Tabla1.

A.2.2. Determinación de la calidad óptica

La calidad óptica se debe evaluar para la potencia de lejos o gama de potencias de cerca. El fabricante debe demostrar que todas las potencias disponibles cumplen las especificaciones de la calidad óptica. Se debe evaluar mediante la MTF en el ojo modelo descrito en la Norma 11979-2 con las siguientes adiciones: el plano de mejor enfoque para la potencia sometida a evaluación se modifica para que el valor MTF 1D sea máximo para 50 lp/mm con una apertura de (3 ± 0.25) mm. Utilizando este enfoque se registran los valores de MTF en las condiciones que se describen en la Tabla A.2.

	Potencia Lejos	Potencia Cerca
Pupila pequeña (2 a 3 mm)	25 lp/mm 100 lp/mm	25 lp/mm 100 lp/mm
Pupila grande (4 a 5 mm)	25 lp/mm 50 lp/mm	

Tabla A.2. Condiciones en las que se debe registrar el valor de la MTF para LIOMs.

La Norma no especifica un valor de MTF para cada una de las condiciones descritas en la Tabla A.2 sino que los valores de MTF mínimos se deben establecer de manera que produzca un resultado visual aceptable, verificable o a verificar mediante datos clínicos.

Además de la MTF 1D, la Norma especifica que se debe realizar la MTF en función de la respuesta de enfoque en el ojo modelo descrito en la ISO 11979-2 para una determinada frecuencia y con diferentes tamaños de pupila. Se consideran diferentes posiciones axiales de un objeto desde el infinito hasta objetos cada vez más próximos.

PROCEDENCIA DE LAS IMÁGENES

A continuación se enumeran las fuentes bibliográficas de las que proceden algunas de las imágenes utilizadas en esta Tesis, las otras figuras que no se enumeran son originales:

Figura 1.1: <http://sao.org.ar/pacientes/Anatom%C3%ADa/tabid/291/language/es-AR/Default.aspx>

Figura 1.2: <http://www.clinicaomegalanzarote.com/es/cataractsurgery-es.htm>

Figura 1.3: Cortesía de Augusto Arias.

Figura 1.4: Combinación de diferentes LIOs obtenidas de las siguientes fuentes:

<http://forooftalmologico.blogspot.com.es/2011/05/lentes-intraoculares.html>

<http://www.drafuentes.com/oftalmologia-basica/lentes-intraoculares/>

Figura 1.5: <http://amartintezanos.com/refractiva-tecnicas.html>

Figura 2.2: Imagen modificada de Atchison 1989a.

Figura 2.8: Imagen a) http://www.acvci.com/?page_id=1019

Figura 2.9: Imagen a) modificada de <http://www.oftalmo.com/studium/studium2006/stud06-4/06d-02.htm>

Figura 3.5: Imagen a) <http://www.interlenco.es/interlenco/printer1.html?params=3,0,0,0,0,1,fabricacion>

REFERENCIAS

- [Arba-Mosquera, 2009] S. Arba-Mosquera, D. de Ortueta y J. Merayo-Llves, “*Tissue-Saving Zernike Terms Selection in Customized Treatments for Refractive Surgery*”, *Journal of Optometry* **2**(4), 182-196 (2009).
- [Arba-Mosquera, 2010] S. Arba-Mosquera, M.C Arbelaez y D. de Ortueta, “*Laser corneal refractive surgery in the twenty-first century: a review of the impact of refractive surgery on high-order aberrations (and vice versa)*”, *Journal of Modern Optics* **57**(12), 1041-1074 (2010).
- [Artal, 1993] P. Artal, M. Ferro, I. Miranda y R. Navarro, “*Effects of aging in retinal image quality*”, *Journal of the Optical Society of America A* **10**(7), 1656-1662 (1993).
- [Artal, 2002] P. Artal, E. Berrio, A. Guirao y P. Piers, “*Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age*”, *Journal of the Optical Society of America A* **19**(1),137-143 (2002).
- [Artigas, 2004] R. Artigas, F. Laguarda y C. Cadevall, “*Dual-technology optical sensor head for 3D surface shape measurements on the micro- and nanoscales*”, In *Proceedings of SPIE* 166-174 (2004).
- [Atchison, 1989a] D.A. Atchison, “*Optical design of intraocular lenses. I. On-axis performance*”, *Optometry and Vision Science* **66**(8), 492-506 (1989).
- [Atchison 1989b] D.A. Atchison, “*Optical design of intraocular lenses. II. Off-axis performance*”, *Optometry and Vision Science* **66**(9), 579-590 (1989).

- [Atchison, 2011] D.A Atchison y A. Mathur, “*Visual acuity with astigmatic blur*”, *Optometry and Vision Science* **88**(7), 798-805 (2011).
- [Benlloch, 2012] J. Benlloch, L. Remón, J.A Monsoriu y W.D. Furlan, “*Visual acuity in astigmatism. Influence of accommodation*”, (en redacción).
- [Boltz, 1983] R.L. Boltz, R.E. Manny y B.J. Katz, “*Effects of induced optical blur on infant visual acuity*”, *American Journal of Optometry and Physiological Optics* **60**(2), 100-105 (1983).
- [Bon, 2009] P. Bon, G. Maucort, B. Wattellier y S. Monneret, “*Quadriwave lateral shearing interferometry for quantitative phase microscopy of living cells*”, *Optics Express* **17**(15), 13080-13094 (2009).
- [Boucher, 2008] W. Boucher, S. Velghe, B. Wattellier y D. Gatinel, “*Intraocular lens characterization using a quadric-wave lateral shearing interferometer wave front sensor*”, In *Proceedings of SPIE 71020Q-71020Q-8* (2008).
- [Brown, 1974] N. Brown, “*The change in lens curvature with age*”, *Experimental Eye Research* **19**(2), 175-183 (1974).
- [Calatayud, 2012a] A. Calatayud, J.A. Rodrigo, L. Remón, W.D. Furlan, G. Cristobal y J.A. Monsoriu, “*Experimental generation and characterization of Devil’s vortex-lenses*”, *Applied Physics B* **106**(4), 915-919 (2012).
- [Calatayud, 2012b] A. Calatayud, L. Remón, J. Martos, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Imaging quality of multifocal intraocular lenses. Automated assessment setup*”, *Ophthalmic and Physiological Optics* (Enviado para su publicación).

- [Calver, 1999] R.I. Calver, M.J. Cox y D.B. Elliott, “*Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye*”, Journal of the Optical Society of America A **16**(9), 2069-2078 (1999).
- [Campbell, 1965] F.W. Campbell y D.G. Green, “*Optical and retinal factors affecting visual resolution*”, The Journal of Physiology **181**(3), 576-593 (1965).
- [Casanova, 2011] C. Casanova, W.D. Furlan, L. Remón, A. Calatayud, J.A. Monsoriu y O. Mendoza-Yero, “*Self-similar focusing with generalized Devil’s Lenses*”, Journal of the Optical Society of America A **28**(2), 210-213 (2011).
- [Charman, 1983] W.N. Charman, “*The retinal image in the human eye*”, In: Osborne, N & Chader, D (Eds), *Progress in Retinal Research*, **2**, 1-50 (1983). Oxford: Pergamon Press.
- [Chehade, 1997] M. Chehade y M.J. Elder, “*Intraocular lens materials and styles: A review*”, Australian and New Zealand Journal of Ophthalmology **25**(3), 255-263 (1997).
- [Cho, 2009] Y.K. Cho y M.S. Kim, “*Perioperative modulating factors on astigmatism in sutured cataract surgery*”, Korean Journal of Ophthalmology **23**(4), 240-248 (2009).
- [Christie, 1991] B. Christie, L. Nordan, R. Chipman y A. Gupta, “*Optical performance of an aspheric multifocal intraocular lens*”, Journal of Cataract and Refractive Surgery **17**(5), 583-591 (1991).
- [Colliac, 1990] J.P. Colliac, “*Matrix formula for intraocular lens power calculation*”, Investigative Ophthalmology and Visual Science **31**(2), 374-381 (1990).

- [Davison, 2006] J.A. Davison y M.J. Simpson, “*History and development of the apodized diffractive intraocular lens*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **32**(5), 849-858 (2006).
- [Dick, 1999] H.B. Dick, F. Krummenauer, O. Schwenn, R. Krist, y N. Pfeiffer, “*Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation*”, *Ophthalmology* **106**(10), 1878-1886 (1999).
- [Dobson, 1999] V. Dobson, J.M. Miller y E.M. Harvey, “*Corneal and refractive astigmatism in a sample of 3- to 5-year-old children with a high prevalence of astigmatism*”, *Optometry and Vision Science* **76**(12), 855-860 (1999).
- [Dorronsoro, 2008] C. Dorronsoro, J. Siegel, L. Remón y S. Marcos, “*Suitability of Filofocon A and PMMA for experimental models in excimer laser ablation refractive surgery*”, *Optics Express* **16**(25), 20955-20967 (2008).
- [Dorronsoro, 2009] C. Dorronsoro, L. Remón, J. Merayo-Llodes y S. Marcos, “*Experimental evaluation of optimized ablation patterns for laser refractive surgery*”, *Optics Express* **17**(17), 15292-15307 (2009).
- [Fiala, 1999] W. Fiala, “*The Basic Problems of Refractive Multifocal Lenses*”, *Global Contact* **22**, 25-28 (1999).
- [Fiala, 2000] W. Fiala y J. Pingitzera, “*Analytical approach to diffractive multifocal lenses*”, *The European Physical Journal Applied Physics* **9**, 227-234 (2000).
- [Fiala, 2003] W. Fiala, “*Multifocal lens exhibiting diffractive and refractive powers*”. US Pat 6,536,899, Eur Pat 1,194,797 (2003).

- [Fiala, 2000] W. Fiala y J. Pingitzera, “*Analytical approach to diffractive multifocal lenses*”, The European Physical Journal Applied Physics **9**, 227-234 (2000).
- [Furlan, 2003] W.D. Furlan, G. Saavedra y J.A. Monsoriu, “*Fractal Zone Plate produce axial irradiance with Fractal Profile*”, Optics and Photonics News **14**(12), 31 (2003).
- [Furlan, 2007] W.D. Furlan, G. Saavedra y J.A. Monsoriu, “*White-light imaging with fractal zone plates*”, Optics Letters **32**(15), 2109-2111 (2007).
- [Furlan, 2010a] W.D. Furlan, P. Andrés, G. Saavedra, A. Pons, J.A. Monsoriu, A. Calatayud, L. Remón, F. Giménez, J.L. Rojas, E. Larra y P.J. Salazar “*Lente oftálmica multifocal y prodecimiento para su obtención*”. PCT/ES2011/070559 (2010).
- [Furlan, 2010b] W.D. Furlan, F. Giménez, A. Calatayud, L. Remón y J.A. Monsoriu, “*Volumetric multiple optical traps produced by Devil’s Lenses*”, Journal of the European Optical Society-Rapid Publication **5**, 10037s1-10037s5 (2010).
- [Gimbel, 1991] H.V. Gimbel, D.R. Sanders y M.G. Raanan, “*Visual and refractive results of multifocal intraocular lenses*”, Ophthalmology **98**(6), 881-888 (1991).
- [Glasser, 1998] A. Glasser y M.C. Campbell, “*Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age*”, Vision Research **38**(2), 209-229 (1998).
- [Glasser, 1999] A. Glasser y P.L. Kaufman, “*The mechanism of accommodation in primates*”, Ophthalmology **106**(5), 863-72 (1999).
- [Gobbi, 2006] P.G. Gobbi, F. Fasce, S. Bozza y R. Brancato, “*Optomechanical eye model with imaging capabilities for objective*

- evaluation of intraocular lenses*”, Journal of Cataract and Refractive Surgery **32**(4), 643-651 (2006).
- [Guo, 2010] H. Guo y D.A Atchison, “*Subjective blur limits for cylinder*”, Optometry and Vision Science **87**(8), 549-559 (2010).
- [Harris, 1991] W.F. Harris, “*Representation of dioptric power in Euclidean 3-space*”, Ophthalmic and Physiological Optics **11**(2), 130-136 (1991).
- [Hayashi, 1995] K. Hayashi, H. Hayashi y F. Hayashi, “*Topographic analysis of the changes in corneal shape due to aging*”, Cornea **14**(5), 527-532 (1995).
- [Helmholtz, 1925] H. Helmholtz, “*Helmholtz’s Treatise on Physiological Optics*”, **1** New York: Optical Society of America (1925).
- [Holladay, 1990] J.T. Holladay, H. Dijk, A. Lang, V. Portney, T.R. Willis, R. Sun y H.C. Oksman, “*Optical performance of multifocal intraocular lenses*”, Journal of Cataract and Refractive Surgery **16**, 413-422 (1990).
- [Hütz, 2006] W.W. Hütz, H.B. Eckhardt, B. Röhrig y R. Grolmus, “*Reading ability with 3 multifocal intraocular lens models*”, Journal of Cataract and Refractive Surgery **32**(12), 2015-2021 (2006).
- [Javitt, 2000] J.C. Javitt y R.F. Steinert, “*Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes*”, Ophthalmology **107**(11), 2040-2048 (2000).
- [Javitt, 1996] J.C. Javitt, F. Wang, y S.K. West, “*Blindness due to cataract: epidemiology and prevention*”, Annual Review of Public Health **17**, 159-177 (1996).

- [Kaufman, 2003] P.L. Kaufman y A. Alm, “*Adler’s Physiology of the Eye: clinical application*”, 10th ed. Mosby, 293-316 (2003).
- [Kawamorita, 2005] T. Kawamorita y H. Uozato, “*Modulation transfer function and pupil size in multifocal and monofocal intraocular lenses in vitro*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **31**(12), 2379-2385 (2005).
- [Keates, 1987] R.H. Keates, J.L. Pearce y R.T. Schneider, “*Clinical results of the multifocal lens*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **13**(5), 557-560 (1987).
- [Keller, 1996] P.R. Keller, M.J. Collins, L.G. Carney, B.A. Davis y P.P van Saarloos, “*The relation between corneal and total astigmatism*” *Optometry and Vision Science* **73**(2), 86-91 (1996).
- [Kent, 2005] D. Kent, “*Multifocal corneas: Coming soon?*”, *Review of Ophthalmology on line* 12(7/15/2005).
- [Kiely, 1982] P.M. Kiely, G. Smith y L.G. Carney, “*The mean shape of the cornea*”, *Journal of Modern Optics* **29**(8), 1027-1040 (1982).
- [Knorz, 1994] M.C. Knorz, D.D. Koch, C. Martinez-Franco y C.V. Lorgner, “*Effect of pupil size and astigmatism on contrast acuity with monofocal and bifocal intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **20**(1), 26-33 (1994).
- [Lane, 2006] S.S Lane, M. Morris, L.Nordan, M. Packer, N. Tarantino y R.B. Wallace, “*Multifocal intraocular lenses*”, *Ophthalmology Clinics of North America* **19**(1), 89-105 (2006).
- [Lang, 1993] A.J. Lang, V. Lakshminarayanan y V. Portney, “*Phenomenological model for interpreting the clinical significance of the in vitro optical transfer function*”, *Journal of the Optical Society of America. A* **10**(7) 1600-1610 (1993).

- [Lever, 2000] J. Lever y E. Dahan, “*Opposite clear corneal incisions to correct pre-existing astigmatism in cataract surgery*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **26**(6), 803-805 (2000).
- [Linebarger, 1999] E.J. Linebarger, D.R. Hardten, G.K. Shah y R.L. Lindstrom, “*Phacoemulsification and modern cataract surgery*”, *Survey of Ophthalmology* **44**(2), 123-147 (1999).
- [Lowenfeld, 1929] I.E. Lowenfeld, “*Pupillary changes related to age*”, *In Williams and Wilkins Company*, 124-150 (1929).
- [Lu, 1990] C.W. Lu y G. Smith, “*The aspherizing of intra-ocular lenses*”, *Ophthalmic and Physiological Optics* **10**(1), 54-66 (1990).
- [McLellan, 2001] J.S. McLellan, S. Marcos y S.A. Burns, “*Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye*”, *Investigative Ophthalmology and Visual Science* **42**(6), 1390-1395 (2001).
- [Monsoriu, 2007] J.A. Monsoriu, W.D. Furlan, G. Saavedra y F. Giménez, “*Devil’s lenses*”, *Optics Express* **15**(21), 524-529 (2007).
- [Moreno, 1997] V. Moreno, J.A. Román y R. Salgueiro, “*High efficiency diffractive lenses: Deduction of kinoform profile*”, *American Journal of Physics* **65**(6), 556-562 (1997).
- [Navarro, 1993] R. Navarro, M. Ferro, P. Artal y I. Miranda, “*Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses*”, *Applied Optics* **32**(31), 6359-6367 (1993).
- [Nichamin, 2003] L.D. Nichamin, “*Treating astigmatism at the time of cataract surgery*”, *Current Opinion in Ophthalmology* **14**(1), 35-38 (2003).

- [Norrby, 2003] S. Norrby, P. Artal, P.A. Piers y M.D. Mooren, “*Methods of obtaining ophthalmic lenses providing the eye with reduced aberrations*”. US Pat 6,609,793 (2003).
- [Ohlendorf, 2011] A. Ohlendorf, J. Taberner y F. Schaeffel, “*Visual acuity with simulated and real astigmatic defocus*”, *Optometry and Vision Science* **88**(5), 562-569 (2011).
- [Oshika, 1999] T.Oshika, S.D Klyce, R.A. Applegate y H.C. Howland, “*Changes in corneal wavefront aberrations with aging*”, *Investigative Ophthalmology and Visual Science* **40**(7), 1351-1355 (1999).
- [Peters, 1961] H.B. Peters, “*The relationship between refractive error and visual acuity at three age levels*”, *American Journal of Optometry and Archives of American Academy of Optometry* **38**, 194-198 (1961).
- [Pieh, 1998] S. Pieh, H. Weghaupt y C. Skorpik, “*Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **24**, 659-662 (1998).
- [Portney, 1992] V. Portney, “*Optical testing and inspection methodology for modern intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **18**(6), 607-613 (1992).
- [Portney, 2011] V. Portney, “*Light distribution in diffractive multifocal optics and its optimization*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **37**(11), 2053-2059 (2011).
- [Primot, 2000] J. Primot y N. Guérineau, “*Extended hartmann test based on the pseudoguiding property of a hartmann mask completed by a phase chessboard*”, *Applied Optics* **39**(31), 5715-5720 (2000).
- [Raasch, 1995] T.W. Raasch, “*Spherocylindrical refractive errors and visual acuity*”, *Optometry and Vision Science* **72**(4), 272-275 (1995).

- [Ravalico, 1993] G. Ravalico, F. Baccara y G. Rinaldi, “*Contrast sensitivity in multifocal intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **19**, 22-25 (1993).
- [Raviv, 2000] T. Raviv y R.J. Epstein, “*Astigmatism management*”, *International Ophthalmology Clinics* **40**(3), 183-198 (2000).
- [Rawer, 2005] R. Rawer, W. Stork, C.W. Spraul y C. Lingenfelder, “*Imaging quality of intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **31**(8), 1618-1631 (2005).
- [Remón, 2006] L. Remón, M. Tornel y W.D. Furlan, “*Visual acuity in simple myopic astigmatism: influence of cylinder axis*”, *Optometry and Vision Science* **83**(5), 311-315 (2006).
- [Remón, 2009a] L. Remón, J. Benlloch y W.D. Furlan, “*Corneal and refractive astigmatism in adults: a power vectors analysis*”, *Optometry and Vision Science* **86**(10), 1182-1186 (2009).
- [Remón, 2009b] L. Remón, F. Giménez, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Fractal diffractive lenses with improved diffraction efficiency*”, In *Recent Research Development of Optics* **7**, 177-191 (2009).
- [Remón, 2012a] L. Remón, A. Arias, A. Calatayud, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Through-focus response of multifocal intraocular lenses evaluated with a spatial light modulator*”, *Applied Optics (Enviado para su publicación)*.
- [Remón, 2012b] L. Remón, A. Pons, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Visual acuity with lens induced and simulated defocus and astigmatism*”, *Optometry and Vision Science (Enviado para su publicación)*.
- [Ridley, 1952] H. Ridley, “*Intra-ocular acrylic lenses after cataract extraction*”, *The Lancet* **259**, 118-121 (1952).

- [Saavedra, 2003] G. Saavedra, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Fractal Zone Plate*”, *Optics Letters* **28**(12), 971-973 (2003).
- [Schwiegerling, 2008] J. Schwiegerling y J. Choi, “*Application of the polychromatic defocus transfer function to multifocal lenses*”, *Journal of Refractive Surgery* **24**(9), 965-969 (2008).
- [Shankar, 2004] S. Shankar y W.R. Bobier, “*Corneal and lenticular components of total astigmatism in a preschool sample*”, *Optometry and Vision Science* **81**(7), 536-542 (2004).
- [Smith, 1989] G. Smith, R.J. Jacobs y C.D. Chan, “*Effect of defocus on visual acuity as measured by source and observer methods*”, *Optometry and Vision Science* **66**(7), 430-435 (1989).
- [Taberero, 2007] J. Taberero, P. Piers y P. Artal, “*Intraocular lens to correct corneal coma*”, *Optics Letters* **32**(4), 406-408 (2007).
- [Thibos, 1994] L.N. Thibos, W. Wheeler y D.A. Horner, "A vector method for the analysis of astigmatic refractive errors", *Vision Science and Its Applications*, 14-17 (1994).
- [Till, 2002] J.S. Till, P.R. Yoder, T.K. Wilcox y J.L. Spielman, “*Toric intraocular lens implantation: 100 consecutive cases*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **28**(2), 295-301 (2002).
- [Tong, 2001] L. Tong, A. Carkeet, S.M. Saw y D.T. Tan, “*Corneal and refractive error astigmatism in Singaporean schoolchildren: a vector-based Javal’s rule*”, *Optometry and Vision Science* **78**(12), 881-887 (2001).
- [Tsinopoulos, 2010] I.T. Tsinopoulos, K.T. Tsaousis, D. Tsakpinis, N.G. Ziakas y S.A. Dimitrakos, “*Acrylic toric intraocular lens implantation: a single center experience concerning clinical outcomes*”

and postoperative rotation”, *Clinical Ophthalmology* **24**(4), 137-142 (2010).

[Vingolo, 2007] E.M. Vingolo, P. Grenga, L. Iacobelli y R. Grenga, “*Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **33**(7), 1244-1247 (2007).

[Walkow, 1997] T. Walkow, A. Liekfeld, N. Anders, D.T. Pham, C. Hartmann y J. Wollensak, “*A prospective evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens*”, *Ophthalmology* **104**(9),1380-1386 (1997).

[Weghaupt, 1998] H. Weghaupt, S. Pieh y C. Skorpik, “*Comparison of pseudoaccommodation and visual quality between a diffractive and refractive multifocal intraocular lens*”, *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **24**(5), 663-665 (1998).

PUBLICACIONES, PATENTES Y CONTRIBUCIONES A CONGRESOS

Los principales resultados de esta memoria de doctorado están recogidos en las siguientes aportaciones:

Artículos en revistas internacionales

C. Dorronsoro, J. Siegel, **L. Remón** y S. Marcos, “*Suitability of Filofocon A and PMMA for experimental models in excimer laser ablation refractive surgery*”, Optics Express **16**, 20955-20967 (2008).

C. Dorronsoro, **L. Remón**, J. Merayo-Llives y S. Marcos, “*Experimental evaluation of optimized ablation patterns for laser refractive surgery*”, Optics Express **17**, 15292-15307 (2009).

L. Remón, J. Benlloch y W.D. Furlan, “*Corneal and refractive astigmatism in adults: A power vectors analysis*”, Optometry and Vision Science **86**, 1182-1186 (2009).

W.D. Furlan, F. Giménez, A. Calatayud, **L. Remón** y J.A. Monsoriu, “*Volumetric multiple optical traps produces by Devil’s Lenses*”, Journal of the European Optical Society **5**, 10037s1-10037s5 (2010).

C. Casanova, W.D. Furlan, **L. Remón**, A. Calatayud, J.A. Monsoriu y O. Mendoza-Yero, “*Self-similar focusing with generalized Devil’s lenses*”, Journal of the Optical Society of America A **28**, 210-213 (2011).

A. Calatayud, J.A. Rodrigo, **L. Remón**, W.D. Furlan, G. Cristobal y J.A. Monsoriu, “*Experimental generation and characterization of Devil’s vortex-lenses*”, Applied Physics B **4**, 915-919 (2012).

A. Calatayud, **L. Remón**, J. Martos, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Imaging quality of multifocal intraocular lenses. Automated assessment setup*”, Ophthalmic and Physiological Optics (*Enviado*).

L. Remón, A. Arias, A. Calatayud, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Through-focus response of multifocal intraocular lenses evaluated with a spatial light modulator*”, Applied Optics (*Enviado*).

L. Remón, A. Pons, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Visual acuity with lens induced and simulated defocus and astigmatism*”, Optometry and Vision Science (*Enviado*).

J. Benlloch, **L. Remón**, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Visual acuity in astigmatisms. Influence of accommodation*”, (*En redacción*).

Capítulos de libro

L. Remón, F. Giménez, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Fractal diffractive lenses with improved diffraction efficiency*”, Recent Research Developments in Optics **7**, 177-191 (2009).

L. Remón, A. Calatayud, V. Ferrando, F. Giménez, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Fractal diffractive lenses*”, Recent Research Developments in Optics (*En redacción por invitación de la Editorial*).

Artículos en revistas nacionales

L. Remón, J. Benlloch y W.D. Furlan, “*Dependencia de la agudeza visual del error refractivo y de la binocularidad*”, VeryOir **27**, 143-147 (2010).

L. Remón y C. Casanova, “*Estudio comparativo de la calidad óptica de lentes intraoculares*”, Optimoda **153**, 04-07 (2010).

Patentes

Inventores: W.D. Furlan, P. Andrés, G. Saavedra, A. Pons, J.A. Monsoriu, A. Calatayud, **L. Remón**, F. Giménez, J.L. Rojas, E. Larra y P.J. Salazar.
Título: Lente oftálmica multifocal y prodecimiento para su obtención.
Número de solicitud internacional: PCT/ES2011/070559.
Entidades Titulares: Universitat de València, Universitat Politècnica de València y AJL.

Contribuciones a congresos internacionales

F. Giménez, **L. Remón**, W.D. Furlan, A. Pons y J.A. Monsoriu, “*Chain of vortices produced by Devil’s Lenses*”, EOS annual Meeting. Comunicación en panel. Actas en CD. París (2008).

W.D. Furlan, A. Pons, **L. Remón**, F. Giménez y J.A. Monsoriu, “*Optical vortices generated by fractal diffractive lenses*”, International Commission for Optics ICO 21. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 73 Sydney (2008).

W.D. Furlan, O. Mendoza-Yero, A. Calatayud, **L. Remón** y J.A. Monsoriu, “*High performance of Polyadic Devil’s lenses under polychromatic illumination*”, EOS Topical Meeting on Diffractive Optics. Comunicación en panel. Actas en CD. Finlandia (2010).

W.D. Furlan, **L. Remón**, A. Calatayud, A. Pons. y J.A. Monsoriu, “*Optical Quality of Multifocal intraocular lenses in a model eye*”, European Academy of Optometrists and Optics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 37. Copenhagen (2010).

L. Remón, J.A. Monsoriu, C. Casanova y W.D Furlan “*New designs of refractive multifocal intraocular lenses. Optical quality assesment*”, 5th EOS Topical Meeting on Visual and Physiological Optics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 55. Estocolmo (2010).

L. Remón, A. Calatayud, J.A. Monsoriu, C. Casanova, A. Pons y W.D. Furlan, “*Optical characterization of intraocular lens*”, VII Reunión Iberoamericana de Óptica (RIAO). Comunicación en panel. Libro de resúmenes p.266. Perú (2010).

A. Arias, **L. Remón**, A. Calatayud, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Performance evaluation of a decentered multifocal diffractive intraocular lens using a spatial light modulator*”, European Academy of Optometrists and Optics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 47. Praga (2011).

A. Pons, W.D. Furlan, **L. Remón** y J.A. Monsoriu, “*Aperiodic refractive/diffractive intraocular lens*”, International Conference on Applications of Optics and Photonics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes. Braga (2011).

A. Arias, C. Casanova, **L. Remón**, A. Calatayud, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*A method for testing the optical quality of intraocular lens with a liquid crystal SLM*”, International Conference on Applications of Optics and Photonics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes. Braga (2011).

A. Calatayud, **L. Remón**, C. Casanova, J.A. Rodrigo W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Experimental characterization of Devil’s Vortex-Lenses*”, 22nd General Congress of the International Commission for Optics (ICO-22). Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 122. Puebla (2011).

L. Remón, C. Casanova, A. Calatayud, A. Pons, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Through-focus performance of multifocal intraocular lenses*”, 22nd General Congress of the International Commission for Optics (ICO-22). Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 150. Puebla (2011).

A. Calatayud, **L. Remón**, A. Pons., J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Design of a test bench to assess the optical performance of a multifocal intraocular lens*”, European Academy of Optometrists and Optics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 78. Dublín (2012).

L. Remón, J. Benlloch, M. Rodríguez, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Reliability and Repeatability on Intraocular Lenses optical characterization by Kaleo System*”, European Academy of Optometrists and Optics. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 132. Dublín (2012).

L. Remón, W.D. Furlan, A. Calatayud, y J.A. Monsoriu, “*Hybrid refractive-diffractive multifocal intraocular lens with fractal profile*”, XX Biennial Meeting of the International Society for Eye Research. Comunicación oral. Libro de resúmenes p. 103. Berlín (2012).

L. Remón, A. Calatayud, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Imaging quality of multifocal intraocular lenses. Automated assessment setup*”, 6th EOS Topical Meeting on Visual and Physiological Optics. Comunicación panel. p. 64-65. Dublín (2012).

Contribuciones a congresos nacionales

L. Remón, J. Benlloch y W.D. Furlan, “*Correlación entre la agudeza visual y la ametropía en astigmatismos mixtos*”, 20 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 182. Madrid (2008).

L. Remón, A. Calatayud, F. Giménez, W.D. Furlan y J.A. Monsoriu, “*Diseño de lentes intraoculares fractales*”, IX Jornadas de Matemática Aplicada. Comunicación oral. Certificado de asistencia. Valencia (2009).

L. Remón, J. Benlloch y W.D. Furlan, “*Efecto de la binocularidad en la agudeza visual para diferentes tipos de astigmatismo*”, 21 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Comunicación en panel. Libro de resúmenes p. 101. Madrid (2010).

A. Calatayud, V. Ferrando, **L. Remón**, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Caracterización experimental de lentes difractivas aperiódicas con un modulador espacial de luz*”, X Reunión Nacional de Óptica. Comunicación oral. p. 60-61. Zaragoza (2012).

L. Remón, A. Calatayud, J. Martos, J.A. Monsoriu y W.D. Furlan, “*Diseño y realización de un nuevo sistema de caracterización de lentes intraoculares multifocales*”, X Reunión Nacional de Óptica. Zaragoza Comunicación oral. p. 33-35. Zaragoza (2012). Diploma de Honor en el Concurso de Jóvenes Investigadores.