



VNIVERSITAT
DOC VALÈNCIA

Aplicación de estructuras aperiódicas en el diseño de nuevas lentes difractivas para la corrección de la presbicia y las cataratas

Doctorado en Optometría y Ciencias de la Visión

Memoria presentada por:
Anabel Martínez Espert

Directores:
Walter D. Furlan
Salvador García Delpech

Septiembre 2025

DECLARACIÓN

Ninguna de las partes de este trabajo ha sido presentado para optar a ningún grado ni titulación, ni en esta ni en otra universidad o institución educativa o de investigación.

Dr. Walter Daniel Furlan, Catedrático de Universidad del Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión de la Universitat de València y Dr. Salvador García Delpech, Director Médico de la Clínica Aiken, Valencia.

CERTIFICAN

que la presente memoria, titulada “Aplicación de estructuras aperiódicas en el diseño de nuevas lentes difractivas para la corrección de la presbicia y las cataratas”, corresponde al trabajo de investigación realizado bajo su dirección por Anabel Martínez Espert y dan su visto bueno para su presentación como Tesis Doctoral en el programa de Doctorado de Optometría Avanzada y Ciencias de la Visión de la Universitat de València.

Y para que así conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado, en septiembre de 2025.

Dr. Walter D Furlan

Dr. Salvador García Delpech

*A mis padres,
A mi hermana,
A Marc.*

Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis directores de tesis, Walter y Salva, por su dedicación y el apoyo que me han dado a lo largo de estos años. A Salva, por darme la confianza y la primera oportunidad para adentrarme en el mundo de la investigación. A Walter, por todo lo que me ha enseñado, por su paciencia y por creer en mí desde el primer minuto.

En segundo lugar, a mis compañeros del grupo de investigación DiOG, con los que he tenido la suerte de trabajar durante estos cinco años. Especialmente a Sento, gracias por enseñarme tanto y tan bien. También me gustaría extender este agradecimiento a los compañeros de AIKEN, con los que tuve el inmenso placer de trabajar en los inicios de esta andadura.

Una parte importante de mi formación se la debo a todos los investigadores con los que he tenido la oportunidad y el placer de colaborar durante estos años. De cada uno de ellos me llevo un aprendizaje muy valioso. Gracias.

Este camino habría sido muy difícil si no me hubiese rodeado de personas excepcionales. Gracias Raquel, Sara, Rosa, Alba, Paula, Aida, Ricardo y Jose Ángel, por compartir alegrías, penas y muchas horas de “tupper”.

Como no podría ser de otra forma, me gustaría dar las gracias a mi familia, porque me han visto crecer y han compartido conmigo todos los pasos que he dado en mi carrera. En segundo lugar, a la familia que uno elige, mis amigos, por ser los mejores que podría tener. A mis padres, por todo el amor que me han dado y por su apoyo en todas y cada una de las decisiones que he tomado a lo largo de mi vida. A mi hermana, por ser un pilar fundamental, gracias por estar siempre. A Marc, por aparecer en mi vida y convertirse en el mejor compañero que podría imaginar. A todos, os quiero mucho.

Por último, me gustaría dar las gracias a la Anabel pequeñita, que siempre quiso ser científica... lo hemos conseguido.

Esta tesis doctoral ha sido realizada con la ayuda de un contrato predoctoral financiado por el programa de *Ayudas para la formación de personal investigador de carácter predoctoral, en el marco del Subprograma "Atracción de Talento"* de la Universitat de València con referencia UV-INV-PREDOC21-1915492.

Acrónimos:

- AE: Aberración Esférica
- AV: Agudeza visual
- EDoF: *Extended Depth of Focus*
- FFT MTF: *Fast Fourier Transform Modulation Transfer Function*
- FFT PSF: *Fast Fourier Transform Point Spread Function*
- LCA: *Longitudinal Chromatic Aberration*
- LIO: Lente Intraocular
- LIOM: Lente intraocular Multifocal
- MTF: *Modulation Transfer Function*
- PSF: *Point Spread Function*

Resumen

En las últimas décadas, las lentes intraoculares multifocales se han consolidado como una opción eficaz para la corrección de la presbicia, un defecto visual asociado al envejecimiento del cristalino que afecta a gran parte de la población mundial. La diversidad de perfiles multifocales disponibles en el mercado refleja la constante evolución de estos diseños, orientados a satisfacer las necesidades visuales de la población. En este contexto, se propone el desarrollo de lentes intraoculares multifocales basadas en estructuras aperiódicas, ya que estas poseen la capacidad de proporcionar propiedades de focalización específicas, derivadas de cada secuencia matemática en la que se basa. Además, ofrecen una gran versatilidad de diseño, ya que permiten optimizar diversos parámetros para adaptarse a las necesidades visuales de la población.

En esta tesis se presentan los resultados de diseño y evaluación, tanto numérica como experimental, de dos lentes intraoculares multifocales basadas en estructuras aperiódicas: el diseño trifocal Devil LIOM, basado en el conjunto fractal triádico de Cantor, y el diseño EDoF Silver LIOM, basado en la secuencia Silver Mean. Ambos diseños tienen como objetivo mejorar el rendimiento óptico en distancias intermedias y extender el rango de enfoque sin comprometer la visión lejana.

Para alcanzar este objetivo general, se plantearon los siguientes objetivos específicos, los cuales estructuran y guían el desarrollo de esta tesis:

- Diseñar y optimizar nuevas lentes intraoculares multifocales a partir de estructuras aperiódicas para su aplicación en el campo de la oftalmología.
- Evaluar numéricamente las propiedades ópticas de los nuevos diseños mediante un programa de trazado de rayos.

- Realizar la caracterización experimental de los diseños, utilizando un simulador visual de óptica adaptativa.
- Caracterizar y evaluar experimentalmente los prototipos fabricados de las lentes intraoculares multifocales aperiódicas propuestas.

De acuerdo con estos objetivos específicos, la memoria de tesis se divide en los siguientes capítulos:

En el Capítulo 1 se presenta una introducción general en la que se abordan diversos aspectos relacionados con la presbicia y las cataratas, y el papel de las lentes intraoculares multifocales como una opción eficaz para su tratamiento. Se describen las diferentes tecnologías utilizadas en el diseño de estas lentes, con especial hincapié en los diseños difractivos. Asimismo, se incluye una clasificación de las lentes intraoculares multifocales disponibles en el mercado. Finalmente, se introduce el concepto de estructuras aperiódicas y su aplicación en las ciencias de la visión, y cómo su incorporación en el diseño de lentes intraoculares abre nuevas posibilidades de diseño, gracias a sus propiedades específicas y su versatilidad.

En el Capítulo 2 se describe la metodología general utilizada en el diseño y evaluación de las lentes intraoculares multifocales aperiódicas propuestas. Se detallan los tres sistemas ópticos utilizados para la evaluación numérica mediante el software de trazado de rayos Zemax, así como el simulador visual de óptica adaptativa comercial que se emplea en la evaluación preclínica. Se explica la metodología de construcción y evaluación de los primeros prototipos del diseño Devil LIOM. Por último, se describe, en detalle, el dispositivo experimental de metrología óptica desarrollado en el laboratorio. El cual fue diseñado para medir el rendimiento óptico de lentes intraoculares, de acuerdo a la norma ISO 11979-2:2014. Este dispositivo se utilizó tanto para evaluar los prototipos fabricados como lentes intraoculares comerciales, con el fin de establecer comparaciones y contextualizar el

comportamiento de los nuevos diseños frente a modelos disponibles en el mercado.

En el Capítulo 3 se detallan los principios de diseño de la lente trifocal Devil LIOM, las simulaciones numéricas realizadas y los resultados obtenidos. Posteriormente, se describen las pruebas experimentales llevadas a cabo con el simulador visual de óptica adaptativa en pacientes reales, lo que permitió validar, de manera preliminar, la viabilidad clínica de este diseño. Además, se presentan los parámetros de los primeros prototipos fabricados, así como la evaluación experimental de su rendimiento óptico.

El Capítulo 4 aborda el diseño Silver LIOM, una lente bifocal de baja adición con la que se consigue extender la profundidad de foco sin comprometer la visión de lejos. El capítulo incluye tanto resultados numéricos, obtenidos en Zemax, como experimentales, obtenidos con el simulador visual de óptica adaptativa.

Finalmente, el Capítulo 5 está dedicado a la discusión general y conclusiones. En él se analiza la viabilidad de los diseños aperiódicos propuestos y se valora su potencial como alternativas a los diseños difractivos tradicionales. Además, se plantean futuras líneas de investigación derivados de los resultados obtenidos en el desarrollo de la tesis.

Resum

Al llarg de les últimes dècades, les lents intraoculars multifocals s'han consolidat com una opció eficaç per a la correcció de la presbícia, un defecte visual associat a l'enveliment del cristal·lí que afecta a una gran part de la població mundial. La diversitat de perfils multifocals existents al mercat reflecteix l'evolució constant d'aquests dissenys, orientats a cobrir les necessitats visuals de la població. En aquest context, es proposa el desenvolupament de lents intraoculars multifocals basades en estructures aperiòdiques, ja que aquestes tenen la capacitat d'ofrir propietats d'enfocament específiques, derivades de cada seqüència matemàtica en què es basen. A més, presenten una gran versatilitat de disseny, ja que permeten optimitzar diversos paràmetres per adaptar-se a les necessitats visuals de la població.

Aquesta tesi presenta els resultats de disseny i avaluació, tant numèrica com experimental, de dues lents intraoculars multifocals basades en estructures aperiòdiques: el disseny trifocal Devil LIOM, basat en el conjunt fractal triàdic de Cantor, i el disseny EDoF Silver LIOM, basat en la seqüència Silver Mean. Ambdós dissenys tenen com a objectiu millorar el rendiment òptic en distàncies intermèdies i ampliar el rang d'enfocament sense comprometre la visió llunyana.

Per tal de complir aquest objectiu general, es van establir els següents objectius específics, que estructuren i guien el desenvolupament d'aquesta tesi:

- Dissenyar i optimitzar noves lents intraoculars multifocals a partir d'estructures aperiòdiques per a la seua aplicació en el camp de l'oftalmologia.

- Avaluar numèricament les propietats òptiques dels nous dissenys mitjançant un programa de traçat de raigs.
- Realitzar la caracterització experimental dels dissenys utilitzant un simulador visual d'òptica adaptativa.
- Caracteritzar i avaluar experimentalment els prototips fabricats de les lents intraoculars multifocals aperiòdiques proposades.

D'acord amb aquests objectius específics, la memòria de tesi es divideix en els capítols següents:

Al Capítol 1 es presenta una introducció general en què s'aborden diversos aspectes relacionats amb la presbìcia i les cataractes, així com el paper de les lents intraoculars multifocals com a opció eficaç per al seu tractament. Es descriuen les diferents tecnologies utilitzades en el disseny d'aquestes lents, amb especial èmfasi en els dissenys difractius. També s'inclou una classificació de les lents intraoculars multifocals disponibles al mercat. Finalment, s'introduceix el concepte d'estructures aperiòdiques i la seua aplicació en les ciències de la visió, destacant com la seua incorporació en el disseny de lents intraoculars obri noves possibilitats gràcies a les seues propietats específiques i la seua versatilitat.

Al Capítol 2 es descriu la metodologia general emprada en el disseny i l'avaluació de les lents intraoculars multifocals aperiòdiques proposades. Es detallen els tres sistemes òptics utilitzats per a l'avaluació numèrica amb el programa de traçat de raigs Zemax, així com el simulador visual d'òptica adaptativa comercial emprat en l'avaluació preclínica. S'explica la metodologia de construcció i avaluació dels primers prototips del disseny Devil LIOM. Finalment, es descriu amb detall el dispositiu experimental de metrologia òptica desenvolupat al laboratori, dissenyat per a mesurar el rendiment òptic de lents intraoculars d'acord amb la norma ISO 11979-

2:2014. Aquest dispositiu es va utilitzar tant per a avaluar els prototips fabricats com lents intraoculars comercials, amb la finalitat d'establir comparacions i contextualitzar el comportament dels nous dissenys respecte a models disponibles al mercat.

Al Capítol 3 es detallen els principis de disseny de la lent trifocal Devil LIOM, les simulacions numèriques realitzades i els resultats obtinguts. Posteriorment, es descriuen les proves experimentals realitzades amb el simulador visual d'òptica adaptativa en pacients reals, que van permetre validar de manera preliminar la viabilitat clínica d'aquest disseny. A més, es presenten els paràmetres dels primers prototips fabricats, així com l'avaluació experimental del seu rendiment òptic.

Al Capítol 4 s'aborda el disseny Silver LIOM, una lent bifocal de baixa addició amb la qual s'aconsegueix ampliar la profunditat de focus sense comprometre la visió llunyana. El capítol inclou tant resultats numèrics, obtinguts amb Zemax, com experimentals, obtinguts amb el simulador visual d'òptica adaptativa.

Finalment, el Capítol 5 està dedicat a la discussió general i conclusions. S'hi analitza la viabilitat dels dissenys aperiòdics proposats i es valora el seu potencial com a alternatives als dissenys difractius tradicionals. A més, s'hi plantegen futures línies d'investigació derivades dels resultats obtinguts en el desenvolupament de la tesi.

Abstract

In recent decades, multifocal intraocular lenses have become an established and effective option for the correction of presbyopia, a visual impairment associated with aging of the crystalline lens that affects a significant proportion of the global population. The diversity of multifocal lens profiles available on the market reflects the ongoing evolution of these designs, which are intended to address the visual needs of the population. In this context, the development of multifocal intraocular lenses based on aperiodic structures is proposed, as these lenses can provide specific focusing properties derived from the mathematical sequence on which they are based. Furthermore, they offer considerable design versatility, enabling the optimization of multiple parameters to accommodate the visual requirements of patients.

This thesis presents the design and evaluation results, both numerical and experimental, of two multifocal intraocular lenses based on aperiodic structures: the trifocal design Devil LIOM, which is based on the Cantor triadic fractal set, and the extended depth of focus Silver LIOM design, which is based on the Silver Mean sequence. Both designs aim to enhance optical performance at intermediate distances and extend the depth of focus without compromising distance vision.

To achieve this general objective, the following specific objectives were established, providing the framework for the development of this thesis:

- To design and optimize novel multifocal intraocular lenses based on aperiodic structures for ophthalmological applications.
- To numerically evaluate the optical properties of the proposed designs using a ray-tracing program.

- To perform the experimental characterization of the designs with an adaptive optics visual simulator.
- To characterize and experimentally evaluate the manufactured prototypes of the proposed aperiodic multifocal intraocular lenses.

Based on these specific objectives, the present thesis is structured into the following chapters:

Chapter 1 provides a general introduction addressing different aspects related to presbyopia and cataracts, as well as the role of multifocal intraocular lenses as an effective treatment option. The technologies employed in the design of multifocal intraocular lenses are described, with particular emphasis on diffractive designs. A classification of the multifocal intraocular lenses currently available on the market is also presented. Finally, the concept of aperiodic structures and their application in vision sciences is introduced, highlighting how their incorporation into multifocal intraocular lens design offers new possibilities due to their unique properties and versatility.

Chapter 2 presents the general methodology employed in the design and evaluation of the proposed aperiodic multifocal intraocular lenses. The three optical systems used for numerical evaluation with Zemax ray-tracing software are described in detail, as well as the commercial adaptive optics visual simulator utilized for preclinical assessment. The methodology for constructing and testing the first prototypes of the Devil LIOM design is explained. Finally, the experimental optical metrology device developed in the laboratory is described. This device was designed to measure the optical performance of intraocular lenses in accordance with ISO 11979-2:2014. It was employed both to evaluate the prototypes and to assess commercial intraocular lenses, thereby enabling comparisons and contextualizing the

performance of the new designs relative to models currently available on the market.

Chapter 3 details the design principles of the trifocal Devil LIOM lens, and the results obtained. Subsequently, the experimental tests conducted with the adaptive optics visual simulator in patients are described, providing a preliminary validation of the clinical feasibility of this design. In addition, the parameters of the initially prototypes are presented, along with the experimental assessment of their optical performance.

Chapter 4 addresses the Silver LIOM design, a low-addition bifocal intraocular lens that extends depth of focus without compromising distance vision. The chapter presents both the numerical results obtained in Zemax and experimental results obtained with the adaptive optics visual simulator.

Finally, Chapter 5 is dedicated to the general discussion and conclusions. It analyzed the feasibility of the proposed aperiodic designs and evaluates their potential as alternatives to traditional diffractive designs. In addition, future research directions arising from the results obtained in this thesis are outlined.

Índice

Capítulo 1: Introducción	5
1.1. Cambios estructurales y fisiológicos del ojo.....	5
1.2. Soluciones quirúrgicas para las cataratas y la presbicia	6
1.3. LIOMs para la compensación de la afaquia y la presbicia	8
1.3.1. Diseños refractivos.....	10
1.3.2. Diseños difractivos.....	11
1.3.3. Clasificación de LIOMs comerciales.....	19
1.3.4. Proceso de diseño, fabricación y validación de LIOMs	21
1.4. Estructuras difractivas aperiódicas y su aplicación en el campo de las ciencias de la visión	22
1.5. Justificación y objetivos	24
1.6. Estructura del trabajo	24
Capítulo 2: Metodología general	27
2.1. Diseño de las LIOMs aperiódicas	27
2.2. Evaluación numérica con programa de trazado de rayos.....	29
2.2.1. Modelo de banco óptico.....	31
2.2.2. Modelo de ojo de Liou-Brennan.....	32
2.2.3. Modelo de ojo simplificado	33
2.3. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa	35
2.4. Fabricación y caracterización de prototipos.....	37
2.5. Metodología experimental en banco óptico	38
2.5.1. Descripción del banco óptico y de las métricas utilizadas	39
2.5.2. Validación del banco óptico con LIOMs comerciales.....	44
Capítulo 3: Diseño y evaluación de Devil LIOM	59
3.1. Introducción	59
3.2. Diseño de Devil LIOM.....	59
3.3. Resultados de la evaluación numérica de rendimiento óptico	65

3.3.1. Evaluación en modelo de banco óptico	65
3.3.2. Evaluación en modelo de ojo de Liou-Brennan.....	70
3.3.3. Evaluación de halos	73
3.4. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa	78
3.4.1. Metodología	78
3.4.2. Resultados	80
3.5. Caracterización de prototipos y evaluación del rendimiento óptico	82
3.5.1. Caracterización de los prototipos fabricados	83
3.5.2. Evaluación de rendimiento óptico de los prototipos.....	85
3.6. Discusión	88
Capítulo 4: Diseño y evaluación de Silver LIOM	93
4.1. Introducción.....	93
4.2. Diseño de Silver LIOM	93
4.3. Resultados de la evaluación numérica de rendimiento óptico	99
4.3.1. Evaluación en modelo de banco óptico	99
4.3.2. Evaluación en modelo de ojo de Liou-Brennan.....	103
4.3.3. Evaluación de halos	105
4.4. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa	109
4.4.1. Metodología	109
4.4.2. Resultados	110
4.5. Discusión	111
Capítulo 5: Discusión y conclusiones finales	115
5.1. Discusión	115
5.2. Conclusiones	119
5.3. Futuras líneas de investigación	120

Referencias.....	123
Anexo I: Resolución del Comité de Ética UV.....	141
Anexo II: Publicaciones derivadas de la tesis	143
Anexo III: Otras publicaciones de la autora	149

Capítulo 1: Introducción

1.1. Cambios estructurales y fisiológicos del ojo

El ojo es un sistema óptico compuesto por un conjunto de estructuras que podemos dividir en dos grupos principales: la componente óptica y la componente neuronal. Las estructuras que forman parte de la componente óptica son las encargadas de formar las imágenes en la retina, mientras que la componente neuronal se encarga de transformar las señales ópticas que llegan a la retina en impulsos nerviosos que viajan hasta el cerebro.

Entre las estructuras y humores que forman la parte óptica del ojo, la córnea es la primera superficie refractiva del sistema. Está compuesta por seis capas [Galloway et al., 2022] y proporciona al sistema aproximadamente dos tercios de su potencia total (alrededor de 40 D). El humor acuoso rellena la cámara anterior del ojo (el espacio comprendido entre la córnea posterior y la primera cara del cristalino). En la cámara anterior se encuentra el iris, entre 3,00 mm y 4,50 mm detrás de la córnea y justo antes del cristalino. Este actúa como apertura del sistema. El cristalino es la segunda estructura que mayor potencia aporta al sistema (aproximadamente 20 D), su índice de refracción no es constante, siendo mayor en el centro que en la periferia. Está anclado al músculo ciliar y gracias a la acción de este músculo, el cristalino tiene la capacidad de modificar su grosor y curvatura para acomodar, es decir, cambiar su potencia para formar imágenes nítidas en la retina cuando el objeto está posicionado a diferentes distancias. Posteriormente, encontramos el humor vítreo, que rellena la cámara posterior (el espacio entre la cara posterior del cristalino y la retina). Por último, la imagen se forma en la retina (primera estructura de la componente neuronal). Con la edad, todas las estructuras del sistema ocular sufren cambios fisiológicos, siendo el cristalino una de las más afectadas [Martinez-Enriquez et al., 2020].

Una de las degeneraciones asociadas a la edad que afectan al sistema ocular es la presbicia, proceso en el que se reduce de forma paulatina la amplitud de acomodación, hasta que, a partir de los 50 años, se pierde por completo [Charman, 2014; Fricke et al., 2018]. Cuando los pacientes superan esta edad, solo podrán enfocar los objetos situados en su punto remoto, acompañado de un pequeño rango de enfoque debido a los efectos de la profundidad de foco del sistema ocular [Charman, 2014]

Otro de los procesos fisiológicos que afecta a la visión es la aparición de cataratas, donde el cristalino se opacifica de forma progresiva. Se trata de una afectación muy invalidante y, a pesar de los grandes avances que ha habido en este campo durante décadas, sigue siendo una de las principales causas de ceguera a nivel mundial [Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study et al., 2024]. El único tratamiento actual para las cataratas es la cirugía, en la que el cristalino opacificado se sustituye por una lente intraocular (LIO).

1.2. Soluciones quirúrgicas para las cataratas y la presbicia

La primera referencia a las cataratas y las primeras técnicas de tratamiento datan del antiguo Egipto. En ese momento, la técnica consistía en introducir una aguja para desprender el cristalino y dejarlo en el interior del globo ocular. No fue hasta mediados del siglo XVIII cuando se realizó en Europa la primera extracción del cristalino [Ascaso & Huerv, 2013]. La consecuencia de ambas técnicas era la afaquia, lo que producía una disminución significativa de la potencia refractiva del ojo. Para su compensación, se prescribían gafas de elevada potencia positiva que presentaban ciertos inconvenientes, como distorsión del campo visual,

escotoma en anillo, así como incomodidad de uso por el elevado peso de las lentes oftálmicas [Dabezies, 1979].

La solución a la afaquia consistió en introducir una lente en lugar del cristalino tras su extracción. La idea fue del oftalmólogo británico Harold Ridley, que pensó en utilizar una LIO al observar la tolerancia del ojo a los fragmentos de polimetilmetacrilato (PMMA) de las cabinas de los aviones en los pilotos que habían sido heridos durante la segunda guerra mundial [Ascaso & Huerv, 2013]. Fue el propio Ridley, quien en 1949 realizó el primer implante [Zeng & Fang, 2018]. Debido al material de las primeras LIOs implantadas, se requería de grandes incisiones para su implantación. Las mejoras en los diseños y el uso de materiales blandos como silicona, acrílico hidrofílico y acrílico hidrofóbico permitieron que las lentes adquiriesen mayor flexibilidad y se pudiesen enrollar, reduciendo así el tamaño de las incisiones para su inserción (la primera LIO de silicona plegable fue implantada en 1978) [Zeng & Fang, 2018]. Estas LIOs tenían una sola potencia refractiva (monofocales) para ver objetos en visión lejana, por lo tanto, para realizar actividades en visión próxima utilizaban lentes oftálmicas de potencia positiva.

Ante la creciente demanda de los pacientes por evitar la dependencia de ayudas ópticas tras la cirugía, se desarrollaron las lentes intraoculares multifocales (LIOMs). El primer implante de LIOM data de 1986 [Keates et al., 1987], pero no fue hasta 1997 cuando la primera LIOM fue aprobada por la FDA (Array, Advanced Medical Optics, Inc.) [Hoffer & Savini, 2019]. Los primeros modelos que se implantaron eran lentes bifocales (lejos-cerca) [Alio et al., 2017; Khandelwal et al., 2019].

En la actualidad, existen en el mercado internacional más de un centenar de modelos de LIOs [Rampat & Gatinel, 2021]. Es un campo en constante evolución en el que el objetivo de los diseñadores ópticos es obtener diseños

personalizados que se adapten a las necesidades visuales de los pacientes. Es un tratamiento que se utiliza cada vez con mayor frecuencia para compensar la presbicia, antes de la aparición de cataratas, y así poder prescindir del uso de gafas o lentes de contacto multifocales. A pesar de todos estos avances, las LIOs monofocales siguen representando la opción más frecuentemente utilizada en los sistemas de salud pública a la hora de tratar las cataratas, debido principalmente, a su menor coste económico en comparación con los modelos multifocales.

1.3. LIOMs para la compensación de la afaquia y la presbicia

Las primeras LIOs monofocales, presentaban un diseño esférico, sin embargo, con el tiempo, la mayoría de los fabricantes optaron por utilizar diseños asféricos. Estos fueron concebidos con el objetivo de minimizar el efecto de la AE que inducen los diseños esféricos, y/o compensar en cierta medida, la AE positiva de la córnea, ya que se ha demostrado que mejoran el contraste de la imagen retiniana [Deshpande et al., 2022], especialmente en condiciones mesópicas [Stern & Gatinel, 2024]. El valor de AE que inducen las LIOs asféricas depende del diseño y del fabricante. Por ello, para escoger una LIO, que induzca un mayor o menor valor de AE, deben considerarse las características corneales de los pacientes, especialmente en casos con antecedentes de cirugía refractiva [Ferguson & Randleman, 2024; Salvá, García, García-Delpech, Martínez-Espert, & Ferrando, 2023].

A la hora de fabricar LIOMs, los perfiles multifocales (que se describirán a lo largo de este apartado) se superponen a una lente refractiva que dotará a la LIOM de la potencia base, y que puede tener superficies

esféricas, asféricas y/o una superficie tórica, para compensar el astigmatismo corneal.

El funcionamiento de las LIOMs se basa en el principio de visión simultánea, donde hay una superposición en la retina de una imagen enfocada con una o más imágenes desenfocadas, que produce una reducción del contraste en la imagen retiniana. El éxito de la visión simultánea depende de la capacidad del cerebro humano para desarrollar, tras la implantación, un mecanismo conocido como neuroadaptación [Alió & Pikkell, 2019; Rosa et al., 2017].

Las LIOs de foco extendido (conocidas como EDoF por sus siglas en inglés) se crearon con el objetivo de mejorar la visión de objetos a distancias intermedias sin comprometer la visión de objetos a distancia lejana, con la finalidad de conseguir una restauración continua de la agudeza visual (AV) en un rango de vergencias [Coassin et al., 2020]. En 2014, se introdujo en el mercado europeo la primera LIO EDoF: la lente Symfony (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, CA, EE. UU.) [Millán & Vega, 2017]. No obstante, no fue hasta 2017, cuando la *American Academy of Ophthalmology* describió los criterios de rendimiento visual (o calidad visual) que deben de cumplir estas LIOs para ser clasificadas como EDoF. Entre los diferentes aspectos que deben cumplir estos diseños, y de forma general, una lente EDoF debe proporcionar una extensión del foco de al menos 0,50 D mayor que la de una LIO monofocal para una AV de 0,2 logMAR [MacRae et al., 2017].

Los diseños de LIOMs y EDoF pueden clasificarse según el principio óptico utilizado en su diseño, dividiéndolos en refractivos y difractivos.

1.3.1. Diseños refractivos

Los diseños refractivos consisten en la división de la zona óptica de la lente en secciones con diferentes potencias. Estas regiones pueden ser sectores anulares concéntricos, como la LIO M-flex (Rayner Intraocular Lenses Ltd., Worthing, West Sussex, Reino Unido) [Aslam et al., 2009]. Estos diseños concéntricos son pupilodependientes. Para reducir este efecto, otros diseños incorporan segmentos angulares que alternan las potencias de lejos y de cerca. Ejemplos de ello son las lentes Mplus, Lentis Comfort y Femtis Comfort (Teleon Surgical BV, Spankeren, Países Bajos) [Auffarth et al., 2021; García et al. 2023; Teleon Surgical, n.d.], o la lente Precizon Presbyopic (Ophtec BV, Groningen, Países Bajos) [León-Ibáñez & Piñero, 2024]. Recientemente, también se ha incorporado al mercado la lente Galaxy (Rayner Intraocular Lenses Ltd., Worthing, West Sussex, Reino Unido) [Rayner, n.d.], diseñada con una superficie en espiral que ofrece un rango completo de visión [Galinier et al., 2024].

En los últimos años, han surgido nuevos diseños de lentes EDoF refractivas, en las que utilizan un diseño asférico para aumentar la AE negativa y lograr una mayor profundidad de foco, en comparación con una lente monofocal. Un ejemplo de ellas es la LIO Tecnis Eyhance (Johnson & Johnson, New Brunswick, Nueva Jersey) [Vega et al., 2020] o la lente Isopure (PhysIOL, Lieja, Bélgica) [Pérez-Sanz et al., 2023].

Otro diseño refractivo se basa en el efecto estenopeico, utilizado en la LIO IC-8 (Bausch & Lomb, Rochester, NY, EE. UU.) [Grabner et al., 2015]. En la Figura 1.1, se representan gráficamente algunos ejemplos de los diseños descritos anteriormente.

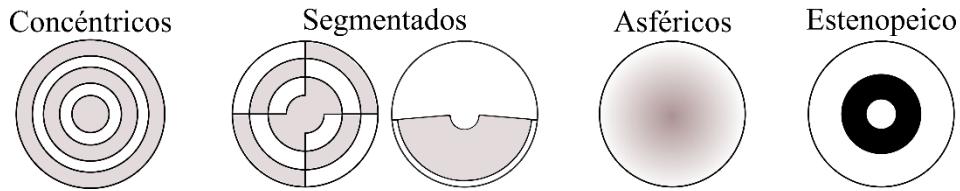


Figura 1.1: Esquema de distintos diseños refractivos.

Recientemente, ha aparecido en el mercado una nueva lente EDoF que modifica el frente de onda para conseguir aumentar la profundidad de foco. Esta tecnología es conocida comercialmente como “X-WAVE”. La lente comercial que utiliza esta tecnología es la AcrySof IQ Vivity (Alcon laboratories, Fort Worth, TX, EE.UU.) [Kohnen, 2020]. Su diseño presenta una zona anular con una elevación de 1 μm de altura, en los 2,2 mm centrales de la zona óptica de la lente [Ferrando et al., 2022; Tognetto et al., 2022]. En esta línea, ha surgido la lente Enova Advanced (VSY biotechnology GmbH, Alemania) [VSY Biotechnology, n.d.], que utiliza la tecnología “Light Tailoring” para extender el foco.

1.3.2. Diseños difractivos

Los diseños difractivos aprovechan la naturaleza ondulatoria de la luz para crear la multifocalidad. Estas lentes son una combinación del efecto de la refracción, generado por una lente de potencia base (esférica, asférica o tórica), con el efecto de la difracción, producido por una de las superficies de la lente, que forma uno o más focos adicionales.

Las lentes difractivas han evolucionado a lo largo de la historia. Las primeras lentes difractivas estaban formados por zonas anulares concéntricas conocidas como placas zonales de Fresnel (placa zonal binaria de amplitud) [Moreno et al., 1997] (Figura 1.2). Una placa zonal de Fresnel es una lente puramente difractiva que focaliza en múltiples focos por interferencia constructiva de las ondas difractadas por su superficie. Las zonas anulares de

las placas zonales de Fresnel tienen la misma área, es decir el perfil es una estructura periódica en la coordenada radial cuadrática (x) (Figura 1.2), donde r es la variable radial y b el radio de la placa zonal.

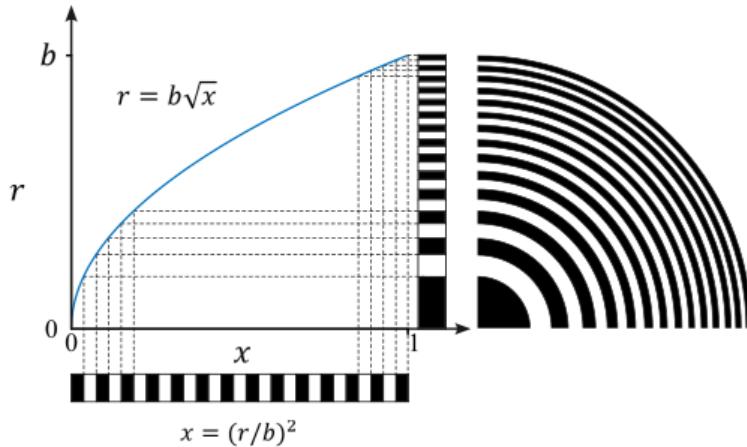


Figura 1.2: Obtención de una placa zonal a partir de una estructura periódica.

Al iluminar una placa zonal con una onda plana monocromática, esta da lugar a una serie de ondas esféricas que convergen o divergen siguiendo la Ec. (1.1):

$$f_m = \frac{p}{2m\lambda} \quad (1.1)$$

Donde p es el periodo en la coordenada radial cuadrática (x), m el orden de difracción y λ la longitud de onda. Para un objeto en el infinito, la placa zonal producirá concentraciones de luz en varios puntos del eje, es decir, va a tener varios focos reales (para $m > 0$) y virtuales (para $m < 0$). La luz no difractada que pasa a través de la placa zonal forma el orden $m = 0$ (véase Figura 1.3).

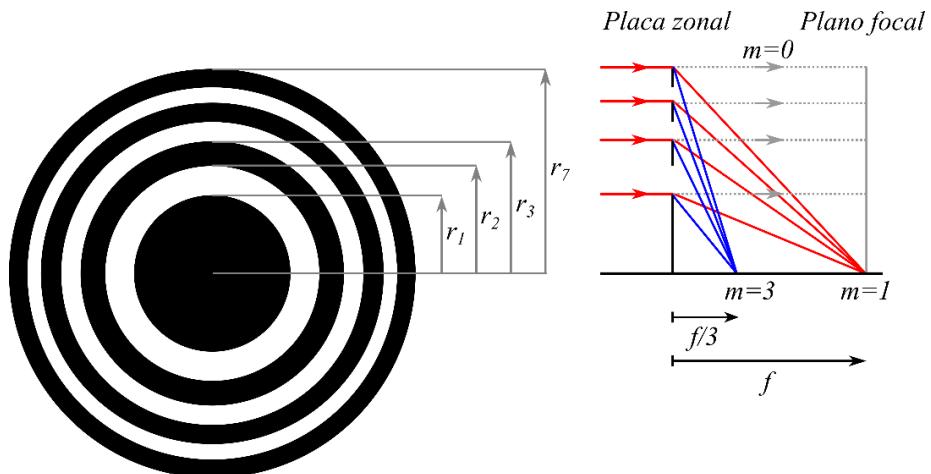


Figura 1.3: Esquema de funcionamiento de una placa zonal binaria de amplitud.

Una de las limitaciones de las placas zonales descritas, es que, al alternar zonas transparentes y opacas, presentan muy poca eficiencia energética (~10%). La mejora que se implementó para aumentar la eficiencia energética fue sustituir las zonas opacas por zonas transparentes con una diferencia de fase de π radianes, conocidas como placas zonales binarias de fase. De esta forma, la eficiencia aumento a ~40%. En 1969, Lesem et al. [Lesem et al., 1969] propusieron un cambio de fase progresivo de 0 a 2π radianes en cada zona. Estos perfiles, denominados *kinoform*, tienen una forma similar a "dientes de sierra" y focalizan la luz difractada en un único foco ($m = +1$), con una eficiencia lumínica de ~100%, para una onda plana monocromática [Moreno et al., 1997]. En la Figura 1.4 se representan las tres lentes difractivas descritas.

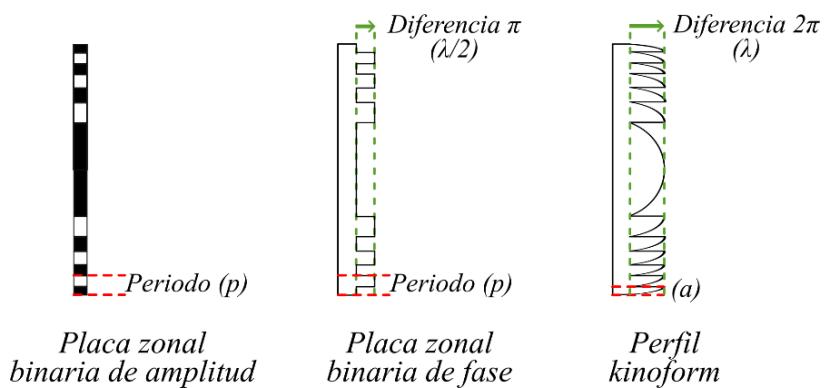


Figura 1.4: Esquema de las placas zonales y del perfil kinoform.

Como se ha mencionado, en las placas zonales binarias, el periodo determina la posición de los focos (fm) del elemento difractivo (véase ec.1.1). En el caso de una lente *kinoform*, de forma análoga, la posición de los focos viene dada por la separación de los dientes, es decir, la anchura (a) (Figura 1.4), donde $a = p/2$, para obtener la misma focal.

Por otro lado, en los perfiles *kinoform*, la altura de sus dientes determina su eficiencia energética, es decir, la distribución de energía entre los distintos órdenes de difracción para la longitud de onda de diseño (λ_0). Si la altura es constante e igual a un número entero de longitudes de onda, tenemos una lente monofocal puramente difractiva. Si el cambio de fase que se introduce es de π radianes, los dientes tendrán una altura máxima de $\lambda/2$ y la energía será igualmente repartida entre el orden $m = 0$ y $m = +1$ de difracción (Figura 1.5). Para otros valores de altura de fase, la energía será repartida asimétricamente entre ambos órdenes.

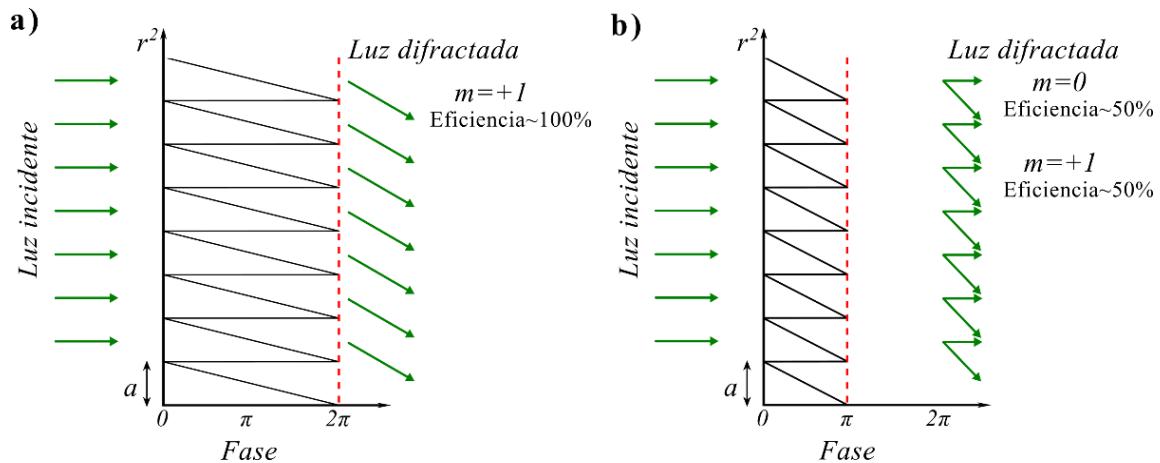


Figura 1.5: Distribución de energía entre los órdenes $m = 0$ y $m = +1$ para: a) fase de altura 2π radianes y b) fase de altura π radianes.

La variación de las alturas de los dientes en un perfil difractivo, en función del radio de la zona óptica, es una práctica utilizada en los diseños multifocales para modular la distribución de energía en cada foco. Este proceso se conoce como apodización (Figura 1.6). Cuando se aplica la

apodización en el diseño de una LIOM, se generan diseños pupilodependientes, es decir, la eficiencia de la lente para un foco varía de forma continua, pasando de su máximo rendimiento a su mínimo rendimiento en función del radio pupilar.

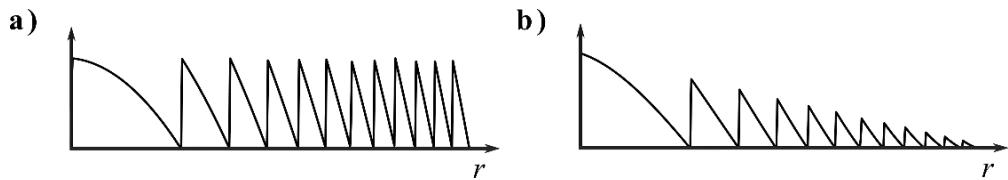


Figura 1.6: Esquema de: a) perfil kinoform no apodizado y b) perfil kinoform apodizado

Al combinar el efecto de una lente refractiva con el de una difractiva, los focos de la lente difractiva se desplazan. De esta forma, el orden $m = 0$ ya no focaliza en el infinito, sino que lo hace en un plano real, para generar el foco de visión lejana (f_l). Mientras que el orden $m = +1$ se utiliza para generar el foco de visión de cerca (f_c). En la Figura 1.7 se muestra de forma esquemática los efectos en la focalización al combinar una lente refractiva y una *kinoform*.

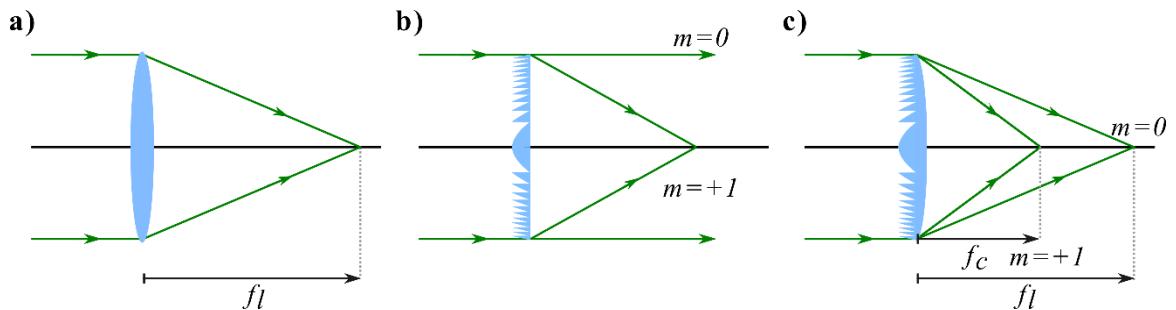


Figura 1.7: a) Comportamiento de una lente refractiva, b) comportamiento de una lente difractiva kinoform con altura de dientes de $\lambda/2$ y c) comportamiento de la combinación de la lente refractiva con la lente difractiva.

Las lentes difractivas están diseñadas para trabajar en una longitud de onda específica, la longitud de onda de diseño (λ_0). De manera que, si iluminamos una lente puramente difractiva con una longitud de onda diferente

(λ), la distancia focal cambiará. El valor de la nueva focal (f_λ) vendrá determinado por:

$$f_\lambda = \frac{\lambda_0}{\lambda} f_{\lambda_0} \quad (1.2)$$

Donde f_{λ_0} es la focal para la longitud de onda de diseño. La diferencia en la focalización para cada longitud de onda se conoce como Aberración Cromática Longitudinal (*Longitudinal Chromatic Aberration*, LCA), y se calcula como la diferencia entre los planos focales de dos longitudes de onda de los extremos del espectro visible. En este trabajo, la LCA se calcula con la ecuación:

$$LCA = \frac{n'}{f_{450}} - \frac{n'}{f_{650}} \quad (1.3)$$

Donde n' es el índice de refracción en el medio en el que focaliza la lente, f_{450} la focal para $\lambda=450$ nm (azul) y f_{650} la focal para $\lambda=650$ nm (rojo).

Además de la LCA de origen difractivo, en las LIOMs difractivas, también afecta la LCA de origen refractivo, como consecuencia de la dispersión cromática del material de la lente base. La dispersión cromática del material se cuantifica con el número de Abbe (V) que se define como:

$$V = \frac{n_D - 1}{n_F - n_C} \quad (1.4)$$

Donde n_D , n_F y n_C son los índices de refracción del material a las longitudes de onda correspondientes a las líneas de Fraunhofer del sodio (D) $\lambda_D = 587,6$ nm y del hidrógeno (F y C) $\lambda_F = 486,1$ nm y $\lambda_C = 656,3$ nm.

No obstante, la aberración cromática inducida por el perfil difractivo tiene un signo opuesto a la generada por la base refractiva (Figura 1.8). Esto

implica que en los focos difractivos, ambas aberraciones cromáticas tienden a compensarse parcialmente.

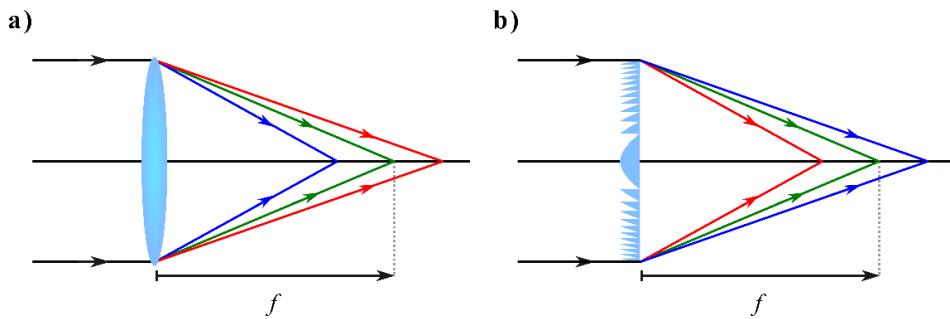


Figura 1.8: Representación de la LCA en a) lentes refractivas y b) lentes difractivas.

f : distancia focal para λ_0 (verde).

La implantación de LIOMs suele ir acompañada de disfotopsias, las cuales provocan una disminución en el contraste de la imagen. Estos fenómenos incluyen diversas alteraciones visuales [Alves-de-Carvalho et al., 2024]; sin embargo, la más relevante es la formación de halos. Por ello, en esta tesis se entenderá por halos a las disfotopsias asociadas específicamente a la implantación de LIOMs. Los halos son producidos principalmente por la imagen desenfocada de los otros focos de la lente y, en general, dependen de la adición y de cómo la LIOM distribuye la energía entre sus focos [Alba-Bueno et al., 2014]. El diseño específico del perfil difractivo —tales como el espaciado, la altura de los escalones y su perfil— influye también en la percepción de estos.

Dentro de los diseños difractivos, las lentes se pueden clasificar según el número de focos que producen, así, es posible clasificarlas como bifocales, trifocales o EDoF. En los siguientes apartados, se describirán cada uno de ellos.

Lentes bifocales

En las lentes bifocales, el perfil difractivo produce una división de la luz entre el orden $m = 0$ y $m = +1$ de difracción. En general, todas las LIOMs bifocales difractivas funcionan de este modo, aunque varían en su eficiencia energética en los dos órdenes de difracción. Un ejemplo de ellas sería la lente Restor (Alcon laboratories, Fort Worth, TX, EE.UU.) [Chiam et al., 2006].

Lentes trifocales

Las LIOMs trifocales se diseñaron para superar las limitaciones de las lentes bifocales, las cuales no permiten observar objetos a distancias intermedias. La primera LIOM difractiva trifocal implantada, fue la lente FineVision (PhysIOL, Lieja, Bélgica) [Gatinel et al., 2011]. Su diseño óptico fue el resultado de la superposición de dos perfiles difractivos bifocales de diferente potencia de adición, en la cual el período, en r^2 , del perfil que genera el foco de visión de cerca es la mitad que el del perfil utilizado para generar el foco de visión intermedia [Vila-Andrés et al., 2025]. Concretamente, en este diseño, la potencia de adición cercana es de + 3,50 D, y la potencia de adición intermedia es de + 1,75 D. El perfil difractivo de la FineVision también es apodizado. Otro ejemplo de LIOM trifocal, es la lente AT LISA tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Jena, Alemania), que utiliza un concepto similar al mencionado anteriormente, pero sin apodización. Su diseño es trifocal en la zona óptica central (diámetro de 4,30 mm), y bifocal entre 4,30 mm y 6,00 mm de zona óptica. La potencia de adición cercana es de + 3,33 D, mientras que la potencia de adición intermedia es de + 1,66 D [Mojzis et al., 2014].

Otra opción para obtener una LIO trifocal se basa en utilizar un perfil sinusoidal en su diseño [Valle et al., 2005]. Un ejemplo de LIOM disponible

en el mercado es la lente Acriva Trinova (VSY biotechnology GmbH, Alemania) [Vega et al., 2021; Vila-Andrés et al. 2025]. Estas lentes utilizan el orden de difracción $m = -1$ para producir el foco de lejos, el orden $m = 0$ para producir el foco de visión intermedia y el orden $m = +1$ para producir el foco de visión cercana [Valle et al., 2005].

Lentes de foco extendido

En la actualidad, las LIOs EDoF están ganando gran popularidad, ya que están diseñadas para mejorar la visión intermedia sin comprometer de forma significativa la visión a distancia lejana. En los primeros diseños EDoF difractivos, la extensión del foco se genera mediante la combinación de luz enfocada por la base refractiva monofocal y un perfil difractivo cuya difracción en primer orden genera diferentes focos para diferentes longitudes de onda, que, al superponerse, generan un foco extendido. Un ejemplo de lente con este diseño es la LIO Symphony (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, CA, EE. UU.), la primera LIO EDoF que se introdujo en el mercado [Millán & Vega, 2017]. Esta lente puede describirse como una LIO difractiva bifocal de baja adición (+1,75 D, para la longitud de onda de diseño). El aumento de la proximidad entre los focos de lejos y cerca contribuye a obtener una profundidad de foco extendida que va desde distancias de visión lejanas a intermedias. Otro diseño que utiliza un diseño similar es el de la LIO AT LARA (Carl Zeiss Meditec, Jena, Alemania) [Schallhorn et al., 2019].

1.3.3. Clasificación de LIOMs comerciales

Para conseguir la multifocalidad deseada, todos los diseños de LIOMs comerciales utilizan uno o varios de los principios descritos anteriormente. En la Figura 1.9, se muestra un esquema de parte de las LIOMs disponibles en el

mercado, clasificadas en función de su principio óptico de diseño y el número de focos que produce. Este esquema se ha realizado a partir de artículos científicos y la información publicada por el propio fabricante.

El rendimiento óptico de algunas de estas lentes comerciales se ha evaluado en nuestro laboratorio, utilizando un sistema experimental de metrología óptica. Una muestra de ello se presenta en el apartado 2.5 del Capítulo 2.

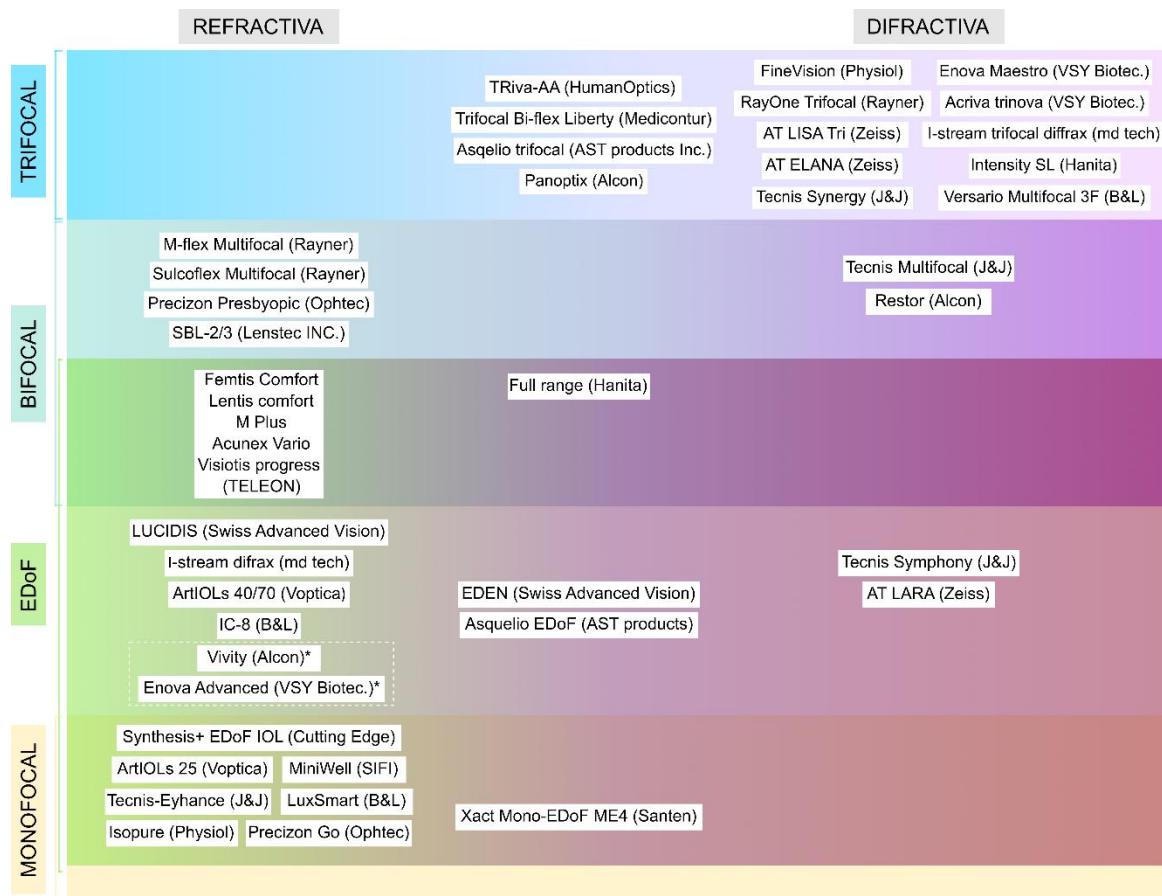


Figura 1.9: Clasificación de LIOMs comerciales según su diseño óptico y sus propiedades de focalización. *Lentes EDoF que utilizan máscara de fase en su diseño.

1.3.4. Proceso de diseño, fabricación y validación de LIOMs

El desarrollo de LIOMs implica un proceso riguroso que combina técnicas de diseño óptico, fabricación y múltiples fases de validación. El primer paso en este proceso es la fase de diseño, donde se definen los parámetros para conseguir unas propiedades ópticas específicas. En esta parte del proceso, se utilizan diferentes perfiles (descritas en el apartado 1.3.2) para conseguir la multifocalidad [Rampat & Gatinel, 2021; Simpson et al., 2025].

Tras la fase de diseño, se lleva a cabo una validación numérica computacional, utilizando diferentes ojos modelo [Simpson et al., 2025]. De forma complementaria a la validación numérica, en los últimos años, se está utilizando en mayor medida la evaluación de diseños de LIOMs con simuladores visuales. Esto permite realizar pruebas en pacientes reales, utilizando sistemas que reproducen el comportamiento de las lentes antes de su fabricación definitiva [Marcos et al., 2022].

En la fase de fabricación, se emplean principalmente dos técnicas: el torneado con punta de diamante y el moldeado [Iskakov, 2017; Yu et al., 2018]. De forma general, el moldeado se utiliza para producción en masa y el torneado, a pesar de ser más lento y costoso, ofrece mayor precisión [Yu et al., 2018].

Tras el proceso de fabricación, las LIOMs son sometidas a validaciones *in vitro*, mediante dispositivos experimentales. Estos permiten verificar que las propiedades ópticas reales se ajustan a las predicciones, asegurando así la eficacia clínica de las LIOMs antes de su implantación en pacientes [ISO 2024; Rampat & Gatinel, 2021].

Finalmente, una vez las LIOMs han sido implantadas en pacientes reales, 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 oculares, la correcta colocación de la lente y la refracción residual. Como método subjetivo, la medida de la AV sigue siendo el parámetro más utilizado en las evaluaciones clínicas. También se utiliza con frecuencia en práctica clínica la medida sensibilidad al contraste o el uso de cuestionarios de satisfacción visual [Alió et al., 2025; Auffarth et al., 2021; Poyales et al., 2020; Steinmüller et al., 2023].

1.4. Estructuras difractivas aperiódicas y su aplicación en el campo de las ciencias de la visión

Con el objetivo encontrar nuevos perfiles de focalización, se diseñaron las placas zonales aperiódicas, las cuales están basadas en diferentes secuencias matemáticas deterministas [Calatayud, Ferrando, et al., 2013; Ferrando et al., 2013; Giménez et al., 2006].

Desde un punto de vista estructural, las placas zonales aperiódicas pueden considerarse placas zonales periódicas en las que se han modificado ciertas zonas, dando lugar a un patrón con características particulares en la coordenada radial cuadrática (x). Es decir, presentan características propias de cada secuencia matemática en la que se basa, lo que se traduce en propiedades de focalización específicas.

Por ejemplo, se han propuesto estructuras fractales que, al ser iluminadas con un frente de onda plano, generan una distribución de irradiancia axial con múltiples focos que reproducen la fractalidad de la propia placa zonal fractal [Monsoriu et al., 2007; Saavedra et al., 2003]. Concretamente, se demostró que, bajo iluminación policromática, estas placas

zonales aperiódicas ofrecen ventajas significativas frente a una placa zonal de Fresnel convencional con la misma distancia focal. Esto se debe a que presentan una mayor profundidad de campo y reducen de forma considerable la aberración cromática. Este efecto se consigue gracias a la presencia de focos secundarios, ya que al utilizar luz policromática se produce una superposición parcial entre los mismos para las diferentes longitudes de onda [Ferrando et al., 2015; Furlan et al., 2007].

Otras secuencias aperiódicas (no fractales), aportan características de focalización diferentes a las descritas, en las cuales se consigue una división del foco difractivo en dos o más focos. Un ejemplo sería la placa zonal de Fibonacci, con la que se ha confirmado experimentalmente la existencia de dos focos de igual intensidad en el orden $m = +1$, cuya relación entre las distancias focales sigue la proporción áurea [Monsoriu et al., 2013].

Las placas zonales aperiódicas han sido desarrolladas por el grupo de investigación DiOG (Diffractive Optics Group, <https://diog.webs.upv.es>), y se han utilizado en diferentes aplicaciones. Entre los diferentes diseños, se encuentran la lente Devil [Monsoriu et al., 2007], utilizada en la generación de vórtices ópticos [Furlan et al., 2009], y la lente Silver Mean [Garmendía-Martínez et al., 2023], que se ha aplicado como pinza óptica para el atrapamiento simultáneo de partículas en múltiples planos y su manipulación tridimensional [Muñoz-Pérez et al., 2024].

Si nos centramos, exclusivamente, en su aplicación en el campo de la óptica oftálmica, estas placas zonales aperiódicas se han aplicado en el diseño de lentes de contacto para el control de la miopía o para compensar la presbicia [Rodríguez-Vallejo et al., 2014, 2018], y en el diseño de LIOMs bifocales con la que se consigue una mayor profundidad de foco y una menor aberración cromática con respecto a otras lentes comerciales [Furlan et al., 2010; Remón et al., 2015; Remón et al., 2018].

1.5. Justificación y objetivos

En la presente tesis doctoral, se aplican diferentes placas zonales aperiódicas para desarrollar nuevos diseños de LIOMs y, posteriormente, caracterizarlos de forma numérica y experimental. El diseño de nuevas LIOMs es un campo en constante evolución, enfocado en optimizar el rendimiento visual de los perfiles multifocales. En este contexto, esta tesis se centra en el estudio de dos diseños (uno trifocal y otro EDof) orientados a mejorar los parámetros de las LIOMs, fundamentalmente en distancias intermedias.

Objetivos:

- Diseño y optimización de nuevas LIOMs a partir de estructuras aperiódicas para su aplicación en el campo de la oftalmología.
- Evaluación numérica de las propiedades ópticas de los nuevos diseños.
- Caracterización experimental preclínica de los diseños de LIOMs, utilizando un simulador visual basado en óptica adaptativa.
- Caracterización y evaluación experimental de los prototipos de LIOMs aperiódicas.

1.6. Estructura del trabajo

De acuerdo a los objetivos mencionados anteriormente, esta memoria de tesis está dividida en los siguientes capítulos:

En el Capítulo 2 se detalla la metodología general que se ha seguido para el diseño, y evaluación de LIOMs aperiódicas. Se describen los sistemas ópticos utilizados para la evaluación numérica, así como la metodología de construcción de prototipos iniciales de uno de los diseños. Además, se detalla

la descripción del banco óptico utilizado para evaluar, de forma experimental, el rendimiento del prototipo fabricado. Dentro de este último apartado, se incluye la evaluación de cuatro LIOMs comerciales, para contextualizar el comportamiento óptico de algunos modelos disponibles en el mercado.

En el Capítulo 3 se describe el diseño de Devil LIOM, una lente trifocal difractiva aperiódica obtenida a partir del conjunto fractal triádico de Cantor, así como su evaluación tanto numérica como experimental.

En el Capítulo 4 se describe el diseño de Silver LIOM, una lente EDof difractiva aperiódica obtenida a partir de la secuencia Silver Mean. Así como su evaluación numérica y experimental.

Finalmente, en el Capítulo 5, se discute la viabilidad de los diseños propuestos, sus ventajas y limitaciones frente a lentes comerciales, así como futuras líneas de investigación.

Capítulo 2: Metodología general

A partir de los resultados ya obtenidos por el grupo de investigación DiOG sobre placas zonales aperiódicas, la investigación se ha centrado en el diseño de nuevas LIOMs difractivas para la compensación de la presbicia y el tratamiento de las cataratas. Estas LIOMs se han diseñado concretamente a partir del conjunto triádico de Cantor [Monsoriu et al., 2007] y la secuencia Silver Mean [Garmendia-Martínez et al., 2023]. En la Figura 2.1, se representa el diagrama de trabajo que se ha llevado a cabo durante el desarrollo de la presente tesis doctoral.



Figura 2.1: Diagrama de trabajo.

2.1. Diseño de las LIOMs aperiódicas

Para el diseño de las lentes difractivas aperiódicas se utilizó el software Matlab (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, EE. UU.). El proceso de diseño comienza con la definición de los parámetros de diseño:

- Secuencia aperiódica
- Longitud de onda de diseño ($\lambda_0 = 550$ nm)
- Diámetro de la zona óptica de la lente
- Potencia de adición (Se define teniendo en cuenta la multifocalidad (bifocal, trifocal o EDoF))
- Altura de los saltos de fase (φ)
- Zona óptica que ocupa el perfil difractivo (b)
- Apodización

En base al conocimiento previo sobre el comportamiento de focalización de cada secuencia aperiódica, se selecciona aquella que mayor probabilidad tenga de proporcionar la distribución de focos deseada.

Posteriormente, se optimizan los parámetros descritos anteriormente para satisfacer las condiciones de diseño establecidas. En la primera optimización, se utiliza la irradiancia axial, generada por el perfil difractivo sumado a una lente base ideal, que genera el foco de lejos ($m = 0$), para evaluar si el perfil cumple con los objetivos esperados. El cálculo de la distribución de irradiancia axial normalizada, para cada perfil, se lleva a cabo utilizando la fórmula de Fresnel [Goodman, 2005]. Una vez finalizado el proceso de diseño y optimización en Matlab, se obtiene el perfil deseado, y se genera una matriz de datos (1.200 x 1.200 puntos) que describe, punto por punto, la altura (en mm) del perfil difractivo completo de la lente diseñada.

Esta matriz se exporta en un archivo (con formato “.DAT”), que contiene la altura sagital de la superficie de cada punto de la lente difractiva, para su posterior simulación y análisis óptico en el programa Zemax. Dentro de este entorno, se evalúa el comportamiento de la lente en diferentes configuraciones ópticas. En caso de ser necesario, se reajustan los parámetros iniciales en Matlab. El proceso de diseño, optimización y evaluación se representa en la Figura 2.2.

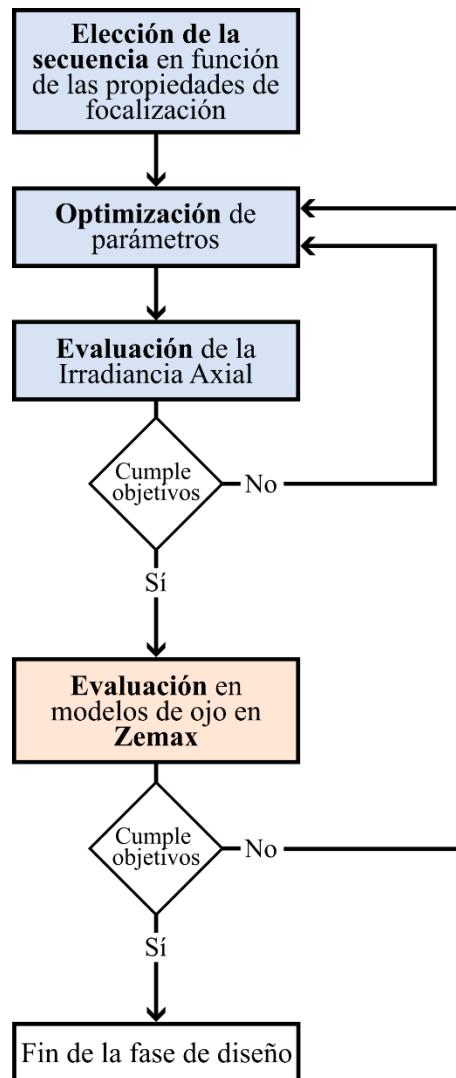


Figura 2.2: Proceso de diseño de las LIOMs aperiódicas

2.2. Evaluación numérica con programa de trazado de rayos

La evaluación numérica se realizó con el programa Zemax OpticStudio en la versión 18.7 (OpticStudio, LLC, Kirkland, WA, EEUU) y en la versión 25R1 (Ansys, Canonsburg, Pensilvania, EEUU). Zemax OpticStudio es un software especializado en el diseño y simulación de sistemas ópticos. En este caso, se utilizó para evaluar el rendimiento óptico de los nuevos diseños, a partir de la medida de la función de transferencia de modulación (*Modulation*

transfer function, MTF) y de la función de dispersión de punto (*Point Spread Function*, PSF).

Los diseños se evaluaron en tres ojos modelo diferentes (nuestro sistema experimental, modelo de ojo de Liou-Brennan y un modelo de ojo simplificado). Las evaluaciones se llevaron a cabo con diferentes diámetros pupilares, así como con diferentes longitudes de onda y con luz policromática, a partir de la función $V(\lambda)$, la cual se obtuvo de la curva de visibilidad espectral relativa del observador patrón en visión fotópica (CIE-1924) [International Commission on Illumination, 2019].

Para llevar a cabo las evaluaciones, en cada modelo, se definió el plano imagen para la visión de lejos según la norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014]. Este es el plano en el que la MTF alcanza su máximo a 50 ciclos por milímetro (ciclos/mm) para luz monocromática verde ($\lambda = 550$ nm) y un diámetro pupilar de 3,00 mm, con el objeto situado en el infinito. Para definir este plano en Zemax se utilizó la herramienta *Fast Fourier Transform (FFT) Through Focus MTF*, con la que se obtiene la variación de la MTF a distintos desenfoques a través del plano focal imagen.

Una vez definido el plano imagen para la vergencia de lejos, se definieron las vergencias del objeto a evaluar. Para cada plano objeto se obtuvo la *FFT MTF* y la *FFT PSF*, es decir, la MTF y la PSF basada en difracción calculada a partir de la transformada de Fourier de la función pupila generalizada. Estos datos se exportaron a MatLab, donde se procesaron para obtener las métricas de MTF a distintas vergencias (*Through Focus MTF*, TF-MTF), área bajo la MTF (MTFa) o diferentes imágenes simuladas a partir de la convolución de la PSF con la imagen deseada. A continuación, se detallan los diferentes sistemas ópticos simulados.

2.2.1. Modelo de banco óptico

La calidad óptica de las LIOMs está regulada por el estándar de la norma ISO 11979-2. Según esta norma, los estudios de rendimiento óptico deben realizarse *in vitro* en banco óptico con luz monocromática ($\lambda = 546$ nm). No obstante, el uso de luz policromática es cada vez más relevante para entender su comportamiento en condiciones más cercanas a la vida real [García et al., 2022; Lee et al., 2020; Millán & Vega, 2020; Montagud-Martínez et al., 2022, Salvá, García, García-Delpech, Martínez-Espert, Montagud-Martínez, et al., 2023]. En nuestro laboratorio se ha implementado un sistema de banco óptico para llevar a cabo la evaluación *in vitro* de LIOs. Este sistema, que se describirá en profundidad en el apartado 2.5 del presente capítulo, se simuló, con todas sus componentes, en Zemax.

El ojo artificial en la configuración experimental (Figura 2.3) consiste en un doblete acromático (Melles Griot LAO034 27,8D), que actúa como córnea del Modelo 1 de la Norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014], y una cubeta que contiene solución salina, en la que se introducen las LIOMs de estudio.

Los perfiles difractivos se introdujeron como superficies *Grid Sag* en la primera superficie de una lente refractiva de +20 D de potencia base. Además, se seleccionó una superficie asférica como superficie posterior de la LIOM para neutralizar la AE del sistema. Los parámetros del ojo artificial utilizado en la simulación se muestran en la Tabla 2.1.

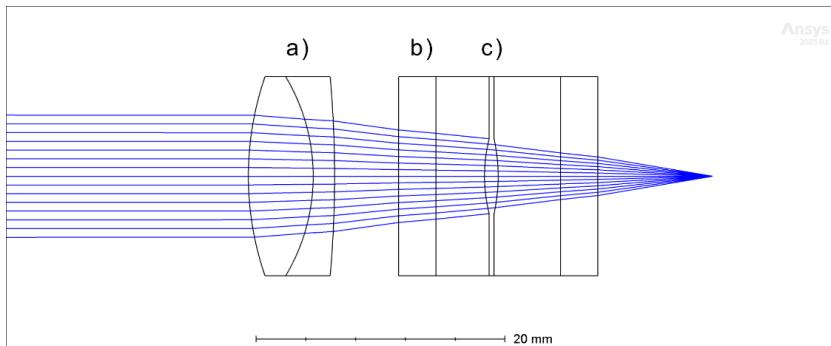


Figura 2.3: Esquema de la simulación en Zemax OpticStudio del ojo artificial del sistema., mostrando: a) Córnea, b) cubeta y c) lente intraocular.

Superficie		Radio de curvatura (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción / material	Número de Abbe	Constante cónica
Córnea (LAO034)	<i>Standard</i>	24,590	5,210	SSK4A		0,000
	<i>Standard</i>	-15,580	1,720	SF8		0,000
	<i>Standard</i>	-90,204	5,150	AIR		0,000
Cubeta	<i>Standard</i>	Infinito	3,000	QUARTZ		0,000
Solución salina	<i>Standard</i>	Infinito	3,900	1,337	50,230	0,000
Ant. LIO	<i>Grid Sag</i>	12,350	1,100	1,460	58,000	0,000
Post. LIO	<i>Standard</i>	-12,356	5,000	1,337	50,230	-9,014
Solución Salina	<i>Standard</i>	Infinito	3,000	QUARTZ		0,000
Cubeta	<i>Standard</i>	Infinito	9,175	AIR		0,000

Tabla 2.1: Parámetros de la simulación en Zemax OpticStudio del ojo artificial del sistema.

2.2.2. Modelo de ojo de Liou-Brennan

El modelo de ojo de Liou-Brennan [Liou & Brennan, 1997], es un modelo esquemático del ojo humano, diseñado para simular su comportamiento visual con gran fidelidad, ya que se desarrolló utilizando valores empíricos de parámetros oculares. El modelo es capaz de predecir de manera realista tanto las aberraciones esféricas como la aberración cromática del ojo humano.

En este estudio, se sustituyó el cristalino por la LIOM (Figura 2.4). Al igual que en el modelo anterior, el perfil difractivo se insertó en la primera superficie de una LIO refractiva de + 20 D y con superficie posterior asférica para neutralizar la AE total del ojo. La Tabla 2.2 muestra los parámetros del modelo de ojo con la LIOM.

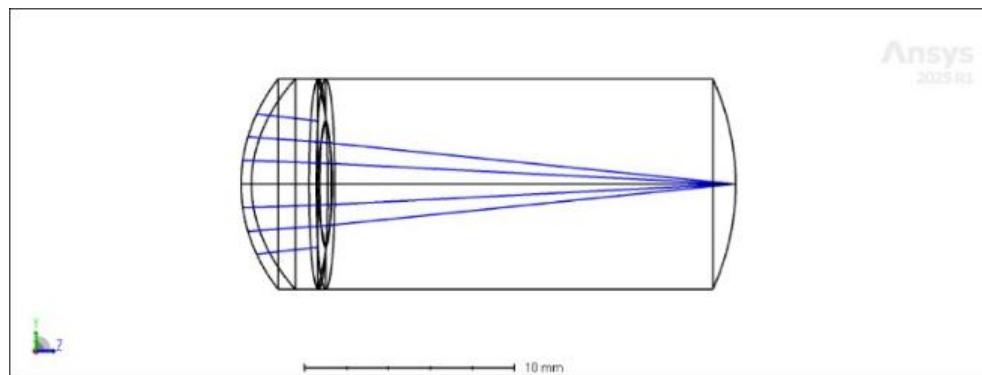


Figura 2.4: Esquema de la simulación en Zemax OpticStudio del modelo de ojo de Liou-Brennan con la LIOM.

Superficie		Radio de curvatura (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción	Número de Abbe	Constante cónica
Córnea anterior	Standard	7,770	0,500	1,376	50,230	-0,180
Córnea posterior	Standard	6,400	3,160	1,336	50,230	-0,600
Pupila	STOP	Infinito	0,000	1,336	50,230	0,000
Ant. LIO	Grid Sag	12,400	0,700	1,460	58,000	0,000
Post. LIO	Standard	-12,300	19,220	1,336	50,23	-19,400
Retina	Standard	-12,000	-	-	-	0,000

Tabla 2.2: Parámetros de la simulación en Zemax OpticStudio del modelo de ojo de Liou-Brennan con la LIOM.

2.2.3. Modelo de ojo simplificado

Para evaluar la influencia directa del perfil difractivo en la formación de halos, se realizó el análisis en un ojo simplificado, donde la córnea es una lente paraxial y la superficie posterior de la LIO es asférica. En la Figura 2.5

se representa el esquema del modelo de ojo, y en la Tabla 2.3 los parámetros de la simulación.

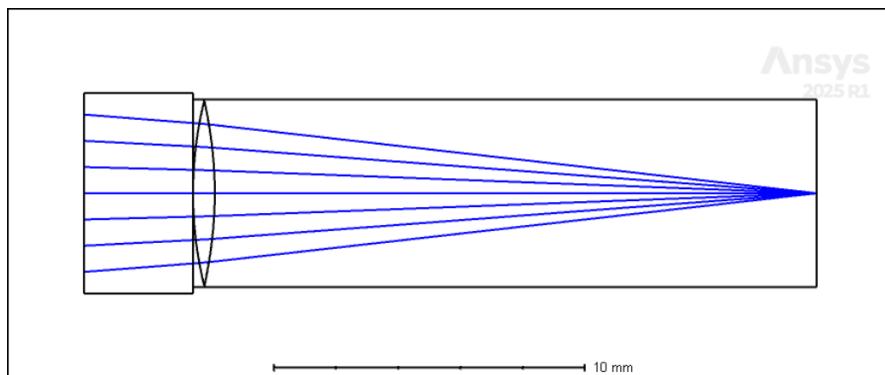


Figura 2.5: Esquema de la simulación en Zemax OpticStudio del modelo de ojo simplificado para la evaluación de halos.

Superficie		Radio de curvatura (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción	Número de Abbe	Constante cónica	Focal (mm)
Córnea	<i>Paraxial</i>	-	3,500	1,376	-	-	23,615
Pupila	<i>STOP</i>	Infinito	0,000	1,336	50,230	0,000	-
Ant. LIO	<i>Grid Sag</i>	12,370	0,700	1,460	58,000	0,000	-
Post. LIO	<i>Standard</i>	-12,417	19,340	1,336	50,230	-5,294	-
Solución Salina	<i>Standard</i>	Infinito	-	1,336	50,230	0,000	-

Tabla 2.3: Parámetros de la simulación en Zemax OpticStudio del modelo de ojo simplificado para la evaluación de halos.

A partir de las PSFs obtenidas con esta configuración, se evaluó el efecto del halo. Utilizando un *script* dedicado para ello en Matlab, se模拟aron las imágenes retinianas de un estenopeico que subtiende 2 minutos de arco, mediante convolución con la PSF. Para obtener valores cuantitativos, se utilizó el diámetro (d) que contiene el 50 % de la intensidad para luz monocromática ($\lambda = 550$ nm) y policromática ($V(\lambda)$) (cuanto mayor es el valor de este parámetro, mayor es la extensión del halo) [Lago et al., 2023].

2.3. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa

Con el objetivo de predecir los resultados clínicos que se obtendrían tras la implantación de los nuevos diseños, se realizaron medidas experimentales utilizando un simulador visual de óptica adaptativa comercial (VAO, Voptica, SL, Murcia, España) (Figura 2.6 a)). Este instrumento permite simular y controlar, en tiempo real, diferentes perfiles ópticos de dispositivos oftálmicos, sin necesidad del uso de lentes físicas [Gargallo et al., 2024; Jaeken et al., 2015; Martínez-Espert et al., 2022; Villegas et al., 2020].

El instrumento VAO combina un sensor Hartmann-Shack para medir las aberraciones del frente de onda del ojo y la refracción objetiva, y un modulador espacial de cristal líquido de silicio. El cristal líquido permite compensar las aberraciones oculares y la refracción, así como simular diferentes perfiles ópticos. Además, permite el posicionamiento preciso de los estímulos en la vergencia deseada. El dispositivo utiliza una micropantalla donde se presentan los estímulos visuales (optotipos) al paciente [Fernández et al., 2002; Hervella et al., 2020; Piers et al., 2004; Tabernero et al., 2020; Voptica, n.d.].

El empleo de simuladores visuales para estudiar los diseños de LIOMs confiere una ventaja significativa, ya que permite valuar el rendimiento visual con la LIOM antes de la cirugía.



Figura 2.6: a) Simulador visual de óptica adaptativa comercial (VAO, Voptica, SL, Murcia, España) [Voptica, n.d]. b) Ojo artificial acoplado a instrumento.

La fase de los perfiles difractivos de nuestros diseños se incorporaron a los que vienen por defecto en el instrumento. Se introducen siguiendo las indicaciones del fabricante, como archivos “.CSV” con 846×846 valores que cubren una pupila de 4,50 mm de diámetro.

Las primeras simulaciones se llevaron a cabo utilizando un modelo de ojo artificial acoplado al sistema, que consiste en una cámara formada por un doblete acromático (AC254-050-A-ML, Thorlabs Inc., Newton, NJ, EE. UU.) y un sensor CMOS (EO-10012C LE, 8 bits, 3840×2748 píxeles, $6,41 \times 4,59$ mm) (Figura 2.6 b)). Este montaje permitió realizar capturas de las imágenes de un optotipo a diferentes vergencias.

Posteriormente se realizó una evaluación con una muestra de pacientes reales (con la aprobación previa del Comité de Ética de la Universitat de València (Anexo I). En la sección 4 de los Capítulos 3 y 4 de la presente memoria de tesis, se describen las muestras de estudio, así como el protocolo de examen utilizado.

2.4. Fabricación y caracterización de prototipos

Con el fin de realizar un análisis en profundidad y en condiciones reales del diseño, se han fabricado los primeros prototipos de la lente difractiva Devil LIOM. La fabricación se ha llevado a cabo en colaboración con el Instituto de Óptica del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), y con *Photonics innovation Center*, un instituto de investigación e innovación en fotónica de la *Vrije Universiteit* (Bruselas). En *Photonics innovation Center* cuentan con diferentes tecnologías para la fabricación de lentes. La utilizada para la fabricación de los prototipos evaluados en esta tesis, ha sido el sistema de polimerización de dos fotones *Nanoscribe Quantum X* (Nanoscribe GmbH, Karlsruhe, Alemania) [Vanmol et al., 2021].

En estos primeros prototipos, el perfil difractivo se generó sobre una lámina de vidrio con un índice de refracción de $n = 1,46$. La resina empleada fue IP-S, con un índice de refracción de $n = 1,515$. Dado que se utilizó una resina fotosensible distinta del material previsto en el diseño original de la lente, fue necesario ajustar el perfil difractivo a los nuevos parámetros, por lo que se modificó las alturas sagitales de los perfiles. Como resultado, se obtuvo una matriz con los datos de altura (sagita). A partir de la matriz de datos, se generó un archivo 3D, que, posteriormente, se importó al software específico del instrumento para crear un archivo "sliced", el cual divide la estructura en capas individuales, permitiendo su fabricación capa por capa.

Para el proceso de fabricación, el instrumento *Nanoscribe* emplea un láser de femtosegundo que induce la polimerización de la resina fotosensible. Gracias a la alta precisión del láser, la polimerización ocurre únicamente en la región focalizada, lo que permite formar un "voxel" (volumen pixelado) de material. Mediante el escaneo controlado del láser, es posible construir

estructuras tridimensionales con resolución a escala nanométrica. Para este proceso se utilizó un objetivo de 25x.

Con los prototipos se ha realizado la caracterización experimental del diseño, con el profilómetro óptico PLu2300 (Sensofar, España), y la evaluación experimental del rendimiento óptico en nuestro sistema experimental de banco óptico, el cual se describe en el siguiente apartado.

2.5. Metodología experimental en banco óptico

Tal como se indicó en apartados anteriores, la calidad óptica de las LIOs está regulada por la norma ISO 11979-2. En nuestro laboratorio, siguiendo sus directrices, se ha desarrollado e implementado un sistema de banco óptico capaz de capturar y analizar imágenes en tiempo real bajo distintas condiciones de iluminación y utilizando diversos objetos de prueba.

Al inicio de este trabajo, la versión vigente de la norma era la de 2014 [ISO 2014], por lo que el desarrollo experimental de la tesis se llevó a cabo de acuerdo con sus criterios. Sin embargo, durante el transcurso de la investigación se incorporaron mejoras orientadas a ampliar la capacidad de caracterización del sistema, entre ellas: el empleo de luz blanca, ajustando la sensibilidad de la cámara a la función de luminosidad fotópica ($V(\lambda)$), o de filtros cromáticos, así como la obtención de la MTFa, y de la curva de AV calculada en función del desenfoque. Estas optimizaciones, implementadas de forma anticipada en nuestro laboratorio, han sido posteriormente incluidas en la versión más reciente de la norma, publicada en 2024 [ISO 2024]. Esta actualización introduce, además, otras modificaciones metodológicas encaminadas a proporcionar una caracterización más completa y extrapolable a la práctica clínica, como la incorporación de una córnea en el ojo artificial

que reproduzca la aberración esférica de un ojo real, para lo cual se ha diseñado la LIOM.

2.5.1. Descripción del banco óptico y de las métricas utilizadas

El funcionamiento del sistema consiste en el registro de la PSF, generada por el ojo artificial (OA), al utilizar como objeto un estenopeico de 30 μm que se mueve axialmente para la generación de diferentes vergencias del objeto (Véase Figura 2.7).

El objeto se ilumina con un haz colimado procedente de un LED blanco frio (SI) (Thorlabs MCWHL5). Este haz se filtra para diferentes longitudes de onda con diferentes filtros cromáticos (FC). Los filtros empleados tienen un ancho de banda de 10 nm y están centrados en $\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm (Thorlabs FB450-10; FB550-10; FB650-10). Para realizar la evaluación de la PSF con luz policromática, se utilizan dos filtros adicionales de $\lambda=500$ nm (FB500-10) y $\lambda=600$ nm (FB600-10). En el cálculo, a cada una de las PSFs obtenidas para estas cinco longitudes de onda se les aplica un factor de peso, y posteriormente se suman. El peso que se le da cada una de las longitudes es 0,0380 para $\lambda=450$ nm, 0,3230 para $\lambda=500$ nm, 0,9950 para $\lambda=550$ nm, 0,6310 para $\lambda=600$ nm y 0,1070 para $\lambda=650$ nm.

Debido a que la córnea del ojo artificial se coloca en el plano focal imagen de la lente Badal (LB) ($f_B = 160$ mm), el ángulo subtendido por el objeto de prueba permanece constante para todas las vergencias [Calatayud, Remón, et al., 2013]. El ojo artificial está formado por una lente córnea, que, en este caso, es un doblete acromático de Melles Griot LAO34, (Modelo ISO 1) y una cubeta de cuarzo, que contiene suero fisiológico, en la que se coloca la LIO de estudio.

Las imágenes proporcionadas por el ojo modelo se captura a través de una cámara CMOS (EO-5012C; Edmund Optics, Barrington, NJ, EE.UU.) acoplada a un objetivo de microscopio (Obj 5x). Detrás del plano focal imagen de la lente badal, se sitúa un diafragma (D), que actúa como pupila del ojo artificial. La imagen de este plano se forma sobre la cara anterior de la LIO a evaluar gracias a un sistema 4f formado por la lente L1 ($f_1 = 100$ mm) Y L2 ($f_2 = 100$ mm). Los movimientos del objeto y la captura de las imágenes se controlan a través un programa desarrollado en el software LabVIEW 2021 Professional ® (National Instruments, Austin, TX, EE. UU.).

Para aislar el rendimiento óptico policromático de las LIOs de la aberración cromática residual generada por los diferentes elementos ópticos, el sistema (sin LIO) se ha calibrado midiendo la LCA residual y compensándola posteriormente de forma numérica.

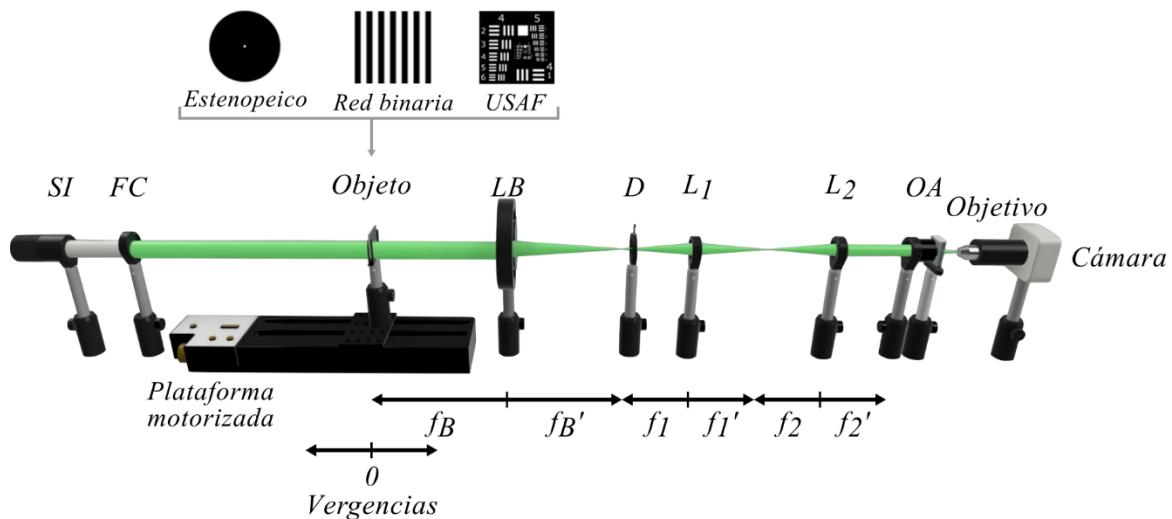


Figura 2.7: Esquema del montaje experimental en banco óptico para la caracterización cromática de LIOs. *Los tamaños de los objetos son ilustrativos y no están a escala.

Las imágenes de las PSF registradas por la cámara ($PSF(x_i, y_i)$) se procesan *in situ* en el programa LabVIEW, para calcular las MTFs en un rango

de frecuencias espaciales ((f_x, f_y)) y vergencias previamente definidas, a partir de la Transformada de Fourier (TF) de la PSF, siguiendo la Ec. (2.1):

$$MTF(f_x, f_y) = |TF\{PSF(x_i, y_i)\}| \quad (2.1)$$

Es decir, consideramos que la imagen del estenopeico es la PSF del ojo artificial con la LIO. A partir del módulo de la Transformada de Fourier de la PSF (Figura 2.8 a)), se obtiene la MTF bidimensional en cada plano de vergencia, de la cual, se extraen los datos de las componentes horizontal (MTFx) y vertical (MTFy) (Figura 2.8 b)). A partir de estos valores, el programa nos ofrece, en tiempo real, unos resultados preliminares de MTFa, calculados a partir de la integral de cada una de las curvas de MTFx y MTFy (Figura 2.8 c)), en el rango de vergencias y frecuencias definido.

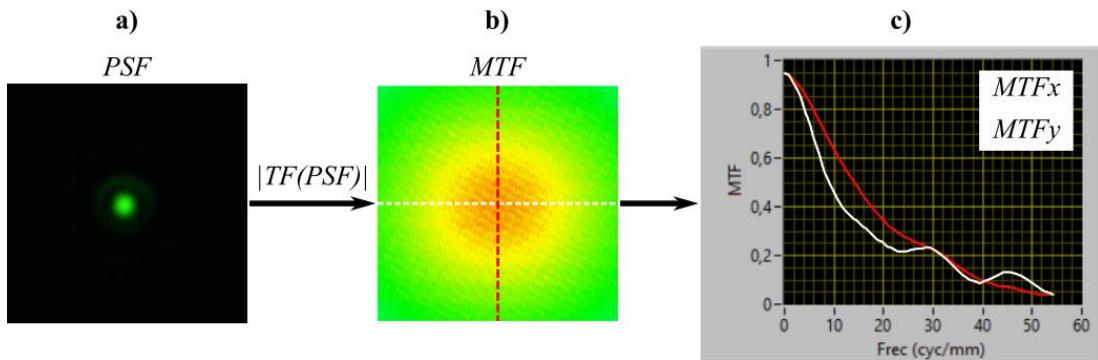


Figura 2.8: Representación gráfica de la obtención de los valores de MTF utilizando el dispositivo experimental.

De forma general, se elige el rango de frecuencias de 0 ciclos/mm a 50 ciclos/mm, y el rango de vergencias a evaluar se escoge en función de la adición nominal de la LIOM. Es posible modificar el valor de los pasos en los que se mueve el motor para evaluar las diferentes vergencias, siendo el paso mínimo de la plataforma motorizada de 5 μm .

Adicionalmente al estenopeico, es posible utilizar diferentes objetos con el fin de estudiar la LIO bajo diferentes métricas (Figura 2.7). Entre ellos, se puede utilizar test de resolución USAF 1951, para realizar un estudio del

comportamiento de la LIO en la formación de imágenes (que contiene diferentes frecuencias espaciales) capturando la imagen en cada plano de vergencia.

Otro objeto que se puede utilizar son las redes binarias de amplitud, las cuales se utilizaban en una versión anterior del dispositivo experimental [Calatayud, Remón, et al., 2013]. A Partir de estas redes de diferentes frecuencias, es posible calcular la TF-MTF como el contraste relativo de las imágenes producidas por el sistema a diferentes vergencias (MTFs axiales) [García et al., 2022; Montagud-Martínez et al., 2022]. Cada MTF se obtiene a partir del cálculo de contraste de la imagen registrada por la cámara CMOS. De esta manera, el sistema es capaz de medir las MTF horizontal y vertical de forma independiente, simplemente rotando la orientación de la rejilla 90°. Para esta métrica, se selecciona la frecuencia de la red teniendo en cuenta la potencia de la LIO, para que la imagen de la red formada por ojo artificial, tenga una frecuencia de 50 ciclos/mm.

Como se ha mencionado, este sistema se diseñó para cumplir los criterios de evaluación de LIOs descritos en la norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014]. concretamente con el Anexo C, que describe la metodología para la medición de la MTF.

Según esta norma, la MTF debe medirse utilizando una fuente de luz monocromática con una longitud de onda de $\lambda=546 \pm 10$ nm y un ancho de banda igual o inferior a 20 nm. En nuestro sistema experimental, utilizamos un filtro verde que se encuentra dentro de este rango, y además se incorporan cuatro filtros adicionales para permitir la evaluación policromática. Estas características amplían las posibilidades de caracterizaciónpectral respecto a lo estipulado en la norma.

Respecto al objeto necesario para generar las imágenes que se usan en el cálculo de la MTF, la norma remite a ISO 9335:1995 [ISO 1995], que indica que, dependiendo de las características del sistema a evaluar, pueden emplearse distintos tipos de objetos, entre ellos se incluyen estenopeicos, rendijas o redes, a partir de los cuales es posible calcular la MTF a diferentes frecuencias espaciales. La norma recomienda frecuencias espaciales de 25 ciclos/mm, 50 ciclos/mm y 100 ciclos/mm, y aperturas circulares de 2,00 mm, 3,00 mm y entre 4,50 mm y 5,00 mm. En nuestro sistema, podemos utilizar diferentes tipos de objetos, así como un estenopeico, lo que nos permite generar y analizar un amplio rango de frecuencias espaciales, incluyendo y superando las establecidas por la norma. Asimismo, el uso de un diafragma con apertura motorizada (995-1912-N, Eksma Optics), con rangos de apertura desde 0,571 mm hasta 11,832 mm en pasos de 0,001 mm, permite cubrir con precisión todo el intervalo de pupilas especificado en la norma.

Por otra parte, la principal diferencia entre la metodología seguida en el dispositivo experimental y la especificada en la norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014] se encuentra en la forma en que se obtiene las métricas a través de foco. La norma indica que, para realizar esta medida, se debe mantener constante la vergencia del objeto (simulando un objeto en el infinito) y desplazar a lo largo del eje óptico el plano imagen, es decir, mover físicamente el detector o la cámara. En nuestro sistema, es el objeto el que se desplaza alrededor del plano focal de la lente Badal, gracias a la plataforma motorizada mientras que la cámara permanece fija. Este principio de medida es el que se utiliza en el frontofocómetro [Martínez Corral et al., 1998]. De este modo, para una potencia de LIO fija, el tamaño de la imagen permanece constante para todas las vergencias del objeto.

En resumen, aunque existen algunas diferencias puntuales, el sistema experimental cumple con los principios fundamentales y los criterios

cuantitativos establecidos por la norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014], y además ofrece una mayor flexibilidad en cuanto a las condiciones de iluminación y los parámetros ópticos evaluables. Todas estas incorporaciones adicionales en nuestro dispositivo experimental se implementaron con el fin de obtener resultados preclínicos alineados con los publicados por otros laboratorios de óptica visual, y necesarios para llevar a cabo una evaluación más completa del rendimiento óptico de las LIO.

Parte del contenido de este capítulo, referente a la descripción del sistema experimental, así como a la obtención de las métricas descritas, se publicó en 2024 en la revista e-medida: Revista Española de Metrología [Martínez-Espert, Ferrando, Muñoz-Pérez, et al., 2024].

2.5.2. Validación del banco óptico con LIOMs comerciales

Antes de aplicar el dispositivo experimental al estudio de los nuevos diseños desarrollados en esta tesis, se llevó a cabo una validación exhaustiva del mismo con LIOs comerciales de prestaciones conocidas. Este análisis perseguía dos objetivos: el primero, era verificar el correcto funcionamiento del dispositivo y asegurar que las propiedades de focalización y el rendimiento óptico obtenidos fueran consistentes con los estándares del sector; el segundo, era establecer una base comparativa para la evaluación de los diseños propios. Para ello, se seleccionaron cuatro LIOMs comerciales con diferentes perfiles multifocales —dos de diseño trifocal y dos de diseño EDoF— y, a partir de las métricas TF-MTF y MTFa, se caracterizó su comportamiento óptico, así como la evaluación cualitativa de la formación de halos asociados a cada lente.

Descripción de las LIOMs seleccionadas

A continuación, se describen las características de cada una de las LIOMs comerciales evaluadas. En la Tabla 2.4 se presentan las especificaciones técnicas de cada una de ellas.

	Fine Vision POD F	Acriva Trinova Pro	AT LARA 829MP	AcrySof IQ Vivity
Diseño óptico	Difractiva, asférico	Difractiva sinusoidal, asférico	Difractiva, asférico	EDOF no difractiva (“X-Wave™”), asférico
Potencia Base (D)	13,00	20,00	14,00	20,00
Material	Acrílico hidrófilo (26%)	Acrílico hidrofílico (25%)	Acrílico hidrofílico (25%)	Copolímero de metacrilato/acrilato hidrófobo
Índice de refracción	1,46	1,46	1,46	1,55
Número de Abbe	58	58	56,5	37
AE (μm)	-0,11	-0,10	0,00	-0,20
Diámetro zona óptica (mm)	6,00	6,00	6,00	6,00
Número de anillos difractivos	26	12	15	-
Ordenes de difracción	lejos: $m = 0$; Inter.: $m = +1$; Cerca: $m' = +1$	Lejos: $m = -1$; Inter.: $m = 0$; Cerca: $m = +1$	Lejos: $m = +1$; Inter.: $m = +2$	-

Tabla 2.4: especificaciones técnicas de las LIOMs comerciales evaluadas.

- **FineVision POD F:**

La FineVision POD F (PhysIOL, Lieja, Bélgica) es una LIOM trifocal difractiva con un perfil *kinoform*. Su superficie anterior está formada por dos perfiles difractivos apodizados superpuestos. El primer perfil utiliza los órdenes de difracción $m = 0$ y $m = +1$ para distribuir la energía entre los focos de visión lejana e intermedia, respectivamente. El segundo perfil emplea

los órdenes $m' = 0$ y $m' = +1$ para dividir la energía entre los focos de visión lejana y cercana. Combinados, estos perfiles generan unas adiciones de +1,75 D para visión intermedia y +3,50 D para visión cercana [Gatinel et al., 2011].

- **Acriva Trinova Pro C:**

La Acriva Trinova Pro C (VSY biotechnology GmbH, Alemania) es una LIOM trifocal difractiva con un perfil sinusoidal apodizado en la primera superficie de la lente. Este perfil utiliza una distribución difractiva que emplea los órdenes $m = -1$ para visión lejana, $m = 0$ para visión intermedia y $m = +1$ para visión cercana. La lente proporciona adiciones de +1,80 D para visión intermedia y +3,60 D para visión cercana en el plano de la LIO. Su superficie posterior es asférica y está diseñada para inducir una AE de -0.1 μm [Łabuz et al., 2023a, 2023b].

- **AT LARA 829MP:**

La lente AT LARA 829MP (Carl Zeiss Meditec, Jena, Alemania) es una lente EDoF difractiva, cuyo diseño está basado en la tecnología “smooth microphase” [Chae et al., 2020]. Esta lente tiene un diseño similar al de la lente Symphony (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, CA, EE. UU.), utiliza los órdenes de difracción $m = +1$ para formar el foco de visión lejos y $m = +2$ para generar el foco de visión de cerca [Millán & Vega, 2017]. Es una lente de AE neutra, gracias a su superficie posterior asférica.

- **AcrySof IQ Vivity:**

Tal y como se describió en el Capítulo 1, La AcrySof IQ Vivity (Alcon laboratories, Fort Worth, TX, EE.UU.) utiliza una la tecnología denominada “X-WAVE” (definida por el fabricante), en la primera superficie de la lente, para moldear el frente de onda y extender el rango de visión desde lejos hasta

distancia intermedia. Esta superficie es también asférica y está diseñada para inducir AE negativa [Kohnen, 2020].

Resultados obtenidos

En la Figura 2.9 se muestran los resultados de TF-MTF a 50 ciclos/mm de las cuatro lentes para $\lambda=550$ nm, obtenidos a partir del promedio de la MTFx y MTFy de una única medida. Los valores en los focos principales de cada lente se presentan en las Tablas 2.5 y 2.6. Como se puede observar, tanto la lente FineVision POD F (Figura 2.9 a) y b)) como la lente Acriva Trinova Pro C (Figura 2.9 c) y d)) presentan un comportamiento trifocal con ambas pupilas, con un valor de MTF mayor en el foco de lejos y menor en el foco de visión intermedia.

Por otro lado, la lente AT LARA (Figura 2.9 e) y f), presenta un comportamiento bifocal de baja adición (+1.9 D). Para los dos tamaños pupilares, la MTF es más alta en el foco de visión lejana.

En la Figura 2.9 g) y h) se observa que la lente AcrySof IQ Vivity presenta un comportamiento trifocal en pupila pequeña, con focos en 0,00 D, 1,25 D y 2,50 D. Mientras que, con pupila grande, aumenta el rendimiento óptico en visión lejana y disminuye en el resto del rango.

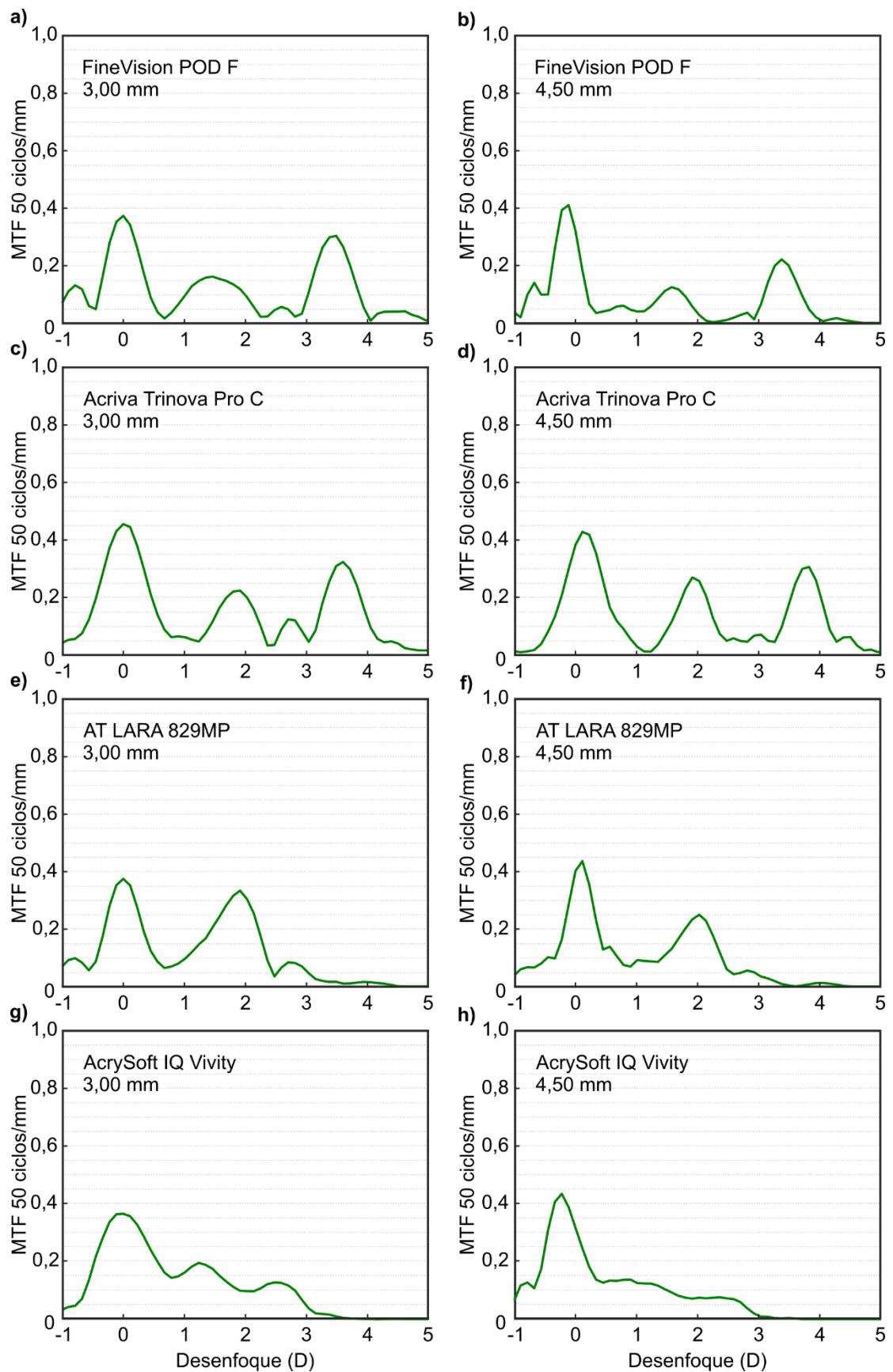


Figura 2.9: TF-MTF a 50 ciclos/mm para $\lambda = 550 \text{ nm}$, considerando pupilas de 3,00 mm (a,c,e,g) y 4,5mm (b,d,f,g).

	Lejos	Intermedio	Cerca
Fine Vision POD F	0,37	0,16	0,31
Acriva Trinova Pro	0,46	0,23	0,32
AT LARA 829MP	0,38	0,33	-
AcrySof IQ Vivity	0,37	0,20	0,13

Tabla 2.5: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro de pupila de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
Fine Vision POD F	0,41	0,12	0,22
Acriva Trinova Pro	0,43	0,27	0,30
AT LARA 829MP	0,44	0,25	-
AcrySof IQ Vivity	0,43	0,12	-

Tabla 2.6: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda = 550$ nm y diámetro de pupila de 4,50 mm.

En la Figura 2.10 se muestran los resultados de MTFa de 0 ciclos/mm a 50 ciclos/mm para las 3 longitudes de onda y la obtenida con la función $V(\lambda)$. Cada curva se obtuvo al promediar la MTFx y la MTFy obtenidas en una medida. En las figuras se puede observar el valor de LCA. En las Tablas 2.7 y 2.8 se muestran los valores de MTFa para $\lambda = 550$ nm en los planos correspondientes a los focos principales de las cuatro lentes.

En la lente FineVision, para ambos tamaños pupilares (Figura 2.10 a) y b)), la lente presenta LCA, que es de tipo refractivo en el foco de lejos, y de tipo difractivo en los focos intermedio y cercano, siendo mayor el valor de LCA en el foco de visión cercana.

En la lente Acriva Trinova (Figura 2.10 c) y d)), en el foco de visión lejana y cercana se observa LCA con signo contrario. En el foco de visión intermedia la LCA es menor (en valor absoluto) que en el foco de visión lejana y cercana.

En la lente AT LARA (Figura 2.10 c) y d)), se observa un comportamiento diferente en las curvas para cada longitud de onda. Para el verde ($\lambda=550$ nm), se mantiene el patrón bifocal de baja adición. En rojo y

azul, las curvas se asemejan a las de una lente monofocal, con máximos en + 0,3 D y + 1,4 D respectivamente.

Por último, en la lente Vivity (Figura 2.10 g) y h)), para la longitud de onda verde, desaparece el comportamiento trifocal observado en la TF-MTF, dando lugar a un perfil de rango extendido. Con pupila grande, aumenta la MTFa en el foco de visión lejana y disminuye en el rango de visión intermedia. Respecto al comportamiento cromático, tanto para las longitudes de onda roja como azul las curvas de MTFa muestran perfiles similares a la obtenida con el verde, aunque desplazados, induciendo LCA refractiva en todo el rango.

	Lejos	Intermedio	Cerca
Fine Vision POD F	23,9	12,2	17,0
Acriva Trinova Pro	26,1	16,7	19,1
AT LARA 829MP	24,9	20,6	-
AcrySof IQ Vivity	29,3	22,8	-

Tabla 2.7: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro de pupila de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
Fine Vision POD F	26,1	7,0	12,1
Acriva Trinova Pro	25,5	18,5	18,0
AT LARA 829MP	28,5	15,4	-
AcrySof IQ Vivity	35,0	14,9	-

Tabla 2.8: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro de pupila de 4,50 mm.

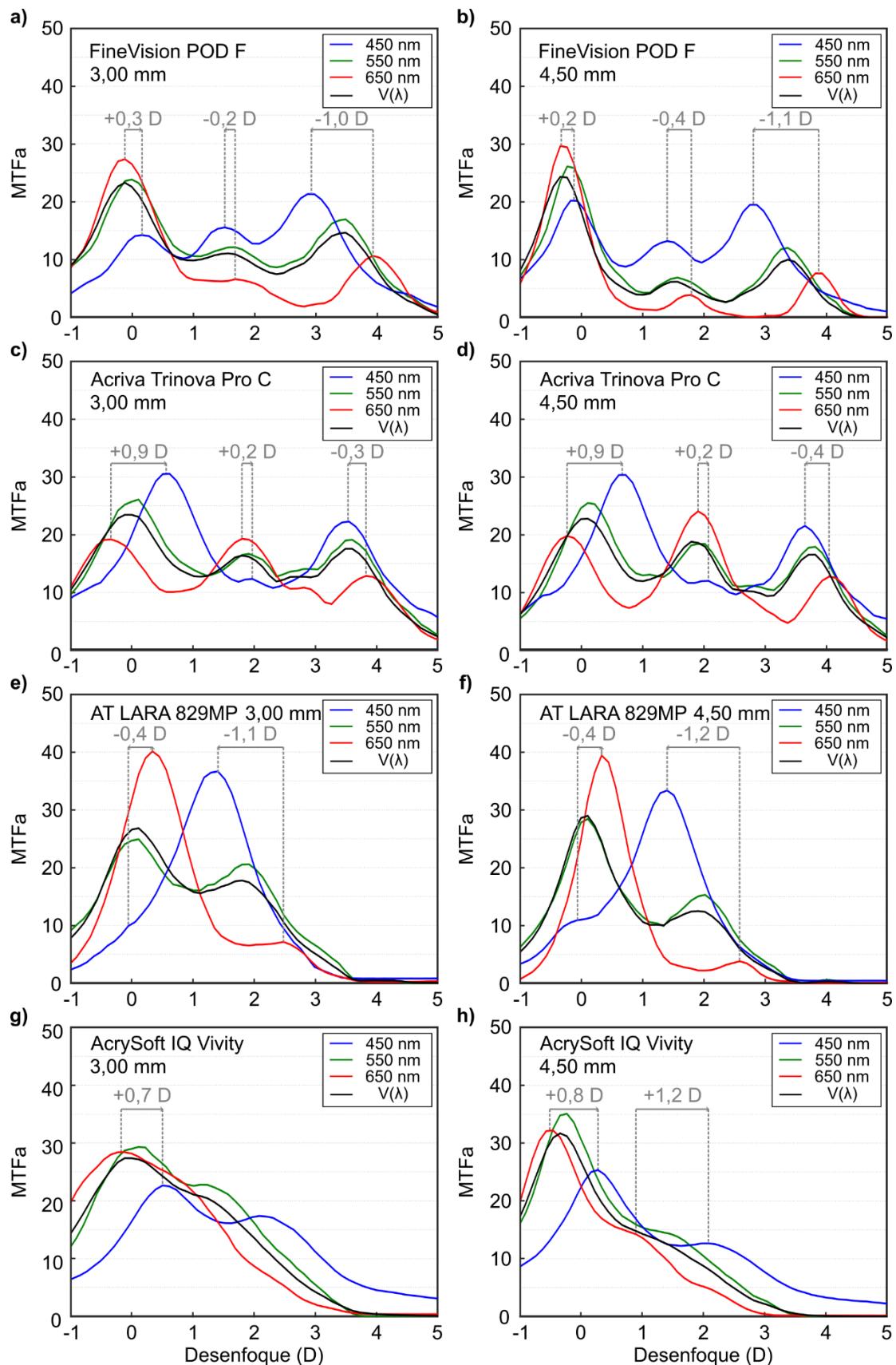


Figura 2.10: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, para tres longitudes de onda y luz policromática, considerando pupilas de 3,00 mm (a, c, e, g) y 4,5 mm (b, d, f, g).

Además de las curvas de TF-MTF y MTFa, en esta fase del trabajo se evaluó, de forma cualitativa, la formación de halos de estas lentes. Se utilizó como objeto un estenopeico de $150 \mu\text{m}$ y el filtro cromático de $\lambda = 550 \text{ nm}$. El diámetro pupilar utilizado fue de $4,50 \text{ mm}$ y se capturaron las imágenes en los focos principales de cada una de las lentes. Se aumentó la intensidad del led para que la imagen saturara en el foco de visión lejana, en todas las lentes evaluadas, con un nivel similar. Posteriormente, se aplicó un filtro logarítmico a las imágenes, para facilitar la visualización de estos.

En la Figura 2.11 se muestran los resultados obtenidos. En la lente FineVision, se observa un menor efecto del halo en el foco lejano y un mayor efecto en el foco intermedio. En la lente Acriva Trinova encontramos una distribución de los halos equilibrada entre los tres focos, aunque la extensión es menor en el foco de visión intermedia. En las lentes EDoF, encontramos mayor extensión en los halos de la lente AT LARA, que en la lente Vivity. En ambos casos, el halo es más extenso en el foco de visión intermedia. En el caso de la lente Vivity, se escogió el foco lejano y la imagen en el plano de $+1,50 \text{ D}$.

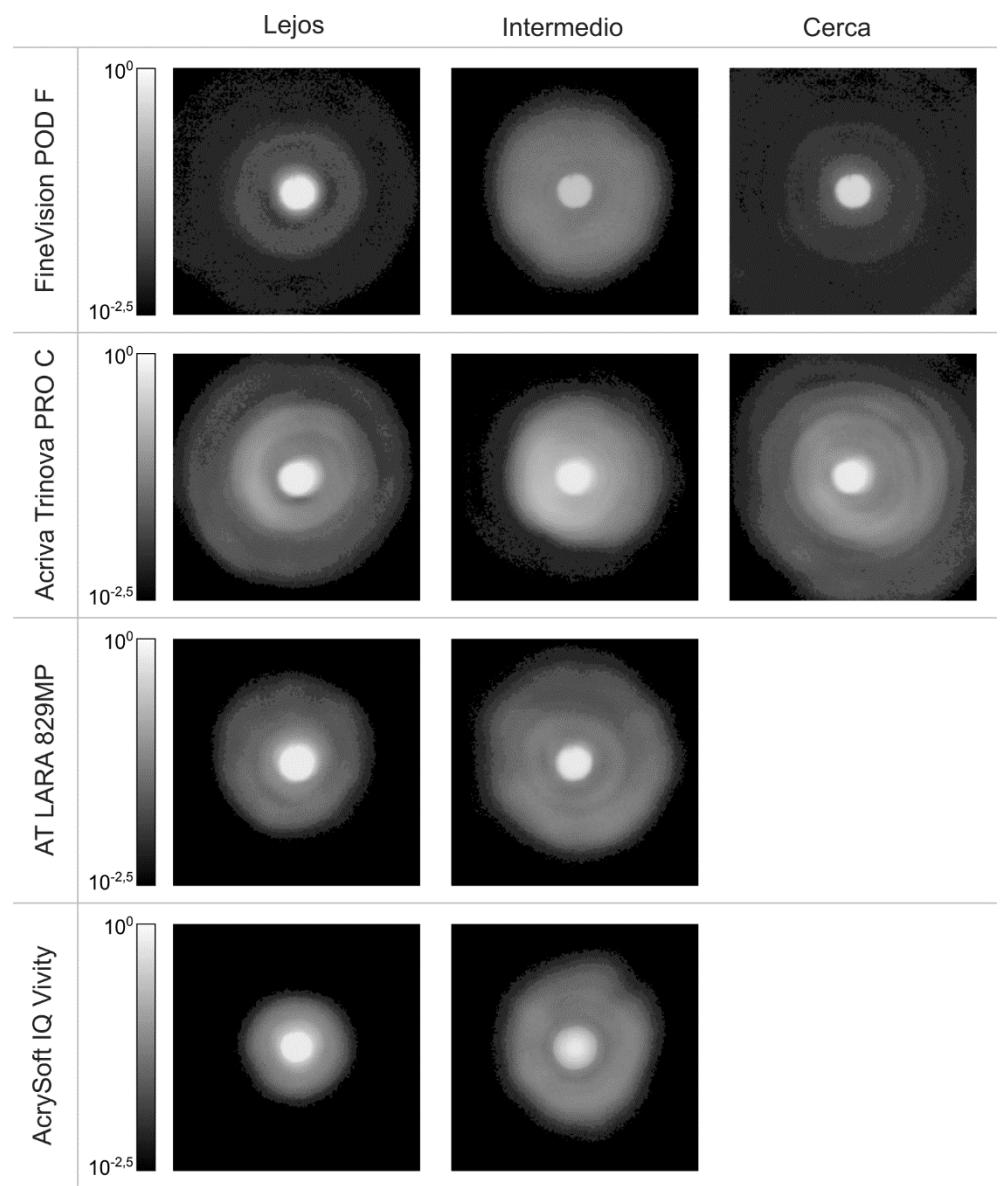


Figura 2.11: Imágenes experimentales del estenopeico en los focos principales de cada lente, para $\lambda = 550$ nm y pupila de 4,5 mm.

Comparación de los resultados obtenidos con la literatura

Para verificar los resultados obtenidos y confirmar la fiabilidad del sistema experimental y la capacidad de reproducir unos resultados coherentes con los estándares del sector, los resultados obtenidos con cada lente, se compararon con resultados publicados previamente.

La lente FineVision POD F presentan un comportamiento trifocal con ambas pupilas, con un mayor rendimiento óptico en el foco de visión lejana y menor en el foco de visión intermedia. Para pupila pequeña se observa una mayor MTF en los focos de visión intermedia y cercana que con pupila grande. Estos resultados están alineados con los publicados por Gatinel & Houbrechts [Gatinel & Houbrechts, 2013] y Ruiz-Alcocer et al. [Ruiz-Alcocer et al., 2014]. En cuanto al comportamiento para diferentes longitudes de onda, con ambos tamaños pupilares (Figura 2.10 a) y b)), la lente presenta LCA, que es de tipo refractivo en el foco de lejos, y de tipo difractivo en los focos intermedio y cercano, siendo mayor la LCA en el foco de visión cercana. Estos resultados son comparables a los publicados por Loicq et al. [Loicq et al., 2019]. En la evaluación de la formación de halos en esta lente, se observa que el halo obtenido en el foco de visión de lejos es más tenue que el halo que se forma en los focos de visión intermedia y cercana, y menos extenso que el halo que se forma en el foco de visión de cerca.

En la lente Acriva Trinova Pro C se observa el comportamiento trifocal mencionado anteriormente. Al aumentar el diámetro pupilar, aumenta el valor de MTF en visión intermedia (orden $m = 0$). Estos resultados están alineados con los de publicaciones recientes de varios autores [Can et al., 2023; Łabuz et al., 2023b]. En cuanto a los resultados de MTFa vs. desenfoque, para las diferentes longitudes de onda, se observa que, para luz azul el comportamiento se asemeja al de una lente bifocal, con focos más cercanos al orden $m = 0$; mientras que, para el rojo la curva es trifocal, con los focos de los órdenes $m = -1$ y $m = +1$ más alejados del orden $m = 0$. Este comportamiento es característico de lentes con perfil difractivo sinusoidal. El comportamiento cromático que se obtuvo coincide con el reportado por Łabuz et al. [Łabuz et al., 2023a], aunque en su estudio se utilizó un modelo de ojo con córnea del modelo 2 de la norma ISO 11979-2:2014 [ISO 2014], que induce AE positiva,

y que produce un desplazamiento axial de los focos de las longitudes de onda azul y roja. En la formación de halos, se observa una distribución de los halos equilibrada entre los tres focos, aunque la extensión es menor el foco de visión intermedia. Estos resultados son comparables a los reportados por Vega et al. [Vega et al., 2023], que encontraron una distribución balanceada entre los tres focos con luz monocromática y pupila de 4,5 mm en la lente Acriva Trinova. Sin embargo, en esta tesis se ha evaluado la lente Acriva Trinova Pro C, que presenta el mismo perfil que la lente Acriva Trinova pero apodizado.

La lente AT LARA presenta un comportamiento bifocal de baja adición, donde el rendimiento óptico es mayor en el foco lejano para los dos tamaños pupilares evaluados. Con pupila pequeña, los focos se ensanchan, especialmente en el foco de visión intermedia, y los valores de MTF en dicho foco son mayores que con pupila grande. Estos resultados coinciden con resultados reportados por diferentes autores previamente [Chae et al., 2020; Park et al., 2022; Son et al., 2021]. En cuanto a la evaluación con tres longitudes de onda (Figura 2.10 c) y d)), se observa un comportamiento diferente de las curvas para cada longitud de onda. Estos resultados son coherentes con los obtenidos por Millán y Vega [Millán & Vega, 2017] en la lente Symfony, que como se ha comentado previamente, tiene un diseño difractivo similar. Por otro lado, Łabuz et al. [Łabuz et al., 2018] evaluaron la LCA de la lente AT LARA, pero al igual que se ha comentado en la lente Acriva Trinova Pro C, al utilizar una córnea que induce AE positiva, las curvas de MTFa para el rojo y el azul están desplazadas axialmente. En cuanto a la formación de halos, su efecto es menor en el foco de visión lejana respecto del foco de visión intermedia. No se ha encontrado trabajos en los que evalúen los halos que produce la lente en sus focos principales.

Por último, en la evaluación de la lente AcrySof IQ Vivity (Figura 2.9 g) y h)) se observa que la lente presenta un comportamiento trifocal en pupila

pequeña. Al aumentar el diámetro pupilar, aumenta el rendimiento óptico en visión lejana y disminuye en el resto del rango. Estos resultados de TF-MTF coinciden con los reportados previamente por diferentes autores [Baur et al., 2023; Pieh et al., 2022]. En cuanto a la evaluación de MTFa con diferentes longitudes de onda, (Figura 2.9 g) y h)), para la longitud de onda verde, desaparece el comportamiento trifocal observado en la TF-MTF, dando lugar a un perfil de rango extendido. Con pupila grande, aumenta la MTFa en el foco de visión lejana y disminuye en el rango de visión intermedia. Estos resultados concuerdan con estudios previos publicados por diferentes autores [Azor et al., 2022; Baur et al., 2023; Fernández-Vega-Cueto et al., 2022; Madrid-Costa et al., 2023; Pieh et al., 2022]. Respecto al comportamiento cromático, hasta la fecha, no se han encontrado estudios que evalúen el comportamiento de esta lente para diferentes longitudes de onda. En cuanto a la formación de halos, es la lente que menor extensión de halo presenta de las cuatro evaluadas, tanto en el foco de visión lejana como intermedia. Sin embargo, en el foco de visión lejana, con la lente FineVision POD F, el halo es más tenue, aunque es más extenso.

Conclusiones

Considerando todos los resultados obtenidos con las cuatro lentes comerciales, se puede concluir que cada lente presenta características de focalización diferentes y que están relacionadas con sus características de diseño.

Se destaca la buena concordancia entre los resultados, de TF-MTF y MTFa, experimentales obtenidos y los datos publicados por otros autores, empleando tanto bancos ópticos comerciales como configuraciones propias.

Esto refuerza la validez de la metodología experimental aplicada en esta tesis para la caracterización cromática de las LIOs.

En cuanto a la formación de halos, no todas las lentes se han podido comparar con estudios previos. Este hecho remarca que es un campo todavía en estudio en el que es necesario ampliar el trabajo realizado.

Los resultados de rendimiento óptico de las cuatro LIOMs comerciales presentados en este aparado han sido enviados para su publicación [Martínez-Espert, García-Delpech, & Furlan, n.d.].

Capítulo 3: Diseño y evaluación de Devil LIOM

3.1. Introducción

Tal y como se ha expuesto en el Capítulo 1, las LIOMs han revolucionado el tratamiento de la presbicia y las cataratas, permitiendo a los pacientes recuperar una visión nítida a diferentes distancias. Dentro de las diferentes opciones disponibles, las LIOMs trifocales surgieron como una de las soluciones más avanzadas para proporcionar una visión funcional a distancias cercanas, intermedias y lejanas.

En este contexto, se ha propuesto un nuevo diseño de LIOM trifocal difractiva basado en la estructura aperiódica de la “escalera del diablo” (Devil’s staircase) [Monsoriu et al., 2007]. Esta LIOM combina una lente refractiva base con una lente difractiva tipo *Devil’s lens*, dando lugar a la primera LIO trifocal fractal, con el objetivo de mejorar el rendimiento visual en distancias intermedias.

En este capítulo, se proponen dos perfiles difractivos, para el mismo diseño y la evaluación, tanto numérica como experimental, de rendimiento óptico, así como la evaluación del rendimiento visual.

3.2. Diseño de Devil LIOM

El diseño de la Lente Devil está basado en la función del conjunto triádico de Cantor [Monsoriu et al., 2007]. En la Figura 3.1 se muestra la relación entre el conjunto fractal triádico de Cantor para $S = 3$ (Figura 3.1 a)), y la correspondiente función de la escalera del diablo (Figura 3.1 b)). Para desarrollar el conjunto fractal triádico de Cantor se parte de la estructura $S = 0$, que es el “iniciador” y la correspondiente a $S = 1$ es el “generador” construido a partir de la división del iniciador en partes iguales de longitud 1/3

y eliminando la parte central. Este procedimiento continúa en las etapas posteriores $S = 2$ y $S = 3$. La función de la escalera del diablo es una función escalonada creciente en el intervalo $[0,1]$. Los huecos de la estructura fractal, se definen como segmentos en los que la función es constante, y se alternan con regiones donde la función aumenta de forma lineal (segmentos del fractal). En el primer trabajo en el que se presenta esta secuencia como un elemento difractivo [Monsoriu et al., 2007], se demostró que esta función se puede generalizar como:

$$F_S(x) = \begin{cases} \frac{l}{2^S} & \text{if } p_l \leq x \leq q_l \\ \frac{l}{2^S} + \frac{1}{2^S} \frac{x - q_l}{p_{l+1} - q_l} & \text{if } q_l \leq x \leq p_{l+1} \end{cases} \quad x \in [0,1], \quad (3.1)$$

Donde el intervalo $[p_l, q_l]$ define los límites de los pasos de la escalera del diablo, que coinciden con los límites de los huecos del conjunto fractal de Cantor (Figura 3.1). Para $S = 3$ el conjunto de Cantor tiene 7 huecos, que corresponden con los intervalos $[p_l, q_l]$: $[1/27, 2/27]$, $[3/27, 6/27]$, $[7/27, 8/27]$, $[9/27, 18/27]$, $[19/27, 20/27]$, $[21/27, 24/27]$, y $[25/27, 26/27]$. Estos huecos corresponden con las zonas donde la función de escalera del diablo $F_3(x)$ toma valores constantes $l/8$ (Figura 3.1 b)). Más adelante se analizará como la existencia de estos huecos (que pueden verse como una ruptura de la periodicidad de una secuencia binaria periódica) es esencial para poder proponer los dos perfiles difractivos antes mencionados. Por otro lado, el fractal triádico de Cantor (Figura 3.1 a)) tiene $2^S = 8$ segmentos de longitud $3^{-S} = 1/27$. Estos segmentos definen las posiciones en las que la escalera del Diablo $F_3(x)$ aumenta de forma lineal.

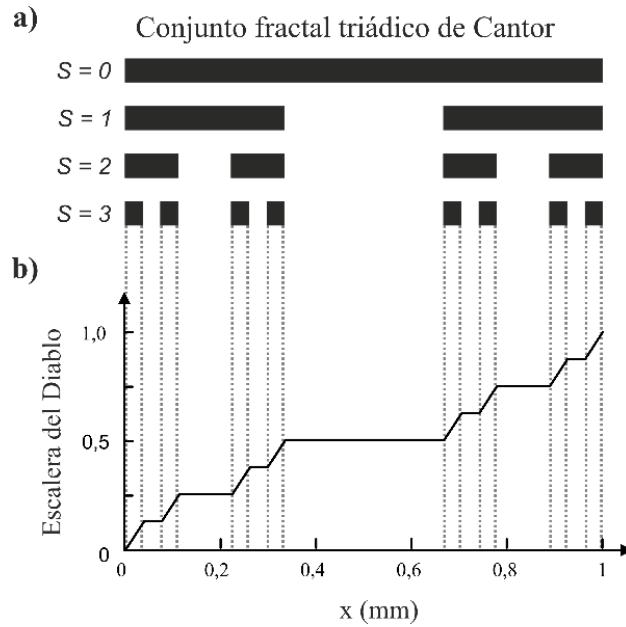


Figura 3.1: a) Conjunto fractal triádico de Cantor desarrollado hasta $S = 3$. b) Escalera del diablo, $F_3(x)$ derivada del conjunto fractal triádico de Cantor.

A partir de la función generadora $F_3(x)$ se construye la correspondiente lente del diablo, como un elemento óptico difractivo de fase y simetría circular definido por la siguiente función pupilar:

$$t(r^2/b^2) = \exp[i\varphi(r^2/b^2)] = \exp[-i\pi 2^4 F_3(r^2/b^2)] \quad (3.2)$$

Donde b es el radio de la zona óptica de la lente y φ es la fase a lo largo de la coordenada radial cuadrática (x), que sigue el perfil de la escalera del diablo (Figura 3.1 b)).

Teniendo en cuenta el índice de refracción del material de la lente (n) y el índice de refracción del humor acuoso (n'), el perfil difractivo viene dado por:

$$h(r) = -\frac{\varphi(r^2/b^2) \lambda_0}{2\pi(n-n')} = -\frac{8\lambda_0}{n-n'} F_3(r^2/54\lambda_0 f). \quad (3.3)$$

Donde λ_0 es la longitud de onda de diseño y f es la distancia focal correspondiente al valor de la adición.

El perfil difractivo escalonado (*stepwise*) derivado de la Ec. (3.3), se representa en la Figura 3.2 a). Se observa que $h(r)$ crece de forma escalonada, con incrementos de $4,44 \mu\text{m}$, en cada escalón, en los ocho segmentos en los que la escalera del diablo crece de forma lineal, mencionado anteriormente.

En este punto es importante remarcar que la aperiodicidad de la secuencia original nos permite proponer otro perfil difractivo con la misma secuencia, esta vez de tipo *kinoform*, al aplicar el módulo 2π radianes a la fase (φ) de la Ec. 3.3. En este caso, la altura de cada diente en función del radio se define como:

$$h(r) = -\text{mod}_{2\pi}\{\varphi(r^2/b^2)\} \frac{\lambda_0}{2\pi(n-n')} \quad (3.4)$$

De esta forma, se genera un perfil representado en la Figura 3.2 b), cuya altura coincide con la altura de cada escalón del perfil *stepwise* y se mantiene constante en todos los anillos del perfil.

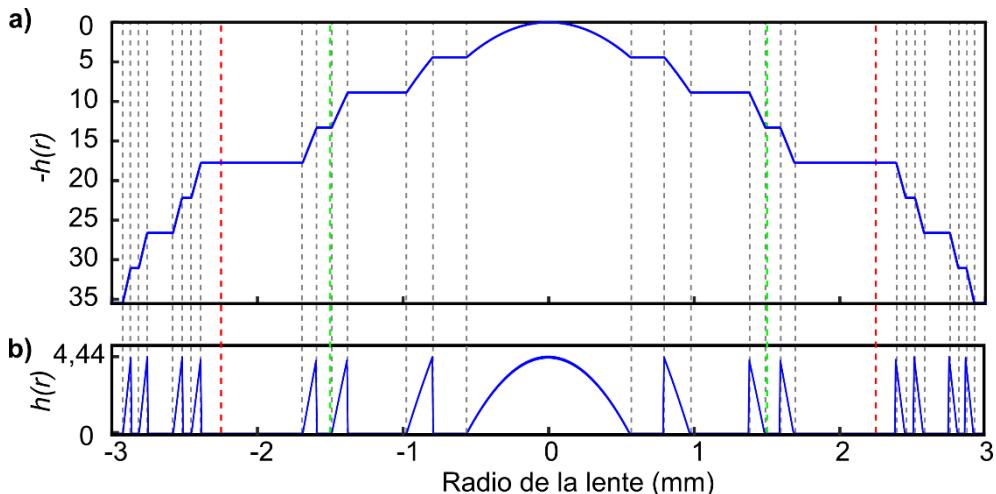


Figura 3.2. Perfiles difractivos del diseño Devil LIOM. Las líneas grises discontinuas marcan los pasos de la “escalera del diablo”. Las líneas rojas y verdes discontinuas representan la apertura para pupilas de 4,50 mm y 3,00 mm.

Si se superponen cada uno de los dos perfiles a una lente refractiva monofocal, ambos generan una adición $Ad = 1,336/f \approx 3,50 \text{ D}$. Tal y como se discute en [Monsoriu et al., 2007], en una lente Devil, además del foco

principal en $m = +1$, aparecen dos focos secundarios simétricamente situados a cada lado del foco principal, que, en este caso concreto, están posicionados en las vergencias + 1,75 D y + 5,25 D.

En la Figura 3.3 se muestran las distribuciones de Irradiancia axial normalizada al valor máximo de la monofocal de referencia, al sumarle la potencia de la lente base ideal de + 20 D de $n = 1,46$, en un medio de $n' = 1,336$, para pupila de 3,00 mm y 4,50 mm, y longitudes de onda plana monocromática de: $\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm.

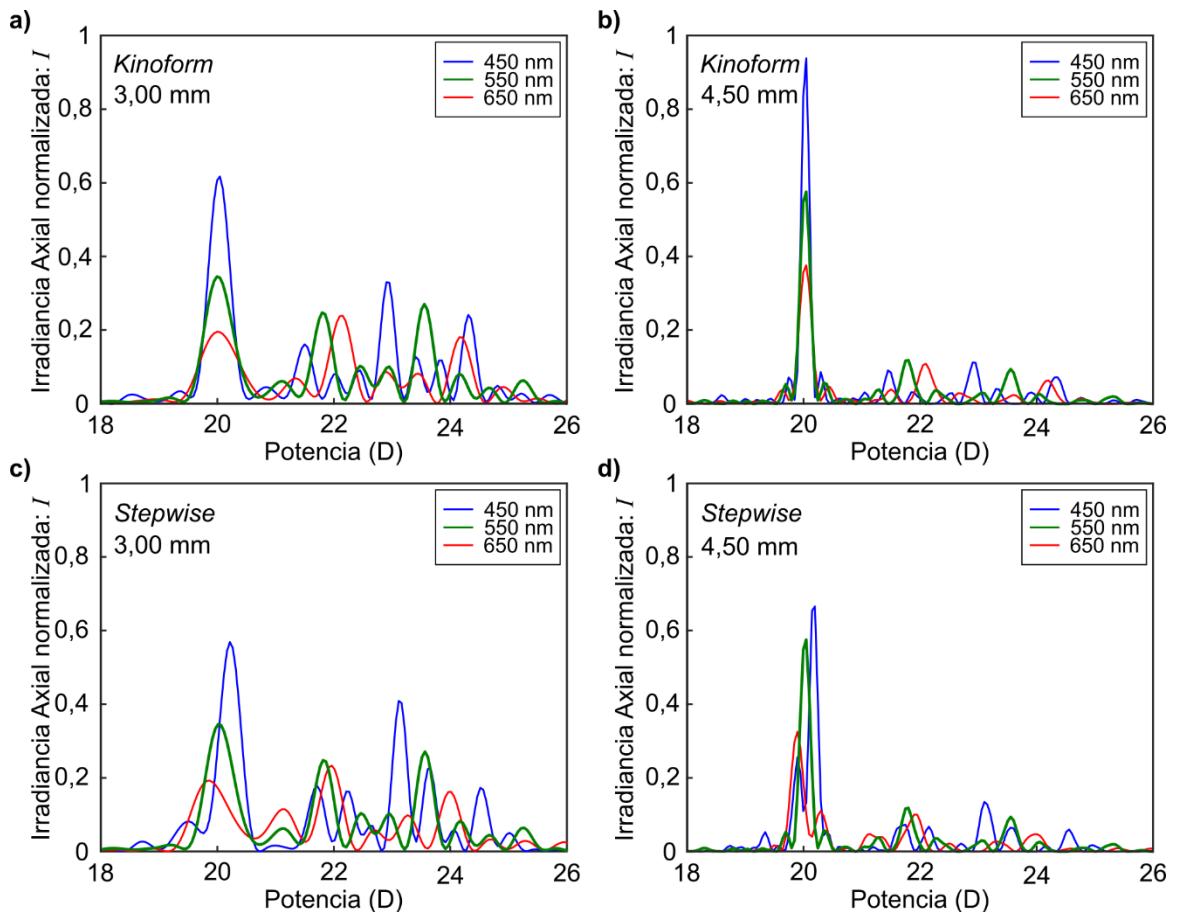


Figura 3.3: Irradiancia axial normalizada respecto a la monofocal de referencia para los perfiles kinoform y stepwise, considerando tres longitudes de onda y pupilas de 3,00 mm y 4,50 mm.

Si nos fijamos en la irradiancia axial obtenida para la longitud de onda de diseño ($\lambda=550$ nm), se observa un primer foco en 20 D, el cual se forma gracias al orden $m = 0$ de difracción. Además, se observan 3 focos en las

potencias de 21,75 D, 23,50 D y 25,25 D. Estos tres focos, se generan gracias al orden $m = +1$ de difracción.

El volumen focal generado por el factor de fase cuadrático de la lente esférica, que depende de la apertura numérica, modula la irradiancia de los focos fractales haciendo que su intensidad caiga a ambos lados de su máximo en el orden $m = 0$, siguiendo, en aproximación paraxial, una función seno cociente al cuadrado [Stamnes, 2017]. Por ello, la altura relativa de los tres focos difractivos de la lente del diablo [Monsoriu et al., 2007] se modifica, convirtiéndose, en este caso, los focos de 21,75 D y 23,50 D en los focos de visión intermedia y lejana de la LIOM, respectivamente. El tercer foco en 25,5 D es prácticamente imperceptible y no tiene utilidad práctica.

El comportamiento para la longitud de onda de diseño de ambos perfiles es comparable para cada pupila. De este modo, al aumentar la pupila la irradiancia axial en el foco de visión de lejos aumenta, mientras que los focos de visión intermedia y cercana disminuyen. Este cambio, se debe a que, además de lo mencionado anteriormente sobre la apertura numérica, al aumentar el diámetro pupilar se utiliza más parte de la zona plana del diseño, que se encuentra entre el tercer y cuarto anillo difractivo, tal y como se puede observar en la Figura 3.2.

Si nos fijamos en el comportamiento para las diferentes longitudes de onda, para longitud de onda azul ($\lambda = 450$ nm) en el orden $m = +1$ se observan tres focos, pero que focalizan en planos más negativos que para la longitud de onda del verde ($\lambda = 550$ nm). Para longitud de onda roja ($\lambda = 650$ nm) en el orden $m = +1$ se observan tres focos (en la Figura 3.3 solo es posible observar los 2 primeros, debido a que el tercero se forma en vergencias más positivas), pero que focalizan en planos más positivos que para $\lambda = 550$ nm. Este efecto se genera por el origen difractivo de la lente para generar estos focos. Para

ambos perfiles, se puede observar que el valor de LCA en el foco de visión intermedia es menor que el valor de LCA del foco de visión cercana.

El plano en el que focalizan la longitud de onda azul y roja en el orden $m = 0$ en ambos perfiles es diferente. En el perfil *kinoform*, focalizan en el mismo plano en el que focaliza la longitud de onda de diseño ($\lambda = 550$ nm), sin embargo, en el perfil *stepwise*, focalizan en diferentes planos, antes y después de esta. Este efecto se produce como consecuencia de la generación del perfil *stepwise*, ya que se suman saltos de fase de un número entero de longitudes de onda, de forma creciente desde la periferia hasta el centro. Estos saltos son calculados para la longitud de onda de diseño y serán diferentes para otras longitudes de onda. En este caso, se genera una base refractiva que provoca que en el orden $m = 0$ aparezca LCA cuyo orden de focalización es característico de las lentes refractivas.

3.3. Resultados de la evaluación numérica de rendimiento óptico

El objetivo fue evaluar el rendimiento óptico de los diseños de Devil LIOM de forma numérica utilizando el programa de trazado de rayos Zemax. Como se ha comentado en el Capítulo 2, gracias a este programa se ha evaluado la lente en diferentes configuraciones.

3.3.1. Evaluación en modelo de banco óptico

Los valores calculados de TF-MTF para una longitud de onda de $\lambda=550$ nm y diámetros de pupila de 3,00 mm y 4,50 mm se obtuvieron para las vergencias comprendidas entre $-1,00$ D a $+4,00$ D. La Figura 3.4 muestra

los resultados para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm para ambos perfiles.

Como se puede observar, los dos perfiles presentan un comportamiento similar. Siendo el comportamiento para la el perfil *stepwise*, ligeramente superior en los focos de visión lejana y cercana. Para ambas pupilas y ambos perfiles, se observa un comportamiento trifocal, siendo el foco de visión cercana un foco extendido. Como se comentó anteriormente, al aumentar el diámetro pupilar aumenta el valor de MTF en el foco de visión lejana y disminuye para los focos de visión intermedia y cercana. Este efecto se produce para ambos perfiles. En las Tablas 3.1 y 3.2 se especifican los valores de MTF a 50 ciclos/mm en los focos principales.

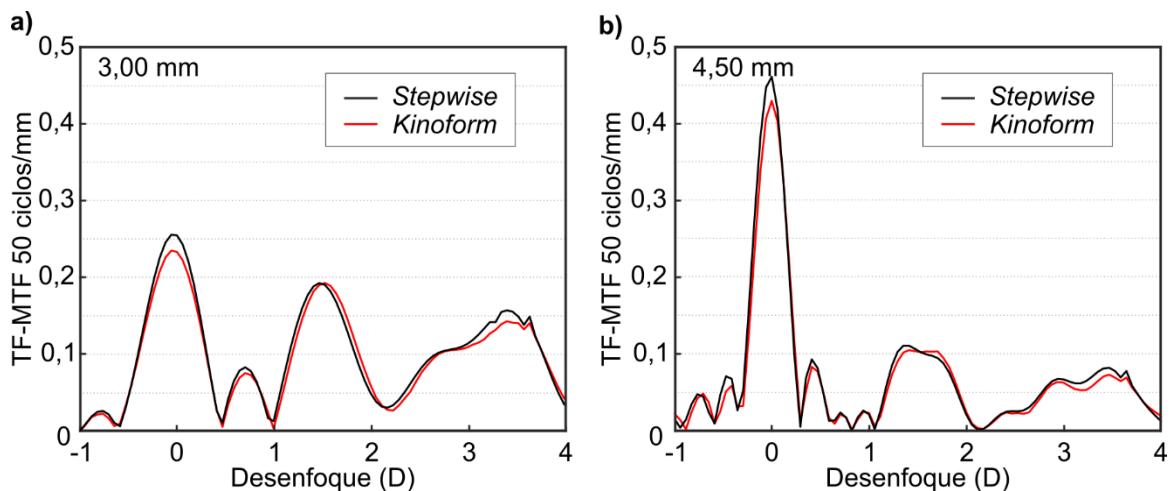


Figura 3.4: TF-MTF a 50 ciclos/mm para $\lambda = 550$ nm, de los perfiles *kinoform* y *stepwise* considerando pupilas de: a) 3,00 mm y b) 4,5 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
<i>Kinoform</i>	0,23	0,19	0,14
<i>Stepwise</i>	0,25	0,19	0,16

Tabla 3.1: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro pupilar de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
<i>Kinoform</i>	0,43	0,10	0,07
<i>Stepwise</i>	0,46	0,11	0,08

Tabla 3.2: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro pupilar de 4,50 mm.

Se calcularon las curvas MTFa vs. desenfoque para frecuencias comprendidas entre 0 ciclos/mm y 50 ciclos/mm. Estas funciones se calcularon para luz monocromática con tres longitudes de onda: $\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm, y para diámetros pupilares de 3,00 mm y 4,50 mm (Figura 3.5). En todos los casos, se observa el efecto de la LCA refractiva en el foco de lejos, ya que se añadió una lente refractiva base de + 20 D, con $n=1,46$ y número de Abbe de 58. Este efecto se superpone a los mencionados anteriormente en las gráficas de irradiancia axial, en los que se consideró una lente base ideal de la misma potencia. En el caso del perfil *stepwise*, este efecto es mayor en el foco de lejos en comparación con la lente *kinoform*, por influencia del perfil, como se ha comentado en el apartado anterior. En los focos de visión intermedia y cercana, este efecto disminuye debido al origen difractivo de estos focos. Como se aprecia en la figura, en algunos focos no se ha podido cuantificar el valor de la LCA.

Para pupila pequeña, el valor de MTFa de las 3 longitudes de onda es menor que con pupila grande en el foco de visión lejana, mientras que para los focos de visión cercana e intermedia el rendimiento óptico es mayor que en pupila grande. Este efecto ya se ha comentado tanto en las gráficas de irradiancia axial, como en la evaluación de TF-MTF para la longitud de onda de diseño. En las tablas 3.3 y 3.4 se especifican los valores de MTFa para $\lambda = 550$ nm los focos principales.

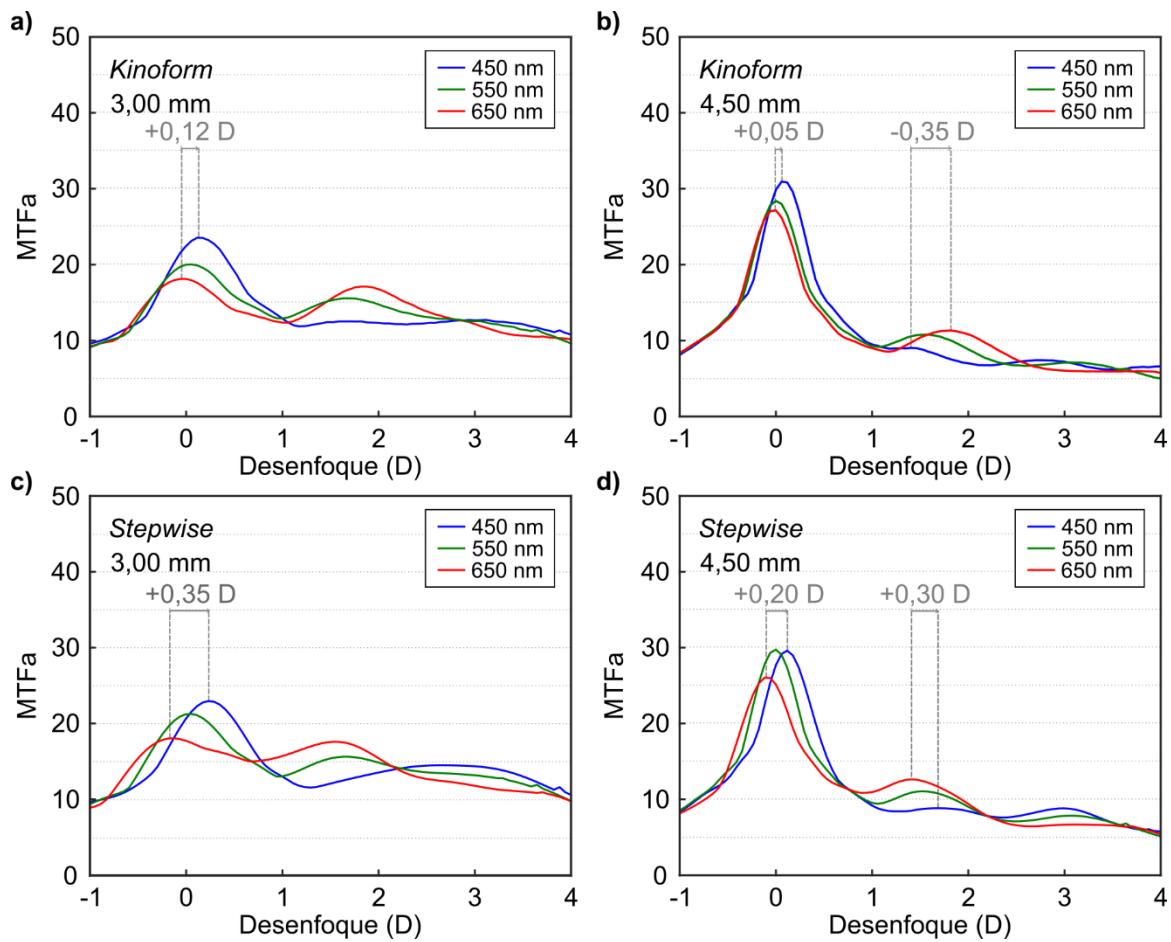


Figura 3.5: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm para los perfiles *kinoform* y *stepwise*, considerando tres longitudes de onda y pupilas de 3,00 mm y 4,50 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
Kinoform	20,0	15,5	11,5
Stepwise	21,4	15,7	12,2

Tabla 3.3: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm y $\lambda=550$ nm para diámetro pupilar de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio	Cerca
Kinoform	28,4	10,7	7,1
Stepwise	29,8	11,0	7,8

Tabla 3.4: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm y $\lambda=550$ nm para diámetro pupilar de 4,50 mm.

La respuesta policromática de ambas lentes se evaluó utilizando la función $V(\lambda)$. Las longitudes de onda y sus correspondientes ponderaciones (entre paréntesis) fueron las siguientes: $\lambda=470$ nm (0,091), $\lambda=510$ nm (0,503),

$\lambda=555$ nm (1,000), $\lambda=610$ nm (0,503) y $\lambda=650$ nm (0,107). Los resultados se muestran en la Figura 3.6, en comparación con los obtenidos para la lente monofocal (base sin ningún perfil difractivo). Con esta métrica se observa que, en todo el rango de frecuencias, el perfil escalonado es ligeramente mejor que el perfil *kinoform* para ambas pupilas. Si se compara con la lente monofocal, se observa claramente la extensión de foco a partir de + 1 D de desenfoque. Además, para pupila pequeña, se observa que los focos de visión intermedia y cercana parecen más un foco extendido.

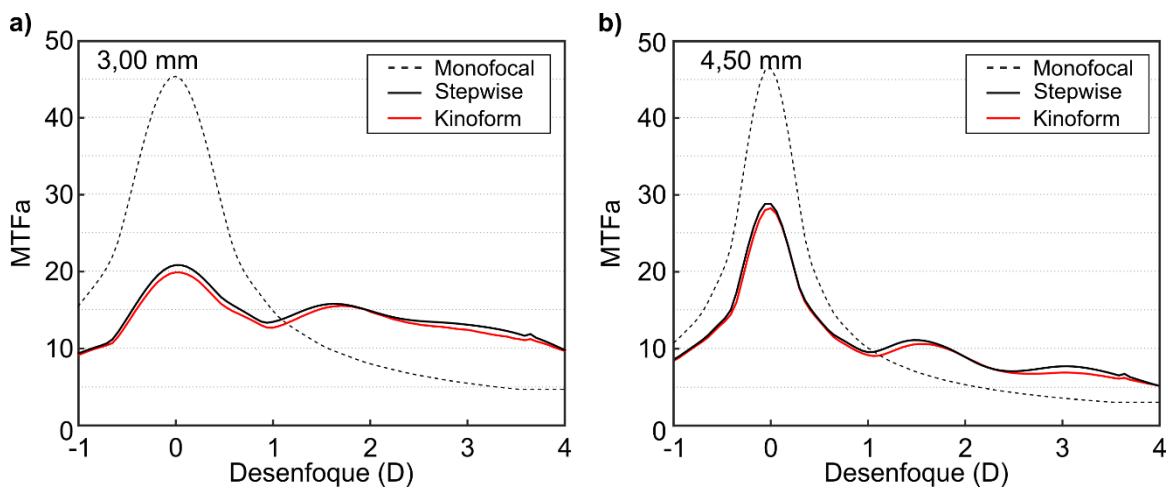


Figura 3.6: MTF_a de 0 a 50 ciclos/mm para luz policromática ($V(\lambda)$) de los perfiles *kinoform*, *stepwise* y lente *monofocal*, considerando pupilas de: a) 3,00 mm y b) 4,50 mm.

Esta variación en el rendimiento óptico con el tamaño de la pupila se puede apreciar con más detalle en la Figura 3.7, donde se representa las variaciones en el MTF_a para diferentes diámetros de pupila. Se observa que, en los tres focos, la MTF_a que se obtiene con el perfil *stepwise* es siempre ligeramente mejor, excepto en el foco de lejos para un diámetro de pupila de 6,00 mm. Para el foco de visión intermedia y cercana, la variación en la MTF_a es suave en todo el rango de pupilas, siendo mayor para pupilas pequeñas que para pupilas grandes. Sin embargo, en el foco de visión lejana, entre diámetros pupilares de 2,50 mm a 3,50 mm, la variación en la MTF_a es suave, y de 3,50 mm a 4,50 mm, aumenta de forma considerable. En este mismo foco, de

4,50 mm a 6,00 mm de diámetro, la variación de MTFa vuelve a ser suave, al igual que ocurría en pupilas entre 2,50 mm y 3,50 mm. La causa de la pupilodependencia del perfil, se explicó en los resultados de irradiancia axial.

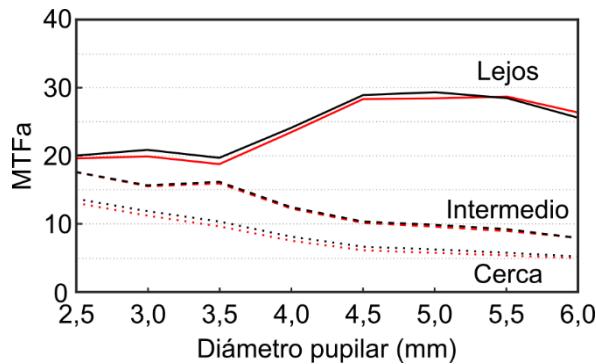


Figura 3.7: MTFa policromática para el foco de lejos (línea continua), foco intermedio (línea discontinua) y foco cercano (línea punteada), obtenidos para pupilas entre 2,50 mm a 6,00 mm en los perfiles kinoform (línea roja) y stepwise (línea negra).

3.3.2. Evaluación en modelo de ojo de Liou-Brennan

Se obtuvieron las MTFs en vergencias entre -0,50 D y +3,50 D en pasos de 0,10 D. En cada una de las vergencias, se calculó la MTFa para frecuencias entre 0 ciclos/mm y 50 ciclos/mm para obtener las curvas de desenfoque de MTFa. Como se describió en la metodología, la evaluación se llevó a cabo con luz monocromática y con luz policromática ($V(\lambda)$) (Figura 3.8).

Al igual que en los resultados en modelo de banco óptico, ambos perfiles producen una respuesta trifocal. Los planos de los focos principales, para la longitud de onda de diseño y la luz policromática, coinciden y se ubican en las vergencias de 0,00 D (distancia), + 1,40 D (intermedia) y + 2,80 D (cerca). La diferencia entre los valores de adición nominal (medido en banco óptico y diseño) y efectivo (al introducirlo en un modelo de ojo realista) concuerda con resultados clínicos publicados por Law et al. [Law et al., 2021]. En este estudio obtuvieron que, para una LIOM con una adición nominal de

+ 3,50 D, la adición efectiva media predicha con seis fórmulas biométricas diferentes fue de $+ 2,60 \pm 0,29$ D.

También es posible observar que, independientemente del tamaño pupilar, en visión lejana los valores de LCA son de aproximadamente 1,00 D en el perfil *kinoform* y 1,10 D en el perfil *stepwise*, valores mayores a los obtenidos en la evaluación en banco óptico. Este efecto se produce al evaluar los perfiles multifocales en un modelo de ojo realista, que induce los valores medidos de LCA de ojos fáquicos sanos [Vinas et al., 2015]. Por otro lado, se observa que en los focos intermedio y cercano los valores de LCA son parcialmente compensados por el efecto difractivo de la LIO.

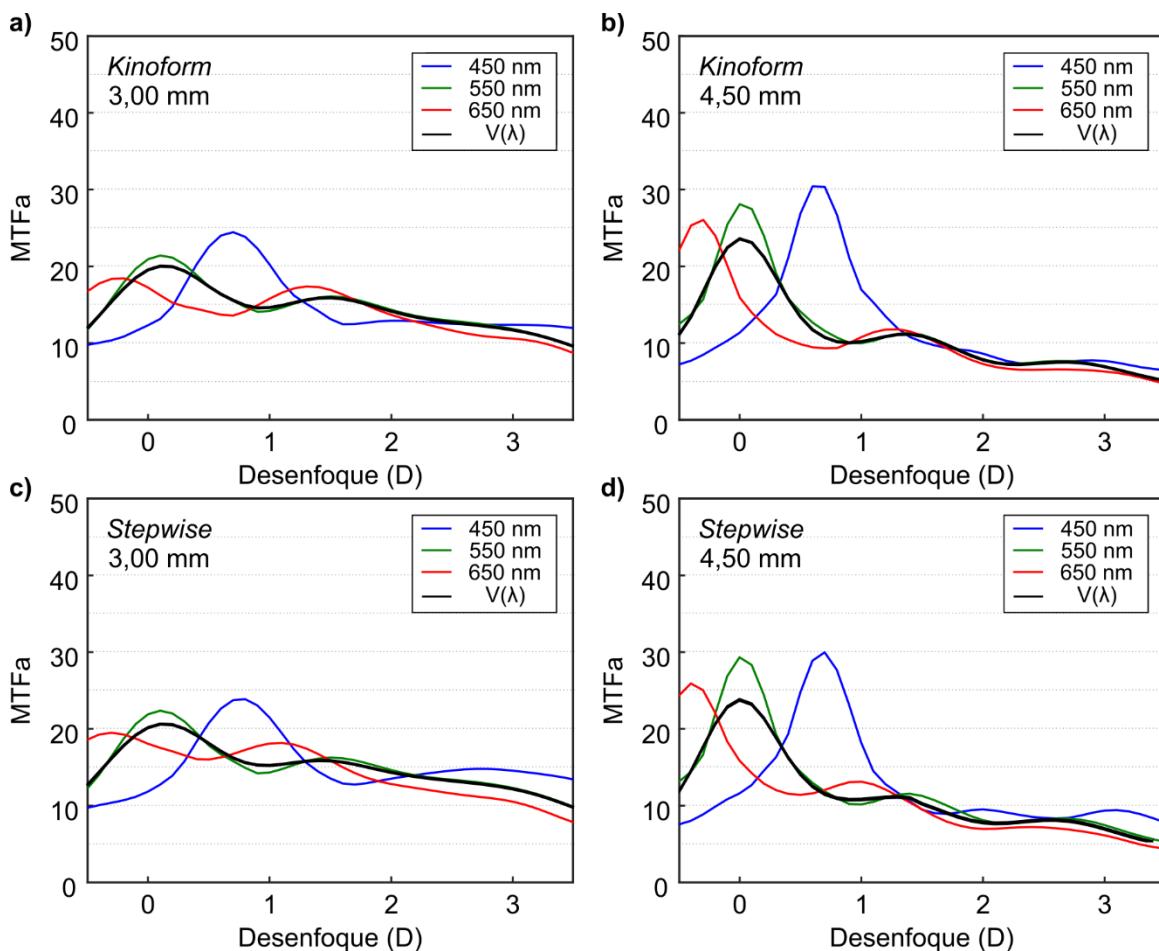


Figura 3.8: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, para tres longitudes de onda y luz policromática, considerando pupilas de 3,00 mm (a, c) y 4,50 mm (b, d).

Como consecuencia de la LCA refractiva, que induce el modelo de ojo, el valor máximo de MTFa (desenfoque de 0,00 D) para luz policromática se reduce con respecto al MTFa obtenido para la longitud de onda de diseño. Esta reducción es de aproximadamente un 15 % y un 26 % para pupilas de 3,00 mm y 4,50 mm, respectivamente. Siendo mayor la diferencia entre luz monocromática y policromática en el perfil *stepwise* que en *kinoform*. Por otro lado, si se comparan las alturas de estas curvas (negra y verde) en los focos intermedio y cercano, son prácticamente iguales para ambas pupilas.

A partir de las MTFa policromáticas, se calcularon las curvas de desenfoque de AV. Estas curvas se obtuvieron utilizando la ecuación semiempírica publicada por Armengol et al. [Armengol et al., 2020] (Ec. 3.5):

$$AV = 1,828 * e^{-0.230*MTFa} + 0,014 \quad (3.5)$$

Se utilizó esta ecuación porque presenta una alta correlación ($R^2 = 0,94$) entre la AV medida en pacientes implantados con LIOMs comerciales y el valor de MTFa policromático obtenido en un banco óptico para las mismas lentes. Nótese que, con esta fórmula, el mejor valor de AV que se puede obtener es de 0,014 logMAR, por lo que puede subestimar los resultados clínicos. En la Figura 3.9 se muestran las curvas de desenfoque de VA calculadas.

Al igual que en las gráficas de MTFa policromáticas (Figura 3.8), existen diferencias entre ambos perfiles que se replican en las curvas de VA calculadas. A diferencia de lo que ocurría en las gráficas de MTFa, al calcular la AV las diferencias entre los perfiles se magnifican en algunos puntos. Para la pupila pequeña, los valores de AV calculada siempre se mantienen por encima de 0,1 logMAR entre los focos cercano e intermedio y no bajan de 0,2 logMAR en todo el rango de desenfoque. Para diámetro pupilar pequeño, la diferencia entre el perfil *kinoform* y *stepwise* es mínima.

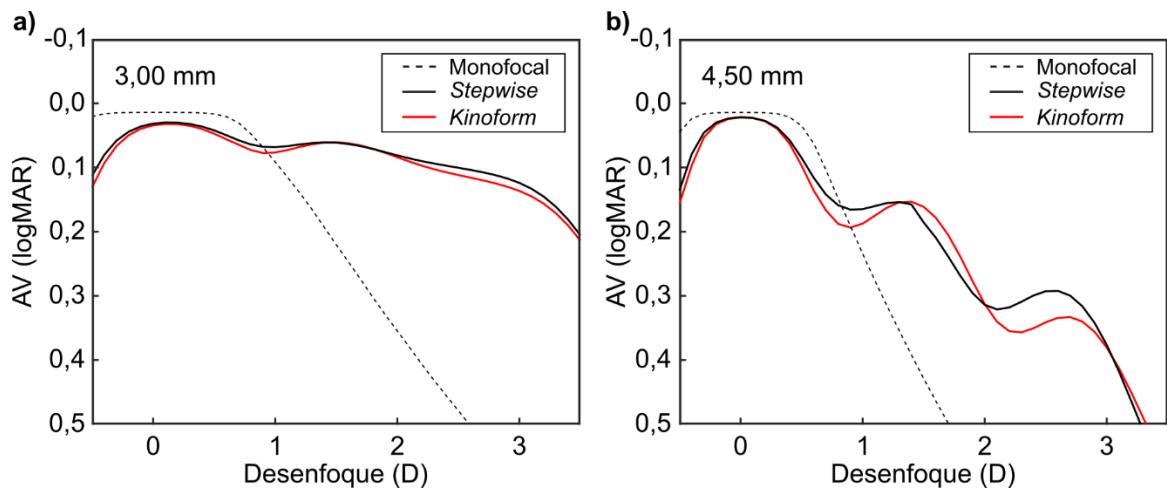


Figura 3.9: Curvas de desenfoque de AV calculadas a partir de los valores de MTFa policromáticos, utilizando la ecuación (3.5), para: a) pupila de 3,00 mm y b) pupila de 4,50 mm.

Por otro lado, para la pupila de 4,50 mm, en el foco de visión de lejos se logra una AV mejor que para la pupila de 3,00 mm, pero es peor para los focos intermedio y cercano. Sin embargo, incluso para pupilas grandes, las AV son mejores que 0,4 logMAR en los 3 focos principales. Para pupila grande, las diferencias entre ambos perfiles aumentan, siendo mejor la AV para el foco de visión cercana con el perfil *stepwise* que con el perfil *kinoform*. Un efecto que se ve de forma más evidente en las figuras de AV calculada (Figura 3.9) es que para pupila de 4,50 mm con el perfil escalonado se obtiene una variación de AV más suave que con el perfil *kinoform*. Esta diferencia puede deberse a efecto de la LCA en cada uno de los perfiles.

3.3.3. Evaluación de halos

Como se ha descrito en el apartado 2.3. del Capítulo 2, se evaluó la influencia de los halos aislando el efecto de los perfiles difractivos del resto de parámetros, mediante un modelo de ojo simplificado. Se evaluaron los halos en luz monocromática verde (longitud de onda de diseño) y luz policromática ($V(\lambda)$), para diámetros pupilares de 3,00 mm, 4,50 mm y

6,00 mm. Una vez obtenidas las PSF, se exportaron a Matlab y se convolucionaron con la imagen de un estenopeico de diámetro de 2 minutos de arco.

En las Figuras 3.10 a 3.15 se muestran los resultados de las imágenes simuladas, para los tres diámetros de pupila y las dos condiciones de iluminación descritas. Los valores numéricos corresponden al diámetro que rodea el 50% de la intensidad en la retina (d).

Con ambos perfiles, bajo iluminación monocromática ($\lambda = 550$ nm) se observan un mayor número de anillos de difracción y transiciones más bruscas entre los picos y valles de estos anillos, mientras que en luz policromática ($V(\lambda)$) estos anillos son más suaves. Este comportamiento refleja el efecto de superposición espectral, donde cada longitud de onda genera un patrón ligeramente desplazado, atenuando así la nitidez de los anillos.

Para ambos perfiles, y ambas condiciones de iluminación, a medida que aumenta el diámetro pupilar, el efecto del halo se reduce para el foco de visión lejana y aumenta para el foco de visión intermedia y cercana.

Con una pupila de 3,00 mm, se observa un menor efecto de halo en los focos de visión lejana y cercana al utilizar el perfil *stepwise*, mientras que en el foco de visión intermedia el perfil *kinoform* ofrece mejores resultados. Para pupilas de 4,50 mm y 6,00 mm, el perfil *stepwise* muestra un menor efecto de halo en los tres focos.

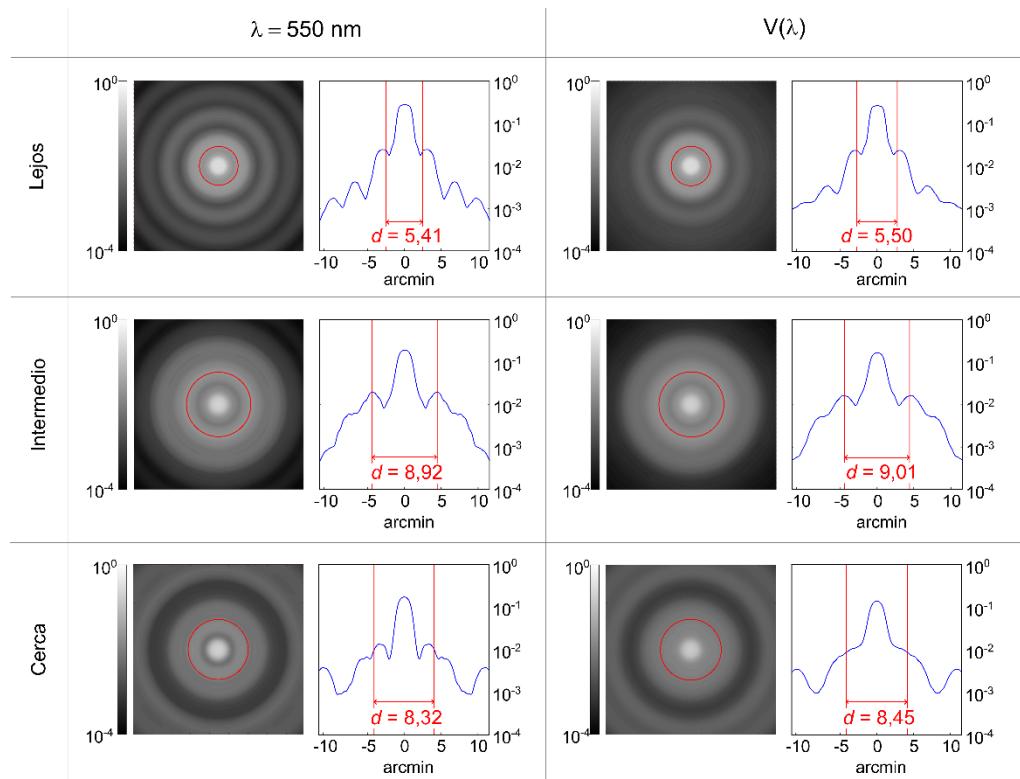


Figura 3.10: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 3,00 mm en el perfil kinoform.

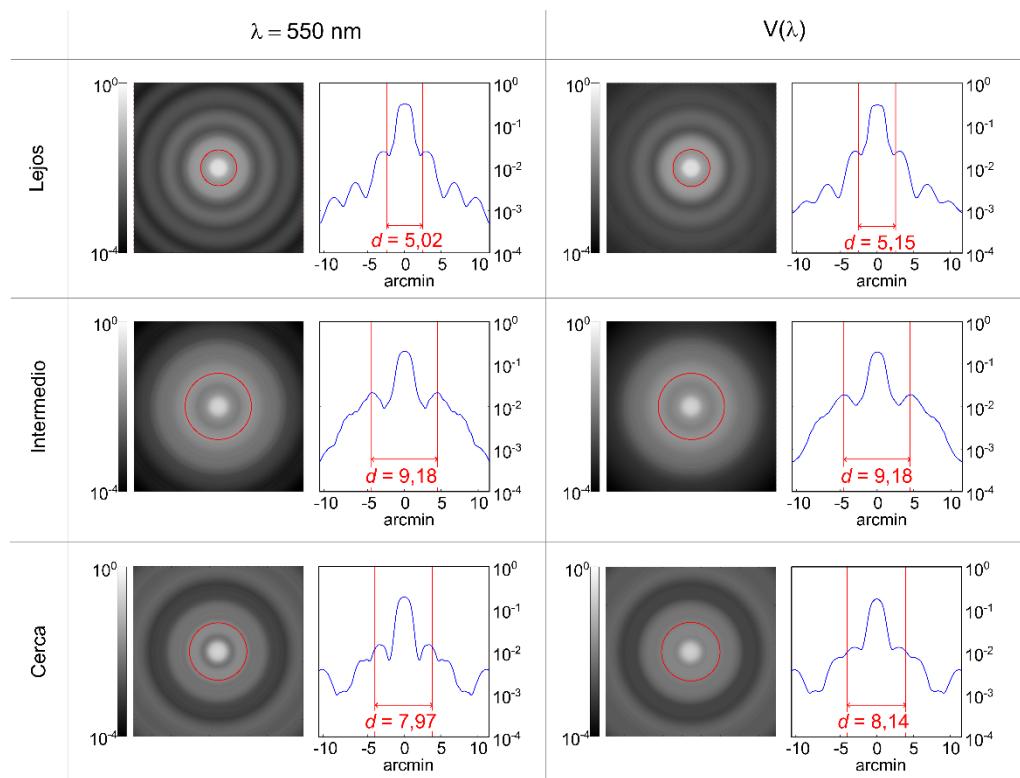


Figura 3.11: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 3,00 mm en el perfil stepwise.

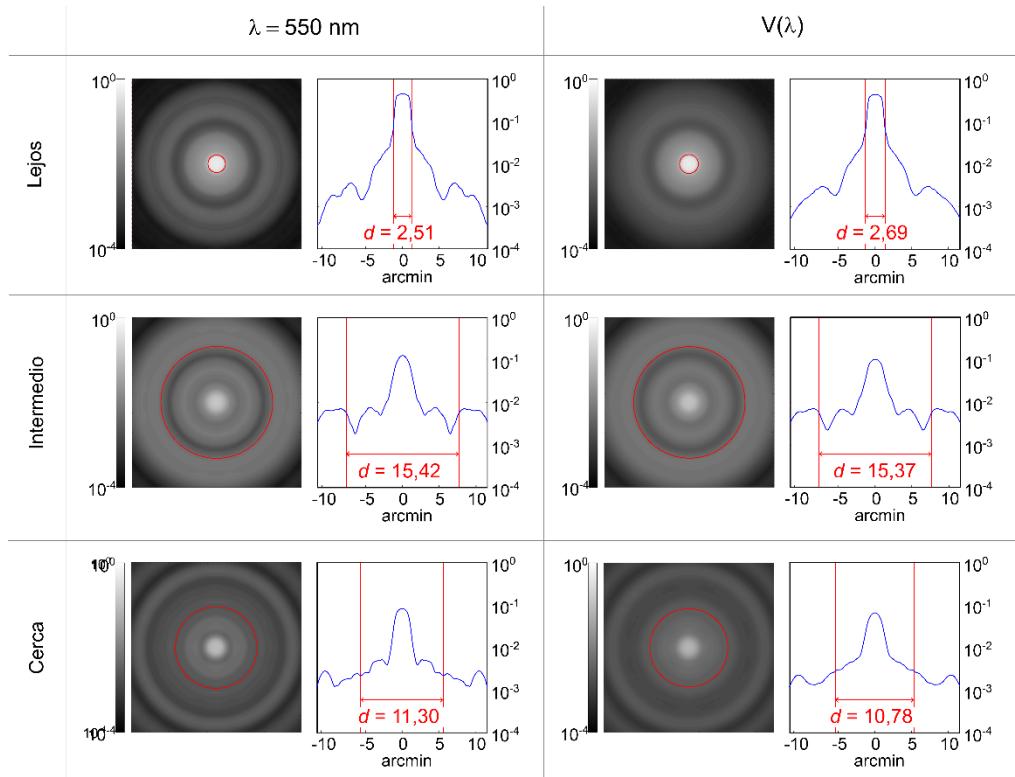


Figura 3.12: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 4,50 mm en el perfil kinoform.

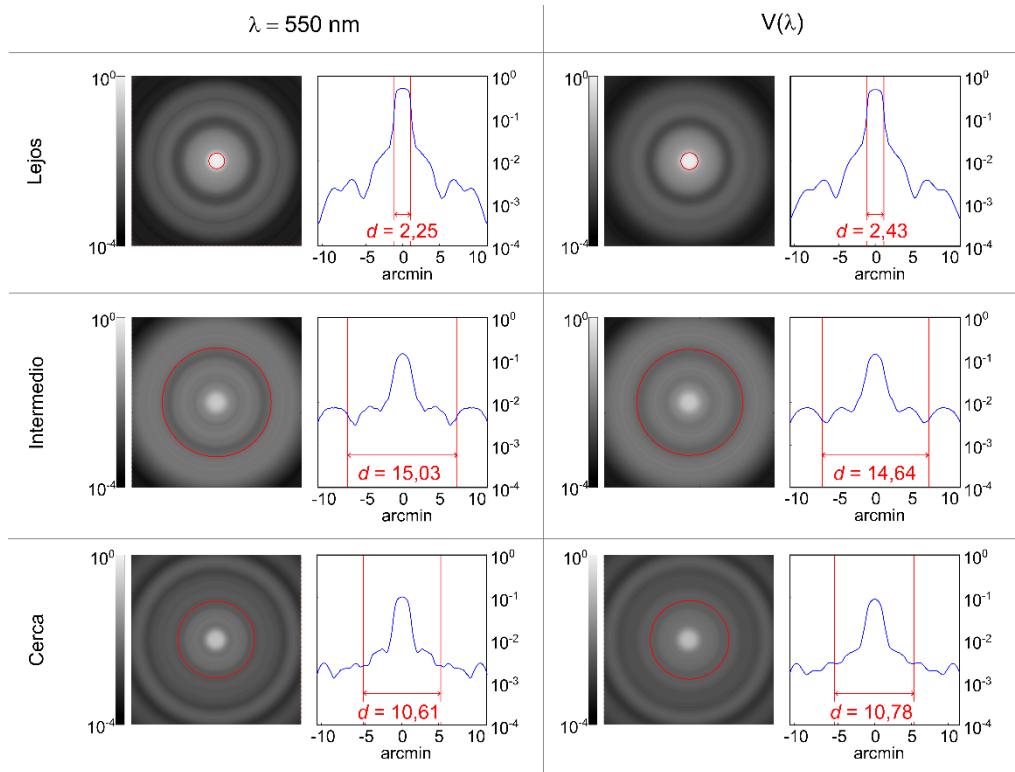


Figura 3.13: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 4,50 mm en el perfil stepwise.

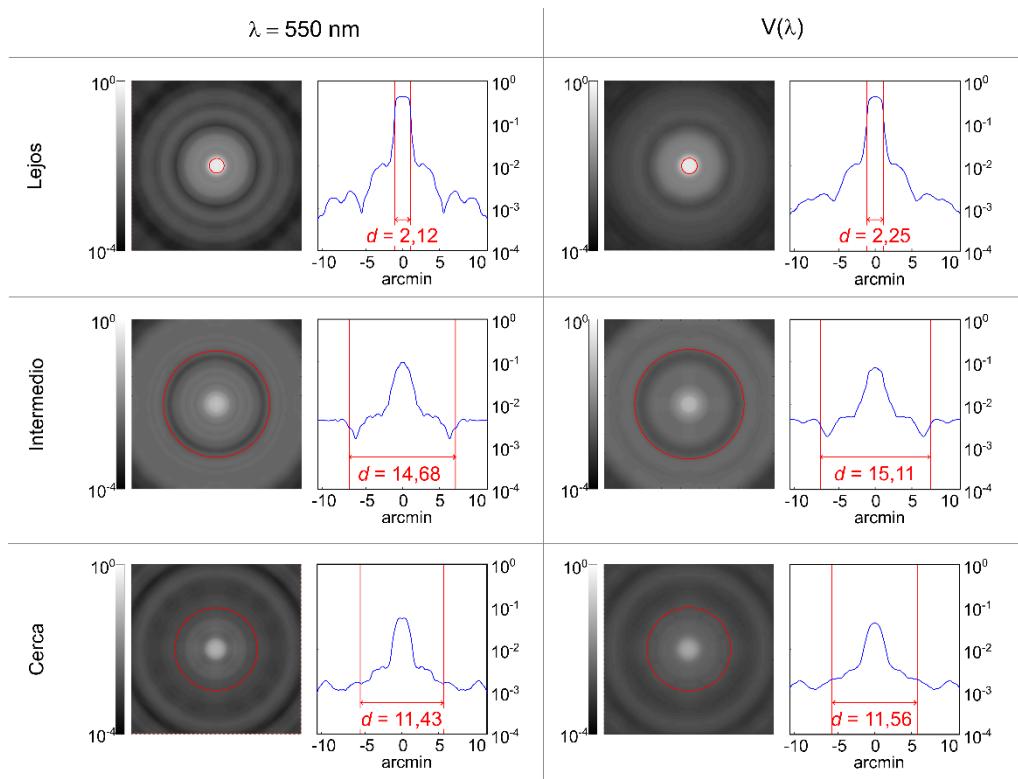


Figura 3.14: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 6,00 mm en el perfil kinoform.

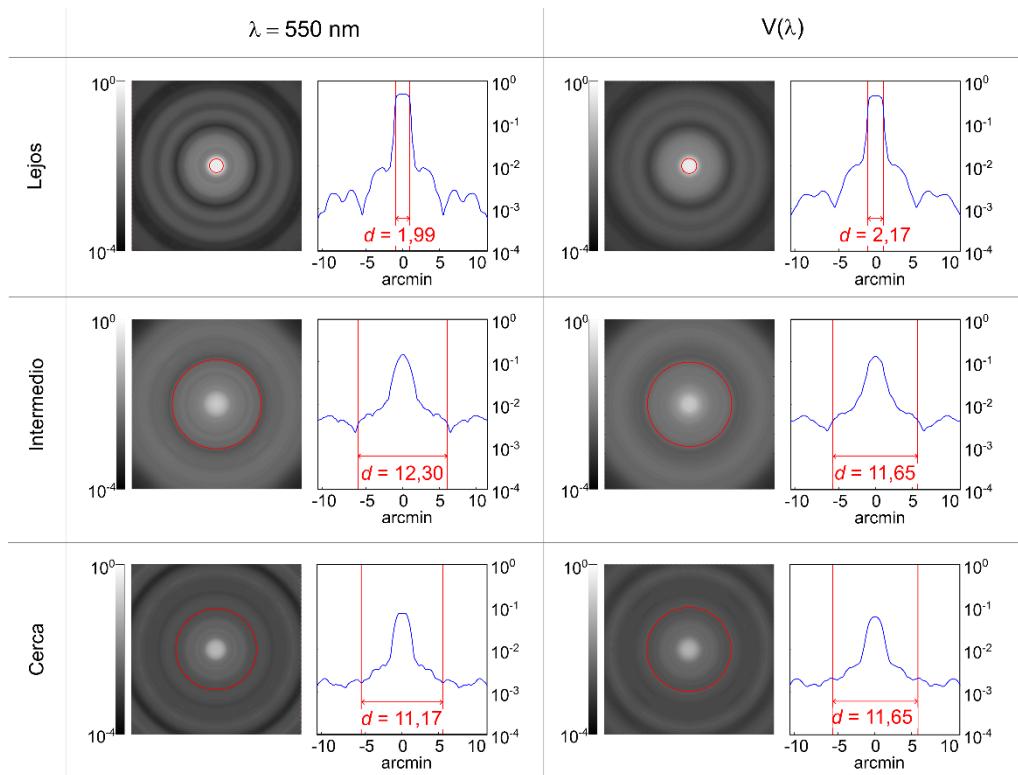


Figura 3.15: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 6,00 mm en el perfil stepwise.

3.4. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa

El objetivo fue evaluar el rendimiento visual del diseño Devil LIOM en pacientes reales utilizando el Simulador Visual de Óptica Adaptativa Visual (VAO, Voptica SL, Murcia, España) [Voptica, n.d.].

3.4.1. Metodología

La muestra estaba formada por pacientes sanos, sin antecedentes de cirugía refractiva, y que no tomasen medicación que afectaran la visión o el globo ocular, que tuviesen entre 18 y 40 años de edad y un astigmatismo menor o igual a 0,75 D. Se eligió para la evaluación el ojo con la mejor AV corregida.

Para el examen visual, se administraron dos gotas de solución ciclopléjica (clorhidrato de ciclopentolato, 10 mg/ml) en ambos ojos. El examen se inició con tres medidas de refracción objetiva, utilizando el sensor Hartmann-Shack del instrumento VAO. La media de estas tres medidas se utilizó como punto de partida para la refracción subjetiva. El protocolo para obtener la refracción subjetiva siguió los estándares definidos (miopización inicial, refinamiento de la esfera en pasos de $\pm 0,25$ D y uso de cilindros cruzados de Jackson para afinar la potencia y el eje del astigmatismo) [Hervella et al., 2019]. El optotipo utilizado para obtener la refracción subjetiva y posteriormente la curva de desenfoque de AV fue un optotipo de E de Snellen con 5 letras por línea, con 4 orientaciones aleatorias, y pasos de 0,10 logMAR entre líneas. Este optotipo se presentó al ojo examinado por medio de la micropantalla, con una luminancia fotónica media de 80 cd/m^2 .

Para llevar a cabo la evaluación del rendimiento visual con el simulador VAO, se generó el perfil de Devil MIOL *stepwise* con adición de +3,00 D. Se generó un perfil con menor adición que el diseño original, para que, de esta forma, las adiciones evaluadas con el simulador coincidiesen con las adiciones obtenidas en la evaluación con el ojo modelo de Liou-Brennan, y así, poder comparar las curvas de desenfoque con las curvas de AV calculada (Figura 3.9). Teniendo en cuenta que la adición de las lentes difractivas está relacionada con la anchura de los anillos difractivos, para generar el nuevo perfil, cada intervalo $[p_l, q_l]$ o $[q_l, p_l]$ del diseño fue mayor al que presentaba la lente de adición +3,50 D. Por ello, para una pupila de 4,50 mm (línea punteada roja de la Figura 3.16), la zona del perfil difractivo simulado no es exactamente la misma, en el perfil de adición +3,00 D la zona plana que se utiliza es menor que en el perfil de adición +3,50 D.

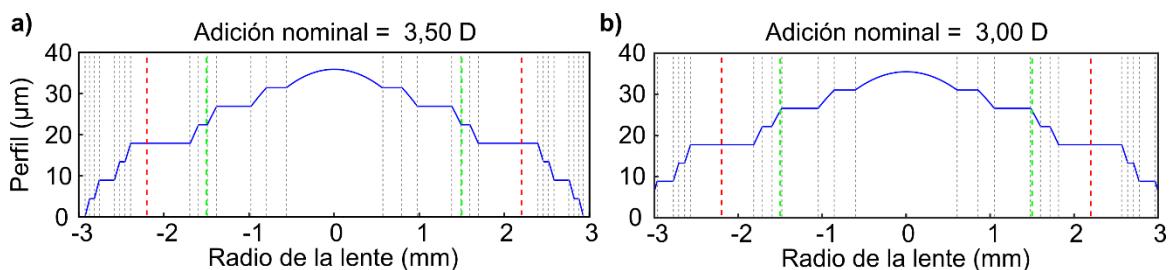


Figura 3.16: Perfil difractivo de Devil LIOM *stepwise* para adición nominal de: a) 3,50 D y b) 3,00 D. Las líneas grises discontinuas marcan los pasos de la “escalera del diablo”. Las líneas rojas y verdes discontinuas representan la apertura para pupilas de 4,50 mm y 3,00 mm.

La evaluación del rendimiento visual se realizó a través de la curva de desenfoque de AV con un diámetro pupilar de 4,50 mm fijado por el instrumento. El optotipo de E de Snellen se colocó virtualmente dentro de un rango de vergencias de -0,50 D a +3,50 D, con incrementos de 0,50 D. Se tomó como valor de AV la última línea de AV que pudo reconocerse correctamente y se descontaron los errores en la identificación de letras (a cada letra se le asignó un valor de +0,02 logMAR) [Hervella et al., 2019].

El análisis estadístico se realizó con el software IBM SPSS Statistics para Windows (versión 28.0.1.1(14), IBM Corp., Chicago, IL, EE. UU.). Se realizó estadística descriptiva de la muestra, y se obtuvieron los valores de media \pm desviación estándar (DE) de AV para cada vergencia.

El estudio incluyó 25 ojos de 25 voluntarios (52 % de ojos derechos y 48 % de ojos izquierdos). El 68 % de los voluntarios eran mujeres y el 32 % eran hombres. Los estadísticos descriptivos de la muestra se presentan en la Tabla 3.5.

	Media \pm DE	Rango
Edad (años)	24 \pm 4	20 a 40
Equivalente esférico (M) (D)	-1,37 \pm 1,93	-2,25 a 0,88
Cilindro cruzado de Jackson con eje a 180 grados (J_0) (D)	0,08 \pm 0,13	-0,10 a 0,33
Cilindro cruzado de Jackson con eje a 45 grados (J_{45}) (D)	-0,06 \pm 0,12	-0,30 a 0,12
Mejor AV corregida de lejos (logMAR)	-0,09 \pm 0,07	-0,20 a 0,10

Tabla 3.5. Estadísticos descriptivos de los 25 pacientes que forman la muestra.

3.4.2. Resultados

En la Figura 3.17 se presentan las imágenes captadas por el ojo artificial del optotipo. En estas imágenes se puede apreciar la profundidad de foco descrita previamente entre el foco de visión intermedia y cercana.

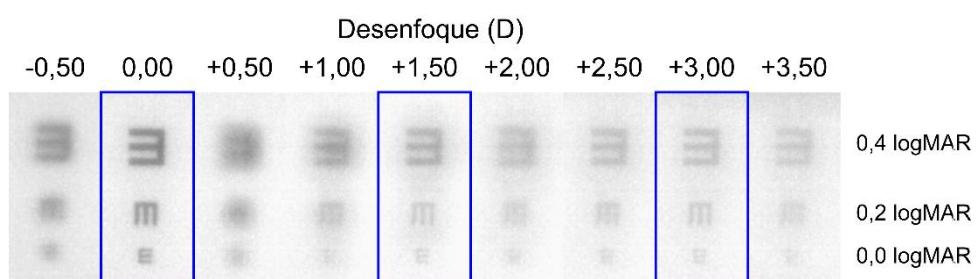


Figura 3.17. Imágenes del optotipo correspondiente a AV de 0,4 logMAR, 0,2 logMAR y 0,0 logMAR, obtenida con el sistema VAO para la pupila de 4,50 mm.

Los datos de AV media \pm DE para vergencias entre $-0,50$ D y $+3,50$ D al simular la Devil LIOM, se representan en la Figura 3.18. Los valores medios de AV alcanzados en los tres focos principales de visión fueron de $0,03 \pm 0,07$ logMAR para visión de lejos, $0,10 \pm 0,10$ logMAR para visión intermedia y $0,11 \pm 0,08$ logMAR para visión cercana.

Los resultados clínicos obtenidos se compararon con los obtenidos numéricamente en Zemax utilizando el modelo de ojo de Liou-Brennan (Figura 3.9). Se hace evidente que los resultados experimentales se alinean mejor con las predicciones numéricas, calculadas para un diámetro pupilar de 3,00 mm. Este hecho indica que, para una pupila de 4,50 mm para el perfil utilizado en la simulación experimental, la zona del perfil difractivo es ligeramente diferente a la del perfil de adición de $+3,50$ D. En este caso, la pupila abarcaría una menor zona plana de la lente, lo cual se puede relacionar con la Figura 3.7 en la que se evalúa la pupilodependencia de la lente. Además, tampoco podemos descartar que el tamaño de la pupila del simulador proyectado sobre el ojo sea ligeramente menor que la pupila física en el dispositivo.

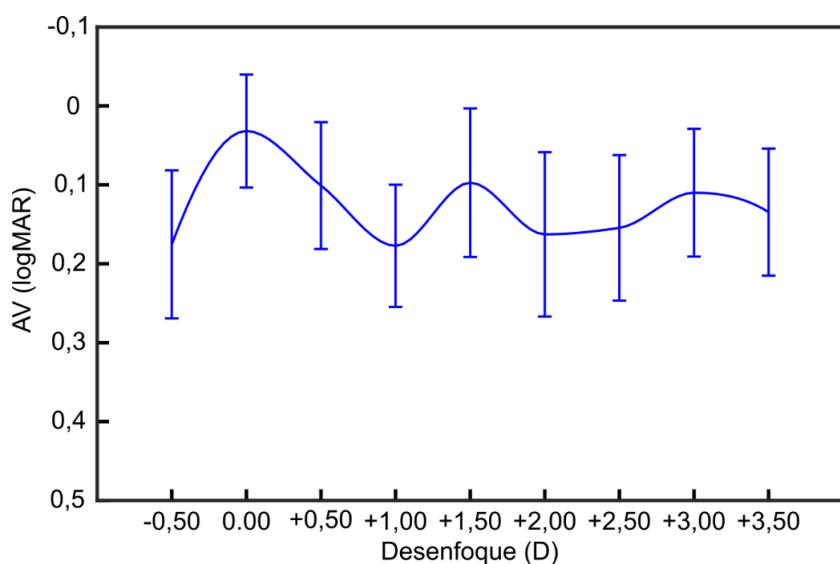


Figura 3.18: Media \pm desviación estándar (DE) de la curva de desenfoque de agudeza visual (AV) monocular de los resultados clínicos con Devil LIOM.

3.5. Caracterización de prototipos y evaluación del rendimiento óptico

Tras la fase de diseño y evaluación numérica y experimental, se encargó la fabricación de dos prototipos de la Devil MIOL, cada uno de ellos con un perfil difractivo.

Para llevar a cabo esta fabricación, los perfiles difractivos originales fueron recalcados para adaptarse a las propiedades ópticas del sistema de fabricación, concretamente, al uso de una resina fotosensible IP-S ($n = 1,515$) sobre un sustrato de vidrio ($n = 1,46$). De esta forma, los prototipos no tenían potencia base refractiva. Este ajuste implicó la modificación de las alturas de los escalones o dientes, con el fin de mantener la eficiencia difractiva del diseño original. Los perfiles generados siguiendo estas especificaciones se presentan en la Figura 3.19. A partir de los datos sagitales de los perfiles, se generaron modelos tridimensionales que posteriormente fueron utilizados por el software para la fabricación.

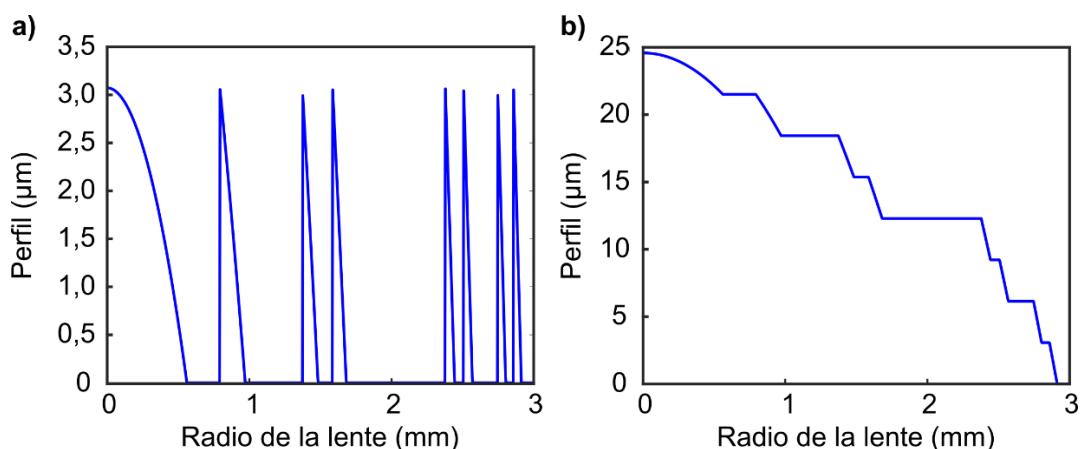


Figura 3.19: Perfiles radiales teóricos de los prototipos: a) perfil kinoform. Y b) perfil stepwise.

3.5.1. Caracterización de los prototipos fabricados

Los prototipos se fabricaron con la técnica descrita en el apartado 2.4 del Capítulo 2, y se obtuvieron las lentes que se muestran en la Figura 3.20. Cabe destacar que, para llevar a cabo la fabricación de estos primeros prototipos, el instrumento genera una red cuadrada que sirve como soporte para su fabricación. Esta es visible en las imágenes de microscopio, especialmente en el perfil *stepwise* (Figura 3.20 b)).

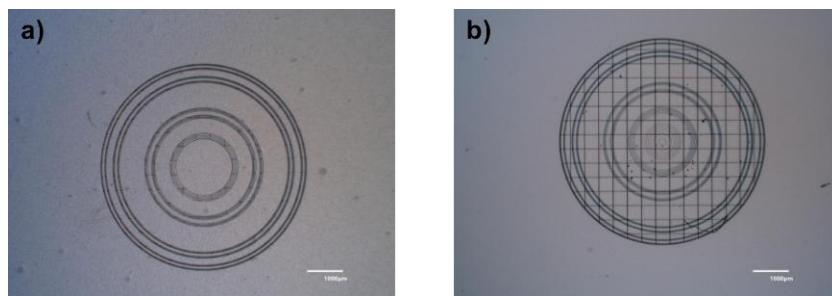


Figura 3.20: Imágenes de microscopio de: a) Prototipo de Devil LIOM *kinoform* y b) Prototipo de Devil LIOM *stepwise*.

Una vez fabricados los prototipos, se llevó a cabo la caracterización topográfica de las superficies, utilizando el perfilómetro óptico Plu2300. En el perfil topográfico de la lente *kinoform* (Figura 3.21), se observa que en comparación con el perfil de la Figura 3.19, la altura de cada diente, a pesar de ser constante, es mayor a la esperada. Se aprecia que cada diente esté fabricado sobre una base de alrededor de $2 \mu\text{m}$ (línea punteada azul de la Figura 3.21). Adicionalmente, se puede apreciar los errores en la fabricación. Uno de ellos debido a la sensibilidad de la técnica utilizada, ya que las pendientes de los dientes no son suaves. También se observa que la zona central no se ha fabricado. En las medidas experimentales se ha demostrado que esta zona central es crucial en la formación de los focos difractivos, por tanto, este prototipo no es válido. En cuanto a la posición de los dientes, coinciden con las posiciones teóricas. El diámetro del anillo difractivo más

externo medido experimentalmente es de 5,85 mm (teóricamente este valor es de 5,83 mm).

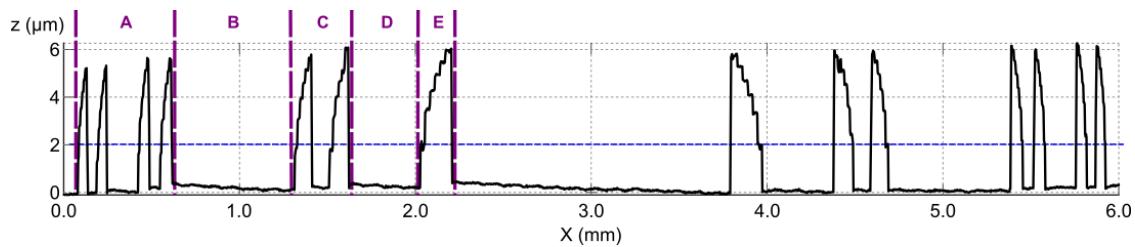


Figura 3.21: Perfil experimental del prototipo Devil LIOM *kinoform*.

En la Figura 3.22 se muestra el perfil topográfico del prototipo escalonado. A pesar de que la medida es muy ruidosa, es posible extraer algunas conclusiones sobre las características de fabricación. Si se observa el diámetro del anillo difractivo más externo, coindice con la obtenida experimentalmente con el perfil *kinoform*, y por tanto con las dimensiones teóricas. Prestando atención a la parte izquierda del perfil (menos ruidosa) se identifica el aumento de la sagita de forma escalonada, con cuatro escalones juntos (zona A), seguido de una zona plana (zona B), dos escalones más (zona C) y de nuevo, zona plana (zona D). En cuanto al primer escalón, empezando por la periferia, se aprecia que tiene una altura mayor que el resto. Este efecto puede relacionarse con el observado en el perfil *kinoform*, en el que cada diente tiene una “base” de aproximadamente 2 μm .

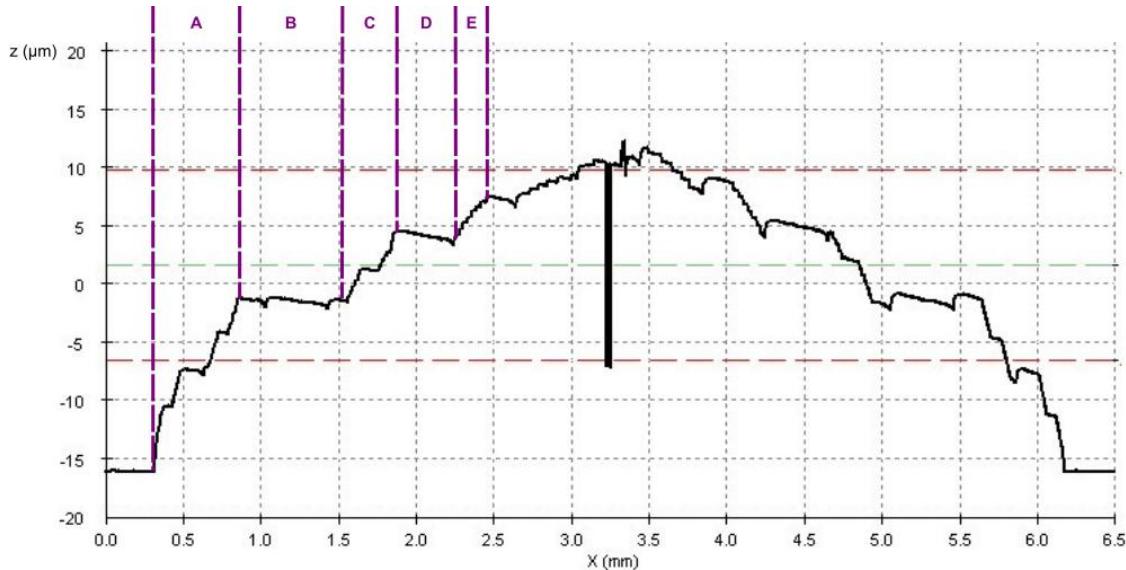


Figura 3.22: Perfil experimental del prototipo Devil LIOM *stepwise*.

3.5.2. Evaluación de rendimiento óptico de los prototipos

Se realizó la evaluación experimental utilizando el banco óptico descrito en el apartado 2.5 del Capítulo 2. En los que se obtuvieron resultados tanto de formación de imágenes como de rendimiento óptico. Esta evaluación solo se llevó a cabo con el perfil *stepwise*, debido a que con el perfil *kinoform*, al carecer de curvatura en la zona central, no se obtuvo un perfil trifocal en las evaluaciones de rendimiento óptico.

En la Figura 3.23, se muestra la PSF del foco de lejos obtenida con luz monocromática ($\lambda=550$ nm) para pupila de 3,00 mm y pupila de 4,50 mm. Como se puede observar, la red que sirve como soporte para la fabricación produce difracción, lo que genera que la PSF aparezca repetida tanto en el eje vertical como horizontal, alrededor de la PSF central. Este efecto también se puede apreciar en las imágenes del Test USAF para ambas pupilas en los tres focos principales de visión. Donde se ve la imagen doble del test. Estas capturas se realizaron con luz blanca (LED blanco frío) y se muestran en la

Figura 3.24. Nótese, que las imágenes de ambas figuras están saturadas intencionadamente, para facilitar la apreciación de este efecto.

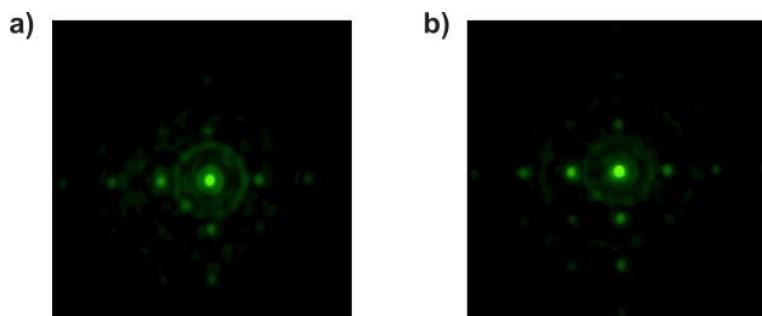


Figura 3.23: PSF del prototipo Devil LIOM stepwise para: a) pupila de 3,00 mm y b) pupila de 4,50 mm.

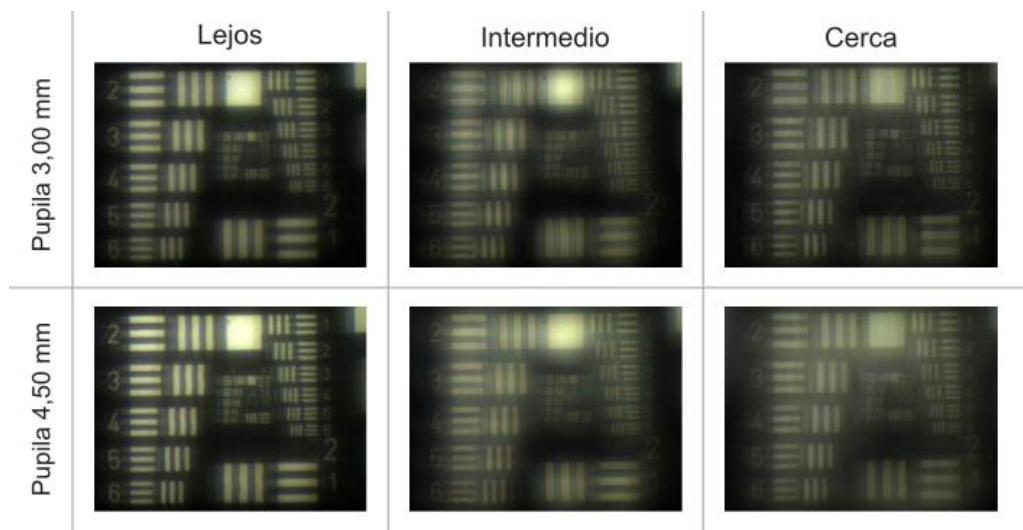


Figura 3.24: Imágenes del Test USAF en los focos principales del prototipo Devil LIOM stepwise para: a) pupila de 3,00 mm y b) pupila de 4,50 mm.

En la Figura 3.25 se muestran los resultados de TF-MTF a 50 ciclos/mm del prototipo para $\lambda=550$ nm. La curva TF-MTF experimental muestra una buena concordancia con la curva obtenida mediante simulación numérica (véase Figura 3.4). Aunque los valores experimentales de MTF son inferiores a los calculados numéricamente, se observa claramente el comportamiento trifocal del prototipo, con el foco de visión intermedia en + 1,75 D y el foco de visión cercana situado en aproximadamente + 3,60 D.

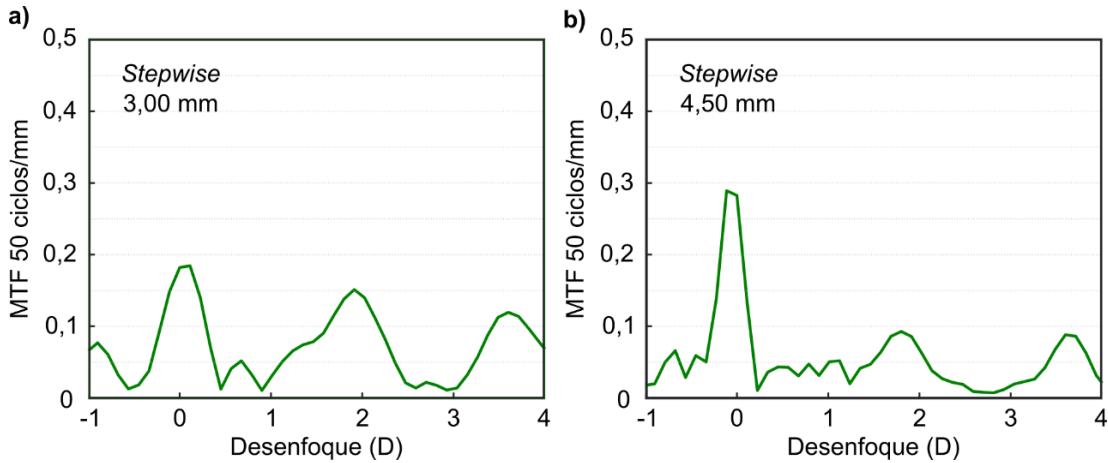


Figura 3.25: TF-MTF a 50 ciclos/mm para $\lambda = 550$ nm, considerando pupilas de 3,00 mm (a) y 4,5mm (b), del prototipo Devil LIOM stepwise.

En la Figura 3.26 se muestran las curvas de MTFa en función del desenfoque para el prototipo, considerando tres longitudes de onda ($\lambda = 450$ nm, 550 nm y 650 nm). La curva de MTFa para la longitud de onda de diseño, se observa el perfil trifocal esperado, a pesar de presentar valores menores a los obtenidos en las predicciones numéricas. En cuanto a la evaluación con longitud de onda azul y roja, el comportamiento difiere del obtenido en la evaluación numérica, este efecto está relacionado con que material utilizado en este prototipo es diferente al utilizado en las simulaciones.

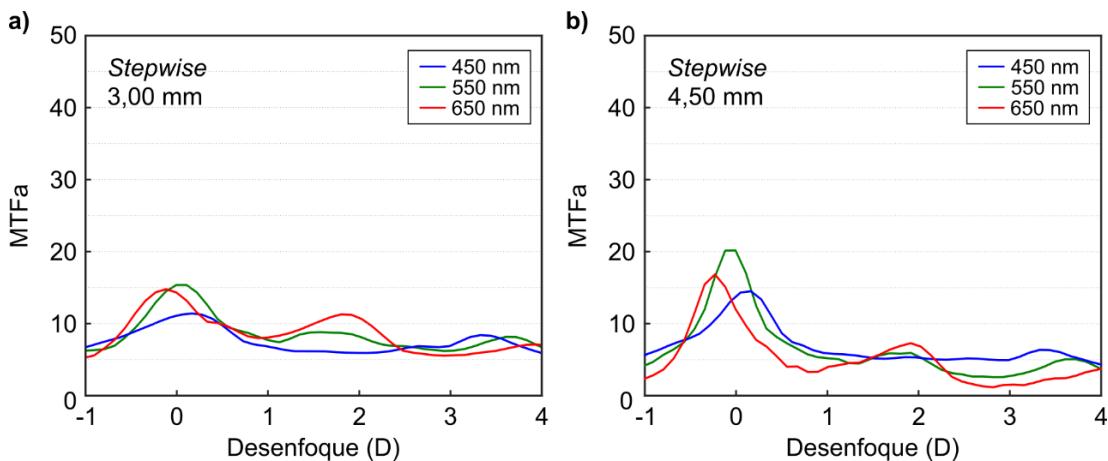


Figura 3.26: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, para tres longitudes de onda, considerando pupilas 3,00 mm (a) y 4,50 mm (b), del prototipo Devil LIOM stepwise.

Estos primeros prototipos presentan limitaciones en su fabricación que han afectado negativamente al rendimiento óptico. En primer lugar, los dispositivos no tienen potencia base. Además, la necesidad de utilizar una matriz de soporte durante el proceso de fabricación introduce un patrón de difracción de fondo (véase Figura 3.23). Por otro lado, el acabado superficial de los perfiles tampoco ha sido óptimo. En el caso específico del diseño *kinoform*, se ha detectado la ausencia de la zona central, lo que limita la capacidad de producir la multifocalidad del diseño. Estas deficiencias reflejan la necesidad de mejorar el proceso de fabricación en futuros prototipos.

3.6. Discusión

En este capítulo se han presentado y evaluado dos perfiles del diseño Devil LIOM, una lente difractiva trifocal basada en el conjunto fractal triádico de Cantor. A partir del análisis numérico, simulaciones ópticas y análisis experimental, se ha demostrado que ambos perfiles proporcionan un rendimiento óptico y visual prometedor, favoreciendo la visión a distancias intermedias respecto de cercanas.

Ambos perfiles difractivos, *kinoform* y *stepwise*, mostraron un comportamiento trifocal similar en la evaluación numérica (Figura 3.4 y 3.5). No obstante, el perfil *stepwise* presentó valores de MTF ligeramente superiores en los focos de visión lejana y cercana (Tablas 3.1 y 3.2). Al incrementar el diámetro pupilar de 3,00 mm a 4,50 mm, se observó una mejora en la MTFa del foco lejano, mientras que los focos intermedio y cercano mostraron una disminución de esta, reflejando la redistribución de energía con la apertura pupilar (Tablas 3.3 y 3.4).

Tras analizar las curvas de MTFa frente al desenfoque para longitudes de onda de $\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm (Figura 3.5), se evidenció que

en el foco de lejos la LCA es de origen refractivo, y su efecto es mayor en el perfil *stepwise* debido a la base refractiva que se induce al crear el perfil. En los focos de visión intermedia y cercana, la LCA disminuye debido al origen difractivo de estos planos focales.

La evaluación policromática con la función $V(\lambda)$ (Figura 3.6) demostró que el perfil escalonado tiene un rendimiento ligeramente superior al *kinoform* en todo el rango de vergencias. Esta métrica también confirmó que, en comparación con una lente monofocal, ambos perfiles generan una extensión del foco evidente a partir de 1,0 D de desenfoque. Con pupilas pequeñas, los focos intermedio y cercano aumentan su extensión de foco y su rendimiento óptico.

En la evaluación experimental en banco óptico del prototipo (Figuras 3.25 y 3.26), se confirmó que la lente es capaz de producir un perfil trifocal al iluminarlo con la longitud de diseño ya que se obtuvieron curvas de TF-MTF y MTFa vs. desenfoque trifocales, con valores mayores de MTF en lejos para pupila de 4,50 mm. El rendimiento óptico en los focos de visión intermedia y cercana, aumentaron al disminuir el diámetro pupilar. Sin embargo, las múltiples limitaciones del prototipo, produjeron una disminución en los valores de TF-MTF y MTFa respecto de las predicciones numéricas.

En cuanto a la formación de halos (Figuras 3.10 a 3.15), podemos confirmar que el perfil difractivo tiene un efecto directo en la formación de estos. En este diseño, para pupila de 3,00 mm el efecto del halo es ligeramente menor con el perfil *stepwise* en lejos y cerca. Al aumentar el diámetro pupilar, el efecto es ligeramente menor con el perfil *stepwise* en los tres focos principales.

Al incorporar el diseño en el modelo de ojo de Liou-Brennan (Figura 3.8), se evidenció un incremento en la LCA, atribuible a la aberración

cromática de la córnea del ojo modelo. Este valor se encuentra dentro del rango promedio reportado en ojos fáquicos [Vinas et al., 2015]. Respecto a la curva de desenfoque monocromática, el análisis mostró que el diseño produce tres focos bien definidos en 0 D, +1,4 D y +2,8 D. La potencia de adición fue ligeramente inferior a la adición nominal. Estos resultados concuerdan con estudios clínicos previos en los que se evaluó la adición tras la implantación de la LIOM Bi-Flex MY (Medicontur) con una potencia de adición de cerca de +3,50 D [Law et al., 2021].

A partir de las curvas de desenfoque de agudeza visual calculada con ambos perfiles (Figura 3.9), se alcanzan valores de AV mejores a 0,2 logMAR en todo el rango de desenfoque. Según el consenso de lente EDoF de la *American Academy of Ophthalmology*, estas lentes deben extender al menos 0,50 D más el rango de foco respecto a una lente monofocal para una AV de 0,2 logMAR [MacRae et al., 2017]. En condiciones de visión fotópica, la Devil LIOM cumple con este criterio, proporcionando un rango de foco extendido sin comprometer la visión lejana.

Finalmente, la evaluación preclínica realizada con el simulador de óptica adaptativa VAO en una muestra de 25 sujetos jóvenes (Figura 3.18) confirmó los valores de AV calculados. Los participantes alcanzaron una AV media superior a 0,2 logMAR en todas las distancias evaluadas y mostraron un rendimiento visual superior en el foco de visión intermedia respecto al de visión cercana. Aunque se utilizaron los valores medios para confirmar los valores calculados, es importante considerar la variabilidad intra e intersujeto asociada a las medidas experimentales de AV.

El diseño y parte de los resultados presentados en este capítulo de tesis han sido publicados previamente. El diseño y la evaluación del rendimiento óptico en Zemax, utilizando el modelo de ojo de Liou-Brennan, se publicó en la revista *Biomedical Optics Express* [Furlan et al., 2023]. La evaluación del

rendimiento visual del diseño Devil LIOM en pacientes reales, utilizando el instrumento VAO, se publicó en la revista *Journal of Optometry* [Martínez-Espert, Montagud-Martínez, et al., 2024].

Capítulo 4: Diseño y evaluación de Silver LIOM

4.1. Introducción

Como se ha comentado a lo largo de esta tesis, dentro de las LIOMs, los diseños EDoF están ganando gran popularidad, ya que están diseñados para mejorar la visión intermedia sin comprometer de forma significativa la visión a distancia lejana.

En este contexto, se propone un nuevo diseño de LIOM basado en la secuencia Silver Mean [Maciá, 2006], con la que es posible obtener un diseño EDoF. Esta secuencia aperiódica fue utilizada previamente para diseñar lentes difractivas [Garmendía-Martínez et al., 2023] que se aplicaron como pinzas ópticas [Muñoz-Pérez et al., 2024].

En este capítulo, se proponen dos perfiles difractivos para el mismo diseño y la evaluación, tanto numérica como experimental, de rendimiento óptico, así como la evaluación del rendimiento visual.

4.2. Diseño de Silver LIOM

El diseño Silver LIOM se basa en la secuencia de la lente difractiva Silver Mean [Garmendía-Martínez et al., 2023]. Esta lente se genera a partir de dos elementos semilla $S0 = \{B\}$ y $S1 = \{A\}$, mientras que los elementos consecutivos de la secuencia de orden $n \geq 2$ se construyen aplicando la regla de concatenación $Sn = \{Sn - 1\ Sn - 1\ Sn - 2\}$. De esta forma, $S2 = \{AAB\}$, $S3 = \{AABAABA\}$, $S4 = \{AABAABAAABAABAAAB\}$, etc.

Para diseñar una lente *kinoform* Silver Mean, de orden $S = 4$, se define la distribución de fase, $\varphi(r^2/b^2)$, en la coordenada radial cuadrática normalizada, donde r es la coordenada radial y b es el radio de la zona óptica

de la lente a la que se aplica el perfil difractivo (como se describió en capítulos anteriores). En primer lugar, el intervalo $[0,1]$ se divide en 17 subintervalos del mismo tamaño, que corresponden al número total de elementos A y B para $S = 4$ (Figura 4.1). Posteriormente, dentro de cada par de subintervalos $\{AB\}$, la fase de la lente, $\varphi(r^2/b^2)$, se define con una variación lineal que va desde $\varphi(r^2/b^2) = 0 \text{ rad}$ a $\varphi(r^2/b^2) = 2\pi \text{ rad}$, y, en el resto de subintervalos, la fase se define como $\varphi(r^2/b^2) = 0 \text{ rad}$. De esta forma, se obtiene el perfil de la lente Silver *kinoform* que se representa en la Figura 4.1 con línea negra.

En trabajos previos, se ha demostrado que bajo iluminación monocromática esta lente (con altura en fase de 2π radianes) se comporta como una lente que produce cuatro focos quasi-equienergéticos en el orden $m = +1$ de difracción [Garmendia-Martínez et al., 2023; Muñoz-Pérez et al., 2024].

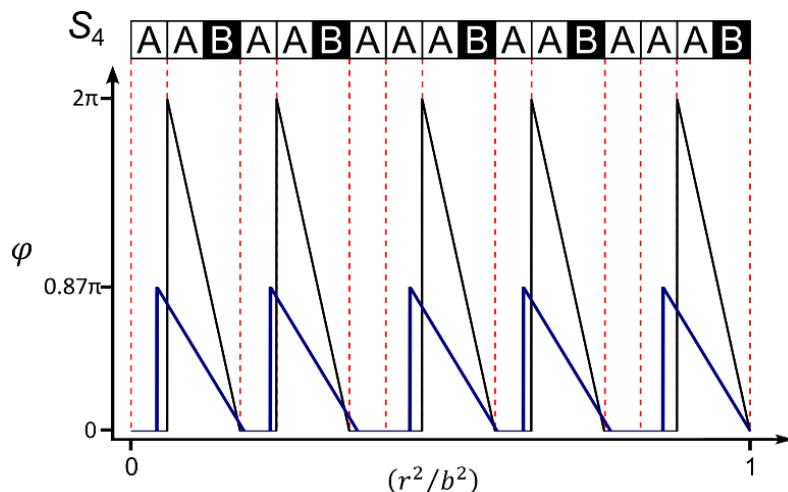


Figura 4.1: Perfil de fase de la lente *kinoform* Silver Mean de orden $S = 4$ (línea negra) representada en la coordenada radial cuadrática normalizada, y perfil de fase de la lente con variaciones (línea azul).

Al igual que con otros diseños de LIOMs, el orden de difracción $m = 0$ de la estructura difractiva se aprovecha para generar el foco de lejos, al superponerlo sobre una base refractiva. En este diseño, y con el fin de alcanzar el objetivo de obtener una lente EDoF, se realizaron dos modificaciones sobre

el perfil difractivo descrito anteriormente. Por una parte, se ajustó la altura de los dientes para distribuir la energía de manera más eficiente entre los órdenes $m = 0$ y $m = +1$, lo que dio como resultado saltos de fase de $0,87\pi$. Por otra parte, se modificó la anchura de los dientes y su posición relativa de la zona difractiva (r^2/b^2) obteniéndose el perfil presentado en la Figura 4.1 (línea azul).

Se comprobó que distribuir la energía entre los 4 focos del orden $m = +1$, del diseño original, no era eficiente, ya que, al igual que ocurría con la lente Devil LIOM (Sección 3.2) el volumen focal generado por el factor de fase cuadrático de la lente esférica, modula la irradiancia de los cuatro focos del orden $m = +1$. Lo que produce que la intensidad en los cuatro focos difractivos deje de ser equienergética (como lo es para la versión de una lente Silver Mean puramente difractiva) y caiga de forma no lineal partir de su máximo en el orden $m = 0$ [Stamnes, 2017]. Se comprobó que la eficiencia total del foco de lejos y del primer foco del orden $m = +1$ aún podrían mejorarse aprovechando una propiedad que admiten los diseños de estructuras aperiódicas: la introducción de un parámetro denominado lacunaridad [Monsoriu et al., 2004]. La lacunaridad controla el ancho de los dientes difractivos, influyendo así en la posición relativa de los dientes dentro del intervalo (r^2/b^2). En este caso, la lacunaridad en la lente *kinoform* Silver Mean se demostró que puede variarse multiplicando el ancho de cada diente por un factor α ; de esta manera se puede ajustar la intensidad relativa de los focos dentro del mismo orden de difracción. Para determinar el valor óptimo de α en el que el primer foco del orden $m = +1$ y el orden $m = 0$, se calcularon irradiancias axiales para diferentes valores de α , en un rango de 0,4 a 1,4.

En la Figura 4.2 se muestran los valores de irradiancia axial normalizadas obtenidos para este rango de valores de α . De acuerdo con esta

representación, se seleccionó el factor $\alpha = 1,2$, ya que, como se puede observar en la figura, para este valor (línea punteada azul), El primer foco del orden $m = + 1$ de difracción y el foco del orden $m = 0$ presentan una relación de intensidades con la que se consigue una lente bifocal de baja adición en condiciones fotópicas. De este modo se consiguió que ambos focos sean equilibrados, sin comprometer ninguno de ellos, reforzando el foco de lejos para pupilas más grandes en condiciones mesópicas.

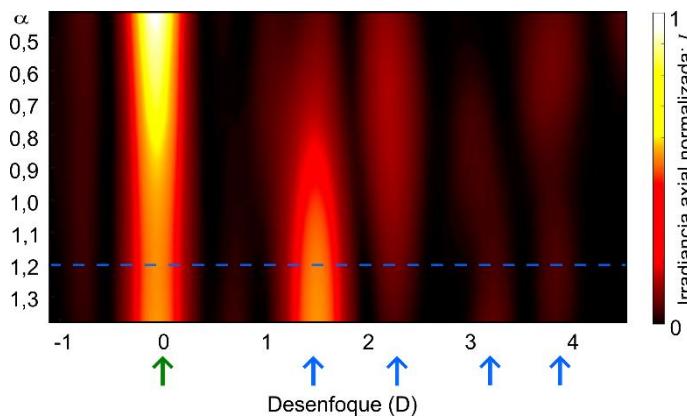


Figura 4.2: Irradiancia axial para una pupila de 3,00 mm con diferentes valores de α . La línea azul discontinua indica el factor seleccionado para nuestros diseños: $\alpha = 1,2$. Las flechas azules indican las posiciones de los cuatro focos de la lente kinoform Silver Mean correspondientes al orden $m = +1$; la flecha verde indica el foco del orden $m = 0$.

Para conseguir aumentar el rendimiento del foco lejano (orden $m = 0$) en condiciones mesópicas y definir la adición de la lente, se ajustó el perfil difractivo (Figura 4.1) dentro de la zona óptica. De este modo el primer foco del orden $m = +1$ de difracción debía proporcionar una adición baja ($\leq 1,5$ D) y además la zona periférica refractiva contribuiría a la formación del foco de lejos en condiciones mesópicas. La zona óptica en la que se definió el perfil de la Figura 4.1 fue de 3,70 mm. Así, el primer foco del primer orden de difracción se ubica en 1,45 D.

En resumen, el perfil difractivo que se muestra en la Figura 4.3 mantiene el mismo número de dientes que la lente *kinoform* Silver Mean original dentro

de un intervalo dado, pero su altura y ancho se han ajustado para lograr la distribución de energía deseada entre los focos lejano e intermedio.

Al igual que con el diseño Devil LIOM, con la misma distribución, es posible generar dos perfiles difractivos que aportan el mismo valor de adición. Estos perfiles son el perfil *kinoform* original y el perfil *stepwise* (Figura 4.3). En este último, la fase aumenta desde la periferia hacia el centro por un factor constante de 2π radianes en cada zona de fase constante. Los perfiles difractivos mostrados en la Figura 4.3 se superponen a una lente monofocal de potencia de + 20 D, $n = 1,46$ y un diámetro de zona óptica de 6,00 mm.

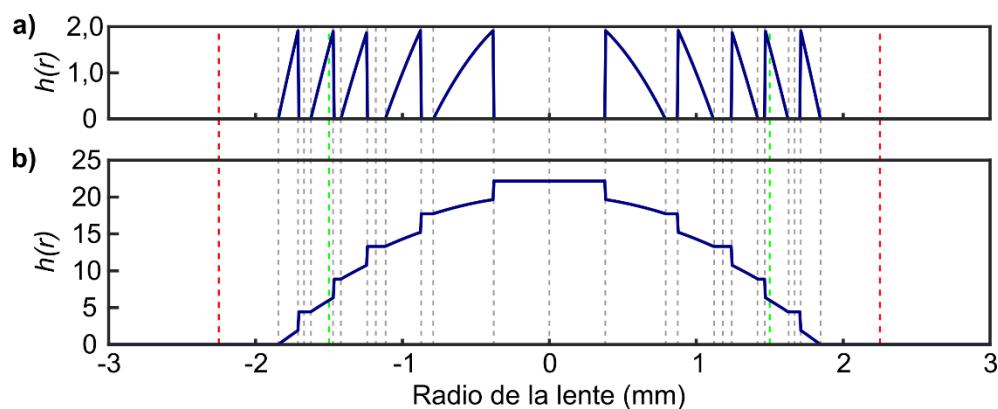


Figura 4.3: Perfiles difractivos del diseño Silver LIOM. Las líneas grises discontinuas marcan los pasos de la secuencia Silver Mean. Las líneas rojas y verdes discontinuas representan la apertura para pupilas de 4,50 mm y 3,00 mm.

En la Figura 4.4 se muestran las distribuciones de Irradiancia axial, normalizada a la monofocal de referencia, al sumarle la potencia de la lente base ideal (+20D) para pupila de 3,00 mm y 4,50 mm, y longitudes de onda de: $\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm.

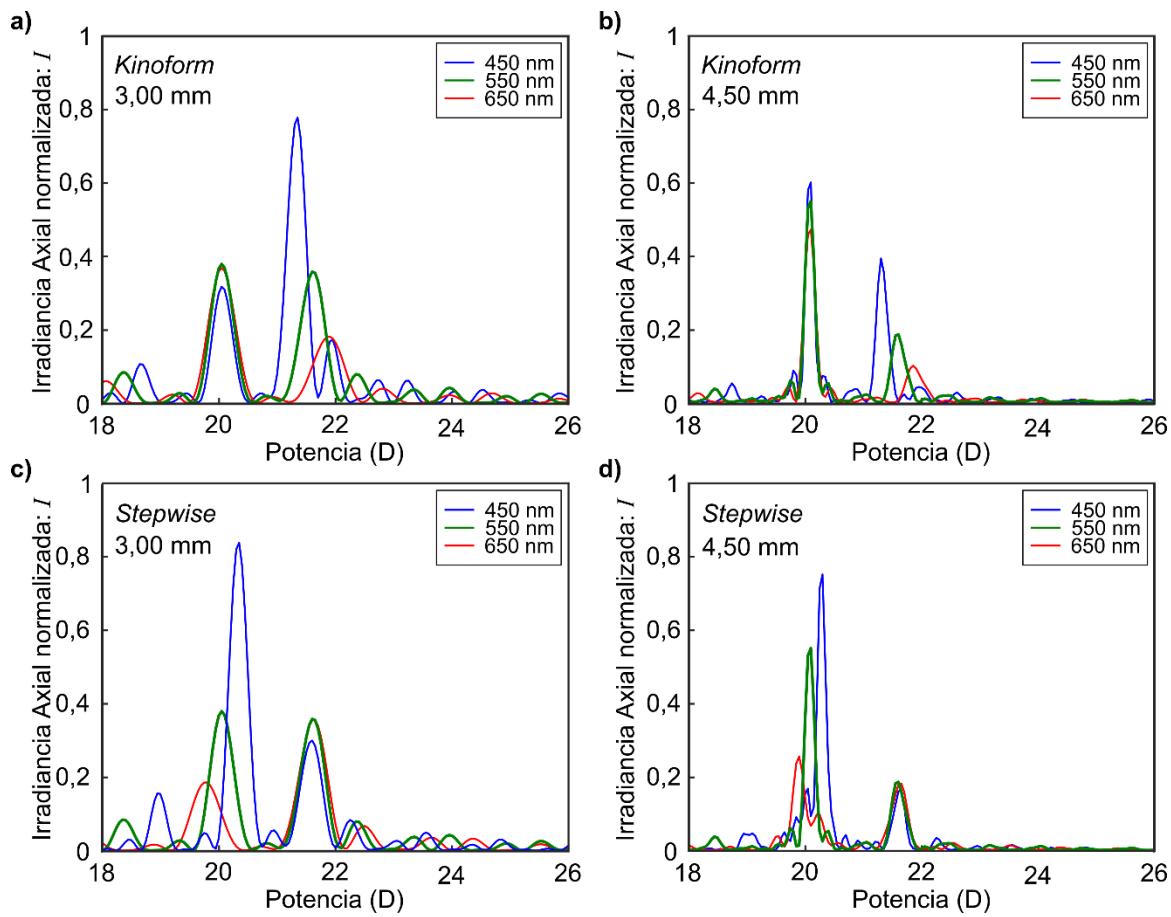


Figura 4.4: Irradiancia axial normalizada respecto a la monofocal de referencia para los perfiles kinoform y stepwise, considerando tres longitudes de onda y pupilas de 3,00 mm y 4,50 mm.

Teniendo en cuenta únicamente la irradiancia axial obtenida para la longitud de onda de diseño ($\lambda = 550$ nm) con ambos perfiles (Figura 4.4), se observa un primer foco en 20 D, el cual se forma gracias al orden $m = 0$ de difracción y un segundo foco generado por el orden $m = +1$. Para ambos perfiles, al aumentar la pupila la irradiancia axial en el foco de visión lejana aumenta, mientras que la de visión intermedia disminuye. Este cambio se debe a que, al aumentar el diámetro pupilar, se utiliza la zona plana periférica del diseño, tal y como se puede observar en la Figura 4.4.

En cuanto al comportamiento de ambos perfiles, para diferentes longitudes de onda, en el orden $m = +1$, la longitud de onda de $\lambda = 450$ nm focaliza en vergencias más negativas que para $\lambda = 550$ nm, mientras que para

la longitud de onda de $\lambda=650$ nm focaliza en un plano más positivos que para $\lambda=550$ nm. Este efecto esta originado por el origen difractivo de la lente. Nótese que los valores máximos de irradiancia axial para rojo y azul en los puntos focales intermedio y lejano están intercambiados en el perfil *kinoform* y *stepwise*. Al igual que ocurría con en el perfil *stepwise* de la lente Devil LIOM, para las longitudes de onda azul y roja, el comportamiento en el orden $m = 0$ es diferente del que produce el perfil *kinoform*, ya que no coinciden en el mismo plano con el foco de la longitud de onda de diseño.

4.3. Resultados de la evaluación numérica de rendimiento óptico

4.3.1. Evaluación en modelo de banco óptico

Se realizó un análisis comparativo de los resultados obtenidos al incorporar ambos perfiles en la configuración de banco óptico. Los valores de TF-MTF se calcularon para la longitud de onda de $\lambda=550$ nm y diámetros de pupilares de 3,00 mm y 4,50 mm, considerando el rango de vergencias entre $-1,00$ D y $+3,00$ D. En la Figura 4.5 se presentan los resultados para una frecuencia de 50 ciclos/mm para ambos perfiles. Como se puede observar, ambos muestran un comportamiento similar. En el foco lejano, la lente *kinoform* logra valores ligeramente más altos que el diseño *stepwise* en pupila de 4,50 mm, mientras que se observa el efecto contrario en el foco de visión intermedia. En las Tablas 4.1 y 4.2 se muestran los valores de MTF a 50 ciclos/mm de los focos principales.

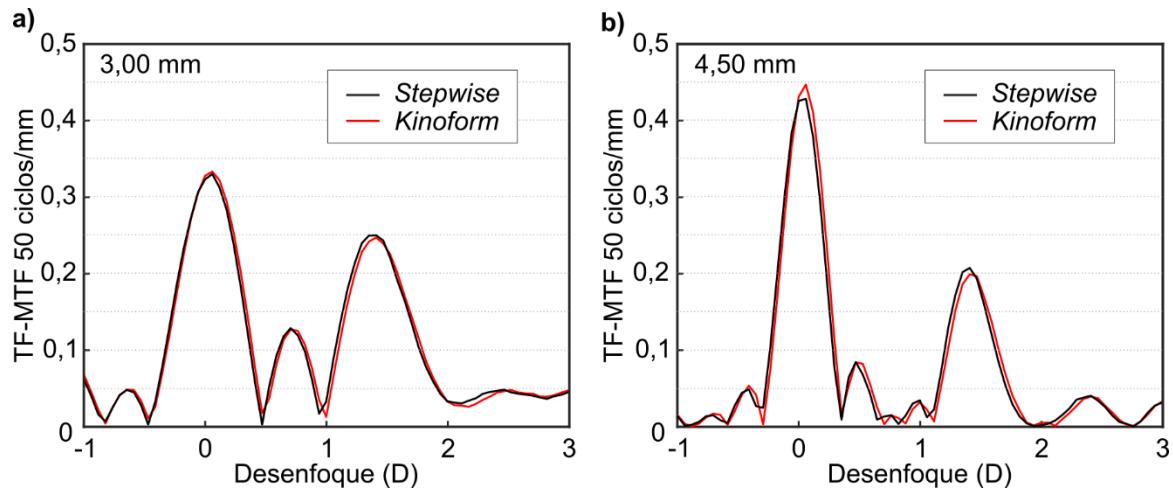


Figura 4.5: TF-MTF a 50 ciclos/mm para $\lambda=550$ nm, de los perfiles kinoform y stepwise considerando pupilas de: a) 3,00 mm y b) 4,50 mm.

	Lejos	Intermedio
Kinoform	0,33	0,25
Stepwise	0,33	0,25

Tabla 4.1: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro pupilar de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio
Kinoform	0,45	0,20
Stepwise	0,43	0,21

Tabla 4.2: Valores de MTF para 50 ciclos/mm, $\lambda=550$ nm y diámetro pupilar de 4,50 mm.

Se calcularon las curvas de MTFa vs. desenfoque, para frecuencias entre 0 ciclos/mm y 50 ciclos/mm, para luz monocromática ($\lambda=450$ nm, $\lambda=550$ nm y $\lambda=650$ nm) y para diámetros pupilares de 3,00 mm y 4,50 mm. Los resultados se muestran en la Figura 4.6, y los valores de MTFa para $\lambda=550$ nm en los focos principales se muestran en las Tablas 4.3 y 4.4.

Ambas lentes muestran una respuesta cromática característica de las lentes difractivas bifocales clásicas; en las que la LCA es positiva en el foco lejano y negativa en el foco intermedio, la magnitud de la LCA difiere entre los diseños. En el diseño *kinoform*, la aberración cromática es mayor en

magnitud en el foco intermedio que en el foco lejano con ambos diámetros pupilares. Por el contrario, en el caso del diseño *stepwise* (Figura 4.2 b) el valor más alto de LCA se observa en el foco lejano, para pupila de 3,00 mm. Al igual que ocurría con la Devil LIOM, en el caso del perfil *stepwise* el efecto de la LCA es mayor en el foco de visión de lejos en comparación con la lente *kinoform*, por influencia del perfil, como se ha comentado en apartados anteriores.

Para pupila pequeña, el rendimiento óptico de las tres longitudes de onda es menor que para pupila grande en el foco de visión lejana, mientras que para los focos de visión cercana e intermedia el rendimiento óptico es mayor que en pupila grande.

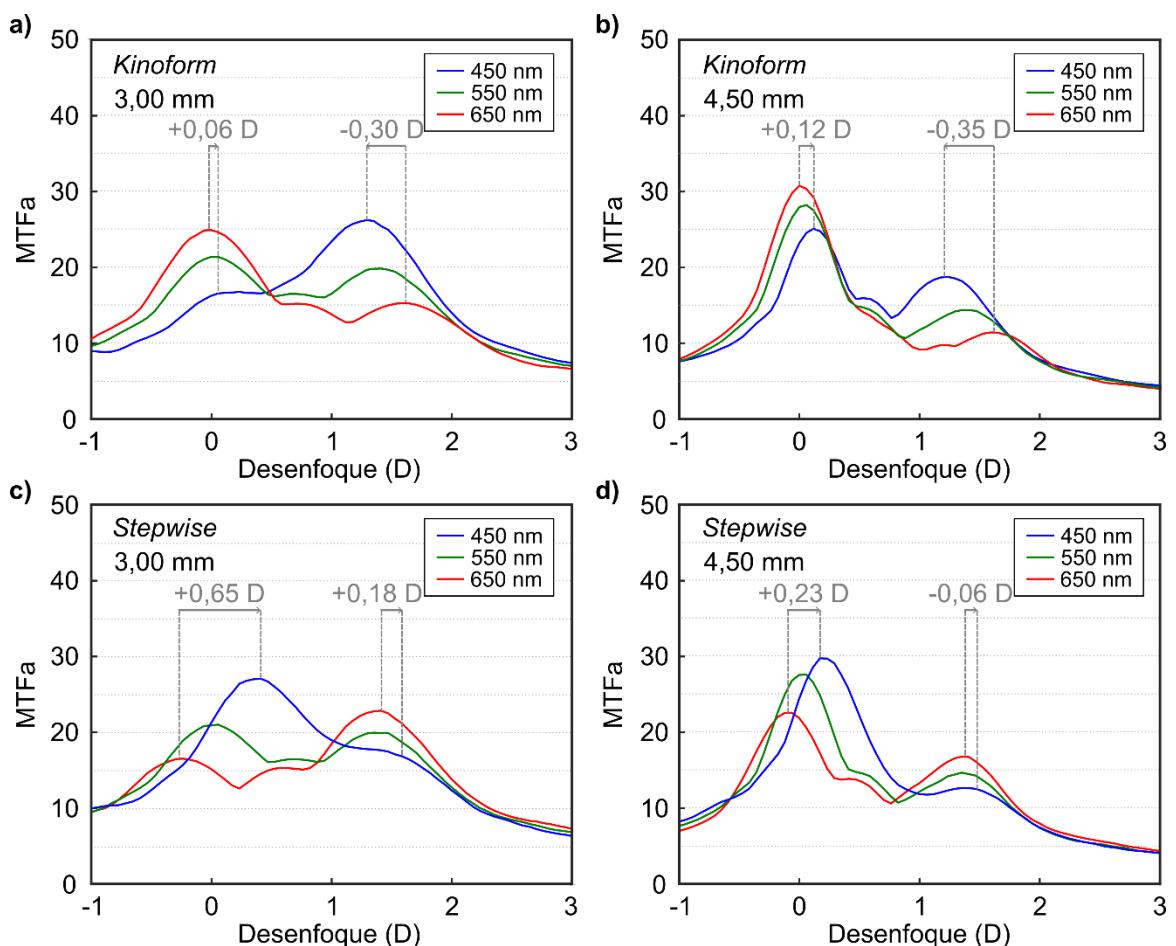


Figura 4.6: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm para los perfiles *kinoform* y *stepwise*, considerando tres longitudes de onda y pupilas de 3,00 mm y 4,50 mm.

	Lejos	Intermedio
<i>Kinoform</i>	21,4	19,9
<i>Stepwise</i>	21,0	20

Tabla 4.3: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm y $\lambda=550$ nm para diámetro pupilar de 3,00 mm.

	Lejos	Intermedio
<i>Kinoform</i>	28,2	14,4
<i>Stepwise</i>	27,6	14,7

Tabla 4.4: Valores de MTFa de 0 a 50 ciclos/mm y $\lambda=550$ nm para diámetro pupilar de 4,50 mm.

La respuesta policromática de ambos perfiles se muestra en la Figura 4.7, en comparación con los obtenidos para la lente monofocal. Para la pupila de 3,00 mm, la transición entre los máximos es suave, lo que indica una superposición entre los focos lejano e intermedio que produce globalmente un foco extendido. Por otro lado, para la pupila de 4,50 mm, el valor de MTFa en la vergencia de 0,00 D es mayor que el obtenido en el foco intermedio, favoreciendo la visión lejana en condiciones mesópicas. Esta variación en el rendimiento con el tamaño de la pupila se debe principalmente al hecho de que la zona difractiva de las lentes solo se extiende hasta un diámetro de 3,70 mm. Este efecto se puede ver con más detalle en la Figura 4.8, donde se han representado gráficamente las variaciones en MTFa para diferentes diámetros de pupila. Se puede ver que la MTFa policromática permanece casi constante hasta un diámetro de pupila equivalente al diámetro de la zona difractiva. A partir de este punto en adelante, a medida que aumenta el diámetro de la pupila, el valor de MTFa aumenta para el foco de visión lejana y disminuye para el foco de visión intermedia. Además, se observa que el diseño *stepwise* es ligeramente menos dependiente de la pupila que el diseño *kinoform*.

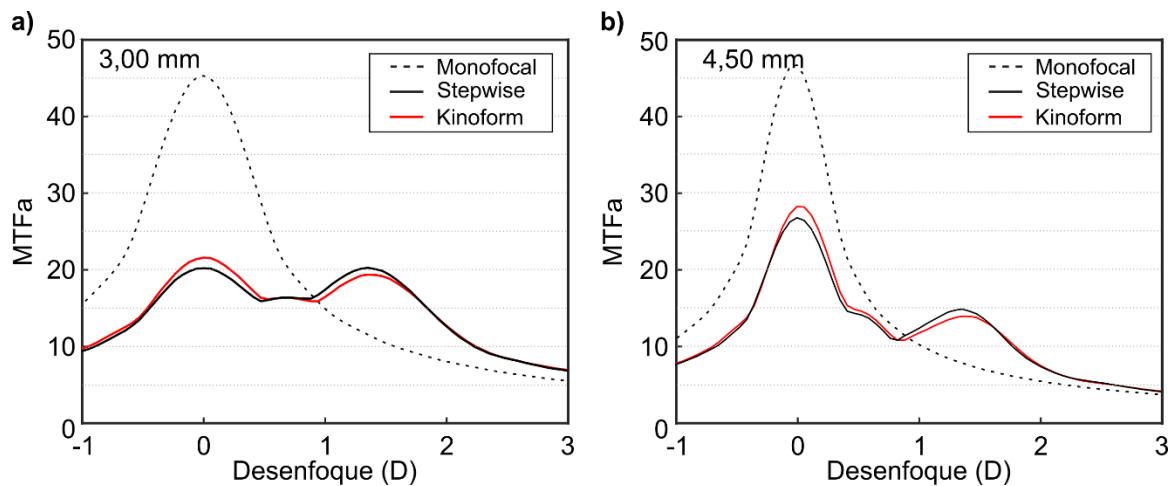


Figura 4.7: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm para luz policromática ($V(\lambda)$) de los perfiles kinoform, stepwise y lente monofocal, considerando pupilas de: a) 3,00 mm y b) 4,50 mm.

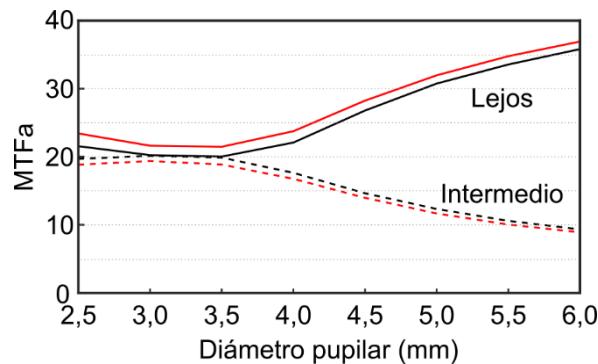


Figura 4.8: MTFa policromática para el foco de lejos (línea continua) y el foco intermedio (línea discontinua), obtenidos para pupilas entre 2,50 mm a 6,00 mm en los perfiles kinoform (línea roja) y stepwise (línea negra).

4.3.2. Evaluación en modelo de ojo de Liou-Brennan

Siguiendo la misma metodología que con los perfiles de Devil LIOM, se evaluó el rendimiento óptico de los perfiles difractivos de Silver LIOM en el ojo de Liou-Brennan. Posteriormente, se calculó la curva de desenfoque de AV calculada a partir de los valores de MTFa policromática siguiendo la Ec. 3.5.

En la Figura 4.9 se representa la MTFa a través de foco, monocromática y policromática ($V(\lambda)$). Al igual que con el diseño Devil LIOM, la adición del

foco de visión intermedia es inferior al valor nominal. En este caso, el foco de visión intermedia está en + 1,2 D. En cuanto al comportamiento para cada longitud de onda, es comparable al de la evaluación en banco óptico, sin embargo, al estar evaluada en un modelo de ojo realista, la LCA refractiva aumenta por el efecto de la LCA intrínseca del ojo. Este efecto, al igual que ocurría con la Devil MIOL, es mayor en el caso del perfil *stepwise*. Como consecuencia de la LCA, el valor de MTFa para luz policromática se reduce con respecto al valor de MTFa obtenido para la longitud de onda de diseño.

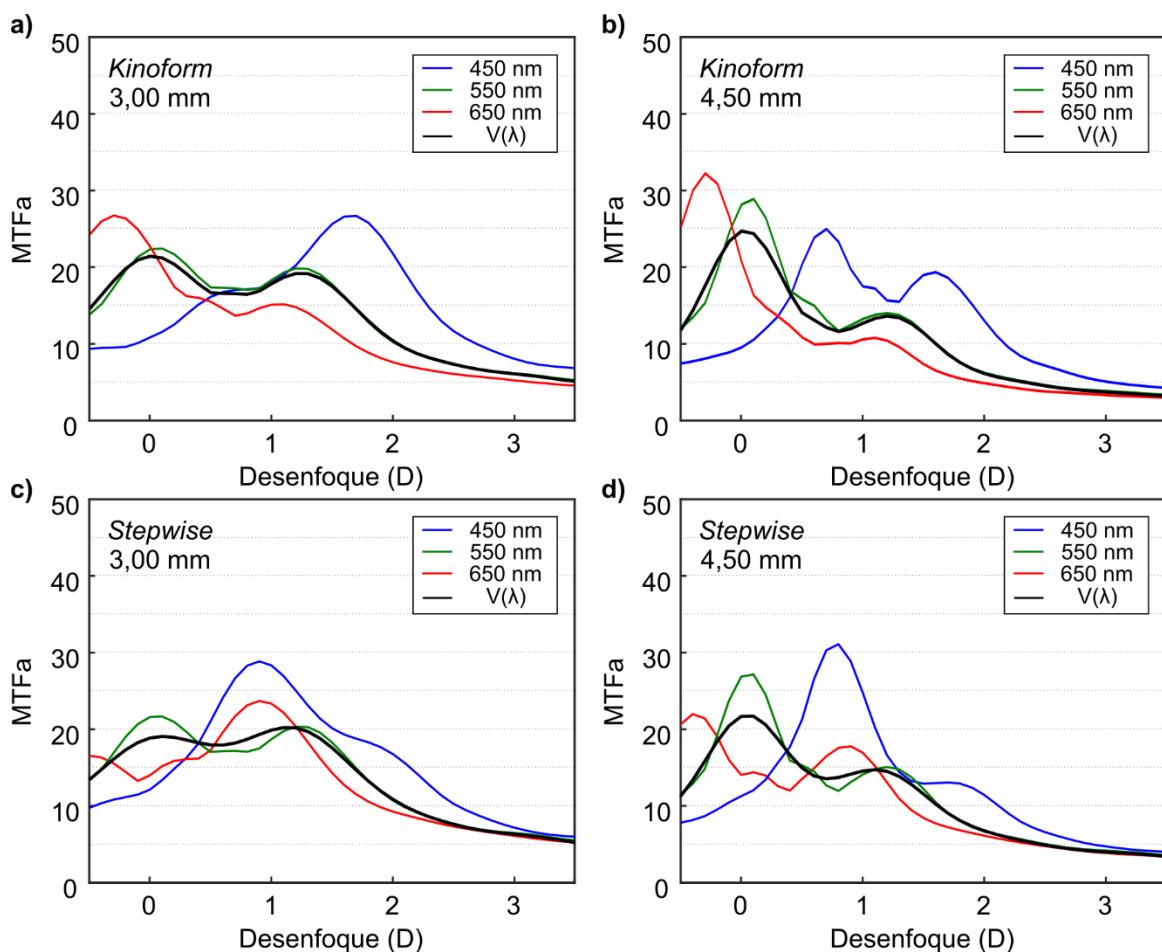


Figura 4.9: MTFa de 0 a 50 ciclos/mm, para tres longitudes de onda y luz policromática, considerando pupilas de 3,00 mm (a, c) y 4,50 mm (b, d).

Al igual que con las curvas de MTFa, en las curvas de AV calculadas (Figura 4.10) las variaciones de AV son menores para la pupila de 3,00 mm que para la de 4,50 mm en todo el rango de desenfoque. Con la pupila pequeña,

estos valores siempre se mantienen por encima de 0,1 logMAR entre los focos cercano e intermedio. La diferencia entre el perfil *kinoform* y *stepwise* es mínima en pupila de 3,00 mm. Para pupilas grandes, las AV son mejores que 0,2 logMAR entre los dos focos principales, cumpliendo así con el criterio de lente EDoF de la *American Academy of Ophthalmology* [MacRae et al., 2017]. Al igual que con el diseño Devil LIOM, para pupila grande, las diferencias entre el perfil *stepwise* y *kinoform* es mayor, obteniendo una mejor AV en el foco de visión intermedia con el perfil *stepwise* que con el perfil *kinoform*. Esto es debido al efecto de la LCA y del rendimiento óptico para las diferentes longitudes de onda.

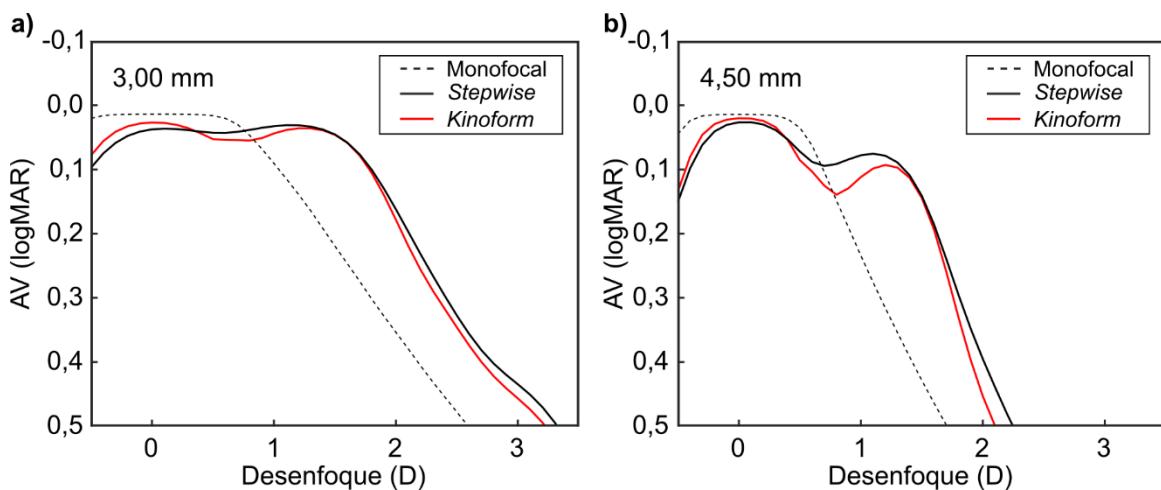


Figura 4.10: Curvas de desenfoque de AV calculadas a partir de los valores de MTFa policromáticos, utilizando la ecuación (3.5), para: a) pupila de 3,00 mm y b) pupila de 4,50 mm.

4.3.3. Evaluación de halos

En las figuras 4.11 a 4.16 se muestran los resultados de las imágenes simuladas para los tres diámetros de pupila y las dos condiciones de iluminación descritas. Los valores numéricos corresponden al diámetro que rodea el 50% de la intensidad en la retina (d) y al porcentaje de intensidad en un área de 2 minutos de arco de diámetro.

Al igual que ocurría con Devil LIOM, con ambos perfiles, en la evaluación con luz policromática ($V(\lambda)$), el efecto de los anillos de difracción en la formación de la imagen están atenuados, debido a la superposición espectral de cada longitud de onda. Para ambos perfiles, a medida que aumenta el diámetro pupilar, el efecto del halo se reduce para el foco de visión lejana y aumenta para el foco de visión intermedia.

Se hace evidente que la aberración cromática es responsable de la diferencia en la formación de halos. Para ambos diseños, la presencia de halos es mayor en el foco intermedio que en el lejano, excepto en el perfil *stepwise* para pupila de 3,00 mm, aunque la mayor diferencia entre halos para la misma lente se observa con la lente *kinoform*. De hecho, comparativamente, el diseño *kinoform* produce un halo más pequeño que el diseño *stepwise* en el foco lejano, mientras que en el foco de visión intermedia se observa el efecto opuesto. Este resultado es consistente con los obtenidos para TF-MTF y MTFa (Figuras 4.5 y 4.7), que mostraron que el rendimiento óptico del diseño *kinoform* es mejor en el foco lejano, mientras que el diseño *stepwise* es mejor en el foco intermedio.

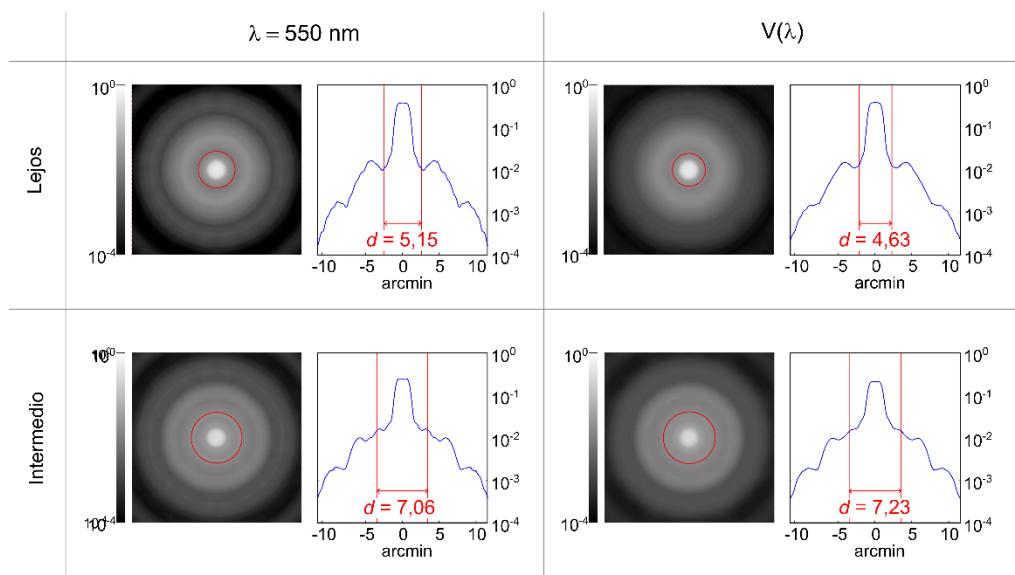


Figura 4.11: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 3,00 mm en el perfil *kinoform*.

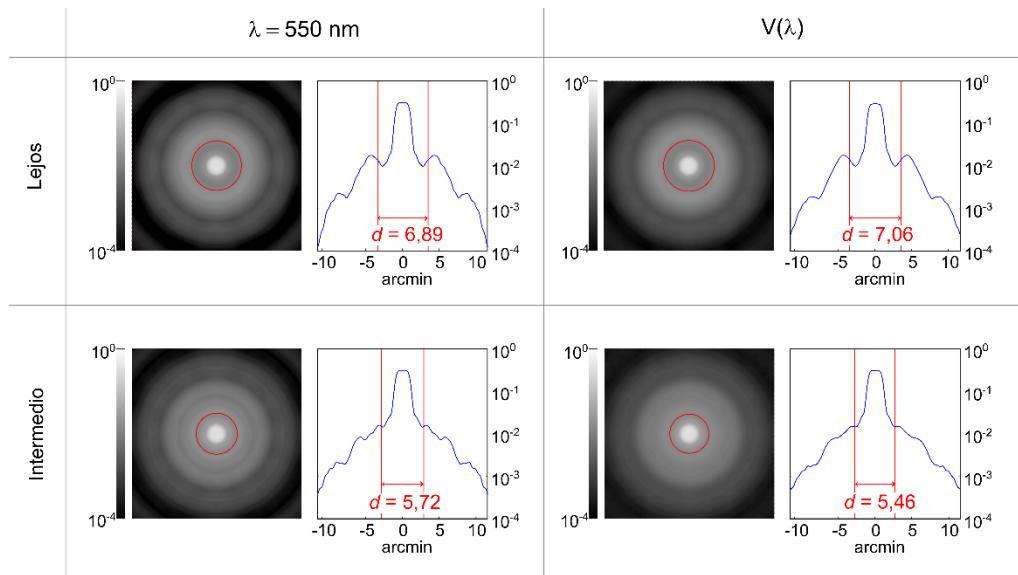


Figura 4.12: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 3,00 mm en perfil stepwise.

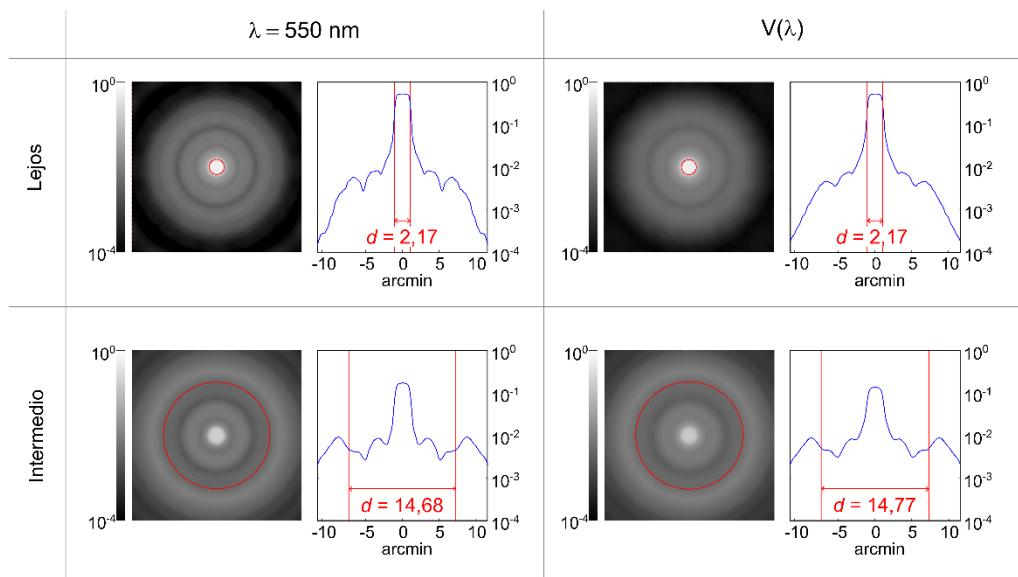


Figura 4.13: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 4,50 mm en el perfil kinoform.

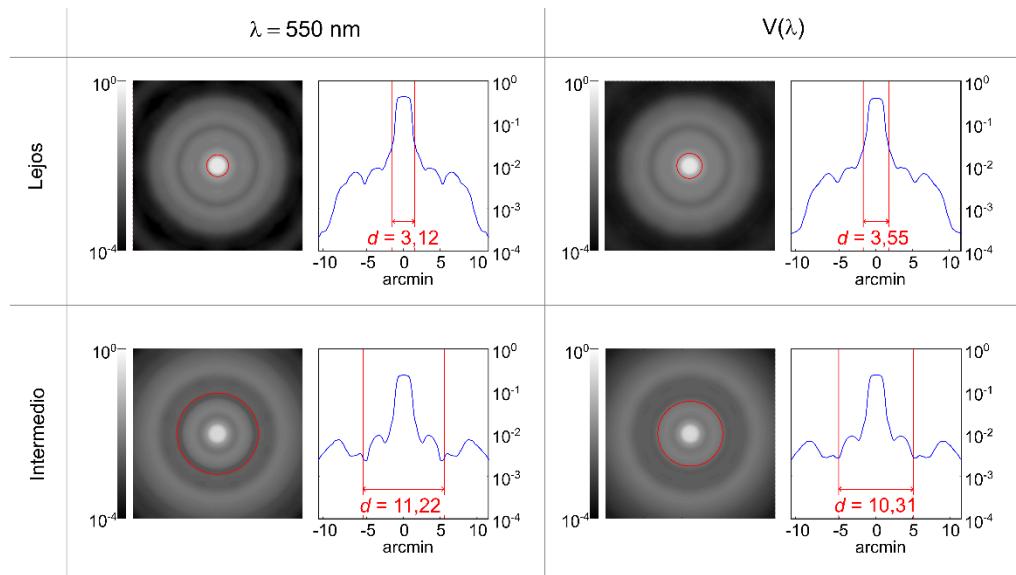


Figura 4.14: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 4,50 mm en el perfil stepwise.

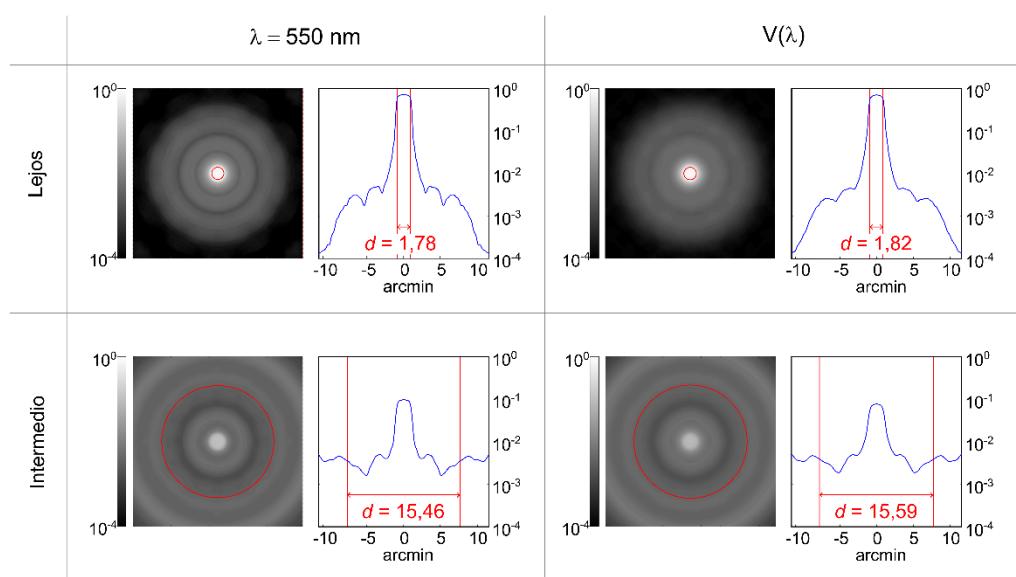


Figura 4.15: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 6,00 mm en perfil kinoform.

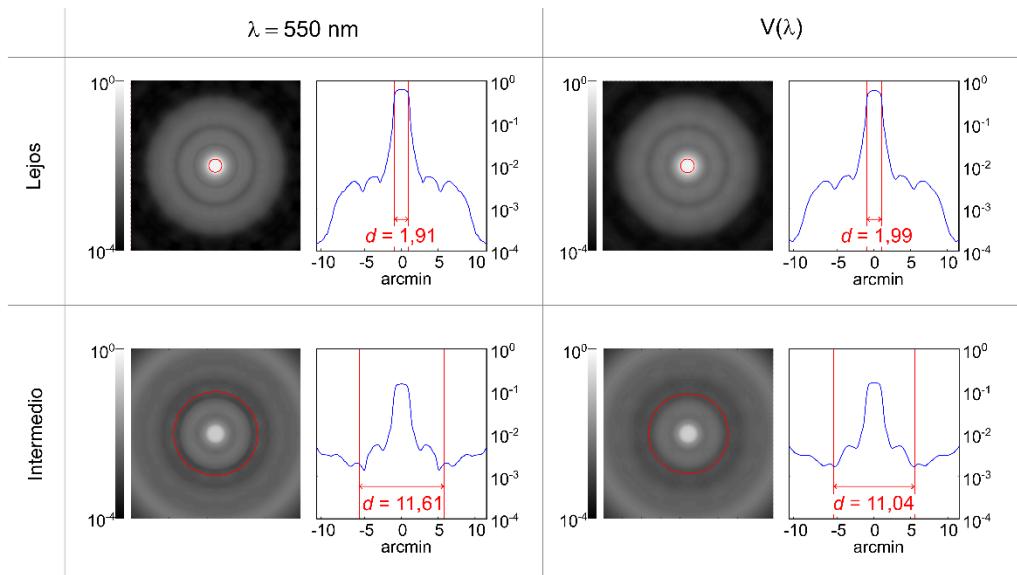


Figura 4.16: Halos simulados con luz monocromática ($\lambda=550\text{nm}$) y policromática ($V(\lambda)$), para pupila de 6,00 mm en el perfil stepwise.

4.4. Evaluación experimental con simulador visual de óptica adaptativa

4.4.1. Metodología

En primer lugar, la evaluación se realizó con la cámara, que actúa como ojo artificial, acoplada al instrumento. En este caso, se evaluó el diseño Silver LIOM, con el perfil *kinoform* en comparación con una lente monofocal y un diseño bifocal *kinoform*, cargada por defecto en el instrumento comercial. A diferencia del diseño propuesto, esta lente tiene una adición de + 3,00 D y su perfil difractivo cubre toda la zona óptica.

Por otro lado, se realizaron medidas preliminares en dos pacientes presbíticos, con edad media de 63 ± 4 años. La refracción media de los sujetos, en notación vectorial, fue $M = 2,26 \pm 3,09$ D, $J0 = -0,31 \pm 0,47$ D y $J45 = -0,25 \pm 0,18$ D, y la AV media con su compensación fue de $0,03 \pm 0,04$ logMAR. Al tratarse de personas presbíticas, en esta medida no se instalo

ciclopégico. Tanto el examen refractivo (objetivo y subjetivo), como el protocolo para la evaluación de la AV, se realizó siguiendo la misma metodología que en la evaluación del diseño Devil LIOM. Se calcularon los valores de media \pm desviación estándar (DE) de AV para cada vergencia.

Aunque la muestra se limitó a solo dos ojos de dos sujetos presbíticos, lo cual impide extraer conclusiones definitivas sobre el rendimiento visual del diseño, se realizaron estas medidas con el objetivo de obtener una primera validación experimental de los resultados numéricos.

4.4.2. Resultados

Los resultados experimentales obtenidos con la cámara, se muestran en la Figura 4.17. La imagen con mejor contraste se obtuvo con el diseño monofocal en el foco lejano. Por otro lado, la comparación entre las dos lentes difractivas muestra un mayor contraste en el foco lejano con el diseño Silver LIOM que con el diseño bifocal del instrumento VAO. La calidad de imagen de ambos diseños multifocales, en sus respectivos focos, es comparable.

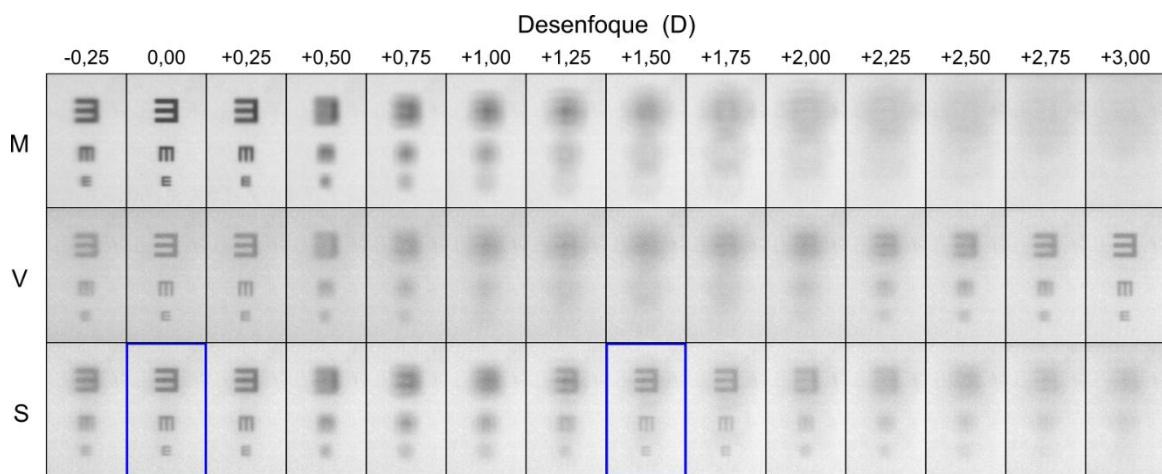


Figura 4.17. Imágenes del optotipo correspondiente a AV de 0,4 logMAR, 0,2 logMAR y 0,0 logMAR, obtenida con el sistema VAO para la pupila de 4,50 mm, para la lente monofocal (M), lente bifocal del instrumento VAO (V) y perfil kinoform de Silver LIOM (S).

Los datos de AV media \pm DE para vergencias entre $-0,50$ D y $+3,00$ D al simular el perfil de Silver LIOM se representan en la Figura 4.18. Los valores medios de AV alcanzados en los focos principales de visión fueron de $0,11 \pm 0,01$ logMAR para visión de lejos y $0,17 \pm 0,01$ logMAR para visión intermedia. En el rango de $0,00$ D a $1,50$ D, los valores medios se mantuvieron en torno a $0,2$ logMAR o mejores. Aunque se utilizaron los valores medios, es importante considerar la variabilidad intra e intersujeto asociada a las medidas experimentales de AV.

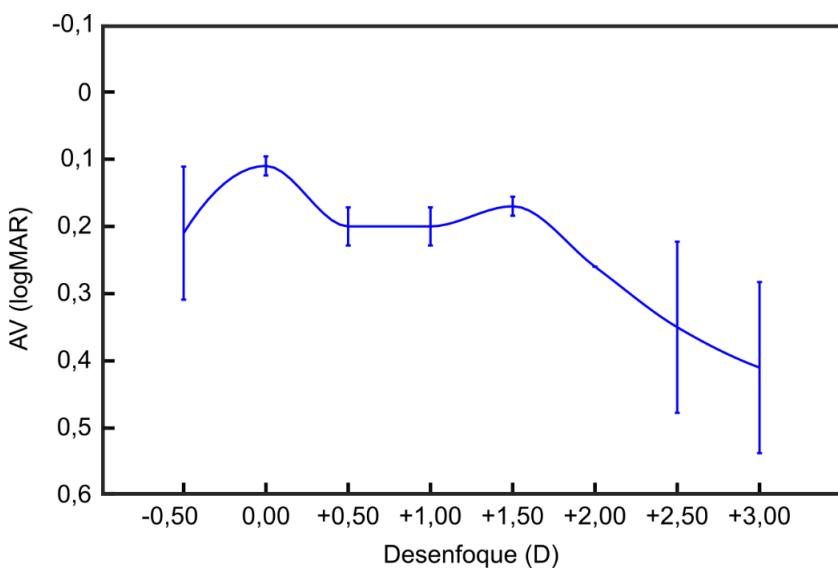


Figura 4.18: Media \pm desviación estándar (DE) de la curva de desenfoque de agudeza visual (AV) monocular de los resultados clínicos con Silver LIOM.

4.5. Discusión

En este capítulo se han presentado y evaluado dos perfiles del diseño Silver LIOM, una lente difractiva de baja adición con capacidad de producir un efecto EDoF, basada en la secuencia Silver Mean. Ambos perfiles, *kinoform* y *stepwise*, han presentado un comportamiento comparable en la evaluación numérica (Figura 4.5, Tablas 4.3 y 4.4). Al incrementar el diámetro pupilar de 3,00 mm a 4,50 mm, se observó una mejora en el rendimiento óptico

del foco lejano, mientras que el foco intermedio mostro una disminución en la MTF, reflejando la pupilodependencia del diseño propuesto (Figura 4.8).

En la evaluación con diferentes longitudes de onda (Figura 4.6), cada perfil mostró un comportamiento distinto, con mayor LCA en el foco intermedio para el diseño *kinoform* y en el foco lejano para el diseño *stepwise*.

La evaluación policromática con la función $V(\lambda)$ (Figura 4.7) demostró que el perfil *kinoform* tiene un rendimiento ligeramente superior al perfil *stepwise* en el foco de lejos, mientras que en foco de visión intermedia es el perfil *stepwise* con el que se consigue valores mayores de MTFa. Esta métrica también confirmó que, en comparación con una lente monofocal, ambos perfiles generan una extensión del foco evidente a partir de 1,0 D de desenfoque.

Al incorporar los diseños en el modelo de Liou-Brennan (Figura 4.9), se evidenció un incremento en la LCA, atribuible a la aberración cromática corneal del ojo modelo. También se observó una disminución en el valor de adición, al igual que ocurría al evaluar en este modelo el diseño Devil LIOM. A partir de las curvas de desenfoque de AV calculada (Figura 4.10), con ambos perfiles se alcanzan valores de AV mejores a 0,2 logMAR en el rango de 0,0 a +2,0 D.

En cuanto a la formación de halos (Figuras 4.11 a 4.16) con ambos perfiles difractivos, se puede confirmar que, al igual que pasaba con el diseño Devil LIOM, para cada perfil difractivo hay diferencias en la formación de halos. Tanto con el perfil *stepwise* como con el perfil *kinoform*, para pupila de 3,00 mm el efecto del halo es comparable entre ambos focos y ambos perfiles. Al aumentar el diámetro pupilar, el efecto es ligeramente menor con el perfil *kinoform* en el foco de visión lejana y menor con el perfil *stepwise* en el foco de visión intermedia.

En la evaluación con el instrumento VAO, se observó que con el diseño Silver LIOM se obtuvo un mayor contraste en los dos focos principales de visión, siendo la resolución del optotipo comparable entre la lente Silver LIOM y la bifocal del instrumento (Figura 4.17). Finalmente, en la evaluación preclínica con pacientes reales (Figura 4.18) se confirmó la tendencia predicha en la evaluación numérica, a pesar de que los valores obtenidos de AV fueron menores a los valores de AV calculados. Como se ha comentado a lo largo del capítulo, con los resultados de únicamente 2 sujetos las conclusiones obtenidas no pueden considerarse como concluyentes

El diseño y parte de los resultados presentados en este capítulo fueron publicados en noviembre de 2024 en la revista *Biomedical Optics Express*, véase la referencia [Martínez-Espert, Ferrando, Garmendia-Martínez, et al., 2024].

Capítulo 5: Discusión y conclusiones finales

5.1. Discusión

La implantación de LIOMs se ha consolidado en las últimas décadas como una alternativa eficaz para la compensación de la presbicia. La amplia variedad de perfiles multifocales disponibles en el mercado refleja la constante evolución de los diseños, cuyo objetivo es dar respuesta a las crecientes demandas visuales de la sociedad. En este contexto, se propone el desarrollo de LIOMs basadas en estructuras aperiódica. Estas son capaces de proporcionar a las lentes multifocales propiedades de focalización específicas, derivadas de cada secuencia matemática en la que se basa. La utilización de estas estructuras ofrece, además, una gran versatilidad de diseño y la posibilidad de obtener diseños personalizados, ya que se puede llevar a cabo la optimización de diferentes parámetros para adaptarse a las necesidades individuales de cada paciente.

Concretamente, en esta tesis se han presentado dos diseños de LIOMs basados en estructuras aperiódicas, Devil LIOM (trifocal basada en el conjunto de Cantor [Monsoriu et al., 2007] y Silver LIOM (EDoF basada en la secuencia Silver Mean [Garmendia-Martínez et al., 2023]. Ambos diseños se concibieron con el objetivo de mejorar el rendimiento óptico en distancias intermedias, y lograr una extensión en de foco en este rango, pero sin penalizar la visión en el foco de lejos. La evaluación de los diseños propuestos, tanto de forma numérica como experimental, han validado su potencial como alternativas a los diseños difractivos tradicionales.

En el caso de Devil LIOM, los resultados demuestran un comportamiento trifocal, con un mayor rendimiento óptico y extensión de la profundidad de foco en los focos de visión intermedia y cercana, en

condiciones de pupila miótica. Por otro lado, en condiciones mesópicas (mayor diámetro pupilar), se observa un mejor rendimiento en el foco de visión de lejos. Tanto en los resultados de la AV calculada como en los resultados de la evaluación experimental, con una muestra de pacientes reales, se ha demostrado que este diseño tiene el potencial de alcanzar AV superiores a 0,2 logMAR en todo el rango de vergencias evaluado (hasta +3,50 D).

En el caso de Silver LIOM, las evaluaciones han confirmado que con esta lente difractiva bifocal de baja adición se consigue el efecto EDoF, ya que se han obtenido valores de VA calculados superiores a 0,2 logMAR desde el foco de lejos hasta aproximadamente +1,5 D. Se ha comprobado que el perfil *kinoform* presenta un rendimiento ligeramente superior al perfil *stepwise* en visión lejana y que el perfil *stepwise* presenta un rendimiento ligeramente superior al *kinoform* en visión intermedia.

Si se compara el rendimiento óptico de ambos diseños, Devil LIOM y Silver LIOM, en el foco de visión lejana, para ambas pupilas, los valores que se obtienen, tanto de TF-MTF (Figuras 3.4 y 4.5, Tablas 3.1, 3.2, 4.1 y 4.2) como de MTFa (Figuras 3.6 y 4.7, Tablas 3.3, 3.4, 4.3 y 4.4,) son comparables entre ambas lentes. La mayor diferencia entre los diseños propios se encuentra en el valor de TF-MTF para pupila de 3,00 mm, debido a que el valor que se obtiene con el diseño Silver LIOM en el foco de visión de lejos es de 0,33 (*kinoform* y *stepwise*) y con Devil MIOL es de 0,23 (*kinoform*) y 0,25 (*stepwise*). En el foco de visión intermedia, en todas las condiciones, se obtiene un valor mayor con el diseño Silver LIOM.

Un efecto común en ambos diseños es la dependencia con el diámetro pupilar (Figuras 3.7 y 4.8), con una mejora en el rendimiento óptico del foco de lejos para diámetros pupilares mayores, y una mejora en los focos intermedio y cercano con diámetros pupilares menores. Como se ha comentado, este efecto ocurre porque ambos diseños presentan en su perfil

zonas planas que contribuyen a la formación del foco de lejos, correspondiente al orden $m = 0$ de difracción. En el diseño Devil LIOM se identifican ocho zonas planas entre el centro y el borde externo de la zona óptica, destacando una zona significativamente mayor ubicada entre el tercer y cuarto anillo difractivo (Figura 3.2). Por su parte, el diseño Silver LIOM posee seis zonas planas, siendo la zona periférica la más extensa (Figura 4.3). Como se puede observar en las Figuras 3.7 y 4.8, cuando el diámetro pupilar aumenta, dentro del rango de la zona plana de mayor extensión de cada lente, la diferencia en el rendimiento óptico entre los focos se incrementa, favoreciendo la formación del foco de visión lejana. Es importante remarcar que la pupilodependencia no es un efecto exclusivo de los diseños presentados en esta tesis, puesto que, en mayor o menor medida, está presente en todas las LIOMs. En los diferentes diseños de LIOMs comerciales la pupilodependencia está causada por diferentes características del diseño, una de ellas, es el uso de la apodización. Un claro ejemplo de ello es la lente FineVision [Gatinel et al., 2011], que favorece el foco de lejos a medida que aumenta el diámetro pupila. Otra característica en el diseño que favorece este aspecto es, como se ha utilizado en el diseño Silver LIOM, ajustar el perfil difractivo a la zona central de la lente, al igual que en las lentes TRiva-AA (HumanOptics) [Pastor-Pascual et al., 2023] o EDEN IOL (Swiss Advanced Vision) [Swiss Advanced Vision, n.d.]. Algunos ejemplos de esta dependencia se pueden observar en las medidas realizadas en lentes comerciales presentadas en el Capítulo 2 (Véase Figuras 2.9 y 2.10).

Los valores de TF-MTF y MTFa obtenidos en esta tesis para los diseños propuestos, son comparables a los resultados obtenidos en banco óptico con lentes comerciales, aun teniendo en cuenta las diferencias metodológicas y limitaciones propias de cada método. En concreto, con la Devil LIOM, se obtienen valores de MTF en el foco de visión intermedia mayores que los que

se obtienen con la lente FineVision POD F con ambos diámetros pupilares. En los focos de visión lejana los valores para un diámetro de 3,00 mm son ligeramente menores a los obtenidos con las lentes comerciales trifocales, y para 4,50 mm son mayores a los obtenidos con las LIOMs comerciales. Sin embargo, para el foco de visión cercana los valores siempre están por debajo de los obtenidos en las LIOMs comerciales. En el caso de Silver LIOM, se obtiene que para pupila de 3,00 mm en el foco de visión de lejos los valores son menores a los obtenidos con las lentes AT LARA o Vivity. Sin embargo, para pupila de 4,50 mm, los valores en el foco de lejos son mayores. En el foco de visión intermedia, con ambas pupilas, los valores obtenidos son comparables a los que se han obtenido en ambas lentes EDoF.

En cuanto a los valores de LCA (Figuras 2.10, 3.5 y 4.6), aunque cada lente comercial presenta un diseño multifocal diferente —lo que implica variaciones en sus respectivos valores de LCA—, los resultados obtenidos con los diseños propuestos se encuentran dentro de los rangos observados en las lentes comerciales evaluadas.

En cuanto a la evaluación de halos, los resultados de esta tesis han evidenciado que el perfil difractivo tiene una gran influencia en la formación de los halos. Las características específicas de cada perfil tienen un impacto directo en la formación de estos. En particular, en los diseños propuestos, el uso de un perfil tipo *stepwise* o *kinoform* podría disminuir la formación de estos halos. A partir de estos hallazgos, recientemente se llevó a cabo un estudio comparativo en el que se analizó la influencia de dos perfiles difractivos diferentes —uno *kinoform* y otro sinusoidal, ambos extraídos de lentes comerciales— en la generación de halos bajo distintas condiciones. Las diferencias observadas entre ambos perfiles se atribuyen, principalmente, a la manera en que cada uno distribuye la energía entre los distintos órdenes de difracción [Martínez-Espert, García-Delpech, Monsoriu, et al., n.d.].

De forma complementaria a la evaluación numérica de ambos diseños, se han validado estos resultados de forma experimental con el instrumento comercial VAO. La evaluación realizada con el diseño Devil LIOM en una muestra de sujetos jóvenes ha confirmado que el diseño propuesto proporciona niveles de AV consistentes con las predicciones. En el caso del diseño Silver LIOM, los valores obtenidos con dos pacientes presbítas siguen la tendencia esperada, sin embargo, se obtuvieron valores de AV inferiores a los obtenidos con el diseño Devil LIOM. La principal causa de esta diferencia se debe a que la AV media con la mejor corrección para visión lejana (sin la simulación del perfil multifocal), fue de -0,09 logMAR en los sujetos evaluados con Devil LIOM y de 0,03 logMAR en los pacientes examinados con Silver LIOM. La evaluación con Silver LIOM se llevó a cabo únicamente en dos pacientes presbítas, por lo tanto, estos últimos resultados no son representativos y no es posible extraer conclusiones definitivas.

En cuanto a los prototipos fabricados, la evaluación experimental del prototipo *stepwise* confirmó su capacidad para generar un perfil trifocal para la longitud de diseño ($\lambda=550$ nm), sin embargo, las limitaciones del prototipo provocaron una reducción en los valores de TF-MTF y MTFa en comparación con las predicciones numéricas.

5.2. Conclusiones

Se han diseñado y optimizado dos diseños de LIOMs basadas en dos estructuras aperiódicas. Se generaron dos perfiles difractivos (*kinoform* y *stepwise*) para cada uno de ellos, que consiguen un rendimiento óptico equiparable para la longitud de onda de diseño.

Ambos diseños han sido evaluados en diferentes configuraciones y han demostrado un rendimiento óptico con características similares o incluso

superiores, en ciertas condiciones, a las LIOMs comerciales, en el foco de visión lejano e intermedio. Ambos diseños presentan dependencia del diámetro pupilar, con los que se consiguen valores más altos de MTF en el foco de visión de lejos a mayor apertura pupilar y valores de MTF más altos en los focos de visión intermedia y cercana a menor apertura pupilar.

En particular, para el diseño Devil LIOM, la validación experimental, utilizando el simulador visual de óptica adaptativa, y la evaluación *in vitro* del primer prototipo en banco óptico, ha confirmado la viabilidad del diseño propuesto. En el caso de Silver LIOM, la validación experimental con pacientes mostró una tendencia coherente con lo esperado.

5.3. Futuras líneas de investigación

A partir de los resultados obtenidos en la tesis, se identifican varias líneas de investigación con potencial para profundizar y ampliar el trabajo realizado. En primer lugar, se pretende llevar a cabo la fabricación de prototipos utilizando materiales y técnicas de fabricación específicas de LIOMs. Lo que permitirá una evaluación del rendimiento óptico más representativa.

En segundo lugar, deberán ser validados los resultados preclínicos con pacientes reales, del diseño Silver LIOM, en una muestra representativa de pacientes, utilizando el simulador visual VAO.

En cuanto a la evaluación *in vitro* de lentes intraoculares comerciales o de futuros prototipos fabricados, se incorporarán los nuevos parámetros recogidos la norma ISO 11979-2:2024 [ISO 2024]. En concreto, con la incorporación en el dispositivo experimental de una cornea artificial que induzca un valor de AE, acorde con el ojo real.

Por otro lado, teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la evaluación de halos, y que en la bibliografía científica publicada no hay un

criterio objetivo unánime para la evaluación de estos, es necesario desarrollar herramientas objetivas para su evaluación. Por ello, se pretende continuar con la evaluación de estas disfotopsias, y explorar el uso de nuevas métricas cuantitativas para su evaluación.

También se plantea la exploración de nuevos factores de diseño, como la incorporación de AE difractiva en el perfil. Esta modificación podría aportar mayor flexibilidad en el diseño y permitir inducir valores de AE diferentes en cada foco.

Finalmente, la utilización de otras secuencias aperiódicas, distintas a las exploradas en esta tesis, representa una vía prometedora para generar nuevos diseños de LIOMs.

Referencias

Alba-Bueno, F., Vega, F., & Millán, M. S. (2014). Halos and multifocal intraocular lenses: Origin and interpretation. *Archivos de La Sociedad Española de Oftalmología (English Edition)*, 89(10), 397–404. <https://doi.org/10.1016/j.oftale.2014.10.002>

Alió, J. L., Megiddo Barnir, E., Medalle, R. S. S., Plaza-Puche, A. B., Martínez, A., Yébana, P., Poyales, B., & Poyales, F. (2025). Clinical outcomes with a new diffractive multifocal intraocular lens optimized by the dynamic light utilization algorithm. *Eye*, 39(2), 359–365. <https://doi.org/10.1038/s41433-024-03435-0>

Alió, J. L., & Pikkel, J. (2019). Multifocal Intraocular Lenses: Neuroadaptation. In J. Alió & J. Pikkel (Eds.), *Multifocal intraocular lenses* (Essentials in Ophthalmology). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-21282-7_2

Alio, J. L., Plaza-Puche, A. B., Fernández-Buenaga, R., Pikkel, J., & Maldonado, M. (2017). *Multifocal intraocular lenses: An overview*. Survey of Ophthalmology, 62(5), 611–634. <https://doi.org/10.1016/j.survophthal.2017.03.005>

Alves-de-Carvalho, R. S., Macedo-de-Araújo, R. J., & González-Méijome, J. M. (2024). Light Disturbance Analysis and Applications. *Photonics*, 11(10), 905. <https://doi.org/10.3390/photonics11100905>

Armengol, J., Garzón, N., Vega, F., Altemir, I., & Millán, M. S. (2020). Equivalence of two optical quality metrics to predict the visual acuity of multifocal pseudophakic patients. *Biomedical Optics Express*, 11(5), 2818. <https://doi.org/10.1364/BOE.388531>

Ascaso, F. J., & Huerv, V. (2013). The History of Cataract Surgery. In *Cataract Surgery*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/19243>

Aslam, S. A., Kashani, S., Jones, E., & Claoué, C. (2009). Pilot study and functional results following implantation of the M-flex 630F multifocal intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 35(4), 792. <https://doi.org/10.1016/J.JCRS.2008.12.025>

Auffarth, G. U., Friedmann, E., Breyer, D., Kaymak, H., Holland, D., Dick, B., Petzold, A., Shah, S., Ladaria, L. S., Garcia, S. A., & Khoramnia, R. (2021). Stability and Visual Outcomes of the Capsulotomy-Fixated FEMTIS-IOL After Automated Femtosecond Laser-Assisted Anterior Capsulotomy. *American Journal of Ophthalmology*, 225, 27–37. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2020.12.025>

Azor, J. A., Vega, F., Armengol, J., & Millan, M. S. (2022). Optical Assessment and Expected Visual Quality of Four Extended Range of Vision Intraocular Lenses. *Journal of Refractive Surgery*, 38(11), 688–697. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20220926-01>

Baur, I. D., Yan, W., Auffarth, G. U., Khoramnia, R., & Łabuz, G. (2023). Optical Quality and Higher Order Aberrations of Refractive Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Journal of Refractive Surgery*, 39(10), 668–674. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20230831-01>

Calatayud, A., Ferrando, V., Giménez, F., Furlan, W. D., Saavedra, G., & Monsoriu, J. A. (2013). Fractal square zone plates. *Optics Communications*, 286(1), 42–45. <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2012.09.002>

Calatayud, A., Remón, L., Martos, J., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2013). Imaging quality of multifocal intraocular lenses: automated assessment setup. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 33(4), 420–426. <https://doi.org/10.1111/opo.12063>

Can, E., Senel, E. C., Holmström, S. T. S., & Piñero, D. P. (2023). Comparison of the optical behaviour of five different multifocal diffractive intraocular lenses in a model eye. *Scientific Reports*, 13(1), 19646. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-47102-y>

Chae, S. H., Son, H. S., Khoramnia, R., Lee, K. H., & Choi, C. Y. (2020). Laboratory evaluation of the optical properties of two extended-depth-of-focus intraocular lenses. *BMC Ophthalmology*, 20(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s12886-020-1332-6>

Charman, W. N. (2014). Developments in the correction of presbyopia I: spectacle and contact lenses. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 34(1), 8–29. <https://doi.org/10.1111/opp.12091>

Chiam, P. J. T., Chan, J. H., Aggarwal, R. K., & Kasaby, S. (2006). ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: Quality of vision. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 32(9), 1459–1463. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2006.04.015>

Coassin, M., Di Zazzo, A., Antonini, M., Gaudenzi, D., Gallo Afflitto, G., & Kohnen, T. (2020). Extended depth-of-focus intraocular lenses: power calculation and outcomes. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 46(11), 1554–1560. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000000293>

Dabezies, O. H. (1979). Defects of Vision Through Aphakic Spectacle Lenses. *Ophthalmology*, 86(3), 352–379. [https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(79\)35503-8](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(79)35503-8)

Deshpande, R., Satija, A., Dole, K., Mangiraj, V., & Deshpande, M. (2022). Effects on ocular aberration and contrast sensitivity after implantation of spherical and aspherical monofocal intraocular lens - A comparative study. *Indian Journal of Ophthalmology*, 70(8), 2862–2865. https://doi.org/10.4103/ijo.IJO_19_22

Ferguson, T. J., & Randleman, J. B. (2024). Cataract surgery following refractive surgery: Principles to achieve optical success and patient satisfaction. *Survey of Ophthalmology*, 69(1), 140–159. <https://doi.org/10.1016/j.survophthal.2023.08.002>

Fernández, E. J., Manzanera, S., Piers, P., & Artal, P. (2002). Adaptive Optics Visual Simulator. *Journal of Refractive Surgery*, 18(5), S634. <https://doi.org/10.3928/1081-597X-20020901-27>

Fernández-Vega-Cueto, L., Madrid-Costa, D., Alfonso-Bartolozzi, B., Vega, F., Millán, M. S., & Alfonso, J. F. (2022). Optical and Clinical Outcomes of an Extended Range of Vision Intraocular Lens. *Journal of Refractive Surgery*, 38(3), 168–176. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20220104-01>

Ferrando, V., Calatayud, A., Giménez, F., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2013). Cantor dust zone plates. *Optics Express*, 21(3), 2701. <https://doi.org/10.1364/OE.21.002701>

Ferrando, V., Giménez, F., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2015). Bifractal focusing and imaging properties of Thue–Morse Zone Plates. *Optics Express*, 23(15), 19846. <https://doi.org/10.1364/OE.23.019846>

Ferrando, V., Montagud-Martínez, D., Martínez-Espert, A., & Furlan, W. D. (2022). Profile of a new extended range-of-vision IOL: comments on the laboratory study by Tognetto et al. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 260(12), 4021–4022. <https://doi.org/10.1007/s00417-022-05781-9>

Fricke, T. R., Tahhan, N., Resnikoff, S., Papas, E., Burnett, A., Ho, S. M., Naduvilath, T., & Naidoo, K. S. (2018). Global prevalence of presbyopia and vision impairment from uncorrected presbyopia: systematic review, meta-analysis, and modelling. *Ophthalmology*, 125(10), 1492–1499. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2018.04.013>

Furlan, W. D., Giménez, F., Calatayud, A., & Monsoriu, J. A. (2009). Devil's vortex-lenses. *Optics Express*, 17(24), 21891. <https://doi.org/10.1364/OE.17.021891>

Furlan, W. D., Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., García-Delpech, S., & Monsoriu, J. A. (2023). Optical performance of a new design

of a trifocal intraocular lens based on the Devil's diffractive lens. *Biomedical Optics Express*, 14(5), 2365. <https://doi.org/10.1364/BOE.487812>

Furlan, W. D., Saavedra, G., & Monsoriu, J. A. (2007). White-light imaging with fractal zone plates. *Optics Letters*, 32(15), 2109. <https://doi.org/10.1364/OL.32.002109>

Furlan, W. D., Bou, P. A., Saavedra Tortosa, G., Pons Martí, A., Monsoriu Serra, A., Calatayud Calatayud, A., Remón Martín, L., Giménez Palomares, F., Rojas Salegui, J. L., Larra Mateos, E., & Salazar Salegui, P. J. (2010, 2 de septiembre). Lente oftálmica multifocal y procedimiento para su obtención (Solicitud de patente P201031316). Universitat de València; Universidad Politécnica de Valencia; AJL Ophthalmic, S.A.

Galinier, L., Renaud-Goud, P., Brusau, J., Kergadallan, L., Augereau, J., & Simon, B. (2024). Spiral diopter: freeform lenses with enhanced multifocal behavior. *Optica*, 11(2), 238-244. <https://doi.org/10.1364/OPTICA.507066>

Galloway, N. R., Amoaku, W. M. K., Galloway, P. H., & Browning, A. C. (2022). *Common Eye Diseases and their Management* (5.^a ed.). Springer Nature.

García, S., Salvá, L., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., & Ferrando, V. (2023). Numerical Analysis of the Effect of Decentered Refractive Segmented Extended Depth of Focus (EDoF) Intraocular Lenses on Predicted Visual Outcomes. *Photonics*, 10, 850. <https://doi.org/10.3390/photonics10070850>

García, S., Salvá, L., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., Ferrando, V., & Montagud-Martínez, D. (2022). Polychromatic Assessment of a Refractive Segmented EDOF Intraocular Lens. *Journal of Clinical Medicine*, 11(6), 1480. <https://doi.org/10.3390/jcm11061480>

Gargallo, D., Martínez-Espert, A., Perches, S., Collados, M.V., Remón, L., & Ares, J. (2024). Multi-toric optical element to compensate ocular astigmatism with

increased tolerance under rotation. *Optics Letters*, 49, 2289-2292. <https://doi.org/10.1364/OL.518973>

Garmendía-Martínez, A., Furlan, W. D., Castro-Palacio, J. C., Monsoriu, J. A., & Ferrando, V. (2023). Quadrifocal diffractive lenses based on the aperiodic silver mean sequence. *The European Physical Journal D*, 77(7), 132. <https://doi.org/10.1140/epjd/s10053-023-00715-4>

Gatinel, D., & Houbrechts, Y. (2013). Comparison of bifocal and trifocal diffractive and refractive intraocular lenses using an optical bench. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 39(7), 1093–1099. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.01.048>

Gatinel, D., Pagnoulle, C., Houbrechts, Y., & Gobin, L. (2011). Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 37(11), 2060–2067. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.05.047>

Giménez, F., Monsoriu, J. A., Furlan, W. D., & Pons, A. (2006). Fractal photon sieve. *Optics Express*, 14(25), 11958. <https://doi.org/10.1364/OE.14.011958>

Goodman, J. W. (2005). *Introduction to Fourier Optics* (3. ^a ed.). Roberts & Company Publishers.

Grabner, G., Ang, R. E., & Vilupuru, S. (2015). The Small-Aperture IC-8 Intraocular Lens: A New Concept for Added Depth of Focus in Cataract Patients. *American Journal of Ophthalmology*, 160(6), 1176-1184.e1. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2015.08.017>

Hervella, L., Villegas, E. A., Prieto, P. M., & Artal, P. (2019). Assessment of subjective refraction with a clinical adaptive optics visual simulator. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 45(1), 87–93. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.08.022>

Hervella, L., Villegas, E. A., Robles, C., & Artal, P. (2020). Spherical aberration customization to extend the depth of focus with a clinical adaptive optics

visual simulator. *Journal of Refractive Surgery*, 36(4), 223–229. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20200212-02>

Hoffer, K. J., & Savini, G. (2019). Multifocal intraocular lenses: Historical perspective. In J. Alió & J. Pikkel (Eds.), *Multifocal intraocular lenses* (Essentials in Ophthalmology). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-21282-7_2

International Commission on Illumination (CIE). (2019). CIE spectral luminous efficiency for photopic vision [Data base]. CIE. <https://doi.org/10.25039/CIE.DS.dktna2s3>

Iskakov, I. A. (2017). Processes for manufacturing multifocal diffractive-refractive intraocular lenses. *Optoelectronics, Instrumentation and Data Processing*, 53(5), 442–449. <https://doi.org/10.3103/S875669901705003X>

International Organization for Standardization. (1995). *ISO 9335:1995*. ISO.

International Organization for Standardization. (2014). *Ophthalmic implants — Intraocular lenses — Part 2: Optical properties and test methods* (ISO 11979-2:2014). ISO.

International Organization for Standardization. (2024). *Ophthalmic implants — Intraocular lenses — Part 2: Optical properties and test methods* (ISO 11979-2:2024). ISO.

Jaeken, B., Hervella, L., Marín, J. M., Perez, G. M., & Artal, P. (2015). Comparison of presbyopia correcting IOL's profiles with a clinical adaptive optics instrument. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 56(7), 2982–2982.

Keates, R. H., Pearce, J. L., & Schneider, R. T. (1987). Clinical results of the multifocal lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 13(5), 557–560. [https://doi.org/10.1016/S0886-3350\(87\)80114-1](https://doi.org/10.1016/S0886-3350(87)80114-1)

Khandelwal, S. S., Jun, J. J., Mak, S., Booth, M. S., & Shekelle, P. G. (2019). Effectiveness of multifocal and monofocal intraocular lenses for cataract

surgery and lens replacement: a systematic review and meta-analysis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 257(5), 863–875. <https://doi.org/10.1007/s00417-018-04218-6>

Kohnen, T. (2020). Nondiffractive wavefront-shaping extended range-of-vision intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 46(9), 1312–1313. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000000247>

Łabuz, G., Papadatou, E., Khoramnia, R., & Auffarth, G. U. (2018). Longitudinal Chromatic Aberration and Polychromatic Image Quality Metrics of Intraocular Lenses. *Journal of Refractive Surgery*, 34(12), 832–838. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20181108-01>

Łabuz, G., Yan, W., Baur, I. D., Khoramnia, R., & Auffarth, G. U. (2023a). Chromatic aberration and spectral dependency of extended-range-of-vision intraocular lens technology. *Scientific Reports*, 13(1), 14781. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-41634-z>

Łabuz, G., Yan, W., Baur, I. D., Khoramnia, R., & Auffarth, G. U. (2023b). Comparison of Five Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses: Optical-Bench Assessment with Visual-Quality Simulation. *Journal of Clinical Medicine*, 12(7), 2523. <https://doi.org/10.3390/jcm12072523>

Lago, C. M., de Castro, A., & Marcos, S. (2023). Computational simulation of the optical performance of an EDOF intraocular lens in post-LASIK eyes. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 49(11), 1153–1159. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000001260>

Law, E. M., Aggarwal, R. K., Buckhurst, H., Kasaby, H. E., Marsden, J., Shum, G., & Buckhurst, P. J. (2021). Predicting the Postoperative Addition Power of a Multifocal Intraocular Lens at the Spectacle Plane. *Journal of Refractive Surgery*, 37(5), 318–323. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20210217-02>

Lee, Y., Łabuz, G., Son, H.-S., Yildirim, T. M., Khoramnia, R., & Auffarth, G. U. (2020). Assessment of the image quality of extended depth-of-focus

intraocular lens models in polychromatic light. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 46(1), 108–115.
<https://doi.org/10.1097/j.jcrs.000000000000037>

León-Ibáñez, L., & Piñero, D. P. (2024). Analysis of the visual function with the continuous transitional focus intraocular lens Precizion Presbyopic. *European Journal of Ophthalmology*, 35(3), 930-937.
<https://doi.org/10.1177/11206721241293830>

Lesem, L. B., Hirsch, P. M., & Jordan, J. A. (1969). The Kinoform: A New Wavefront Reconstruction Device. *IBM Journal of Research and Development*, 13(2), 150–155.

Liou, H.-L., & Brennan, N. A. (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *Journal of the Optical Society of America A*, 14(8), 1684.
<https://doi.org/10.1364/JOSAA.14.001684>

Loicq, J., Willet, N., & Gatinel, D. (2019). Topography and longitudinal chromatic aberration characterizations of refractive–diffractive multifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 45(11), 1650–1659.
<https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2019.06.002>

Maciá, E. (2006). The role of aperiodic order in science and technology. *Reports on Progress in Physics*, 69(2), 397–441. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/69/2/R03>

MacRae, S., Holladay, J. T., Glasser, A., Calogero, D., Hilmantel, G., Maskit, S., Stark, W., Tarver, M. E., Nguyen, T., & Eydelman, M. (2017). Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Ophthalmology*, 124(1), 139–141. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2016.09.039>

Madrid-Costa, D., Fernández-Vega-Cueto, L., Azor-Morón, J. A., Vega, F., Millán, M. S., & Alfonso, J. F. (2023). Beam-Shaping Extended Depth of Focus Intraocular Lens: Optical Assessment With Corneas of Increasing Spherical

Aberration. *Journal of Refractive Surgery*, 39(2), 95–102.
<https://doi.org/10.3928/1081597X-20221215-02>

Marcos, S., Artal, P., Atchison, D. A., Hampson, K., Legras, R., Lundström, L., & Yoon, G. (2022). Adaptive optics visual simulators: a review of recent optical designs and applications [Invited]. *Biomedical Optics Express*, 13(12), 6508.
<https://doi.org/10.1364/BOE.473458>

Martínez Corral, M., Furlan, W. D., Pons Martí, A., & Saavedra Tortosa, G. (1998). *Instrumentos ópticos y optométricos: Teoría y prácticas* (1.a ed.). Publicacions de la Universitat de València.

Martinez-Enriquez, E., de Castro, A., Mohamed, A., Sravani, N. G., Ruggeri, M., Manns, F., & Marcos, S. (2020). Age-Related Changes to the Three-Dimensional Full Shape of the Isolated Human Crystalline Lens. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 61(4), 11.
<https://doi.org/10.1167/iovs.61.4.11>

Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Garmendia-Martínez, A., Muñoz-Pérez, F. M., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Silver mean sequence in extended depth of focus intraocular lenses: a comparative study of kinoform and stepwise designs. *Biomedical Optics Express*, 15(12), 6999.
<https://doi.org/10.1364/BOE.540754>

Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Muñoz-Pérez, F. M., Montagud-Martínez, D., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Dispositivo de metrología óptica para la evaluación cromática de lentes intraoculares. *E-Medida-Revista Española de Metrología*.

Martínez-Espert, A., García-Delpech, S., & Furlan, W. D. (n.d.). In Vitro Evaluation of Multifocal Intraocular Lenses Based on the PSF: Optical Performance and Halo Formation. *Journal of Clinical Medicine* (Manuscrito enviado para publicación).

Martínez-Espert, A., García-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (n.d.). Sheding Light on Halos: Quantifying the Impact of the Diffractive Profile in Multifocal Intraocular Lenses. *Translational Vision Science & Technology* (Manuscrito enviado para publicación).

Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Furlan, WD., & Monsoriu, JA. (2022) Assessment of a New Trifocal Diffractive Corneal Inlay for Presbyopia Correction Using an Adaptive Optics Visual Simulator. *Photonics*, 9, 135. <https://doi.org/10.3390/photonics9030135>

Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., García-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Visual performance of a new trifocal intraocular lens design evaluated with a clinical adaptative optics visual simulator. *Journal of Optometry*, 17(4), 100527. <https://doi.org/10.1016/j.joptom.2024.100527>

Millán, M. S., & Vega, F. (2017). Extended depth of focus intraocular lens. Chromatic performance. *Biomedical Optics Express*, 8(9), 4294. <https://doi.org/10.1364/BOE.8.004294>

Millán, M. S., & Vega, F. (2020). Through-Focus Energy Efficiency and Longitudinal Chromatic Aberration of Three Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses. *Translational Vision Science & Technology*, 9(12), 13. <https://doi.org/10.1167/tvst.9.12.13>

Mojzis, P., Kukuckova, L., Majerova, K., Liehneova, K., & Piñero, D. P. (2014). Comparative analysis of the visual performance after cataract surgery with implantation of a bifocal or trifocal diffractive IOL. *Journal of Refractive Surgery*, 30(10), 666–672. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20140903-06>

Monsoriu, J. A., Calatayud, A., Remon, L., Furlan, W. D., Saavedra, G., & Andres, P. (2013). Bifocal Fibonacci Diffractive Lenses. *IEEE Photonics Journal*, 5(3), 3400106–3400106. <https://doi.org/10.1109/JPHOT.2013.2248707>

Monsoriu, J. A., Furlan, W. D., Saavedra, G., & Giménez, F. (2007). Devil's lenses. *Optics Express*, 15(21), 13858. <https://doi.org/10.1364/OE.15.013858>

Monsoriu, J. A., Saavedra, G., & Furlan, W. D. (2004). Fractal zone plates with variable lacunarity. *Optics Express*, 12(18), 4227. <https://doi.org/10.1364/OPEX.12.004227>

Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Martínez-Espert, A., Garcia-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2022). In Vitro Chromatic Performance of Three Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses with Different Optical Designs. *Journal of Clinical Medicine*, 11(5), 1212. <https://doi.org/10.3390/jcm11051212>

Moreno, V., Román, J. F., & Salgueiro, J. R. (1997). High efficiency diffractive lenses: Deduction of kinoform profile. *American Journal of Physics*, 65(6), 556–562. <https://doi.org/10.1119/1.18587>

Muñoz-Pérez, F. M., Garmendía-Martínez, A., Ferrando, V., Castro-Palacio, J. C., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2024). Multi-trap optical tweezers based on kinoform Silver Mean lenses. *Optik*, 311, 171913. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2024.171913>

Park, S., Kim, M. J., & Kim, K. H. (2022). In vitro optical performance of multifocal and extended depth-of-focus intraocular lenses in spherical aberration conditions. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 48(5), 616–622. <https://doi.org/10.1097/j.jcrs.0000000000000869>

Pastor-Pascual, F., Orts-Vila, P., Tañá-Sanz, P., Tañá-Sanz, S., & Tañá-Rivero, P. (2023). Clinical Performance of a New Trifocal IOL with a 7.0 mm Optical Zone. *Clinical Ophthalmology*, 17, 3397–3407. <https://doi.org/10.2147/OPTH.S435076>

Pérez-Sanz, L., Gonzalez-Fernandez, V., Gómez-Pedrero, J. A., Albarrán-Diego, C., García-Montero, M., & Garzón, N. (2023). Optical and Clinical Outcomes of

an Isofocal Intraocular Lens vs. a Monofocal Standard Lens. *Life*, 13(10), 2001. <https://doi.org/10.3390/life13102001>

Pieh, S., Artmayr, C., Pai, V., Schartmüller, D., & Kriechbaum, K. (2022). Through-Focus Response of Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Journal of Refractive Surgery*, 38(8), 497–501. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20220701-01>

Piers, P. A., Fernandez, E. J., Manzanera, S., Norrby, S., & Artal, P. (2004). Adaptive Optics Simulation of Intraocular Lenses with Modified Spherical Aberration. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 45(12), 4601. <https://doi.org/10.1167/iovs.04-0234>

Poyales, F., Pérez, R., López-Brea, I., Zhou, Y., Rico, L., & Garzón, N. (2020). Comparison of Visual Performance and Patient Satisfaction Outcomes with Two Trifocal IOLs with Similar Optical Design but Different Materials. *Clinical Ophthalmology*, 14, 3237–3247. <https://doi.org/10.2147/OPTH.S273641>

Swiss Advanced Vision. (n.d.). Eden. SAV-IOL. <https://sav-iol.com/product-eden/>

Rampat, R., & Gatinel, D. (2021). Multifocal and Extended Depth-of-Focus Intraocular Lenses in 2020. *Ophthalmology*, 128(11), e164–e185. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2020.09.026>

Rayner. (n.d.). RayOne Galaxy. <https://rayner.com/es/galaxy/>

Remon, L., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2015). Multifocal intraocular lenses with fractal geometry. *Óptica Pura y Aplicada*, 48(1), 1–8. <https://doi.org/10.7149/OPA.48.1.1>

Remón, L., García-Delpech, S., Udaondo, P., Ferrando, V., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2018). Fractal-structured multifocal intraocular lens. *PLOS ONE*, 13(7), e0200197. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200197>

Rodriguez-Vallejo, M., Benlloch, J., Pons, A., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2014). The Effect of Fractal Contact Lenses on Peripheral Refraction in

Myopic Model Eyes. *Current Eye Research*, 39(12), 1151–1160.
<https://doi.org/10.3109/02713683.2014.903498>

Rodriguez-Vallejo, M., Montagud, D., Monsoriu, J. A., Ferrando, V., & Furlan, W. D. (2018). Relative Peripheral Myopia Induced by Fractal Contact Lenses. *Current Eye Research*, 43(12), 1514–1521.
<https://doi.org/10.1080/02713683.2018.1507043>

Rosa, A. M., Miranda, Â. C., Patrício, M., McAlinden, C., Silva, F. L., Murta, J. N., & Castelo-Branco, M. (2017). Functional Magnetic Resonance Imaging to Assess the Neurobehavioral Impact of Dysphotopsia with Multifocal Intraocular Lenses. *Ophthalmology*, 124(9), 1280–1289.
<https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2017.03.033>

Ruiz-Alcocer, J., Madrid-Costa, D., García-Lázaro, S., Ferrer-Blasco, T., & Montés-Micó, R. (2014). Optical performance of two new trifocal intraocular lenses: through-focus modulation transfer function and influence of pupil size. *Clinical & Experimental Ophthalmology*, 42(3), 271–276.
<https://doi.org/10.1111/ceo.12181>

Saavedra, G., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2003). Fractal zone plates. *Optics Letters*, 28(12), 971. <https://doi.org/10.1364/OL.28.000971>

Salvá, L., García, S., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., & Ferrando, V. (2023). Optical Performance of a Segmented Extended-Depth-of-Focus Intraocular Lens under the Influence of Different Values of Spherical Aberration Generated by Refractive Surgery. *Journal of Clinical Medicine*, 12(14), 4758. <https://doi.org/10.3390/jcm12144758>

Salvá, L., García, S., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., & Ferrando, V. (2023) Comparison of the Polychromatic Image Quality of Two Refractive-Segmented and Two Diffractive Multifocal Intraocular Lenses. *Journal of Clinical Medicine*, 12, 4678.
<https://doi.org/10.3390/jcm12144678>

Schallhorn, S. C., Teenan, D., Venter, J. A., Hannan, S. J., & Schallhorn, J. M. (2019). Initial Clinical Outcomes of a New Extended Depth of Focus Intraocular Lens. *Journal of Refractive Surgery*, 35(7), 426–433. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20190530-01>

Simpson, M. J., Gatinel, D., Faria-Ribeiro, M., Wei, X., Yoon, G., Liang, J., Artal, P., & Marcos, S. (2025). Design concepts for advanced-technology intraocular lenses [Invited]. *Biomedical Optics Express*, 16(1), 334. <https://doi.org/10.1364/BOE.544647>

Son, H.-S., Łabuz, G., Khoramnia, R., Yildirim, T. M., & Auffarth, G. U. (2021). Laboratory analysis and ray visualization of diffractive optics with enhanced intermediate vision. *BMC Ophthalmology*, 21(1), 197. <https://doi.org/10.1186/s12886-021-01958-8>

Stamnes, J. J. (2017). Waves in Focal Regions. In *Waves in Focal Regions: Propagation, Diffraction and Focusing of Light, Sound and Water Waves*. Routledge. <https://doi.org/10.1201/9780203733998>

Steinmüller, L. N., Greve, D., Rua Amaro, D., Bertelmann, E., & von Sonnleithner, C. (2023). Analysis of higher-order aberrations in relation to the clinical outcome of an enhanced monofocal IOL. *European Journal of Ophthalmology*, 33(6), 2096–2105. <https://doi.org/10.1177/11206721221134171>

Stern, B., & Gatinel, D. (2024). Impact of pupil size and corneal spherical aberrations on the performance of monofocal intraocular lenses: an experimental model. *Biomedical Optics Express*, 15(11), 6433-6448. <https://doi.org/10.1364/BOE.530708>

Tabernero, J., Otero, C., & Pardhan, S. (2020). A Comparison Between Refraction From an Adaptive Optics Visual Simulator and Clinical Refractions. *Translational Vision Science & Technology*, 9(7), 23. <https://doi.org/10.1167/tvst.9.7.23>

Teleon Surgical. (n.d.). eIFU eDS Spain Info. <https://lentis-eifu.com/Downloads/eIFU+eDS-Spain-Info.html>

Tognetto, D., Giglio, R., De Giacinto, C., Pastore, M. R., Cirigliano, G., Piñero, D. P., & Turco, G. (2022). Profile of a new extended range-of-vision IOL: a laboratory study. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 260(3), 913–916. <https://doi.org/10.1007/s00417-021-05426-3>

Valle, P. J., Oti, J. E., Canales, V. F., & Cagigal, M. P. (2005). Visual axial PSF of diffractive trifocal lenses. *Optics Express*, 13(7), 2782-2792. <https://doi.org/10.1364/OPEX.13.002782>

Vanmol, K., Kandeel, A., Belay, G. Y., Thienpont, H., Ottevaere, H., & Van Erps, J. (2021). Two-Photon Polymerization-based Direct Laser Writing and Characterization of Micro-Lenses for Optical Interconnect Applications. 2021 26th Microoptics Conference (MOC), 1–2. <https://doi.org/10.23919/MOC52031.2021.9598125>

Vega, F., Faria-Ribeiro, M., Armengol, J., & Millán, M. S. (2023). Pitfalls of Using NIR-Based Clinical Instruments to Test Eyes Implanted with Diffractive Intraocular Lenses. *Diagnostics*, 13(7), 1259. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13071259>

Vega, F., Millán, M. S., Gil, M. A., & Garzón, N. (2020). Optical Performance of a Monofocal Intraocular Lens Designed to Extend Depth of Focus. *Journal of Refractive Surgery*, 36(9), 625–632. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20200710-01>

Vega, F., Valentino, M., Rigato, F., & Millán, M. S. (2021). Optical design and performance of a trifocal sinusoidal diffractive intraocular lens. *Biomedical Optics Express*, 12(6), 3338-3351. <https://doi.org/10.1364/BOE.421942>

Vila-Andrés, R., Martínez-Espert, A., Furlan, W. D., Esteve-Taboada, J. J., & Micó, V. (2025). Non-contact lensless holographic reconstruction of diffractive intraocular lenses profiles. *Scientific Reports*, 15(1), 566.

Villegas, E. A., Ginis, H. S., Hervella, L., Robles, C., Prieto, P., & Artal, P. (2020). Visual simulation to customize depth of focus with new aspheric IOLs. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 61(7), 587–587.

Vinas, M., Dorronsoro, C., Cortes, D., Pascual, D., & Marcos, S (2015). Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics. *Biomedical optics express*, 6(3), 948-962. <https://doi.org/10.1364/BOE.6.000948>

Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study, & GBD 2019 Blindness and Vision Impairment Collaborators. (2024). Publisher correction: Global estimates on the number of people blind or visually impaired by cataract: A meta-analysis from 2000 to 2020. *Eye*, 38, 2229–2231. <https://doi.org/10.1038/s41433-024-03161-7>

Voptica. (n. d.). VAO – Visual Adaptive Optics. Voptica. <https://voptica.com/vao/>

Yu, N., Fang, F., Wu, B., Zeng, L., & Cheng, Y. (2018). State of the art of intraocular lens manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 98, 1103–1130. <https://doi.org/10.1007/s00170-018-2274-5>

VSY Biotechnology. (n. d.). EDoF IOLs. <https://www.vsybiotechnology.com/detail/ophthalmology/healthcare-professionals/our-products/our-inspiring-portfolio/edof-iols>

Zeng, L., & Fang, F. (2018). Advances and challenges of intraocular lens design [Invited]. *Applied Optics*, 57(25), 7363-7376. <https://doi.org/10.1364/AO.57.007363>

Anexo I: Resolución del Comité de Ética UV

El comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València.

CERTIFICA:

Que el Comité d'Ética d'Investigació en Humans , en la reunión celebrada el día , una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral : *Aplicaciones de estructuras aperiódicas en el diseño de nuevas lentes difractivas para el tratamiento de la presbicia.* , con número de registro 1571371 .

Cuya/o responsable es D/Dña.

ANABEL MARTINEZ ESPERT , dirigida por D/Dña. WALTER DANIEL

FURLAN

ha acordado informar favorablemente el mismo.

Y para que conste, se firma el presente certificado

Av. Blasco Ibáñez, 13 tel: 963864109 dicerch@uv.es
València 46010 fax: 963863321 www.uv.es/serhues

Firmado digitalmente por
PEDRO JESÚS PEREZ CARRILLO
Cargo: Presidente del Comité de Ética de la Investigación en Humanos
Fecha: 06/03/2021 00:07:46 CET

Anexo II: Publicaciones derivadas de la tesis

En este apartado se citan los principales resultados derivados de la tesis doctoral, los cuales han sido publicados en revistas científicas, capítulos de libro y en congresos nacionales e internacionales

Artículos en revistas nacionales e internacionales

1. Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Martínez-Espert, A., García-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2022). In Vitro Chromatic Performance of Three Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses with Different Optical Designs. *Journal of Clinical Medicine*, 11(5), 1212. <https://doi.org/10.3390/jcm11051212>
2. Furlan, W. D., Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., García-Delpech, S., & Monsoriu, J. A. (2023). Optical performance of a new design of a trifocal intraocular lens based on the Devil's diffractive lens. *Biomedical Optics Express*, 14(5), 2365. <https://doi.org/10.1364/BOE.487812>
3. Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., García-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Visual performance of a new trifocal intraocular lens design evaluated with a clinical adaptative optics visual simulator. *Journal of Optometry*, 17(4), 100527. <https://doi.org/10.1016/j.optom.2024.100527>
4. Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Garmendia-Martínez, A., Muñoz-Pérez, F. M., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Silver mean sequence in extended depth of focus intraocular lenses: a

comparative study of kinoform and stepwise designs. *Biomedical Optics Express*, 15(12), 6999. <https://doi.org/10.1364/BOE.540754>

5. Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Muñoz-Pérez, F. M., Montagud-Martínez, D., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2024). Dispositivo de metrología óptica para la evaluación cromática de lentes intraoculares. *E-Medida-Revista Española de Metrología*.
6. Martínez-Espert, A., García-Delpech, S., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (n.d.). Shedding Light on Halos: Quantifying the Impact of the Diffractive Profile in Multifocal Intraocular Lenses. *Translational Vision Science & Technology* (Manuscrito enviado para publicación).
7. Martínez-Espert, A., García-Delpech, S., & Furlan, W. D. (n.d.). In Vitro Evaluation of Multifocal Intraocular Lenses Based on the PSF: Optical Performance and Halo Formation. *Journal of Clinical Medicine* (Manuscrito enviado para publicación).

Capítulos de libro

1. Martínez-Espert, A.; Montagud-Martínez, D.; Ferrando, V.; Monsoriu, J.A.; Furlan, W.D. (2022). Evaluación del rendimiento óptico de un nuevo diseño de lente intraocular trifocal difractiva. *Temas Actuales de Optometría*. Publicacions de la Universitat de València. (ISBN 978-84-9133-544-3)

Contribuciones a congresos nacionales e internacionales

1. Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Martínez-Espert, A., Monsoriu, J.A. & Furlan, W.D. (2022). Caracterización cromática de una lente intraocular comercial de foco extendido. *XXXVII Reunión Bienal De La Real Sociedad Española De Física*.
2. Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Monsoriu, J.A., & Furlan, W.D. Chromatic characterization of a commercially available enhanced monofocal intraocular lens. *23rd EVER Congress*.
3. Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., & Furlan, W.D. Optical performance of a new trifocal intraocular lens. *6th International Online Conference of Young Optometrists (SIYO 2022)*.
4. Furlan, W.D., Montagud-Martínez, D., Martínez-Espert, A., Ferrando, V., & Monsoriu, J.A. (2022). Proposal of a New Trifocal Intraocular Lens Based on the Devil's Diffractive Lens. *10th Meeting On Visual And Physiological Optics*.
5. Furlan, W.D., Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., & Monsoriu, J.A. (2022). A new diffractive multifocal intraocular lens with kinoform-fractal profile. *2nd Global Summit and Expo on Lasers, Optics and Photonics*.
6. Furlan, W.D., Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Montagud-Martínez, D.; & Monsoriu, JA. (2023). Numerical simulation of a

new trifocal intraocular lens based on fractal profile in a model eye. *XI Reunión Iberoamericana de Óptica y XIV Reunión Iberoamericana de Óptica, Láseres y Aplicaciones (RIAOPOTILAS)*.

7. Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Monsoriu, J.A., & Furlan, WD. (2023) Assessmet of the optical performance of presbyopic intraocular lenses by measuring of the Through the Focus Point Spread Function. *Biophotonics for eye research summer school (BER2023)*.
8. Martínez-Espert, A., Ferrando, V., García-Delpech, S., & Furlan, WD. (2024) Rendimiento óptico de una lente intraocular trifocal difractiva. *28 Congreso de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica (OPTOM24)*.
9. Martínez-Espert, A., Ferrando, V., Monsoriu, J.A., & Furlan, W.D. (2024). Evaluación experimental del rendimiento óptico de lentes intraoculares multifocales. *Mediterranean Meeting of Young Researchers in Optics (MMYRO)*.
10. Martínez-Espert A. (2024) A general overview of multifocal intraocular lenses and their optical properties (Invited talk). *Physics Erasmus Summer School 2024*.
11. Martínez-Espert, A., Ferrando; V., Garmendia-Martínez, A., Muñoz-Pérez, F.M., Monsoriu, J.A., & Furlan, WD. (2024) Kinoform and stepwise intraocular lens designs based on the Silver

Mean sequence. *8th International Online Conference of Young Optometrists (SIYO 2024)*.

12. Martínez-Espert, A. & Furlan, W.D. (2025). Objective assessment of halos in diffractive multifocal intraocular lenses through optical simulation. *Biophotonics for Eye Research (BER 2025)*.

Anexo III: Otras publicaciones de la autora

Relación de publicaciones realizadas en colaboración con otros investigadores en el marco del período predoctoral. Estos resultados, aún sin formar parte explícitamente de esta tesis, han favorecido y complementado la formación científica de la doctoranda.

1. Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Furlan, W.D., & Monsoriu, JA. (2022) Assessment of a New Trifocal Diffractive Corneal Inlay for Presbyopia Correction Using an Adaptive Optics Visual Simulator. *Photonics*, 9, 135. <https://doi.org/10.3390/photonics9030135>
2. García, S., Salvá, L., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., Ferrando, V., & Montagud-Martínez, D. (2022). Polychromatic Assessment of a Refractive Segmented EDOF Intraocular Lens. *Journal of Clinical Medicine*, 11(6), 1480. <https://doi.org/10.3390/jcm11061480>
3. Ferrando, V., Montagud-Martínez, D., Martínez-Espert, A., & Furlan, W. D. (2022). Profile of a new extended range-of-vision IOL: comments on the laboratory study by Tognetto et al. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 260(12), 4021–4022. <https://doi.org/10.1007/s00417-022-05781-9>
4. Salvá, L., García, S., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., Montagud-Martínez, D., & Ferrando, V. (2023) Comparison of the Polychromatic Image Quality of Two Refractive-Segmented and

Two Diffractive Multifocal Intraocular Lenses. *Journal of Clinical Medicine*, 12, 4678. <https://doi.org/10.3390/jcm12144678>

5. Salvá, L., García, S., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., & Ferrando, V. (2023). Optical Performance of a Segmented Extended-Depth-of-Focus Intraocular Lens under the Influence of Different Values of Spherical Aberration Generated by Refractive Surgery. *Journal of Clinical Medicine*, 12(14), 4758. <https://doi.org/10.3390/jcm12144758>
6. García, S., Salvá, L., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., & Ferrando, V. (2023). Numerical Analysis of the Effect of Decentered Refractive Segmented Extended Depth of Focus (EDoF) Intraocular Lenses on Predicted Visual Outcomes. *Photonics*, 10, 850. <https://doi.org/10.3390/photonics10070850>
7. Gargallo, D., Martínez-Espert, A., Perches, S., Collados, M.V., Remón, L., & Ares, J. (2024). Multi-toric optical element to compensate ocular astigmatism with increased tolerance under rotation. *Optics Letters*, 49, 2289-2292. <https://doi.org/10.1364/OL.518973>
8. Vila-Andrés, R., Martínez-Espert, A., Furlan, W. D., Esteve-Taboada, J. J., & Micó, V. (2025). Non-contact lensless holographic reconstruction of diffractive intraocular lenses profiles. *Scientific Reports*, 15(1), 566.

