



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

## **TESIS DOCTORAL**

**Influencia del comportamiento cromático de las  
lentes intraoculares en la función visual**

**Chromatic performance of intraocular lenses with  
influence on the visual function**

Memoria para optar al grado de Doctora por la  
UPC presentada por

**Laura Clavé Cerezo**

**Dirección**

María S. Millán García-Varela

Aurora Torrents Gómez

Departamento de Óptica y Optometría  
Terrassa, abril 2023

*A Marta que se fue,*

*a Paco, Emma y Adrià por su apoyo  
incondicional,*

*a Ana por estar siempre.*

## Financiación

Parte del trabajo de investigación contenido en esta memoria ha sido financiado por las siguientes entidades:

- Ministerio de Ciencia e Innovación, Agencia estatal de Investigación. Título “LENTES INTRAOCULARES AVANZADAS: DISEÑO, CALIDAD ÓPTICA Y REPERCUSIÓN CLÍNICA”, Código DPI2016-76019-R.
- Centro de Cooperación y Desarrollo de la Universidad Politècnica de Catalunya. 2019. CCD (UPC) 2019-B004
- Ministerio de Ciencia e Innovación. Programa estatal de I+D+I orientado a los retos de la sociedad. Título “IMPLANTES ÓPTICOS EN CIRUGÍA REFRACTIVA DE CATARATAS PARA UNA CORRECCIÓN PERSONALIZADA”, Código PID2020-114582RB-I00
- Generalitat de Catalunya: Grup de recerca consolidat GOAPI (Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen) 2017 SGR 1048 y 2021 SGR 00388.
- Fundación estatal para la formación en el empleo. Permiso individual de formación. Convocatorias 2018-2022.
- Consorci Sanitari del Maresme. Beca de intensificación. Programa de intensificación 2021-2022.

## RESUMEN

Las lentes intraoculares multifocales difractivas tienen un diseño híbrido refractivo-difractivo que consiste en una lente base de alta potencia y un perfil difractivo de baja potencia incorporado en una de sus superficies. Estas lentes se utilizan para proporcionar al ojo implantado (pseudofáquico) una visión nítida de lejos y de cerca, con una calidad que depende del diseño de la lente.

Este tipo de lentes muestra una dependencia singular con la longitud de onda en comparación con las lentes puramente refractivas. Las medidas realizadas en banco óptico con un modelo de ojo revelaron las variaciones de distribución de eficiencia energética entre los focos de lejos y de cerca según la longitud de onda utilizada y el orden de difracción involucrado. Además, la aberración cromática longitudinal de los componentes refractivo y difractivo puede alcanzar valores muy distintos en cada foco dependiendo del orden de difracción interviniente. El propósito central de este trabajo es comprobar si el comportamiento espectral de estas lentes se traslada de algún modo a la percepción visual del paciente implantado con lentes multifocales difractivas.

Tras unas pruebas preliminares, se observó que los métodos de medida clínicos habituales eran insuficientes para abordar el problema. Por ello, se diseñaron nuevos métodos y protocolos para evaluar la función visual a través de la agudeza visual (AV) de alto contraste. Se consideraron aspectos espaciales y cromáticos de la función visual estableciendo un amplio rango de distancias de visión, fuentes de luz con diferente contenido espectral y diversos grupos de sujetos.

Para detectar los posibles efectos de este comportamiento espectral en la función visual de los pacientes implantados con lentes difractivas, se diseñó un método de medida de la AV utilizando unos optotipos específicos iluminados, sucesivamente, con cuatro fuentes de luz LED: una blanca (W) y tres de color (verde (G) rojo (R) y azul (B)).

Para facilitar la comparación, se realizaron exámenes adicionales en grupos de observadores fáquicos jóvenes y pseudofáquicos monofocales. Los resultados obtenidos con estos dos grupos revelaron diferencias significativas entre ellos: La mejor AV lejana

se obtuvo con iluminación roja y blanca del test para el grupo de fásicos jóvenes (AV blanco=-0.104 y AV rojo=-0.108 logMAR), mientras que para el grupo de pseudofásicos monofocales fue con iluminación blanca y verde (AV blanco=-0.012 y AV verde=-0.009 logMAR). Para ambos grupos, la iluminación azul proporcionó la peor AV (0.258 logMAR en ambos grupos).

Posteriormente, se estudió la AV en el foco lejano y en el foco cercano en pacientes pseudofásicos implantados con tres tipos de lentes intraoculares trifocales comerciales: AT LISA tri (Carl Zeiss), FineVision (PhysIOL), y Versario (Bausch&Lomb). Los resultados obtenidos mostraron en los tres grupos un claro desequilibrio entre las AV lejanas y cercanas, agravado por el tipo de iluminación (W, R, G, B). En el foco lejano, se obtuvo mejor AV con la iluminación roja (AT LISA AV=0,1, FineVision AV= 0,13 y Versario AV=0,00) que con la azul (AT LISA AV=0,32, FineVision AV= 0,37 y Versario AV=0,22). Por el contrario, en el foco de cerca se obtuvo mejor AV con iluminación azul (AT LISA AV=0,21, FineVision AV= 0,24 y Versario AV=0,32) que con la roja (AT LISA AV=0,38, FineVision AV= 0,44 y Versario AV=0,55). Pruebas adicionales realizadas para compensar la aberración cromática longitudinal en ambos focos permitieron demostrar el efecto determinante de la dependencia de eficiencia energética con la longitud de onda, especialmente evidentes en el foco de cerca.

Los resultados de AV obtenidos en los pacientes implantados con lentes intraoculares multifocales difractivas fueron coherentes con las curvas de distribución de la eficiencia energética obtenidas en el modelo de ojo con las mismas iluminaciones, mostrando un desequilibrio en la AV al utilizar luz monocromática, en los focos de lejos y cerca.

## RESUM

Les lents intraoculars multifocals difractives tenen un disseny híbrid refractiu-difractiu que consisteix en una lent base d'alta potència i un perfil difractiu de baixa potència incorporat en una de les superfícies. Aquestes lents es fan servir per proporcionar a l'ull implantat (pseudofàquic) una visió nítida de lluny i de prop, amb una qualitat que depèn del disseny de la lent.

Aquests tipus de lents mostra una dependència singular amb la longitud d'ona en comparació amb les lents purament refractives. Les mesures realitzades al banc òptic amb un model d'ull van revelar les variacions de distribució d'eficiència energètica entre els focus de lluny i de prop segons la longitud d'ona utilitzada i l'ordre de difracció involucrat. A més, l'aberració cromàtica longitudinal dels components refractiu i difractiu pot assolir valors molt diferents a cada focus depenent de l'ordre de difracció que intervé. El propòsit central d'aquest treball és comprovar si el comportament espectral d'aquestes lents es trasllada d'alguna manera a la percepció visual del pacient implantat amb lents multifocals difractives.

Després d'unes proves preliminars, es va observar que els mètodes de mesura clínics habituals eren insuficients per abordar el problema. Per això, es van dissenyar nous mètodes i protocols per avaluar la funció visual mitjançant l'agudesesa visual (AV) d'alt contrast. Es van considerar aspectes espacials i cromàtics de la funció visual establint un ampli rang de distàncies de visió, fonts de llum amb contingut espectral diferent i diversos grups de subjectes.

Per detectar els possibles efectes d'aquest comportament espectral a la funció visual dels pacients implantats amb lents difractives, es va dissenyar un mètode de mesura de l'AV utilitzant uns optotips específics il·luminats, successivament, amb quatre fonts de llum LED: una blanca (W) i tres de color (verd (G) vermell (R) i blau (B)).

Per facilitar-ne la comparació, es van realitzar exàmens addicionals en grups d'observadors fàquics joves i pseudofàquics monofocals. Els resultats obtinguts amb aquests dos grups van revelar diferències significatives entre ells: La millor AV llunyana es va obtenir amb il·luminació vermella i blanca del test per al grup de fàquics joves (AV

blanc=-0.104 i AV vermell=-0.108 logMAR), mentre que per a el grup de pseudofàquics monofocals va ser amb il·luminació blanca i verda (AV blanc=-0.012 i AV verd=-0.009 logMAR). Per a tots dos grups, la il·luminació blava va proporcionar la pitjor AV (0.258 logMAR en tots dos grups).

Posteriorment, es va estudiar l'AV al focus llunyà i al focus proper en pacients pseudofàquics implantats amb tres tipus de lents intraoculars trifocals comercials: AT LISA tri (Carl Zeiss), FineVision (PhysIOL), i Versario (Bausch&Lomb). Els resultats obtinguts van mostrar als tres grups un clar desequilibri entre les AV llunyanes i properes, agreujat pel tipus d'il·luminació (W, R, G, B). Al focus llunyà, es va obtenir millor AV amb la il·luminació vermella (AT LISA AV=0,1, FineVision AV= 0,13 i Versario AV=0,00) que amb la blava (AT LISA AV=0,32, FineVision AV= 0,37 i Versario AV=0,22). Per contra, al focus de prop es va obtenir millor AV amb il·luminació blava (AT LISA AV=0,21, FineVision AV= 0,24 i Versario AV=0,32) que amb la vermella (AT LISA AV=0,38, FineVision AV= 0,44 i Versario AV=0,55). Proves addicionals realitzades per compensar l'aberració cromàtica longitudinal a tots dos focus van permetre demostrar l'efecte determinant de la dependència d'eficiència energètica amb la longitud d'ona, especialment evidents al focus de prop.

Els resultats d'AV obtinguts en els pacients implantats amb lents intraoculars multifocals difractives van ser coherents amb les corbes de distribució de l'eficiència energètica obtingudes al model d'ull amb les mateixes il·luminacions, mostrant un desequilibri a l'AV amb llum monocromàtica, als focus de lluny i de prop.

## ABSTRACT

Diffraction multifocal intraocular lens typically uses a hybrid refractive-diffractive design that consist of a high-power refractive base lens and a low-power diffractive profile engraved on one of its surfaces. These lenses are used to provide the pseudophakic eye with sharp vision, at near and far object distances, with a quality that depends on the design of the lens.

This sort of lenses shows distinct wavelength dependence compared to purely refractive lenses. The measurements carried out with an eye model on optical bench revealed the asymmetry of energy efficiency distribution between the far and the near focus depending on the wavelength used and the diffraction order involved. In addition, the longitudinal chromatic aberration of the refractive and diffractive components, once combined, can reach different values in either focus depending on the diffraction order involved. The main purpose of this work is to prove whether the spectral behaviour of these lenses is transferred in some way to the visual perception and quality of the patient implanted with diffractive multifocal lenses.

After some preliminary tests, it was found that the usual clinical measurement methods were insufficient to address the problem. Therefore, new methods and protocols were designed to assess visual function through high-contrast visual acuity (VA). Spatial and chromatic aspects of visual function were considered by establishing a wide range of viewing distances, light sources with different spectral content, and diverse groups of subjects.

To detect the possible effects of this spectral behaviour on the visual function of patients implanted with diffractive intraocular lenses, a method for VA assessment was designed using specific optotypes illuminated, successively, with four LED light sources: one white (W) and three coloured (green (G), red (R), and blue (B)).

Additional examinations were performed on monofocal pseudophakic and young phakic observers for the sake of comparison. The results obtained with these two groups at far vision distance revealed significant differences between them: The best VA was obtained with R and W illuminations for the group of young phakics (W VA=-0.104 and

R VA=-0.108 logMAR) while it was obtained with W and G illuminations (W VA=-0.012 and G VA=-0.009 logMAR) for the monofocal pseudophakic group. For both groups, the B illumination of the test provided the worst VA (0.258 logMAR both groups).

Subsequently, VA was studied in the far and near foci of pseudophakic patients implanted with three types of commercial trifocal intraocular lenses: AT LISA tri (Carl Zeiss), FineVision (PhysIOL), and Versario (Bausch&Lomb). The results obtained showed a clear imbalance between the far and near VAs in the three groups, worsened by the type of lighting (W, R, G, B). With W light, the clinical results reached a high agreement with the VA prediction calculated from the experimental values of the modulation transfer function obtained with the eye model. At the far focus, better VA was obtained with R illumination (AT LISA VA=0.1, FineVision VA =0.13 and Versario VA =0.00) than with B light (AT LISA VA =0.32, FineVision VA= 0.37 and Versario VA=0.22). On the contrary, in the near focus, better VA was obtained with B illumination (AT LISA VA =0.21, FineVision VA =0.24 and Versario VA =0.32) than with the R light (AT LISA VA =0.38, FineVision VA =0.44 and Versario VA =0.55). Additional tests were performed to compensate for the longitudinal chromatic aberration in both foci. They allowed us to demonstrate the crucial impact of the spectral dependence of energy efficiency on the visual acuity.

The VA results obtained in patients implanted with diffractive multifocal intraocular lenses were consistent with the energy efficiency distribution curves obtained in the eye model with the same lighting, showing an asymmetry in VA when using monochromatic light in the near and far foci.

## PRÓLOGO

La cirugía de la catarata consiste en sustituir el cristalino opacificado por una lente intraocular. La potencia de la lente intraocular implantada, habitualmente monofocal, se calcula para conseguir un correcto enfoque en visión lejana, siendo necesario el uso de corrección óptica para una visión cercana nítida.

Las lentes intraoculares (LIOs) multifocales surgen como una de las posibles soluciones para proporcionar una visión nítida, tanto en visión lejana como en visión cercana, sin ayuda de corrección óptica. Las lentes intraoculares multifocales difractivas son las que se implantan de manera mayoritaria y en la actualidad existen distintos diseños (bifocales y trifocales, principalmente).

Las LIOs multifocales difractivas tienen, en realidad, un diseño híbrido refractivo-difractivo que combina una lente refractiva de potencia base con una lente difractiva que proporciona la adición haciendo uso de uno o más órdenes de difracción. La lente difractiva se consigue mediante un perfil de relieve micrométrico, diseñado para una longitud de onda (típicamente 550nm), grabado en una o en ambas caras de la lente refractiva. Aunque la adición siempre aporta poca potencia en relación con la potencia base, el hecho de que provenga de un perfil difractivo le confiere una dependencia acentuada con la longitud de onda en comparación con las lentes puramente refractivas. Los antecedentes de este comportamiento singular, que han motivado la realización de este trabajo pueden encontrarse en (Millán, Vega, and Ríos-López 2016, Millán and Vega 2017). En ambos documentos se explican algunos rasgos del comportamiento de las LIOs difractivas a partir de las diferencias que muestran con la longitud de onda.

Usando como parámetro de medición la eficiencia energética (EE) vemos, que, dependiendo de la longitud de onda, las LIOs difractivas muestran importantes diferencias de EE entre el foco lejano y cercano. Estas diferencias varían dependiendo del diseño de la lente.

Estos hallazgos obtenidos de manera experimental en un modelo de ojo de banco óptico nos han llevado a preguntarnos si el paciente implantado con una LIO difractiva percibe el cambio de comportamiento de estas lentes dependiendo de la longitud de onda. Surge

entonces la curiosidad por detectar las posibles alteraciones en la función visual del paciente y el interés por conocer el impacto que puedan tener en su vida cotidiana.

El propósito último de este trabajo es comprobar si el comportamiento de estas lentes con diferentes longitudes de onda observado de manera experimental en banco óptico se refleja en algún modo en la percepción del paciente implantado con lentes multifocales difractivas.

El camino recorrido hasta llegar allí ha tenido que abordar numerosas etapas previas. Tras unos resultados preliminares esperanzadores, se observó que los materiales y los métodos de medida clínicos habituales se quedaban cortos para discernir separadamente la influencia de los múltiples factores que intervienen en la medida de la función visual. Ha habido que diseñar nuevos métodos y protocolos objetivos, comprobar su viabilidad e idoneidad para el examen clínico y confrontar los resultados con los publicados por otros autores. Nos hemos tenido que remontar al examen de la agudeza visual (AV) de alto contraste para un amplio rango de distancias de observación. Lo hemos hecho tanto en adultos jóvenes con la acomodación preservada como en adultos – generalmente, de edad avanzada - sometidos a una cirugía de catarata con implante de LIO. Hemos considerado varios tipos de iluminación: luz blanca (W) y luz cuasi monocromática en las bandas espectrales roja (R), verde (G) y azul (B). Hemos evaluado diversos grupos de sujetos: jóvenes sanos y pacientes implantados; de estos últimos, hemos examinado desde pacientes implantados con LIOs monofocales (lentes refractivas) hasta pacientes implantados con lentes multifocales difractivas.

Para cubrir el propósito de analizar la función visual, espacial y cromática, de los sujetos implantados con lentes multifocales difractivas, hemos diseñado un método novedoso que compara la eficiencia energética medida ópticamente en los focos de lejos y cerca para cada tipo de iluminación W, R, G, B, con la AV percibida por el paciente en los mismos focos y con las mismas iluminaciones.

Las pruebas que se presentan en este trabajo se han realizado en dos entornos:

- por una parte, un laboratorio, donde la LIO se caracteriza en un modelo de ojo en banco óptico que cumple las condiciones establecidas por un estándar internacional (*ISO 11979-2:2014*) y
- por otra parte, un entorno clínico, donde se han evaluado pacientes con distintos tipos de LIO's implantadas. Se ha medido la agudeza visual con optotipos específicos de visión lejana y cercana iluminados con fuentes de luz LED cuasi monocromática, de la misma longitud de onda que la usada para la realización de la parte experimental en un modelo de ojo en banco óptico.

Realizadas las mediciones, analizamos los resultados obtenidos de AV para cada diseño de lente y comparamos las diferencias que puedan existir entre el foco lejano y cercano para cada longitud de onda. También comparamos los resultados obtenidos para los distintos diseños de lentes difractivas utilizadas. En todos los casos, se aporta la interpretación de los resultados clínicos a partir de la caracterización óptica de las lentes.

# ÍNDICE

PARTE I. PLANTEAMIENTO .....	1
CAPÍTULO 1. Introducción .....	1
1.1 Antecedentes .....	1
1.1.1 Resultados experimentales de Eficiencia Energética (EE) y Aberración Cromática Longitudinal (ACL) en Laboratorio Óptico.....	7
1.1.2 Caracterización clínica de las lentes intraoculares multifocales.....	10
1.1.3 Métricas experimentales como predictores de la agudeza visual clínica .....	11
1.1.4 Caracterización de la aberración cromática longitudinal del ojo fáquico y pseudofáquico.....	13
1.1.5 Algunas pruebas preliminares.....	15
1.2 Objetivos .....	16
Objetivo principal.....	16
Objetivos específicos.....	16
1.3 Metodología .....	20
1.3.1 Estudios clínicos .....	20
1.3.2 Experimentación en laboratorio óptico .....	21
1.4 Hipótesis de trabajo .....	21
1.5 Estructura de la memoria.....	22
CAPÍTULO 2. Conceptos fundamentales. ....	24
2.1 Lentes intraoculares.....	24
2.1.1 Tipos de lentes intraoculares .....	26
2.1.2 Formación de imágenes en una lente intraocular difractiva .....	28
2.1.3 Aberración cromática longitudinal en lentes difractivas .....	33
2.2 Métricas de calidad óptica .....	36
2.2.1 Función de transferencia de modulación (MTF) .....	36
2.2.2 Eficiencia energética .....	38
2.2.3 Aberración cromática longitudinal.....	39
2.3 Métricas de calidad visual .....	40
2.3.1 Agudeza visual.....	41
2.3.2 Curvas de desenfoque.....	42
2.4. Estudios clínicos .....	44
2.5 Tratamiento estadístico de los datos .....	44
PARTE II. RESULTADOS .....	46

CAPÍTULO 3. Evaluación de los métodos de medida de la agudeza visual para distintas distancias.....	46
3.1 Revisión de la instrumentación .....	46
3.2. Pruebas preliminares: medida de la agudeza visual para varios estados acomodativos .....	53
3.2.1 Introducción y propósito .....	53
3.2.2 Observadores, materiales y método .....	56
3.2.3 Resultados .....	61
3.2.4 Discusión .....	62
3.3. Elección, diseño y realización de optotipos .....	65
CAPÍTULO 4. Comparación de la agudeza visual medida a diferentes distancias con el método de la curva de desenfoque .....	72
4.1 Introducción y propósito .....	72
4.2 Observadores, materiales y método .....	75
4.3 Resultados .....	79
4.4 Discusión .....	85
CAPÍTULO 5. Agudeza visual en sujetos fáquicos y pseudofáquicos monofocales con iluminantes de distinta región espectral.....	91
5.1 Introducción y propósito .....	91
5.2 Observadores, materiales y método .....	92
5.3 Resultados .....	96
5.4 Discusión .....	101
CAPÍTULO 6. Caracterización de lentes intraoculares en un modelo de banco óptico .....	108
6.1 Dispositivo óptico .....	108
6.2 Lentes intraoculares .....	113
6.3 Métricas utilizadas en la caracterización óptica de las lentes intraoculares .....	118
6.4 Caracterización cromática de lentes intraoculares difractivas en un banco óptico ...	123
6.5 Curvas TF-MTFa y TF-EE policromáticas.....	131
6.6 Predicción de la AV postoperatoria media a partir de las métricas MTFa y TF-EE .....	134
CAPÍTULO 7. Visión espacial y cromática con lente intraocular multifocal difractiva .....	138
7.1 Introducción y propósito .....	138
7.2. Experimento 1: Agudeza visual de lejos y de cerca bajo iluminación R, G, B, y W en pacientes pseudofáquicos con lentes trifocales difractivas.....	142
7.2.1 Observadores, materiales y método .....	142
7.2.2 Resultados .....	146
7.3 Experimento 2 .....	159
7.3.1 Observadores, materiales y método .....	159

7.3.2 Resultados .....	161
7.4 Discusión .....	165
CONCLUSIONS .....	174
FUTURE WORKS.....	179
BIBLIOGRAFÍA.....	180
PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES DERIVADAS DE LA TESIS.....	189
ANEXO A.....	191
Especificaciones técnicas de los LEDs .....	191
ANEXO B .....	192
Informes favorables del comité de ética del hospital de Mataró .....	192
ANEXO C.....	194
PROTOCOLO LIO2019 Versión 4 .....	194
ANEXO D.....	203
Autorización y vinculación en el proyecto de investigación .....	203
PUBLICACIONES.....	205
PRESENTACIONES EN CONGRESOS .....	227

## LISTA DE ACRÓNIMOS

**ACL:** Aberración cromática longitudinal

**AE:** Aberración esférica

**AV:** Agudeza visual

**B-AV:** Agudeza visual con iluminación azul

**BCVA:** Del inglés, agudeza visual con la mejor corrección

**CSF:** Del inglés, función de sensibilidad al contraste

**Cd/m<sup>2</sup>:** Candelas por metro cuadrado

**CDRx:** Del inglés, diferencia cromática de refracción

**D:** Dioptría

**DC:** Del inglés, curva de desenfoque

**EDOF:** Del inglés, de foco extendido

**EE:** Eficiencia energética

**ETDRS:** Del inglés, estudio para el tratamiento temprano de la retinopatía diabética

**F:** Del inglés, lejos

**FC:** Cambio fraccional

**FDA:** Del inglés, administración de alimentos y fármacos

**G-AV:** Agudeza visual con iluminación verde

**ISO:** Del inglés, organización internacional para la normalización

**LED:** Del inglés, diodo de emisión de luz

**LIB:** Del inglés, luz en el cubo

**LIO:** Lente intraocular

**logMAR:** Del inglés, logaritmo del mínimo ángulo de resolución

**MAR:** Del inglés, mínimo ángulo de resolución

**MTF:** Del inglés, función de transferencia de modulación

**MTFa:** Del inglés, función de transferencia de modulación bajo la curva

**N:** Del inglés, cerca

**NF-AV:** Agudeza visual natural de lejos

**NN-AV:** Agudeza visual natural de cerca

**R-AV:** Agudeza visual con iluminación roja

**R G B:** Del inglés, rojo, verde y azul

**Rx:** Refracción

**SC:** Sensibilidad al contraste

**SF-AV:** Agudeza visual simulada de lejos

**SN-AV:** Agudeza visual simulada de cerca

**TF-EE:** Del inglés, eficiencia energética a lo largo del foco

**TF-MTFa:** Del inglés, función de transferencia de modulación bajo la curva a lo largo del foco

**VD:** Variando la distancia

# PARTE I. PLANTEAMIENTO

## CAPÍTULO 1. Introducción

### 1.1 Antecedentes

El síndrome de disfunción del cristalino es el término que se usa para definir la sucesión de cambios que experimenta esta lente ocular con el paso de los años. Dichos cambios en las propiedades refractivas del cristalino se manifiestan inicialmente con la pérdida progresiva de la capacidad de enfoque a objetos próximos o presbicia, seguido por la pérdida de transparencia o catarata. Esta pérdida de transparencia también se puede producir por otras causas, incluso en individuos jóvenes: traumatismos, cataratas congénitas, por efecto de algún fármaco etc.

La cirugía de la catarata consiste en reemplazar el cristalino por una lente intraocular (LIO) (Fig. 1.1). Las lentes utilizadas habitualmente se implantan en el saco capsular, aunque también existen otro tipo de lentes intraoculares que se emplazan en la cámara anterior o suturadas al sulcus. La cirugía convencional de la catarata se realiza mediante la técnica de la facoemulsificación. El primer paso de esta técnica consiste en la realización de una pequeña incisión (1 mm) para introducir viscoelástico en la cámara anterior. El propósito de esta sustancia es proteger las estructuras oculares de la cirugía y estabilizar el globo ocular para la incisión principal. Dicha incisión principal, se realiza con un cuchillete en la córnea y puede variar de tamaño dependiendo del instrumental que se vaya a utilizar, aunque habitualmente es de 2.2 mm. Gracias al desarrollo de LIOs de material flexible, que permiten introducir la lente enrollada con la ayuda de un inyector, el tamaño de la incisión se ha ido reduciendo hasta el que se realiza en la actualidad (Davis, 2016).

Posteriormente a través de la incisión principal, se introduce el cistitomo para realizar una apertura circular en la cápsula anterior del cristalino y seguidamente con la pieza de mano del facoemulsificador, se realiza la hidrodissección, para liberar el núcleo del cristalino de la cápsula y luego se aspira el contenido dejando el saco capsular, donde se

emplazará la LIO. La potencia de la LIO se calcula para para dejar al paciente emétrepe, es decir, con la mejor visión lejana sin ayuda de corrección óptica. Dichos cálculos utilizan fórmulas desarrolladas específicamente, teniendo en cuenta los parámetros biométricos del paciente (longitud axial, profundidad de la cámara anterior, topografía corneal) y parámetros de la lente intraocular (índice de refracción, número de Abbe, diseño etc.). Hay una gran variedad de fórmulas para calcular de la potencia de la lente intraocular, que incorporan constantes de optimización para predecir con más exactitud el resultado posoperatorio y reducir el error o sorpresa refractiva (Melles, Holladay and Chang, 2018; Hoffer and Savini, 2021). Actualmente, esta cirugía se realiza de forma ambulatoria, ya que no requiere ingreso hospitalario.

La lente intraocular que se implanta habitualmente es una lente monofocal (Fig. 1.2 a), que restaura la agudeza visual en el foco lejano, pero no así la habilidad de enfoque o acomodación. Las lentes intraoculares compensadoras de la presbicia -multifocales en su mayoría- surgen para evitar la dependencia de gafas en visión cercana. La amplia variedad de diseños de lentes intraoculares existentes en el mercado implica una evaluación profunda para poder elegir la lente que mejor se adapte a las características del paciente (Charman, 2014). Estas características no solo comprenden las singularidades oculares de cada paciente (salud ocular, astigmatismo corneal, aberración esférica, etc.) sino también los objetivos visuales, el estilo de vida y la personalidad del candidato (Marcos *et al.*, 2021; Yeu and Cuozzo, 2021). Una de las soluciones actuales más utilizadas para conseguir la multifocalidad es la difracción. Las lentes intraoculares multifocales difractivas (Fig. 1.2 b) ofrecen una (bifocales) o dos (trifocales) distancias de enfoque adicionales para la visión cercana e intermedia. Últimamente ha surgido una nueva generación de lentes llamadas de foco extendido o, por sus siglas en inglés, EDOF (extended depth of focus). Estas lentes intentan extender el rango de visión nítida mediante un foco elongado.

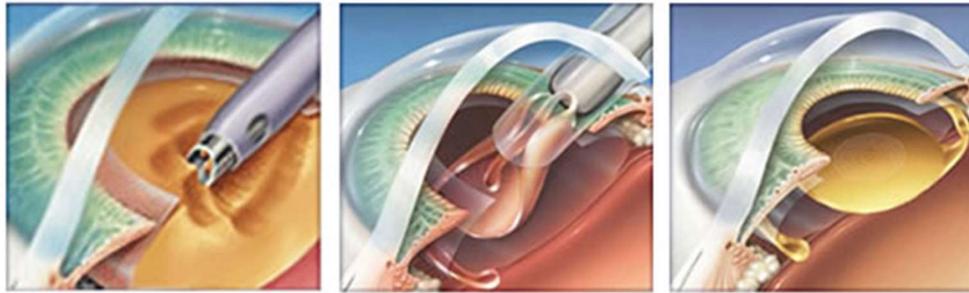


Figura 1.1. Esquema de la técnica de facoemulsificación. De izquierda a derecha: aspirado del cristalino, introducción de la LIO plegable en el saco capsular, ojo con la LIO implantada. (Fuente: ALCON, USA).

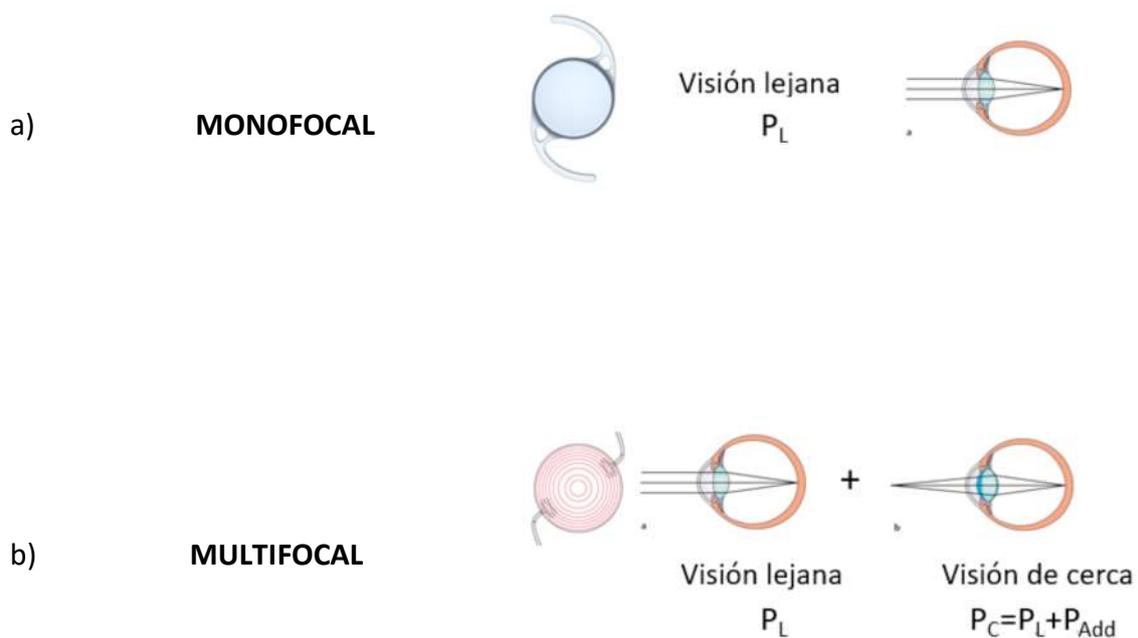


Figura 1.2: Esquema de un ojo implantado con una lente intraocular: (a) monofocal con potencia  $P_L$  ajustada a la visión de lejos y (b) multifocal con dos potencias, para visión de lejos  $P_L$  y visión de cerca  $P_C$ .

Este tipo de LIOs multifocales, están basadas en la formación simultánea de dos o más imágenes (LIOs bifocales o trifocales), por lo que el paciente tiene en la retina una imagen enfocada y, superpuesta a ella, una (o varias) imágenes desenfocadas (Fig. 1.3). Es el cerebro el que, por el interés en el objeto de fijación, selecciona la imagen nítida

obviando la desenfocada. No obstante, la coexistencia de dos o más imágenes simultáneas suele originar una reducción de la calidad visual de los pacientes, especialmente de su sensibilidad al contraste (Gil *et al.*, 2014), alteraciones de la estereopsis (Varón *et al.*, 2014) y un aumento de molestias por el deslumbramiento y la percepción de halos.

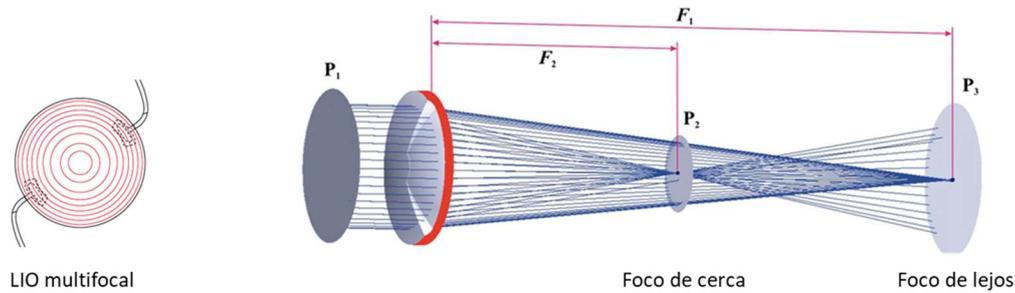


Figura 1.3: Esquema de la formación simultánea de imágenes a través de una lente multifocal difractiva (bifocal)(Fuente: Oculentis GmbH, Alemania).

Las LIOs multifocales difractivas tienen un diseño híbrido refractivo-difractivo que combina una lente refractiva base con una lente difractiva. Esta combinación en un solo componente se realiza mediante un perfil difractivo grabado en una de las superficies de la lente base. De esta manera, a la potencia refractiva de la lente base, se suman las potencias correspondientes a los órdenes de difracción con los que opere la lente difractiva. Por ejemplo, en el caso de las lentes difractivas bifocales, la eficiencia energética se reparte principalmente entre dos órdenes: el orden  $m=0$  -de potencia adicional nula- es utilizado, por lo general, para focalizar los objetos en visión de lejos. El orden  $m=1$  genera el foco cercano aportando la potencia adicional que suele denominarse ‘la adición’ de la lente. En estas lentes, un porcentaje no despreciable de la energía de la luz incidente se focaliza en otros órdenes de difracción que no contribuyen a ninguno de los focos útiles, degradando la calidad de imagen retiniana. La fracción de energía desperdiciada depende del diseño de la lente y queda, en buena parte, esparcida en el interior del ojo reduciendo el contraste de la imagen retiniana.

Este diseño híbrido refractivo-difractivo, muestra una dependencia particular con la longitud de onda en comparación con las lentes puramente refractivas. Los estudios teóricos (López-Gil and Montés-Micó, 2007; Weeber and Piers, 2012) y los trabajos experimentales realizados en un banco óptico con un modelo de ojo (Millán, Vega and

Ríos-López, 2016; Millán and Vega, 2020) muestran este comportamiento singular. En este tipo de lentes, la aberración cromática longitudinal (ACL) del componente refractivo y difractivo pueden ser de signo contrario y conjuntamente pueden alcanzar valores distintos dependiendo del orden de difracción. Del mismo modo, la eficiencia energética, que indica el reparto de la energía entre los focos para la visión de lejos y de cerca, puede alcanzar valores variables dependiendo de la longitud de onda y según el orden de difracción analizado.

La evaluación de la calidad óptica de las LIOs se realiza mediante métodos experimentales en el laboratorio óptico y métodos clínicos. Los trabajos experimentales realizados en un banco óptico con un modelo de ojo nos sirven para caracterizar las lentes intraoculares de forma objetiva antes de ser implantadas en el ojo humano. También para predecir los resultados de rendimiento visual una vez se implantan en el ojo. Algunas de las métricas habituales utilizadas para la caracterización de las LIOs en banco óptico son la función de transferencia de modulación (MTF)(Zhao and Mainster, 2007; Eppig, Scholz and Langenbacher, 2008; Gatinel and Houbrechts, 2013; Gatinel and Loicq, 2016) y la eficiencia energética (EE)(Vega, Alba-Bueno and Millán, 2011; Millán, Vega and Ríos-López, 2016; Millán and Vega, 2017).

Conocer la diferencia de MTF o EE entre dos lentes no es suficiente para determinar si un paciente apreciará diferencias en su agudeza visual o en su sensibilidad al contraste con diferentes lentes implantadas. Por este motivo, recientemente ha surgido interés en comparar las métricas obtenidas experimentalmente en el laboratorio óptico (MTF, TF-EE) y en clínica (AV, curvas de desenfoque, sensibilidad al contraste), especialmente en LIOs difractivas, debido a sus particulares propiedades ópticas.

Felipe et al. (Felipe *et al.*, 2010) obtuvieron un ajuste lineal al comparar la AV clínica con los valores de MTF obtenidos en el laboratorio. Alarcón et al. (Alarcon *et al.*, 2016) compararon la curva de desenfoque binocular en pacientes implantados con seis tipos distintos de LIOs con cuatro métricas (entre ellas la MTF) obtenidas en banco óptico. Los valores de AV clínica y métricas utilizadas *in vitro* mostraron una buena correlación y concluyeron que podían ser buenos predictores de la AV en ojos pseudoafáquicos.

Diversos estudios han demostrado que la MTFa y la EE son métricas equivalentes para caracterizar la calidad óptica de las lentes intraoculares y pueden ser usadas indistintamente como predictoras de la AV una vez implantadas en el ojo (He, Choi, Hong, 2017; Armengol *et al.*, 2020)

El estudio del comportamiento de las LIOs una vez implantadas se realiza en un entorno clínico mediante el examen de la función visual (Shen *et al.*, 2017; Mencucci *et al.*, 2018; Pedrotti *et al.*, 2018). En ambos casos, experimental y clínico, existen normas estándar para fijar las condiciones en las que se deben realizar las pruebas a fin de poder comparar los resultados (ISO 11979-2:2014).

Los resultados de los trabajos citados anteriormente y otros similares obtenidos de manera teórica y probados experimentalmente en el laboratorio óptico, han motivado en paralelo, la realización de estudios en pacientes implantados. Existe interés científico y clínico por conocer la incidencia del comportamiento de las LIOs difractivas con la longitud de onda sobre la propia aberración cromática del ojo -como diferencia cromática de potencia refractiva- y la función visual del paciente. Diversos autores han estudiado los cambios que experimenta la ACL del ojo al implantar una lente intraocular monofocal (Nagata *et al.*, 1999; Pérez-Merino *et al.*, 2013; Siedlecki *et al.*, 2014) o multifocal (Vinas *et al.*, 2020; Vinas *et al.*, 2022) aunque otros efectos en la visión cromática debido al implante de este tipo de lentes - como la distribución de energía en función de la longitud de onda- han sido escasamente estudiados más allá del laboratorio óptico. El impacto del implante de estas lentes sobre la visión del paciente y su determinación mediante exámenes clínicos están todavía en fase muy incipiente.

En los subapartados siguientes se van a detallar mediante ejemplos los antecedentes experimentales y clínicos que van a establecer la base de esta investigación.

### **1.1.1 Resultados experimentales de Eficiencia Energética (EE) y Aberración Cromática Longitudinal (ACL) en Laboratorio Óptico**

El análisis en banco óptico permite valorar, entre otras características, el comportamiento espectral, así como las aberraciones cromáticas de las lentes intraoculares. Particularmente, es de especial interés la distribución de luz o de energía en cada foco de la lente intraocular, así como la ACL que genera el perfil refractivo-difractivo en cada foco. Como ejemplo ilustrativo, se van a describir diversos estudios donde se explica el comportamiento de las LIOs multifocales respecto a la EE y la ACL en función de su diseño difractivo.

En el trabajo de Millán y colaboradores (Millán, Vega and Ríos-López, 2016) se realizó la caracterización cromática de cuatro LIOs difractivas bifocales con diferentes diseños y adiciones. Dicha caracterización consistió en un barrido a lo largo del eje óptico en el espacio imagen (through-focus, TF) para medir la Eficiencia Energética (TF-EE) en cada punto analizado con tres iluminaciones casi monocromáticas en las regiones roja (R), verde (G) y azul (B). Se obtuvo la curva de EE a través del eje óptico con cada una de ellas (Fig. 1.4). Estas lentes bifocales mostraron un doble grupo de picos de EE para los colores R, G y B correspondientes al foco lejano y cercano de cada LIO. Los desplazamientos relativos para cada foco entre los valores de EE máximos para cada longitud de onda mostraron la ACL existente. Mientras que la ACL era positiva en el foco lejano de las cuatro LIOs estudiadas, en el foco cercano se obtuvo una ACL menor en magnitud y, en ocasiones, de signo contrario a la del foco lejano. En ambos diseños de LIOs (apodizado y no apodizado), si se comparan los valores de EE para la luz azul, se aprecia que en el foco cercano se obtuvieron valores más altos de EE y en el foco lejano fueron más bajos. Para el rojo ocurrió justo lo contrario.

A modo de comparación, se incluyó la caracterización de dos lentes monofocales. En estas, se obtuvo un único grupo de tres picos RGB correspondientes al foco de lejos.

## BIFOCAL INTRAOCULAR LENSES

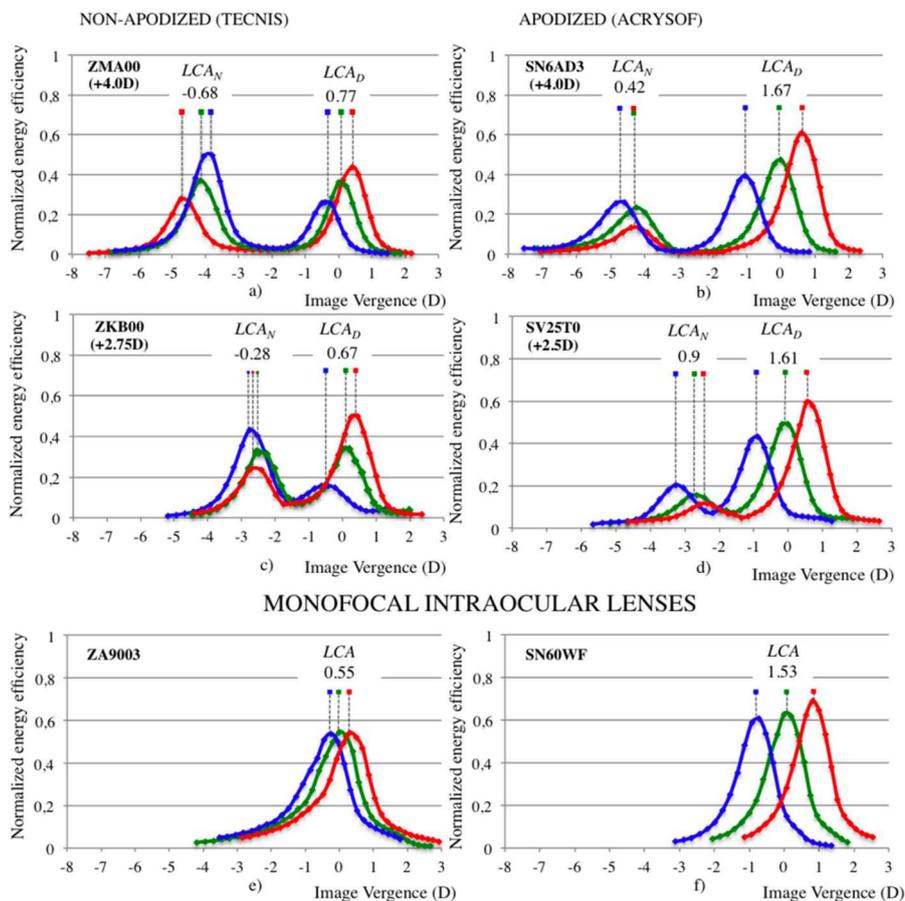


Figura 1.4: Medidas experimentales through-focus de la eficiencia energética (TF-EE) normalizada en función de la vergencia imagen (0.0D corresponde a la visión de lejos) y aberración cromática longitudinal en las lentes examinadas: Tecnis ZMA00 con adición +4.0D, Tecnis ZKB00 con adición +2.75D, ACRYSOF SN6AD3 con adición +4.0D, ACRYSOF SV25T0 con adición +2.5D y las monofocales ZA9003 y SN60WF) para una pupila de 3.5 mm en el plano de la LIO. Iluminación mediante LEDs, de banda espectral estrecha, en las longitudes de onda 625 nm (línea roja), 530 nm (línea verde) y 455 nm (línea azul). Se indican los valores de la aberración cromática longitudinal (LCA) en dioptrías correspondientes a los focos de lejos (D) y cerca (N) En el caso de las monofocales se muestra en foco de lejos (D). (Fuente: Millán, Vega and Ríos-López, 2016).

Posteriormente, Millán y Vega (Millán and Vega, 2017) describieron el diseño teórico de una lente difractiva multiorden que operaba con los órdenes de difracción +1 y +2. Este diseño proporcionaba una lente bifocal de baja adición (+1.75D, que aporta un foco intermedio), si bien fue comercializada como lente de foco extendido o EDOF. Al analizar

su comportamiento cromático (Fig. 1.5), demostraron que la reducción de ACL en el foco de lejos coexistía con un gran desequilibrio de EE entre focos para la luz roja y azul, todavía mayor que en el caso de las lentes bifocales. La ACL también era importante en el foco intermedio, pero, al ser una lente de baja adición, el resultado podía englobarse en una extensión de foco. El pico de EE obtenido para la luz roja en el foco intermedio (la adición es de +1,75) era muy bajo y estaba muy desequilibrado con respecto al foco lejano rojo. Para el color azul, la LIO mostró el comportamiento contrario: es. decir, la EE en el foco cercano era muy superior a la energía que llegaba al foco lejano, que era casi inexistente. Para esta lente concreta, para la luz azul, la LIO se comportó prácticamente como una lente monofocal (Fig. 1.5).

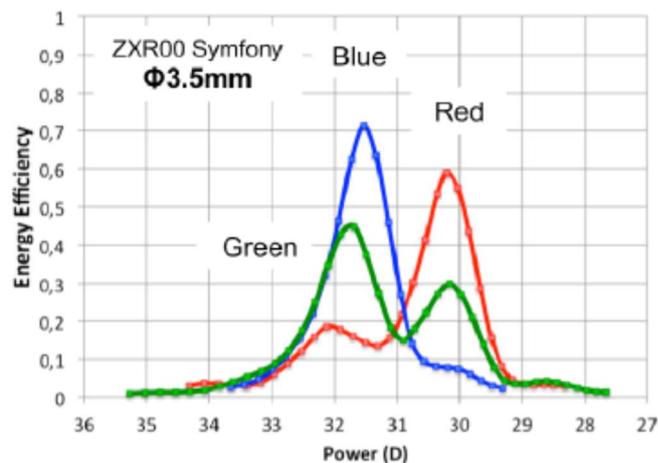


Figura 1.5: Curva de TF-EE medida experimentalmente para una lente Tecnis ZXR00 Symphony de 30 D para una pupila de 3.5mm. (Fuente: Millán and Vega, 2017).

Millán y colaboradores han caracterizado asimismo lentes trifocales que tienen un perfil difractivo compuesto y utilizan dos o tres órdenes de difracción (Physiol FineVision, Bausch&Lomb Versario 3F) (Millán and Vega, 2020)) (Fig. 1.6). Estas lentes muestran un triple conjunto de picos RGB TF-EE correspondientes a los focos lejano, intermedio y cercano. La distribución de energía muestra claramente que estas lentes tienen un predominio energético en el foco de lejos sobre los focos intermedio y de cerca. Para el foco de lejos, los valores más altos y bajos de EE corresponden a las iluminaciones R y B, respectivamente, mientras que para el foco de cerca es justo al revés, es decir, el componente B obtiene valores más altos de EE y el R más bajos. Es de destacar el signo

contrario de estas variaciones que se producen alrededor de los valores obtenidos con luz verde (G) que es la iluminación más próxima a la longitud de onda de diseño.

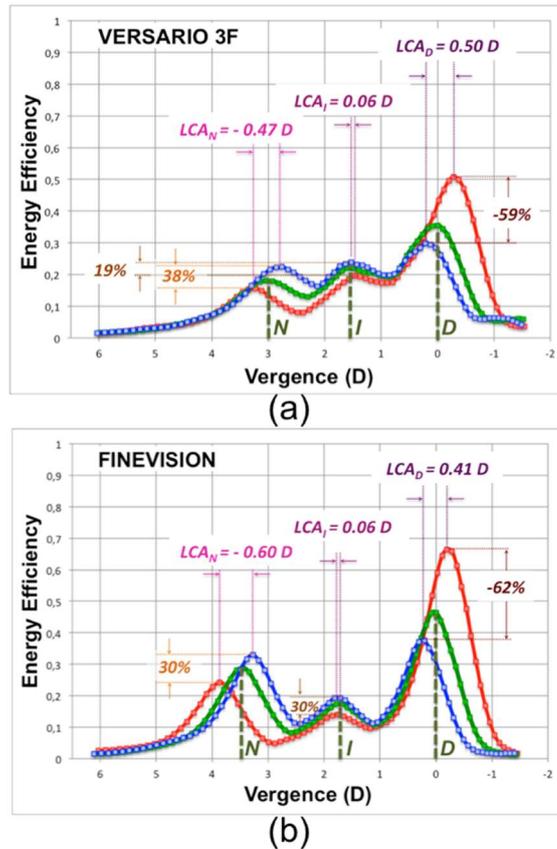


Figura 1.6: Medidas experimentales de TF-EE versus la vergencia imagen (0.0 D indica visión lejana) de las lentes difractivas trifocales para una pupila de 3.5mm: (a) Versario 3F, (b) FineVision. Los resultados fueron obtenidos con las iluminaciones R, G y B descritas en la Fig.1.5. Se muestran los valores de ACL (D) y EE en los 3 focos (lejano, cercano e intermedio) (Fuente: Millán and Vega, 2020).

Los resultados obtenidos en el laboratorio óptico con distintos diseños de lentes multifocales difractivas, confirman que las EE obtenidas dependen fuertemente de la longitud de onda en todos los casos, y varían en función del diseño y el material de la LIO.

### 1.1.2 Caracterización clínica de las lentes intraoculares multifocales

El desarrollo de compensaciones oftálmicas mixtas para la visión de lejos y la presbicia (lentes progresivas, lentes de contacto multifocales, lentes intraoculares multifocales o

de foco extendido) ha llevado a considerar la medida de la AV para distintos valores de vergencia mediante curvas de desenfoque.

Debido a que analizar mediante esta técnica un ojo pseudofáquico es clínicamente relevante para evaluar la profundidad de foco y comparar el rendimiento de las LIO, especialmente con las LIO multifocales y EDOF, surge la duda sobre la equivalencia hipotética entre la AV natural, es decir, observando el optotipo a diferentes distancias y, simulando diferentes vergencias con lentes (método de la curva de desenfoque tradicional). Pieh et al. (Pieh *et al.*, 2002) abordaron el problema estudiando un grupo de pacientes pseudofáquicos monofocales e investigando si los cambios en la AV situando los optotipos a diferentes distancias eran reproducibles mediante el desenfoque. Llegaron a la conclusión de que el método de la curva de desenfoque no era adecuado para determinar la AV a distancias cercanas y debería usarse solo como un método comparativo para evaluar la profundidad de foco. Más específicamente, Pieh et al. encontraron que el método de la curva de desenfoque subestimaba los valores de AV medidos en visión natural cambiando la distancia del optotipo. Los autores plantearon la hipótesis de una razón fisiológica para las discrepancias observadas entre los resultados obtenidos con los dos métodos. Dado que la acomodación no fue posible en ambos métodos debido a los efectos de la cirugía de cataratas, las diferencias deberían deberse a la respuesta natural de la pupila asociada a la convergencia (miosis) al acercar el optotipo. Otros investigadores se hicieron eco de los resultados informados del trabajo de Pieh et al. y también propusieron una compensación matemática del aumento inducido por la lente (Buckhurst *et al.*, 2012; Wolffsohn *et al.*, 2013).

### **1.1.3 Métricas experimentales como predictores de la agudeza visual clínica**

Vega et al. (Vega *et al.*, 2018) utilizaron la métrica MTFa obtenida en el banco óptico para establecer una relación con la AV obtenida en pacientes pseudofáquicos implantados con tres tipos de lentes, una monofocal y dos bifocales. La caracterización de estas lentes fue utilizada para construir el modelo. Posteriormente se aplicó el modelo para predecir los valores de AV que se obtendrían con unas lentes de diseños distintos (de foco extendido y trifocales) que no se habían incluido en el conjunto de

prueba (pero de las que sí se disponía de datos de AV clínicos). Se comprobó que las curvas de desenfoco predichas según el modelo se ajustaban a los valores obtenidos de AV mediante curvas de desenfoco en los pacientes implantados.

La AV clínica obtenida en pacientes pseudofáquicos (Fig. 1.7 a, b) y la TF-MTFa obtenida experimentalmente en banco óptico (Fig. 1.7 c, d) con iluminación verde mostraron una correlación entre los valores más altos de AV y MTF. Las flechas azules muestran la correlación tanto en el caso de la lente monofocal (Fig. 1.7 Líneas negras) como en las bifocales (Fig. 1.7 Líneas naranjas).

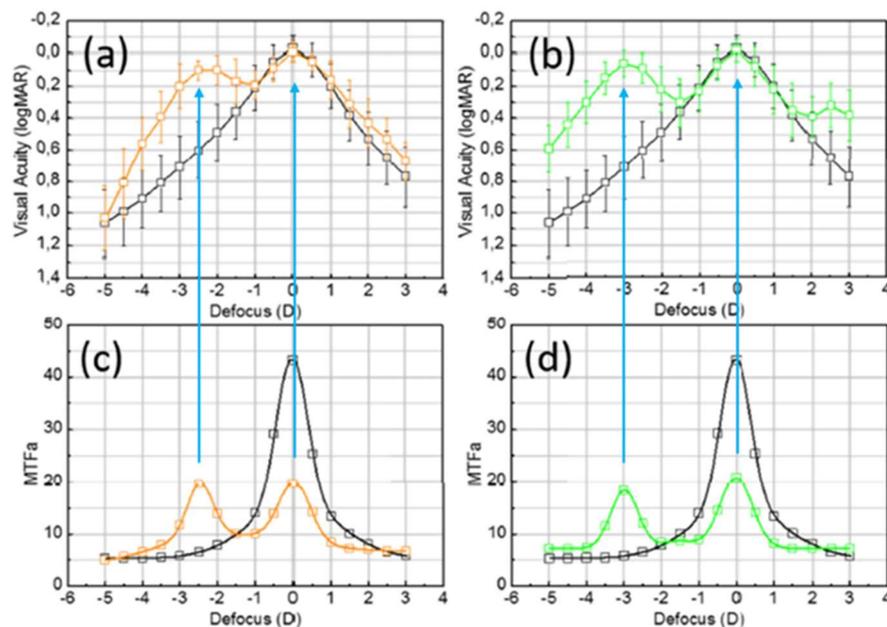


Figura 1.7: AV clínica (media y SD) (a,b) y MTFa (c,d) versus desenfoco (en plano de gafa) obtenidas para la lente monofocal ZCB (líneas negras) y las bifocales ZLBOO (líneas naranjas) y ZMBOO (líneas verdes). Los marcadores en las gráficas (c) y (d) son los valores de MTFa obtenidos en los puntos de desenfoco donde la AV ha sido medida. Las flechas azules muestran la correlación entre los valores más altos de AV y de MTF en el caso de una lente monofocal (líneas negras) y las bifocales (líneas naranjas) (Fuente: Vega *et al.*, 2018).

Fernández *et al.* (Fernández *et al.*, 2019) construyeron un ojo modelo usando los datos biométricos de 43 pacientes implantados con un modelo de LIO trifocal y constataron que existía una correlación entre los valores obtenidos de MTFa por simulación óptica y la AV y sensibilidad al contraste (SC) clínica.

Armengol et al. (Armengol *et al.*, 2020) investigaron el potencial de la EE para predecir la AV posoperatoria de sujetos implantado con lentes intraoculares difractivas. En este trabajo, se midió la EE y la MTFa de tres lentes intraoculares para estudiar la hipotética correlación de los valores de ambas métricas. De las mediciones independientes en banco de MTFa y EE para las tres lentes encontraron una correlación lineal entre MTFa y EE, lo que indicaba que ambas métricas podían ser equivalentes para las lentes perfil difractivo parabólico y multifocales con sus focos sobre un mismo eje óptico. Por tanto, ambas constituyen un buen indicador preclínico para medir la calidad óptica de las LIO multifocales difractivas y predecir la AV promedio.

#### **1.1.4 Caracterización de la aberración cromática longitudinal del ojo fáquico y pseudofáquico**

Varios autores han caracterizado la ACL del ojo humano mediante métodos psicofísicos utilizando diferentes técnicas. Howarth et al. (Howarth and Bradley, 1986) y Cooper et al. (Cooper and Pease, 1988), utilizaron un optómetro de Badal, aunque en el caso de Cooper lo realizaron mediante un ajuste de Vernier. Ambos trabajos obtuvieron valores promedio parecidos de ACL (Howarth y Bradley  $2.25 \pm 0.15$  D, Cooper y Pease  $2.17 \pm 0.28$  D). Thibos et al. (Thibos *et al.*, 1990), mediante un método de alineación de Vernier, estudiaron los cambios del defecto refractivo para diferentes longitudes de onda en un grupo de 6 observadores y obtuvieron valores de entre 1.2 y 1.8 D. Vinas et al. (Vinas *et al.*, 2015) compararon los valores obtenidos mediante un optómetro de Badal con técnicas de doble paso y constataron que las ACL obtenidas con el optómetro de Badal eran significativamente más altas que las obtenidas con la técnica de doble paso (1.51 vs 1.00 D). De igual manera se han usado métodos objetivos para cuantificar la ACL. Marcos et al. (Marcos *et al.*, 1999) usaron un refractómetro con resolución espacial para medirla por frente de onda en tres sujetos y obtuvieron valores de entre 1.13 y 1.44 D, Wang et al. (Wang *et al.*, 2008) usaron un retinoscopio con cuatro fuentes de luz pseudomonocromáticas para estudiar la ACL en niños y en adultos y comprobaron que la ACL en niños era significativamente mayor que en adultos ( $1.62 \pm 0.14$  D,  $0.96 \pm 0.17$  D). Atchison et al. (Atchison and Smith, 1993) en su trabajo estudiaron de modo teórico la

ACL y sus variaciones con la acomodación y calcularon un incremento de ACL del 2,1 al 2,6% por cada dioptría de acomodación; en cambio, Cooper et al. (Cooper and Pease, 1988), en su estudio comprobaron que la ACL a 40 cm tenía aproximadamente la misma magnitud que la medida a 3 metros ( $2,17 \pm 0,28 \text{ nm}$  vs  $2,21 \pm 0,17 \text{ nm}$ ).

La sustitución del cristalino natural del ojo por una lente intraocular (LIO) podría modificar la ACL del ojo pseudofáquico, dependiendo de la dispersión cromática del material de la lente, así como de otras características de diseño del implante (Millán, Vega and Ríos-López, 2016). En términos generales, cuanto más dispersivo sea el material de la LIO (menor número de Abbe), mayor será la ACL. Este tema es de creciente interés en la actualidad y tiene una influencia en los nuevos diseños de LIOs para la corrección de la presbicia (Łabuz *et al.*, 2019).

Varios autores han estudiado el impacto de diferentes tipos de LIOs en la ACL del ojo. Nagata et al. (Nagata *et al.*, 1999) usaron un cromoretinoscopio de Bobier y Sivak para determinar la diferencia cromática de refracción (CDRx) bajo longitudes de onda de iluminación de 500 y 640 nm. Midieron la CDRx en cuarenta ojos implantados con una LIO de polimetilmetacrilato (PMMA) (número de Abbe 58) y 49 ojos con lentes acrílicas blandas (Acrysof) (número de Abbe 37) y determinaron que los ojos con lentes Acrysof implantadas tenían una CDRx mayor que los ojos con implante de PMMA (0,98D frente a 0,64D). Siedlecki et al. (Siedlecki *et al.*, 2014) midieron la refracción con diferentes longitudes de onda (470, 525 y 660nm) y usaron un refractómetro modificado para evaluar la variación de la CDRx dependiendo del material de la LIO. Pérez-Merino et al. (Pérez-Merino *et al.*, 2013) midieron la CDRx en ojos implantados con dos tipos de lentes acrílicas, Tecnis (número de Abbe 55) y Acrysof (número de Abbe 37) mediante trazado de rayos con dos longitudes de onda (532 y 785 nm) y obtuvieron un valor de CDRx significativamente más bajo para la Tecnis que para la Acrysof. Millán et al. (Millán *et al.*, 2019) desarrollaron un autorrefractómetro con un disco de Scheiner iluminado con diferentes longitudes de onda para su uso clínico y encontraron niveles más bajos de CDRx en ojos pseudofáquicos implantados con tres tipos de LIO monofocal que en ojos fáquicos. Entre los ojos pseudofáquicos, confirmaron clínicamente que aquéllos a los que se implantaron materiales de LIO de mayor número de Abbe obtuvieron valores de CDRx más bajos.

Recientes estudios muestran el impacto del implante de una lente multifocal difractiva en la ACL del ojo (Vinas *et al.*, 2020; Vinas *et al.*, 2022). En el caso de las lentes que utilizan el orden cero de difracción para el foco de lejos, el desenfoque cromático debido a la potencia base de la lente (con ACL positiva) se suma a la ACL del ojo. Si, como es frecuente, se utiliza el orden de difracción 1 (o superior) para el foco de cerca, el efecto provocado por el componente difractivo de la LIO, compensa en parte la ACL del ojo.

Vinas *et al.* (Vinas *et al.*, 2020) realizaron este experimento psicofísico utilizando un sistema de óptica adaptativa para medir la ACL en el foco lejano, intermedio y cercano de 10 pacientes implantados con una LIO trifocal (FineVision HP POD F GF), y comprobaron que la ACL obtenida en el foco de lejos era significativamente más alta ( $0.99 \pm 0.06$  D), que en el foco intermedio ( $0.67 \pm 0.10$  D) y el de cerca ( $0.23 \pm 0.08$  D).

### **1.1.5 Algunas pruebas preliminares**

Torrents *et al.* (Torrents *et al.*, 2017) realizaron unas pruebas preliminares, basadas en un test de sensibilidad al contraste (SC) en visión cercana para evaluar la función de sensibilidad al contraste (CSF) con iluminantes de distinta longitud de onda para detectar estas variaciones. Los valores medios que obtuvieron de CSF medidos con iluminación roja y azul en pacientes implantados con una LIO trifocal constataron que, con iluminación roja, los pacientes presentaban mejor CSF de lejos que de cerca; con luz azul, la diferencia era notablemente menor. Estos resultados preliminares de alteraciones de la CSF cerca-lejos en función de la longitud de onda del iluminante, aunque prometedores, no fueron concluyentes ni estadísticamente significativos, aunque podían deberse al diseño difractivo del implante multifocal. Los resultados pusieron de manifiesto las limitaciones de la metodología usada (gran variabilidad en los resultados, tests de CSF no estandarizados para la visión de cerca, etc.) y la necesidad de buscar un método de medida alternativo. Esto nos ha motivado a seguir trabajando en esta línea de investigación para revisar el método de medición y poder aplicarlo en distintos diseños de LIOs multifocales.

## 1.2 Objetivos

### Objetivo principal

Detectar y evaluar posibles alteraciones en la función visual debidas al comportamiento desigual de las lentes intraoculares multifocales difractivas según la longitud de onda. Tales alteraciones se evaluarán analizando medidas utilizadas habitualmente en el entorno clínico, como son la agudeza visual y las curvas de desenfoque.

### Objetivos específicos

1. **Evaluación de métodos de medida de la agudeza visual (AV) para distintas distancias.** Definir las herramientas que permitan evaluar distintos procedimientos y métricas psicofísicas, entre ellas la agudeza visual y las curvas de desenfoque con iluminantes de diversa distribución espectral. La metodología deberá ser sistemática, precisa y adaptarse a las recomendaciones establecidas por los estándares internacionales. Deberá tener en cuenta las condiciones de la práctica clínica para obtener resultados significativos en los diversos grupos de estudio que se fijen. Se considerarán los siguientes aspectos:
  - **Revisión de la instrumentación para la medida de la AV a distintas distancias de enfoque.** Se realizará una revisión y un análisis crítico de los procedimientos actuales. Se introducirán las modificaciones que se consideren necesarias para la obtención de resultados más precisos y comparables.
  - **Medida de la AV para varios estados acomodativos.** Se evaluarán varios métodos para la medida de la AV a distintas distancias mediante el desenfoque con lentes positivas y negativas.
  - **Elección, diseño y realización de optotipos** específicos calculados a distintas distancias.
2. **Comparación de la AV a diferentes distancias con la curva de desenfoque en sujetos fáquicos y pseudofáquicos.** Se comparará la posible equivalencia entre la medición de la AV a distintas distancias de manera natural o mediante el desenfoque

con lentes negativas. Se aplicará a dos grupos de sujetos: jóvenes con acomodación conservada y pseudofáquicos con implante de LIO monofocal. Se efectuará un análisis comparativo de los resultados obtenidos con los publicados por otros autores.

**3. Determinación del impacto de la aberración cromática longitudinal (ACL) en la medida de la AV con iluminación blanca (W) y R, G, B en sujetos fáquicos y pseudofáquicos con lente intraocular (LIO) monofocal.**

Fijadas las condiciones de evaluación a partir de los resultados obtenidos en los primeros objetivos específicos, aplicaremos el procedimiento en la evaluación de la función visual con iluminantes de distinta distribución espectral en las regiones R, G, B y luz blanca. Este procedimiento se realizará en dos grupos de sujetos:

- Fáquicos jóvenes con la acomodación conservada. En este grupo evaluaremos la función visual en visión de lejos (foco lejano) y de cerca (foco cercano) según el procedimiento fijado.
- Pseudofáquicos con lente intraocular monofocal. Según el método fijado, analizaremos la función visual en el foco lejano.

Realizando la medida de AV con distintos iluminantes R, G, B y luz blanca, evaluaremos la influencia de la ACL y el error de refracción que introduce. Se analizarán las posibles diferencias entre ambos grupos de sujetos.

Los resultados de la AV obtenidos en estos dos grupos servirán como referencia para comparar e interpretar los resultados que se obtengan en pacientes con LIO multifocal de acuerdo con un objetivo posterior (objetivo 5).

**4. Caracterización experimental en el banco óptico de las lentes que se utilicen en el estudio.**

Se realizará la caracterización óptica de las lentes intraoculares difractivas trifocales más representativas de este estudio. Esta caracterización óptica se realizará en un

modelo de ojo artificial, montado en banco óptico de acuerdo con la normativa estándar y control del tamaño pupilar y se centrará en los siguientes aspectos:

- Caracterización óptica para varias LIOs trifocales difractivas, con iluminaciones R, G, B y policromática.
- Medida experimental de la ACL en los focos lejano, de cerca e intermedio.
- Interpretación de los resultados experimentales en función de la información disponible sobre el diseño óptico de las lentes intraoculares.
- Utilización de modelos para predecir la AV que tendrá el paciente pseudofáquico con la lente implantada.

Se considerarán métricas convencionales de calidad óptica, como la eficiencia energética y las basadas en la función de transferencia de modulación, y su evolución a lo largo del segmento focal (through-focus). Los iluminantes R, G, B usados para caracterizar las LIOs serán los mismos que los utilizados en las pruebas clínicas para permitir una adecuada comparación de resultados.

## **5. Visión cromática con lente intraocular multifocal difractiva a diferentes distancias**

Determinación del impacto de la aberración cromática longitudinal (ACL) y de la eficiencia energética (EE) de las LIOs difractivas en la AV con iluminación W, R, G y B en pacientes pseudofáquicos con lente intraocular (LIO) multifocal de distinto diseño difractivo.

Se aplicará el procedimiento fijado en los objetivos específicos anteriores en varios grupos de pacientes implantados con LIOs multifocales difractivas. Las pruebas se realizarán de forma monocular habiendo emetropizado previamente al paciente en el ojo que tenga la mejor agudeza visual corregida de lejos (BCVA) medida con luz blanca. A continuación, se repetirán las pruebas de AV con iluminación de color en las regiones roja, verde y azul. Se evaluarán varios grupos de pacientes con LIOs trifocales de distintos diseños. La evaluación de la función visual se realizará en el foco lejano y el foco de cerca de la lente intraocular implantada, según su modelo y adición.

El propósito de la evaluación de este grupo de pacientes será:

- Evaluar la influencia de la aberración cromática longitudinal y el error de refracción que introduce.
- Detectar posibles diferencias entre la AV en el foco lejano y la AV en el foco de cerca para una iluminación determinada en los pacientes implantados con lentes multifocales difractivas. Se considera realizar este examen con cuatro tipos de iluminación: R, G, B y W.
- Comparar los resultados en función del contenido espectral de los iluminantes utilizados.
- Relacionar las posibles diferencias de la función visual de lejos a cerca con el diseño teórico refractivo-difractivo de la lente intraocular.
- Intentar evaluar separadamente los efectos producidos por la ACL de los debidos a la variación de la EE con la longitud de onda.
- Se compararán los resultados de AV clínicos con las predicciones de AV estimadas en los cálculos del objetivo anterior (objetivo 4).

Como se ha indicado en el objetivo 4, se utilizarán los mismos iluminantes R, G, B en la caracterización óptica que en las pruebas clínicas para permitir una adecuada comparación de resultados.

## **6. Análisis de los resultados**

Los resultados clínicos se analizarán estadísticamente, según las características de distribución de los grupos de sujetos reclutados. Se calcularán las medias y las desviaciones estándar para describir las principales características de la muestra (edad, género) y para definir los valores de las métricas escogidas en cada grupo de observadores/pacientes y poder compararlos entre ellos.

En el análisis de resultados se tendrá en cuenta la caracterización óptica de las LIOs en banco óptico utilizando un modelo de ojo estándar. Se investigarán posibles correlaciones entre los resultados del estudio clínico y del laboratorio óptico.

## **1.3 Metodología**

### **1.3.1 Estudios clínicos**

El trabajo con sujetos se ha realizado fundamentalmente en un entorno clínico, aunque hay una parte de sujetos jóvenes que fueron examinados en un laboratorio de la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa (FOOT). Su diseño ha sido transversal y prospectivo.

Para cada trabajo se han seleccionado distintos grupos de observadores/pacientes para desarrollar cada parte del estudio. Las características sociodemográficas, así como los criterios de inclusión y exclusión de cada grupo de estudio han sido distintos y se relacionan con los objetivos propuestos para cada uno de ellos en cada capítulo. El tamaño de la muestra escogido en cada grupo ha sido con finalidad exploratoria.

Los distintos estudios realizados durante el transcurso de esta tesis han seguido las normas de buenas prácticas clínicas internacionales y han cumplido con todos los requisitos legales que le sean de aplicación. Se han elaborado protocolos clínicos y la documentación de estudio se ha sometido a la aprobación de los comités de ética de los distintos centros que han intervenido en el estudio en el caso que cuenten con él. Todos los pacientes han sido debidamente informados oralmente y por escrito y se les ha pedido su consentimiento informado y por escrito para participar en el estudio. Todos los datos del estudio han sido debidamente codificados y disociados de modo que se garantiza la confidencialidad de los datos.

### **1.3.2 Experimentación en laboratorio óptico**

Se ha llevado a cabo un desarrollo experimental que se ha realizado mediante un modelo de ojo en el banco óptico del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI). El montaje específico a utilizar se ha ajustado a la norma ISO, (ISO 11979-2:2014)(ISO 11979-9:2006)(ANSI, 2018) que regula el procedimiento para medir las características de las LIOs. Esta parte experimental ha sido necesaria para realizar la caracterización de las lentes intraoculares. Las medidas obtenidas en el banco óptico son objetivas y permiten una caracterización física del sistema óptico que forma imágenes (sin la intervención del cerebro). Es una metodología que complementa la metodología clínica y no requiere la selección de grupos de pacientes ni la aplicación de exámenes visuales lentos e individualizados. Se ha avanzado en el establecimiento de correlaciones entre los resultados de calidad óptica -medida *in vitro*, en el laboratorio- y la calidad visual -medida de forma posoperatoria, *in vivo*, en clínica- que han llevado a la formulación de modelos matemáticos. Estos modelos permiten determinar los resultados esperables de la función visual (agudeza visual) y la posible existencia de disfunciones (halos, deslumbramientos) a partir de las características físicas medidas en el laboratorio óptico.

### **1.4 Hipótesis de trabajo**

- Las características físicas de los componentes ópticos utilizados como implantes oculares en la cirugía de cataratas repercuten en la función visual del paciente implantado. Es importante determinar esta repercusión, aun estando condicionada por la participación del cerebro, a fin de ampliar el conocimiento del sistema visual humano, de facilitar la selección personalizada del implante y de contribuir a la mejora en el diseño de los futuros implantes.
- Las lentes intraoculares multifocales difractivas experimentan un comportamiento singular con la longitud de onda que se traduce en desequilibrios de eficiencia energética entre el foco de lejos y de cerca.

- Las pruebas que se realizan actualmente y de manera habitual en el entorno clínico en pacientes implantados con este tipo de lentes no contemplan la evaluación de los parámetros de calidad visual con distintas longitudes de onda, ya que se realizan con luz blanca policromática. Por lo tanto, algunos efectos de estas lentes intraoculares sobre la visión espacial y cromática del paciente implantado quedan enmascarados.
- El diseño de métodos específicos para valorar la agudeza visual bajo diferentes condiciones – espectrales y de distancia de observación– nos permitiría evaluar si el paciente que lleva implantada una lente multifocal difractiva refiere diferencias en su función visual con el color del iluminante entre el foco lejano y cercano.
- La aberración cromática longitudinal y la distribución espectral de eficiencia energética de la lente multifocal difractiva pueden incidir de forma distinta en la visión del paciente implantado dependiendo del diseño teórico refractivo-difractivo de la lente intraocular.

## 1.5 Estructura de la memoria

En el presente **primer capítulo** se ha hecho un repaso de los antecedentes que han motivado la realización de este trabajo. Los conceptos fundamentales más utilizados en esta tesis se encuentran resumidos en el **capítulo dos**. En él se reúne una base de conocimiento autosuficiente a fin de facilitar la lectura y comprensión de la memoria.

El **capítulo tres** hace un repaso teórico de los distintos métodos que se pueden utilizar para medir la AV a distintas distancias y detalla unas pruebas preliminares para probar su hipotética equivalencia. Tras obtener estos resultados preliminares, se constata la necesidad de construir unos optotipos específicos para la correcta realización de las pruebas y describe cómo se han diseñado. En el **capítulo cuatro** se comprueba la validez de los optotipos diseñados con diferentes tipos de sujetos y contrasta los resultados con otros encontrados en la literatura. El **capítulo cinco**, prueba el método diseñado para medir la AV con distintos iluminantes y los optotipos diseñados en observadores fáquicos y pseudofáquicos implantados con lente monofocal. Seguidamente, en el

**capítulo seis** se explica el procedimiento para caracterizar una lente intraocular en un modelo de ojo situado en banco óptico, así como los resultados obtenidos para tres lentes multifocales difractivas. Estas lentes serán las mismas que llevarán implantadas los pacientes examinados en el capítulo siguiente. El **capítulo siete** consta de dos partes y ambas tratan sobre la evaluación de la AV con distintos iluminantes en pacientes implantados con lentes multifocales trifocales. La primera parte analiza los resultados obtenidos para tres lentes teniendo en cuenta únicamente las diferencias entre el foco lejano y cercano. La segunda parte profundiza en un tipo de lente e intenta separar en efecto producido por los cambios de distribución de EE, de la ACL inducida por la asociación del ojo y lente intraocular. Finalmente, se presentan las **conclusiones** de los resultados obtenidos y se indican los posibles futuros trabajos que pueden derivarse de la investigación realizada.

## **CAPÍTULO 2. Conceptos fundamentales.**

El contenido de este capítulo pretende reunir los conceptos que irán apareciendo en los capítulos posteriores de la tesis. El propósito es establecer una base de conocimiento autosuficiente para facilitar la lectura y comprensión de la memoria.

### **2.1 Lentes intraoculares**

En las últimas décadas, el número de distintos tipos de lentes intraoculares presentes en el mercado ha experimentado un aumento espectacular. Esto es debido al avance tecnológico de los tres factores principales que definen el rendimiento de una lente intraocular, el material, el diseño de los hápticos y borde, y la geometría de la zona óptica (Zvorničanin and Zvorničanin, 2018; Marcos *et al.*, 2021).

El material establece la transparencia, la biomecánica y las propiedades ópticas de la LIO. Las propiedades ópticas se refieren al índice de refracción y al número de Abbe.

El índice de refracción de las LIOs (entre 1.46 y 1.55), que habitualmente es más alto que el del cristalino (aproximadamente 1.42) permite obtener la potencia necesaria con una lente en general más delgada. El número de Abbe, que nos indica la variación del índice de refracción con la longitud de onda, es el responsable de la dispersión cromática. A mayor número de Abbe, la dispersión es menor (Loicq, Willet and Gatinel, 2019).

El diseño de borde y los hápticos son primordiales para dar estabilidad a la lente. Encontramos múltiples diseños de hápticos en el mercado (Fig. 2.1)

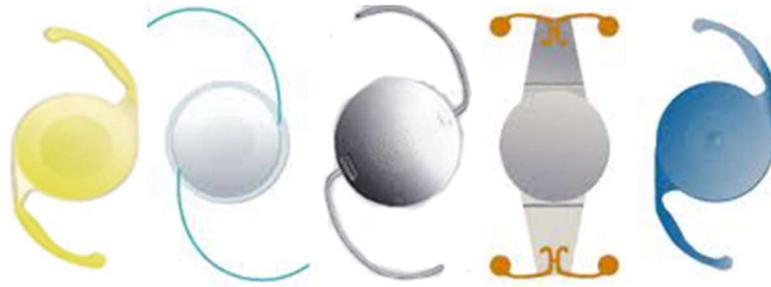


Figura 2.1: Lentes intraoculares con distintos diseños de hápticos

El diámetro total de las LIOs tiene valores de entre 12 y 13 mm y la zona óptica entre 5-7 mm.

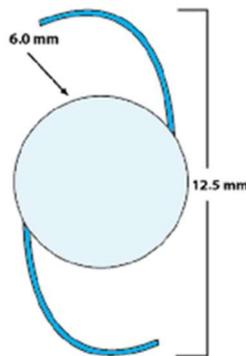


Figura 2.2: Diámetro total y diámetro de la zona óptica de una LIO

La parte óptica suele ser una lente biconvexa. En las primeras lentes intraoculares, las dos superficies de la lente eran esféricas, pero en los modelos más avanzados, el diseño de estas superficies forma parte esencial de las propiedades de su formación de imágenes. Suele estar protegido por patentes y raramente se da a conocer para el dominio público. A partir de medidas topográficas de las superficies de las lentes es posible explicar los aspectos más relevantes de su comportamiento óptico (Loicq, Willet and Gatinel, 2019).

### **2.1.1 Tipos de lentes intraoculares**

Existen múltiples tipos de LIOs en el mercado con la finalidad de dar respuesta a las necesidades visuales de cada paciente de forma personalizada. Las englobaremos en dos grupos:

#### **Monofocales**

Las lentes monofocales presentan un único foco. Al hacer los cálculos biométricos correspondientes para determinar la potencia de la lente a implantar, habitualmente se escoge la potencia para lograr la mejor visión de lejos (emotropía), por lo que el paciente necesitará corrección óptica para poder ver nítidamente a otras distancias (visión intermedia y cercana). Dentro de las monofocales encontramos lentes de simetría axial en el caso de ametropías esféricas, o tóricas en el caso de que sea necesario compensar el astigmatismo.

#### **Lentes intraoculares que compensan la presbicia**

Los distintos diseños de lentes intraoculares compensadoras de la presbicia surgen para reducir o incluso llegar a evitar la dependencia de gafas en visión cercana.

Uno de los métodos consiste en utilizar principios ópticos que proporcionen distintos focos o en la extensión del segmento focal ( lentes multifocales o de foco extendido) (Fang and Zeng, 2018). Otro método consiste en intentar restablecer el mecanismo de acomodación (lentes acomodativas).

La multifocalidad en una LIO se puede conseguir utilizando diferentes principios ópticos dando lugar a lentes refractivas y difractivas (Fig. 2.3), siendo las de diseño difractivo las que se implantan mayoritariamente en la actualidad.

Estas lentes multifocales difractivas constan de una lente refractiva que proporciona la potencia base y un perfil difractivo grabado en una de sus superficies que proporciona la potencia de adición. Gracias al desarrollo de este tipo de lentes, actualmente se consigue en la mayoría de los casos dos focos de una calidad aceptable, uno para enfocar objetos en visión lejana y otro para visión cercana y, adicionalmente, en las lentes

trifocales, uno intermedio para intentar cubrir funcionalmente todo el rango de distancias.

El perfil difractivo puede ser de apertura completa, es decir, que cubra toda la apertura de una de las superficies de la lente refractiva base. Se ha relacionado este tipo de diseño con la percepción de fenómenos ópticos indeseados (disfotopsias) como halos, deslumbramientos y disminución de la sensibilidad al contraste (Montés-Micó and Alió, 2003; de Vries *et al.*, 2011). El fenómeno del halo se hace más evidente con pupilas grandes y fuentes de iluminación intensas con alto contraste como, por ejemplo, en condiciones de visión nocturna. Para disminuir la percepción de estos fenómenos se introdujeron los llamados diseños apodizados. En estos diseños se disminuye progresivamente la altura de los escalones difractivos hacia la periferia (Fig. 2.3). Las lentes apodizadas pretenden conseguir un balance energético pupilo-dependiente que beneficie al foco lejano en situaciones de diámetros pupilares grandes como es el caso de la conducción nocturna.

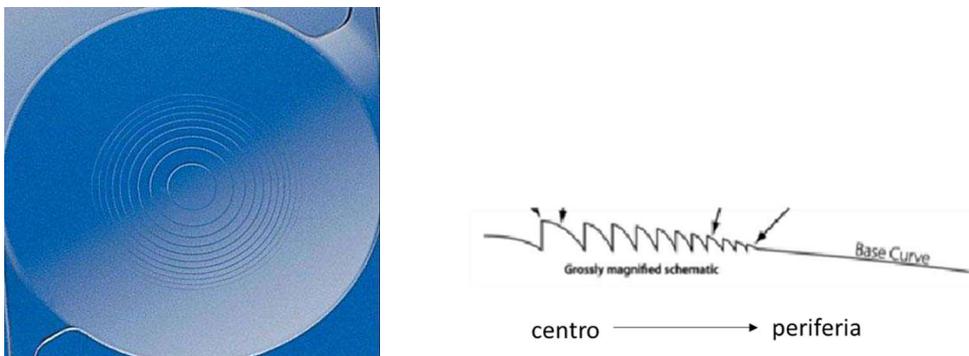


Figura 2.3: Izquierda: Imagen frontal de una lente intraocular difractiva apodizada. Derecha: perfil de la lente difractiva apodizada. Obsérvese la reducción progresiva de los escalones de difracción del centro de la lente a la periferia. (Fuente: ALCON, USA).

Es importante resaltar que con las LIOs multifocales están basadas en la formación simultánea de dos o más imágenes, por este motivo, el paciente tiene en la retina una imagen enfocada y superpuesta a ella varias imágenes desenfocadas. Esto suele originar una reducción de la calidad visual de los pacientes, especialmente de su sensibilidad al

contraste (Gil *et al.*, 2014), estereopsis (Varón *et al.*, 2014) y puede contribuir al deslumbramiento y la percepción de halos.

### 2.1.2 Formación de imágenes en una lente intraocular difractiva

Aunque habitualmente se les llama lentes difractivas, se trata, en realidad, de lentes híbridas refractiva-difractivas, ya que estas lentes utilizan un perfil difractivo incorporado en una de sus superficies (Fig. 2.4). De esta manera se combina la potencia refractiva debida a la curva base de la lente y la potencia por el efecto de la difracción en el perfil difractivo.



Figura 2.4: Esquema de una lente híbrida refractiva-difractiva.

El caso más sencillo corresponde al diseño de las primeras lentes intraoculares bifocales (Cohen, 1993). En ellas, el orden de difracción  $m=0$  de la superficie difractiva no varía la potencia refractiva base de la lente y es utilizado para focalizar los objetos en visión lejana. El orden de difracción  $m=1$  contribuye aumentando la potencia base en una cierta cantidad (potencia de adición) y genera el foco cercano (Fig. 2.5).

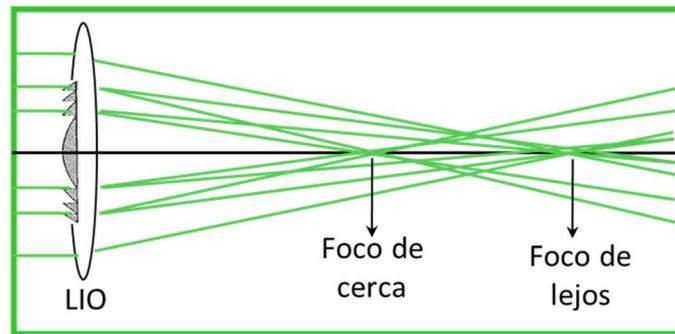


Figura 2.5: Obtención del foco de cerca y del foco de lejos gracias a la combinación de la potencia base de la lente y el perfil difractivo.

En estas lentes difractivas bifocales, el radio ( $r_i$ ) de cada uno de los anillos difractivos medidos desde el eje óptico ( $r=0$ ) se determinan por la longitud de onda de diseño y la potencia de la adición según la ecuación 2.1 (Lee Chun-Shen, 1996), donde  $i$  es la zona  $\{i = 1 \dots n\}$ ,  $\lambda$  es la longitud de onda de diseño y  $D_{ad}$  es la potencia de la adición en dioptrías. La altura  $h_i$  de los escalones se determina con la ecuación 2.2 donde  $\alpha_i$  es el cambio de fase,  $\lambda$  es la longitud de onda del diseño,  $n_{LIO}$  es el índice de refracción de la LIO y  $n_{aq}$  es el índice de refracción del humor acuoso (donde se encuentra sumergida la lente).

$$r_i^2 = (2i - 1)\lambda \frac{1000}{D_{ad}}, \quad (2.1)$$

$$h_i = \alpha_i \frac{\lambda}{n_{LIO} - n_{aq}}. \quad (2.2)$$

El cambio de fase, y consecuentemente la altura del escalón, determina la proporción de energía que contribuye a los órdenes de difracción  $m = 0$  (potencia de lejos) y al  $m = 1$  (potencia de cerca). Si  $\alpha_i$  fuese constante para todos los anillos la eficiencia energética de difracción de los órdenes  $m = 0$  y  $m = 1$  vendría dada por (Cohen, 1993):

$$\eta_m = \text{sinc}^2(\alpha p - m), \quad (2.3)$$

donde  $\text{sinc} = \sin(\pi x) / \pi x$  y  $\alpha$  se define como la fracción del cambio de fase  $2\pi$  introducido por una iluminación distinta a  $\lambda_0$ . En el ojo,  $\alpha$  viene dada por

$$\alpha = \frac{\lambda_0}{\lambda} \left[ \frac{n_L(\lambda) - n_A(\lambda)}{n_L(\lambda_0) - n_A(\lambda_0)} \right]. \quad (2.4)$$

En la ecuación 2.4 el factor entre corchetes cuantifica la pequeña influencia de la dispersión del material, por lo que frecuentemente se aproxima a  $\alpha \approx \lambda_0 / \lambda$  despreciando esta contribución (Faklis and Morris, 1995; Ravikumar, Bradley and Thibos, 2014). Las lentes difractivas bifocales se diseñan para que existan ambos focos simultáneamente por lo que el valor de  $\alpha_i$  está comprendido entre 0 y 1. Así, para  $\alpha_i=0$ , la altura del escalón  $h$  es igual a 0 y la eficiencia de la lente será 100% para el foco lejano. En el caso de  $\alpha_i=1$ , se daría la situación contraria, toda la luz se dirigirá al foco cercano (Cohen, 1992). Por otra parte, la “ $h$ ” puede ser constante en toda la apertura (lente difractiva de apertura completa, no apodizada) o dependiente del número de escalón “ $h_j$ ” (lente apodizada).

Como ilustra la Figura 2.6, en las lentes difractivas bifocales cuyo escalón difractivo que introduce una diferencia de camino óptico de  $0.5\lambda$  (o lo que es equivalente, una diferencia de fase de  $\pi$  rad), la luz se distribuye de forma equilibrada (40.5%) en los dos focos, de lejos y de cerca. Una distribución similar se logra con una lente multiorden cuyo escalón difractivo introduce una diferencia de camino óptico de  $1.5\lambda$  (o lo que es equivalente, una diferencia de fase de  $3\pi$  rad), si bien, en tal caso, la lente opera con los órdenes de difracción  $m=1$  para el foco de lejos y  $m=2$  para el foco de cerca (y el orden de difracción  $m=0$  no sería útil. Con ambos diseños bifocales, en torno a un 20% de la luz incidente se focaliza en otros órdenes de difracción que no contribuyen a ninguno de los dos focos útiles, degradando así el contraste de la imagen retiniana.

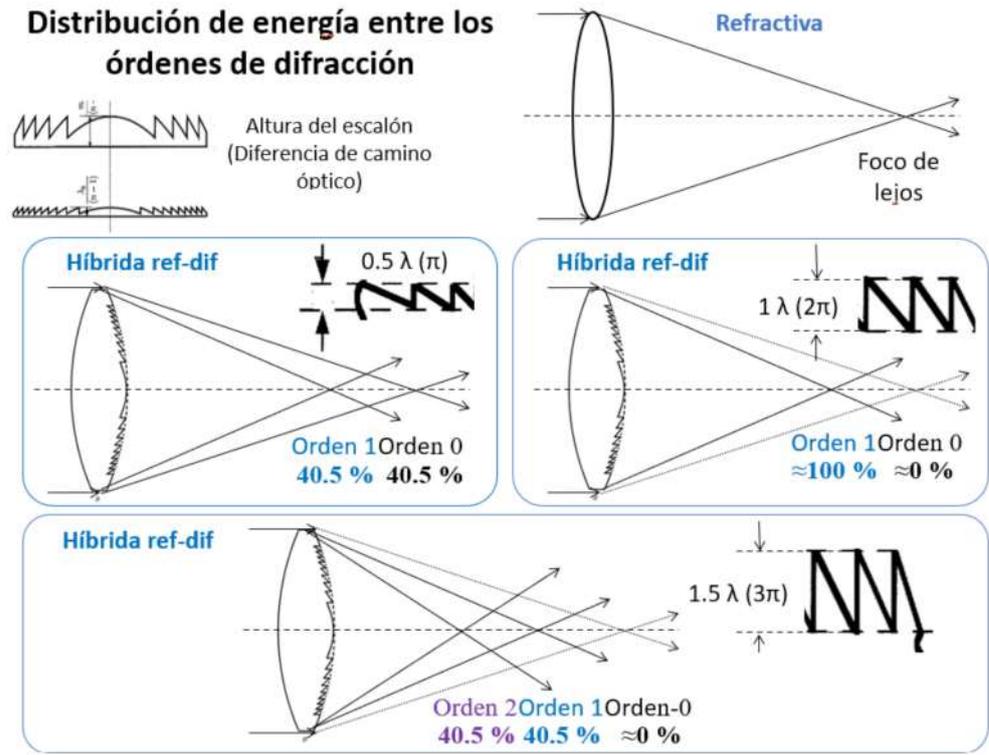


Figura 2.6: Esquema de la distribución de energía dependiendo de la altura del escalón de la lente difractiva. (Fuente: Millán M., Presentación en congreso EVER, Niza 2016).

Siguiendo el razonamiento realizado en Millán y Vega, (Millán and Vega, 2017) la potencia óptica de esta lente híbrida refractiva-difractiva, para una longitud de onda de diseño  $\lambda_0$ , se obtiene de la suma de dos términos, la potencia refractiva  $P_r$  y la difractiva  $P_d$ ,

$$P(\lambda_0) = P_r(\lambda_0) + P_d(\lambda_0). \tag{2.5}$$

Asumimos en la Ec. 2.5 que el espesor de la lente es despreciable comparado con las focales de la lente en cuestión. La potencia base de la lente refractiva con radio anterior  $R_1$  y posterior  $R_2$ , es la siguiente:

$$P_r(\lambda) = (n_L(\lambda) - n_A(\lambda)) \left[ \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right]. \tag{2.6}$$

El perfil difractivo, diseñado para la longitud de onda  $\lambda_0$ , induce un cambio de fase ( $\emptyset_0$ ) en cada escalón que es proporcional a su altura ( $h$ ), según la expresión:

$$\emptyset_0 = \frac{2\pi}{\lambda_0} (n_L(\lambda_0) - n_A(\lambda_0))h. \quad (2.7)$$

El perfil difractivo contribuye con algunos de sus órdenes de difracción  $m$  a la potencia total de la lente (Ec. 2.5)

$$P_d(\lambda_0, m) = mP_d(\lambda_0, 1) \quad (2.8)$$

Según la Ec. 2.8, para el orden de difracción  $m=0$ , la potencia aportada por el perfil difractivo sería nula. Si asumimos que la altura del escalón de la lente difractiva produce una diferencia de camino óptico de  $p\lambda_0$ , siendo  $p = \frac{(n_L(\lambda_0) - n_A(\lambda_0))h}{\lambda_0}$ , equivalente a un cambio de fase de  $p2\pi$  rad. Cuando ( $p = 1$ ), la lente difractiva alcanza su máxima eficiencia (idealmente del 100%) en el primer orden  $m=1$  cuando se ilumina con la longitud de onda de diseño, mientras que los otros órdenes desaparecen. La potencia difractiva de la lente es  $P_d(\lambda_0, 1) = 2\lambda_0/r_1^2$ , donde  $r_1$  indica el radio de la primera zona o escalón central. De este modo, se obtiene una lente bifocal, en la que el orden  $m=0$  corresponde a la potencia de lejos (con la contribución exclusiva de la potencia refractiva de la lente base) y el orden  $m=1$  proporciona la potencia difractiva de adición, que se suma a la potencia refractiva de la lente base (Ec. 2.5) generando el foco de cerca.

Para longitudes de onda diferentes de la de diseño  $\lambda_0$ , la potencia de cada orden de difracción  $m$  sigue la Ec. 2.9:

$$P_d(\lambda_0, m) = \frac{m\lambda}{\lambda_0} P_d(\lambda_0, 1) \quad (2.9)$$

Tras la descripción teórica sobre la formación de imágenes en lentes difractivas se deducen los siguientes aspectos:

- La eficiencia energética y la potencia difractiva de adición pueden variar significativamente con la longitud de onda y apartarse de los valores que se calculan para la longitud de onda de diseño (Ec. 2.3 y 2.9).
- Las LIOs difractivas presentan múltiples focos (discontinuos) (Fig. 2.6).
- Los órdenes con los que opera vienen dados por la distribución de la energía que va a esos focos y esa distribución de la energía depende, a su vez, de la altura de los escalones (Fig. 2.6).
- Si la altura de los escalones es constante en todos los anillos de la apertura de la lente, entonces la distribución de energía entre los focos es constante y no depende del tamaño pupilar. Por el contrario, en las lentes apodizadas, la distribución de energía entre los focos es pupilo-dependiente, con lo que, a medida que se abre la pupila, se puede favorecer la energía que va a un foco respecto al otro (Vega, Alba-Bueno and Millán, 2011). Normalmente, al abrir la pupila, se favorece al foco de lejos para disminuir el efecto de los halos en visión nocturna y lejana.
- Finalmente, la potencia de los múltiples focos y la energía que les llega dependen de la longitud de onda. Cuanto mayor es el orden de difracción, más acusada es esta dependencia con la longitud de onda.

### **2.1.3 Aberración cromática longitudinal en lentes difractivas**

La dependencia del índice de refracción de una lente con la longitud de onda es el origen de la aberración cromática. Esta aberración se presenta incluso en óptica paraxial, donde el valor de la focal (o equivalentemente la potencia de la lente) varía para cada longitud de onda de la luz incidente. Entonces, si se trabaja con luz policromática, este sistema óptico no forma una sola imagen de dicho objeto, sino que forma una serie de imágenes situadas en diferentes posiciones y con distinto aumento. Se define como Aberración Cromática Longitudinal (ACL) la distancia medida sobre el eje entre las posiciones de las imágenes obtenidas para longitudes de onda extremas de la banda espectral de interés, que en nuestro caso es el espectro visible.

El carácter híbrido refractivo-difractivo de las lentes multifocales llamadas difractivas hace que la valoración de su ACL no sea inmediata ya que, por una parte, tenemos la aberración cromática propia del carácter dispersivo del material (dependencia del índice de refracción del material con la longitud de onda) y, por otra parte, la aberración cromática del componente difractivo. Ambas se combinan mediante suma generalizada ya que pueden ser del mismo signo o de signo opuesto.

Entonces, cada foco de una lente refractiva-difractiva estará formado por la contribución de la potencia base de la lente refractiva y un orden específico de difracción  $m$ , y mostrará una ACL representada del siguiente modo:

$$ACL(m) = \Delta P_r + \Delta P_d(m) \quad (2.10)$$

Donde los subíndices  $r$  y  $d$  representan la contribución refractiva y difractiva, respectivamente. La variación de potencia refractiva inducida por  $\Delta P_r$  suele expresarse en función de las líneas espectrales etiquetadas como  $\{F, d, C\}$  con las longitudes de onda: F (486,1nm, azul), C (656,3nm, rojo) y d (587,6nm, amarillo) y con su correspondiente coeficiente de dispersión refractiva, llamado número de Abbe, definido como:  $v = \frac{n(\lambda_d) - 1}{n(\lambda_F) - n(\lambda_C)}$ . La variación de potencia refractiva  $\Delta P_r$  puede ser calculada usando la siguiente expresión:

$$\Delta P_r\{F d C\} = P_r(\lambda_F) - P_r(\lambda_C) = \left[ \left( \frac{n_L(\lambda_d) - 1}{v_L} \right) - \left( \frac{n_A(\lambda_d) - 1}{v_A} \right) \right] \frac{P_r(\lambda_d)}{n_L(\lambda_d) - n_A(\lambda_d)} \quad (2.11)$$

donde la potencia refractiva de la lente para la longitud de onda  $\lambda$  se obtiene de la Ec. (2.6). En el orden de difracción  $m=0$ , la ACL únicamente estaría afectada por el componente refractivo de la lente.

El cambio de potencia que experimenta la lente difractiva con la longitud de onda lo obtenemos de la Ec. 2.8,

$$\Delta P_d(\lambda_0, m) = -m \frac{\Delta \lambda}{\lambda_0} P_0(\lambda_0, 1) \quad (2.12)$$

El signo negativo de la Ec. 2.12, provocará un cambio de potencia en dirección opuesta al producido por la lente refractiva en los órdenes de difracción positivos ( $m \geq 1$ ). Así, en una lente trifocal con órdenes de difracción que afectan al foco cercano e intermedio ( $m=1, m=2$ ) hay un efecto compensatorio de la ACL entre los componentes refractivo y

difractivo (Fig. 2.7). La componente refractiva varía lentamente con la longitud de onda. En cambio, en la componente difractiva, la aberración cromática puede alcanzar valores muy distintos dependiendo del orden de difracción con el que se opere.

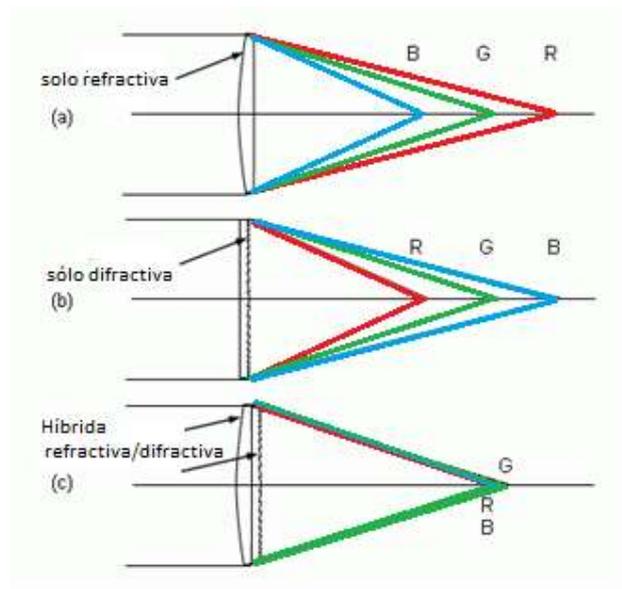


Figura 2.7: Aberración cromática longitudinal en tres diseños de lentes. Esquema de la ordenación de los focos en una lente: a) refractiva (ACL positiva), b) difractiva (ACL negativa), c) híbrida, con una compensación idealizada de la ACL.

#### 2.1.4 Aberración esférica

La aberración esférica (AE) es una de las aberraciones de alto orden más importantes en el ojo humano. Esta aberración se debe a que los rayos que emergen del objeto e inciden a diferente altura sobre la pupila de entrada no cortan al eje óptico en el mismo punto.

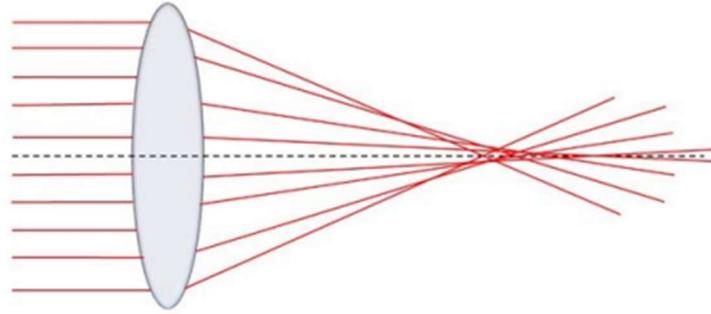


Figura 2.8. Esquema de la aberración esférica (positiva) de una lente.

La córnea humana presenta aberración esférica positiva. El orden  $Z_4^0$  de Zernike muestra en la población general un valor de 0,2-0,4 micras de aberración esférica positiva para una pupila de 6,0 mm (Wang *et al.*, 2003; Calossi, 2007). El diámetro de la pupila de entrada determina también el valor de la AE, siendo ésta de mayor magnitud al aumentar en tamaño de la pupila. Las LIOs biconvexas producen una AE positiva que incrementa la AE natural de la córnea. Algunos trabajos han puesto de manifiesto que el cristalino joven tiene una aberración esférica negativa que ejerce un efecto compensatorio sobre la AE de la córnea (Smith *et al.*, 2001), por lo que los nuevos diseños de lentes intraoculares intentan compensar en parte la AE de la córnea incluyendo diseños asféricos con AE negativa (Guirao *et al.*, 2002; Artal *et al.*, 2010).

## 2.2 Métricas de calidad óptica

### 2.2.1 Función de transferencia de modulación (MTF)

Los sistemas ópticos no forman, por lo general, imágenes perfectas de los objetos, ya que existen aberraciones y otros factores que degradan su calidad. Dado que una imagen se puede aproximar por una combinación lineal de frecuencias espaciales, una manera de conocer de forma objetiva la calidad de un sistema óptico sería estudiar cómo transmite cada una de estas frecuencias espaciales.

Si se analiza la variación de la amplitud de onda sinusoidal imagen respecto la onda objeto (o de forma equivalente, el contraste o modulación), se determina la MTF del

sistema óptico. Su determinación permite conocer la calidad de un sistema óptico (Fig. 2.9).

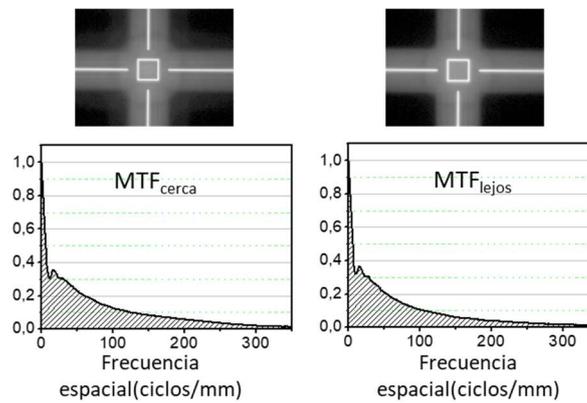


Figura 2.9: Imagen del objeto formada por una lente intraocular multifocal y la representación gráfica de la MTF en cada foco (izquierda: foco de cerca, derecha: foco de lejos) (Fuente: Vega F., Presentación en VisSciUM 2022 International Summer school. Universidade do Minho).

Para calcular la MTF de forma teórica, se realiza la transformada de Fourier de la imagen de un punto (PSF del inglés Point Spread Function). En el trabajo experimental, es más práctico utilizar otros métodos basados en la imagen de un borde, o de una rendija, con varias orientaciones, y efectuar un promediado (Boreman, 2021). La frecuencia de corte indica la máxima frecuencia espacial que el sistema óptico alcanza a transmitir. Es habitual considerar la MTF integrada en un intervalo de frecuencias (área bajo la curva de la MTF) que debe definirse por su relevancia para una aplicación determinada (Fig. 2.10). Por ejemplo, en visión pseudofáquica, Felipe et al. (Felipe *et al.*, 2010) introdujeron la MTF integrada como el valor del promedio de MTFs en el rango de frecuencias de 0 a 100 ciclos /mm. La frecuencia de 100 ciclos por milímetro (c/mm) es equivalente de forma aproximada a 30 ciclos por grado, que corresponde a la agudeza visual 1.

Otros autores han fijado intervalos de integración más reducidos como se describirán en el capítulo siete. En algunas métricas específicas de óptica visual, el intervalo de

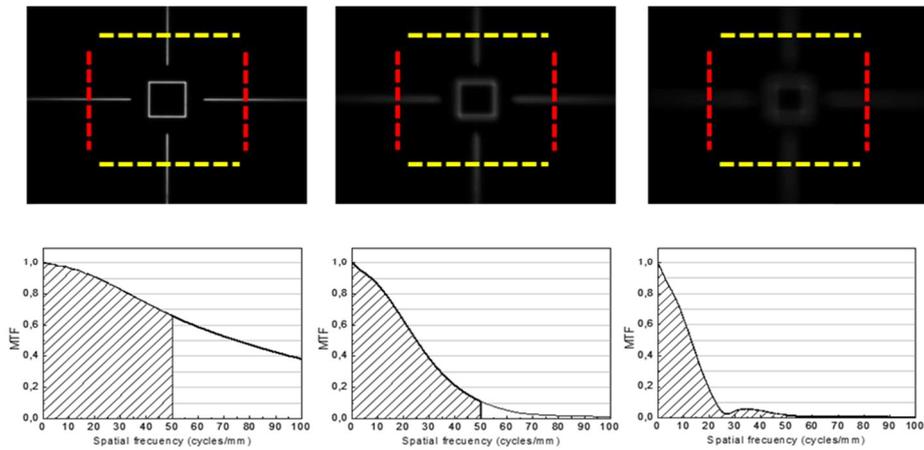


Figura 2.10: Área bajo la curva de la MTF de 0 a 50 ciclos/mm de tres imágenes obtenidas a través de una lente intraocular multifocal. (Fuente: Vega et al, 2018).

integración está determinado por el producto de la MTF por la función de eficiencia neuronal (Campbell and Green, 1965; Thibos *et al.*, 2004). Unas y otras métricas basadas en la MTF integrada son especialmente útiles para caracterizar la respuesta del sistema óptico formador de imágenes y, en nuestro caso, buscar correlaciones orientadas a predecir el comportamiento del sistema visual.

### 2.2.2 Eficiencia energética

La eficiencia energética (EE) se define como la fracción de la energía incidente que llega a formar la imagen a través del sistema óptico. Se suele evaluar en el foco imagen (punto objeto en el infinito) y para un tamaño de pupila. El valor suele estar normalizado o se puede expresar en porcentaje. La métrica “Light in the bucket” (LIB) se define como el porcentaje de la energía total que cae en el área definida por una PSF ideal limitada únicamente por la difracción, donde este valor ha sido normalizado a la unidad (Thibos *et al.*, 2004). En la práctica experimental, la eficiencia energética (EE) se aproxima por esta métrica, cuantificando la intensidad de luz en el núcleo ( $I_{core}$ ) relativa a la intensidad de luz de la imagen completa que comprende el núcleo y el fondo  $I_{total} = I_{core} + I_{background}$  (Fig.2.11).

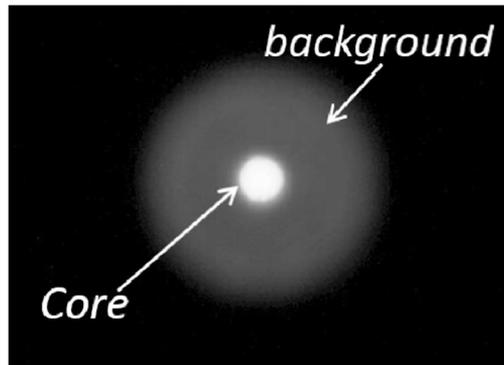


Figura 2.11: Imagen obtenida experimentalmente que muestra la región del núcleo (core) y del fondo (background) (Fuente: Vega F et al. Invest Ophthalmol Vis, 2015)

La EE para cada orden de difracción en una lente difractiva se ha explicado previamente en el apartado 2.1.2 de este mismo capítulo.

En el banco óptico, la EE y la MTF integrada habitualmente se miden a lo largo del eje y los valores obtenidos para cada vergencia se expresan gráficamente en forma de curva Through-Focus (véanse TF-EE o TF-MTFa en el capítulo siete) (Fig. 2.12).

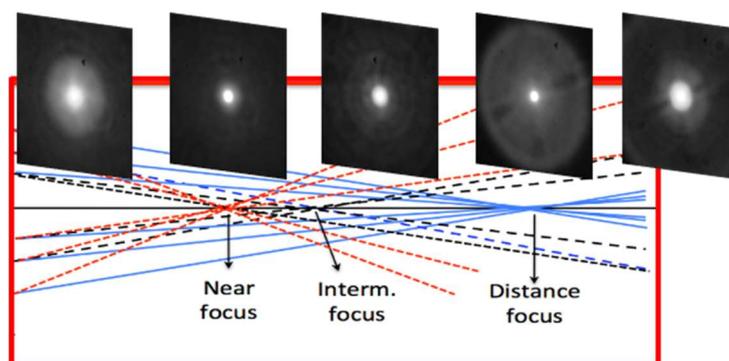


Figura 2.12: Imágenes Through-Focus obtenidas experimentalmente con una lente intraocular multifocal difractiva. (Fuente: Millán Presentación en congreso ISOP, Viena 2018).

### 2.2.3 Aberración cromática longitudinal

Los valores de ACL se calculan a partir de la diferencia de potencia entre los picos de máxima EE para el color azul (B) y el rojo (R) en cada foco de la lente intraocular (Fig. 2.13). También puede medirse sobre los máximos de MTF integrada, con resultados

similares. La distancia determinada para los picos R y B se mide con respecto al enfoque de la distancia en la iluminación G (más cercana a la longitud de onda de diseño de acuerdo con la norma ISO 11979-2: 2014 (ISO 11979-2:2014)). En tal plano de enfoque de distancia G, la vergencia de la imagen se establece en 0.0 D.

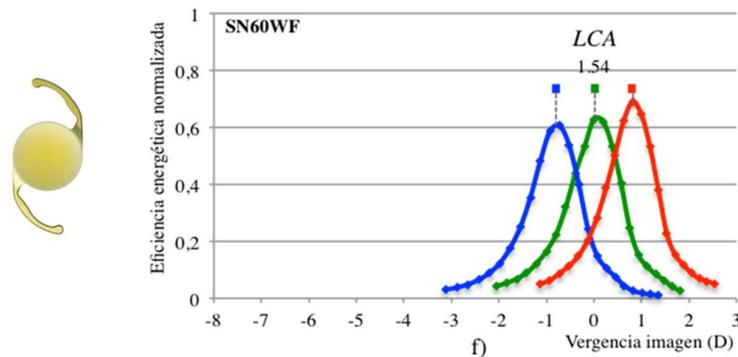


Figura 2.13: Resultados de medidas de la EE a en todo el eje para una lente monofocal (SN60WF). La ACL (LCA en la Figura, del inglés longitudinal Chromatic aberration) viene dada por la diferencia de posición entre el pico de energía máximo para el rojo y el azul. (Fuente: Millán et al, 2016)).

### 2.3 Métricas de calidad visual

En la clínica, algunas de las métricas más habituales utilizadas para cuantificar la calidad de la visión son la agudeza visual (AV) y la sensibilidad al contraste (SC). La AV se emplea para determinar la capacidad resolutoria espacial del sistema visual, generalmente en condiciones de alto contraste. Su medida se realiza con optotipos. Estos, están constituidos por estímulos alfanuméricos o figuras siguiendo una matriz de distribución y espaciado determinado que conforman diferentes niveles. En clínica encontramos una gran variedad de optotipos con diferentes estímulos y diseños. Aquellos que usan como estímulo el anillo o “C” de Landolt contruidos en una matriz según los diseños de Bailey y Lovie, son los recomendados por el concilio oftalmológico Universal de 1984 y siguen las directrices marcadas por la norma ISO 8596 (International Council of Ophthalmology, 1984; ISO 8596, 2017) El anillo de Landolt o C de Landolt (términos que se usan indistintamente en la literatura) es un círculo interrumpido cuyo ancho de trazo y ancho de espacio son una quinta parte de su diámetro exterior (Figura 2.14). Los dos bordes de la ruptura del anillo deben ser paralelos y no debe haber terminaciones tipo serif. Su

principal ventaja es que contiene solo un elemento de detalle crítico, fácilmente medible, que representa la única diferencia entre sus diversas presentaciones (generalmente 4 u 8 orientaciones).

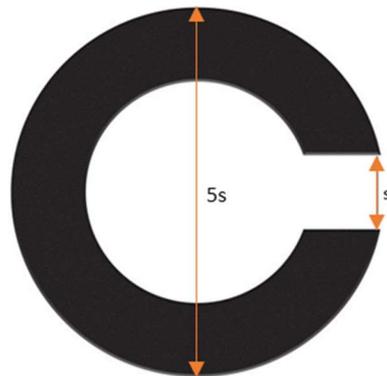


Figura 2.14: Parámetros del anillo de Landolt. S corresponde al ancho del trazo del estímulo.

### 2.3.1 Agudeza visual

La AV en valor decimal se define como la inversa del ángulo  $u$  más pequeño que el ojo es capaz de resolver, expresado en minutos de arco ( $AV=1/u$ ). En la práctica clínica se considera que la agudeza visual normal se sitúa en torno a la unidad ( $AV = 1$ ), lo que significa que el ángulo  $u$  es de 1 minuto de arco.

El ángulo  $u$  está determinado por la distancia del observador al objeto ( $d$ ) y el tamaño del detalle mínimo del test ( $s$ ) (Fig. 2.15) y se conoce como ángulo mínimo de resolución (MAR, acrónimo del inglés *minimum angle of resolution*) e indica el tamaño angular del detalle más pequeño que es capaz de identificar un observador en el optotipo. El MAR se calcula hallando la inversa del valor decimal de la AV ( $MAR = 1 / AV$ ). Para una AV de 1, el MAR será de un minuto de arco, para 0,5 es de dos minutos y, para una AV de 0.1 el MAR será de diez minutos. Este valor es poco utilizado en la práctica, empleándose más su logaritmo decimal (LogMAR).

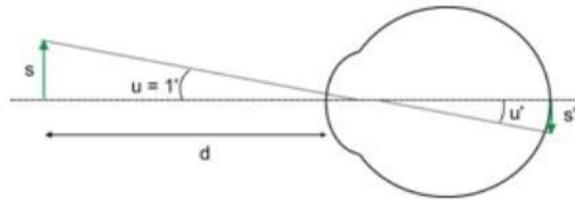


Figura 2.15: Relación de la AV con el tamaño del detalle y la distancia de observación

La anotación logMAR es la recomendada realizar posteriores análisis estadísticos debido a su progresión geométrica entre líneas. (Holladay, 2004).

La agudeza visual se determina estableciendo los optotipos más pequeños que el paciente puede identificar correctamente a una distancia de observación fijada.

Establecer el nivel de AV alcanzado dependerá del número de estímulos detectados para cada tamaño o nivel, generalmente se considera que se ha alcanzado un nivel de AV cuando aproximadamente el 60% de los estímulos presentados han sido leídos correctamente.

La prueba terminará en el primer nivel de agudeza para el cual el número correctamente identificado está por debajo del requerido (inferior a tres estímulos de cinco en nuestro caso). El nivel de agudeza visual se asignará, como uno nivel más bajo que aquel en el que se terminó la prueba.

### 2.3.2 Curvas de desenfoque

El amplio uso de diversas estrategias de corrección de la presbicia con el objetivo de lograr una correcta agudeza visual (AV) de cerca, intermedia y lejana ha conducido a medir la agudeza visual (AV) a diferentes distancias -o valores de vergencia- y a representar los resultados en forma de curva de desenfoque (Fig. 2.16). La región del objeto con una visión nítida se puede relacionar con la profundidad de foco en el espacio de la imagen retiniana. Este concepto es muy útil para comparar diferentes estrategias de corrección de la presbicia (Gupta, Wolffsohn and Naroo, 2008); en particular, se ha utilizado ampliamente en cirugía de cataratas y refractiva desde la implantación,

primero, de lentes intraoculares (LIO) bifocales y multifocales (Plaza-Puche and Alio, 2016), y luego, LIOs de profundidad de foco extendida (EDOF) (MacRae *et al.*, 2017; ANSI, 2018) y poder estudiar la correlación con las mediciones obtenidas de las mismas en banco óptico (Vega *et al.*, 2018).

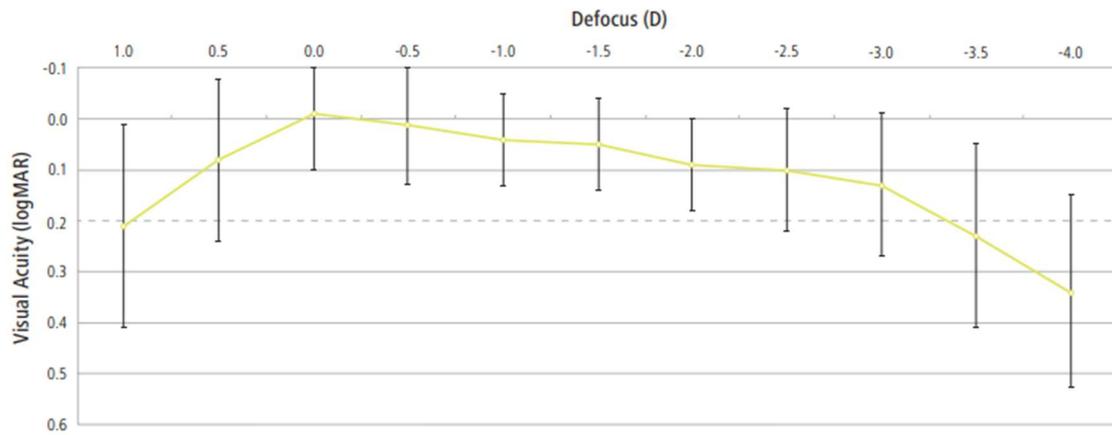


Figura 2.16: Curva de desenfoque de la lente intraocular AT LISA tri toric (Carl Zeiss Meditec) (Fuente: [www.zeiss.com](http://www.zeiss.com)).

Un método para comprobar la profundidad de foco y trazar una curva de desenfoque consistiría en colocar un optotipo a diferentes distancias del paciente cuya AV se está evaluando (Hayashi, Manabe and Hayashi, 2009; Pedrotti *et al.*, 2018). Mediante este método, basado en la variación de la distancia del test, la observación del optotipo en este método sería natural para el ojo emétrope, sin embargo, este procedimiento tiene importantes desventajas en la práctica: requiere optotipos con tamaños de imagen angular adecuados y un preciso control de la luminancia.

Alternativamente, la curva de desenfoque se puede obtener añadiendo al paciente lentes de prueba para simular vergencias mientras se mantiene el optotipo a una distancia constante.

## **2.4. Estudios clínicos**

La evaluación del comportamiento de las lentes intraoculares una vez están implantadas en el ojo requiere el reclutamiento de pacientes y la realización de estudios clínicos.

Este tipo de estudios, suelen ser observacionales ya que no se requiere una intervención directa sobre el paciente más allá de la práctica clínica diaria y prospectivos, ya que requiere un reclutamiento previo para la posterior realización de las pruebas pertinentes. Cualquier tipo de estudio clínico requiere la elaboración de un protocolo. El protocolo ha de indicar el nombre del investigador principal, unos antecedentes, los objetivos y una hipótesis de trabajo, las fases y la metodología del estudio, así como el tamaño y la descripción de la muestra de pacientes que se reclutarán. Véase, como ejemplo, uno de los realizados para esta tesis en el anexo C.

Los estudios clínicos deben seguir las normas de buenas prácticas clínicas internacionales según la declaración de Helsinki y han de cumplir con todos los requisitos legales que le sean de aplicación. La documentación de estudio ha de ser sometida a la aprobación de un comité de ética, y el reclutamiento no se iniciará hasta obtener el informe favorable de dicho comité.

Se han de elaborar hojas informativas para los pacientes del estudio en un lenguaje llano y éstos deberán firmar las hojas de consentimiento informado para participar en el estudio. Todos los datos del estudio han de ser debidamente codificados y disociados de modo que se garantice la confidencialidad de los datos.

## **2.5 Tratamiento estadístico de los datos**

La metodología de análisis de resultados clínicos suele incluir un tratamiento estadístico de las medidas mediante un software específico (SPSS versión 13, SPSS Inc, Chicago, IL).

Para caracterizar la muestra de pacientes se suelen utilizar estadísticos descriptivos (media, desviación estándar (DE)). Todos los conjuntos de datos deben ser examinados para determinar la normalidad de su distribución usando el test Kolmogorov-Smirnof.

Para la comparación de los datos, en el caso de que tengan una distribución no-normal el análisis de datos independientes se realiza mediante el test de la U de Mann-Whitney y para datos relacionados el test de Wilcoxon. La prueba T de student se utiliza para hallar la significación estadística de los grupos de datos que siguen una distribución normal. Para comparar dos técnicas de medición sobre una misma variable cuantitativa se utilizan los diagramas de Bland-Altman. En general, se asume que los valores de p por debajo de 0.05 indican significación estadística.

## PARTE II. RESULTADOS

### CAPÍTULO 3. Evaluación de los métodos de medida de la agudeza visual para distintas distancias

#### 3.1 Revisión de la instrumentación

En la práctica clínica y en investigación, la AV a distancia lejana se mide con optotipos de estímulo único (Fig. 3.1a). La AV cercana normalmente se mide a una distancia de lectura cómoda, entre 33 y 40 cm con optotipos de lectura estandarizados (por ejemplo, las tarjetas de visión cercana de texto continuo en inglés de Colenbrander, Gráficos MNREAD y Gráficos de lectura RADNER) (Radner, 2016) (Fig. 3.1b). Estos tests de texto continuo, no tienen por qué dar los mismos valores de AV que los optotipos con un estímulo aislado ya que introducen aspectos cognitivos adicionales. Por lo tanto, la justificación de los optotipos de AV cercana empleados habitualmente en clínica radica en su utilidad para estimar las capacidades de lectura o la visión funcional cercana, no solo la AV.

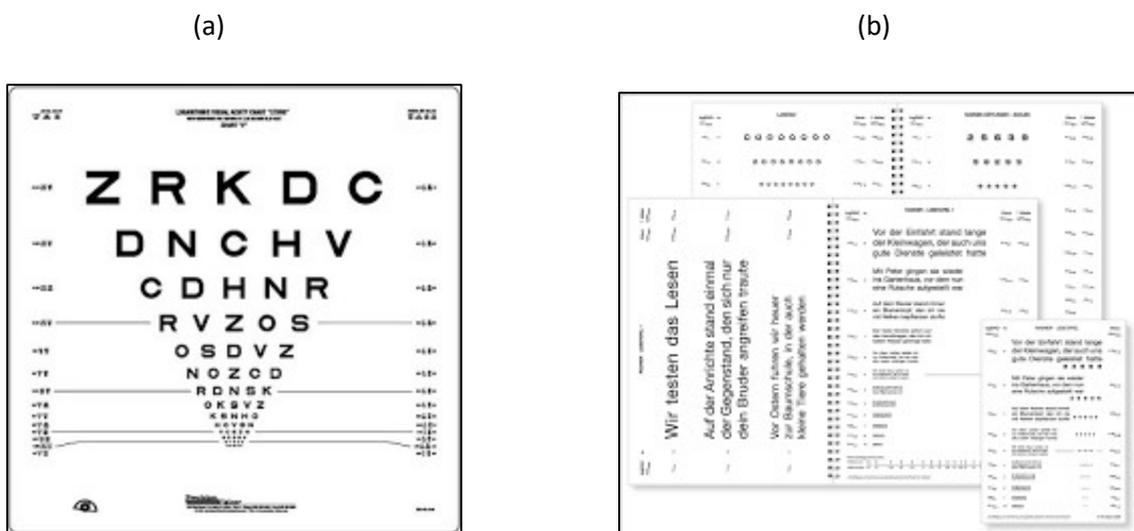


Figura 3.1: a) Test para visión lejana ETRS, b) Varias cartas del test RADNER para evaluar la visión de cerca. (Fuente: [www.precision-vision.com](http://www.precision-vision.com))

En la primera fase de nuestro trabajo, al establecer el método que utilizaríamos posteriormente a lo largo de la investigación, consideramos que era necesario analizar

la AV aislada, libre de sesgos cognitivos adicionales. Este requisito era imprescindible para poder determinar posibles equivalencias o discrepancias entre los métodos para evaluar la AV a distintas distancias. De este modo, se podría escoger el método más fiable, ágil y reproducible, para mantener en lo posible las mismas condiciones de evaluación, aunque las pruebas se practicasen en centros distintos.

En un momento inicial, analizamos las limitaciones que podíamos encontrar al realizar una medida de AV a distintas distancias usando únicamente dos optotipos estándar de estímulo único: un ETDRS de visión lejana (Fig. 3.1a), que lo usaríamos desde la distancia fijada del optotipo (4m) hasta 1m, y otro ETDRS para visión cercana (40cm) que usaríamos en el rango (1m, ..., 33cm).

Estos optotipos constan de 14 líneas de AV que van de AV=1 logMAR a AV= -0.3 logMAR en pasos de 0.1 logMAR. Existen versiones comerciales de estos optotipos calculados a las distancias de 3 y 2.5 y 2 metros, aunque el que encontramos habitualmente en clínica es el diseñado para 4 metros.

A pesar de que la distancia lejana tradicional para medir la AV y realizar el cálculo de la refracción está fijada en seis metros, medida que procede de los trabajos realizados por Snellen, Donders y otros autores hace ya 150 años, (Duke-Elder, 1958) los estándares internacionales actuales (ISO 8596:2018) entienden la “distancia lejana” como una medida ambigua que va de los cuatro a los seis metros. Algunos autores recomiendan que la distancia a la que se evalúe la medida debe ajustarse al infinito (Simpson and Charman, 2014).

Si bien una carta de optotipos está diseñada para evaluar la AV a una distancia concreta, se puede utilizar para evaluarla a una distancia diferente teniendo en cuenta los ángulos de observación desde la posición del sujeto. Para actualizar los valores de AV a la nueva distancia de observación basta aplicar un simple cálculo.

Teniendo en cuenta que, en escala decimal, la AV se expresa como la inversa del ángulo ( $u$ ) en minutos de arco, que subtiende el mínimo detalle o trazo ( $s$ ) percibido por el observador desde su posición a una determinada distancia de diseño ( $a$ ), (Fig. 3.2) es decir,

$$AV = 1/u \quad (3.1)$$

para una distancia de observación diferente ( $a'$ ), los nuevos valores de la agudeza visual  $AV'$  se actualizan a partir de las lecturas  $AV$  para la distancia de diseño aplicando el factor de proporcionalidad ( $a'/a$ ),

$$AV' = \frac{1}{u'} = \frac{1}{\tan^{-1}(s/a')} = \frac{1}{\tan^{-1}(a \tan u/a')} \approx \frac{a'}{a} AV \quad (3.2)$$

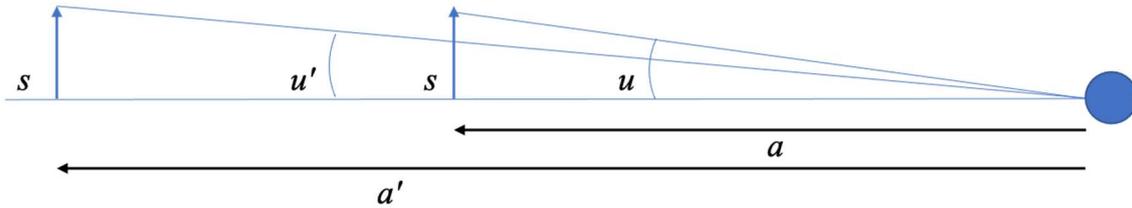


Figura 3.2: Esquema para el cálculo de la agudeza visual a una distancia de visión ( $a'$ ) distinta de la de diseño ( $a$ ) de la carta de optotipos. ( $s$ ) es el tamaño del trazo. Los ángulos  $u$  y  $u'$  son muy pequeños, del orden de minutos de arco).

Realizando los cálculos necesarios determinamos el rango de AV que cubren las 14 líneas de la carta en las escalas decimal y logMAR, tanto en la distancia de diseño (4m) como al desplazar el optotipo a las distancias de 2 m, 1 m y 66 cm (Fig. 3.3, zonas sombreadas). Realizamos los mismos cálculos con el optotipo ETDRS diseñado para 40 cm al posicionarlo a 1 m, 66 cm, 50 cm y 33 cm (Fig. 3.4).

## OPTOTIPO4M

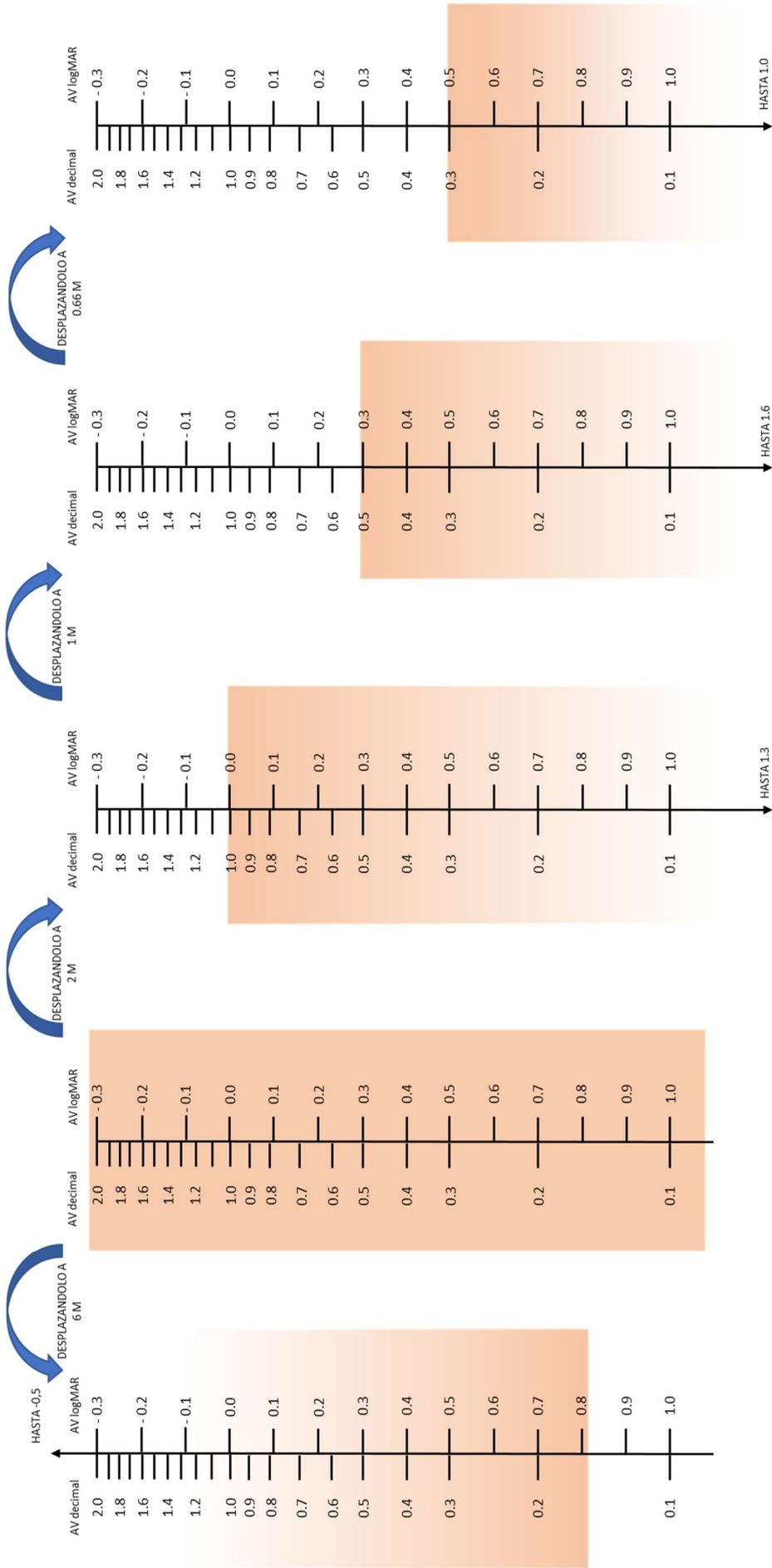


Figura 3.3: Rangos de AV medibles (zonas sombreadas) al desplazar el optotipo EDTRS diseñado a 4m (segunda gráfica por la izquierda) a las distancias de 6m, 2m, 1m y 0.6m.

# OPTOTIPO 0,4 M

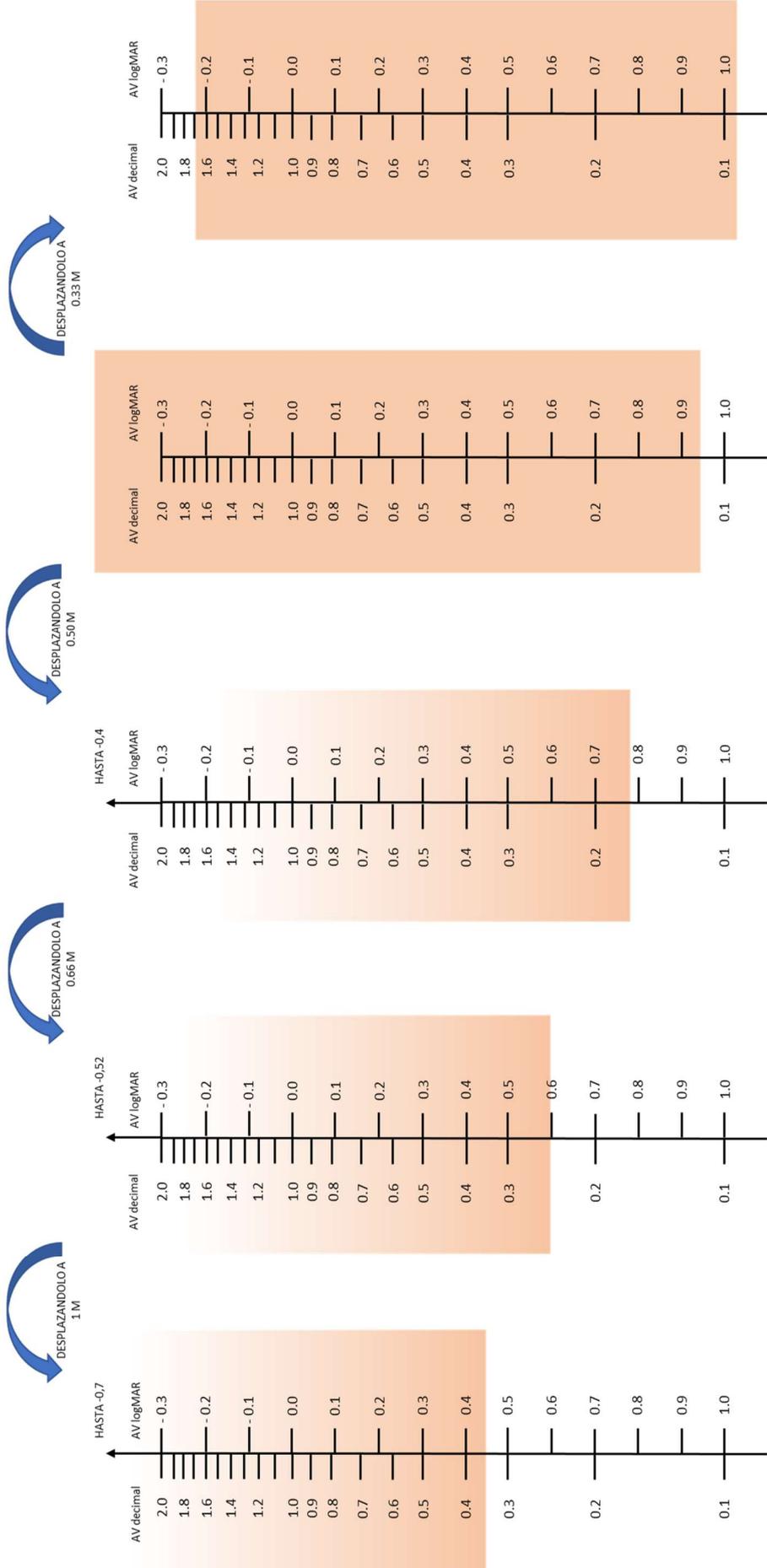


Figura 3.4: Rangos de AV medibles (zonas sombreadas) al desplazar el optotipo ETRS diseñado a 0.4 m (segunda gráfica por la derecha) a las distancias de 1m, 0.66 m, 0.5 m y 0.33 m.

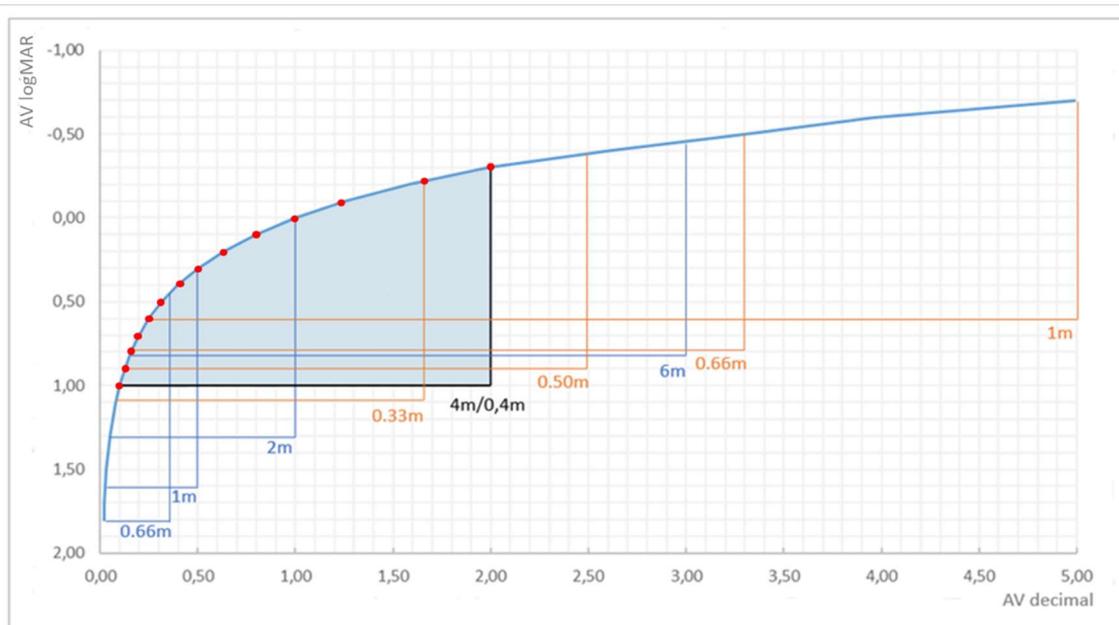


Figura 3.5: Rangos de medida de AV al desplazar los optotipos ETDRS diseñado a 4m y 0,4m. La zona coloreada en azul indica el rango de AV a la distancia de diseño de los optotipos a 4m y 0.4m. Las áreas delimitadas por las líneas azules representan los rangos de AV al desplazar el optotipo de 4m a las distancias indicadas en la gráfica. Las áreas delimitadas por las líneas naranjas representan los rangos de AV al desplazar el optotipo de 0.4m a las distancias indicadas en la gráfica.

La Figura 3.5 representa los rangos de medida de la AV en escala logMAR versus la AV en escala decimal para las cartas de optotipos ETDRS diseñadas para dos distancias de observación (4m y 0.4m). La curva corresponde a una función logarítmica. Recordemos la relación entre las escalas logMAR y decimal para medir la AV es  $AV [logMAR] = -\log_{10}(AV[decimal])$ . Por tanto, la resolución de la escala ETDRS (en pasos de 0.1 logMAR) en un rango de 1.0 a -0.3 logMAR (zona sombreada en azul), no corresponde a una resolución constante en la escala decimal, que es inversamente proporcional al ángulo (en minutos de arco) subtendido por el trazo. Se observa una mayor resolución para las AV bajas y medias en la escala logMAR ( $\leq 0.5$  decimal, 0.3 logMAR) y una menor resolución para AV altas, sobre todo a partir de  $AV > 1.0$  decimal (0.0 logMAR). Esto tiene sentido en la evaluación clínica habitual de pacientes con degradación de la función visual. La utilización de las cartas de optotipos a distancias distintas de la de diseño

introduce variaciones muy importantes en el rango de AV medible y en la resolución con la que se efectúa esa medida en la escala decimal. La Figura 3.5 muestra (líneas azules) los rangos de AV medibles cuando el optotipo diseñado para una distancia de 4m se traslada a las distancias de observación de 6m, 2m, 1m y 0.66m. Análogamente, la figura muestra los rangos de AV medibles cuando el optotipo diseñado para una distancia de 0.40m se traslada a las distancias de 1m, 0.66m, 0.5m y 0.33m del observador (líneas naranjas).

Así, por ejemplo, si la carta diseñada para una distancia de observación de 4m se sitúa a 1m del sujeto, el rango de AV medible no es práctico para evaluar sujetos con calidad de visión media y buena, ya que abarca de 1.6 a 0.3 logMAR (0.03 a 0.5 decimal) (Fig. 3.3 y 3.6a). Si la carta de optotipos diseñada para 40cm se sitúa a 1m, en principio, sí se podrían evaluar los sujetos anteriores, ya que el rango de AV es de 0.6 a -0.7 logMAR (0.25 a 5.0 decimal) (Fig. 3.4 y 3.6b). Además, la resolución y, con ella, la precisión en la medida no sería constante en la escala decimal. Para AV mejores de 0.0 logMAR (1.0 decimal) la precisión de la medida se reduce considerablemente de una línea a otra.

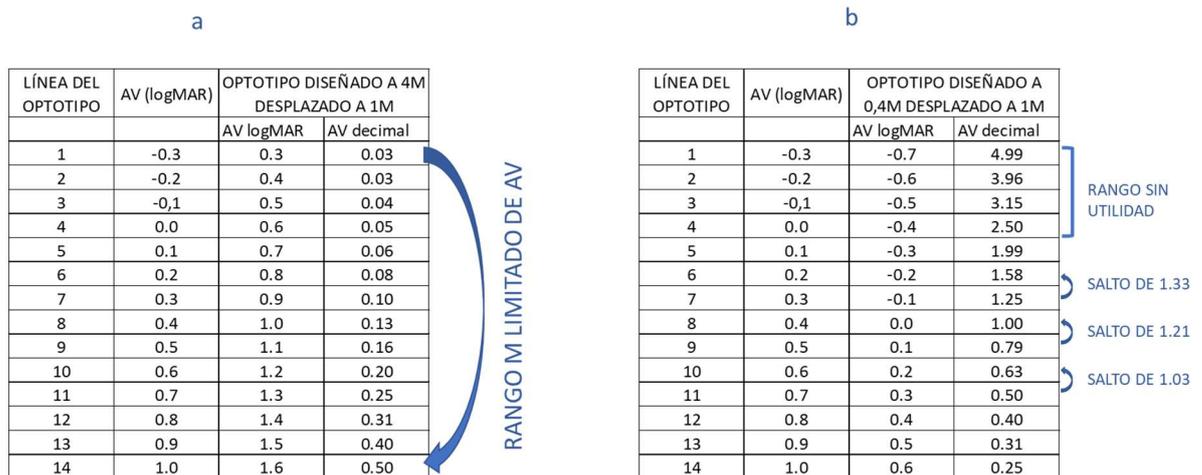


Figura 3.6: Nueva AV para cada línea del optotipo ETDRS, a) al desplazar el optotipo diseñado a 4m a la distancia de 1m, b) al desplazar el optotipo diseñado a 0.4m a la distancia de 1m.

Los resultados obtenidos plantean dos claras limitaciones al utilizar esta técnica. Por una parte, el rango de vergencias más grande a cubrir (de 6m a 1m) desplazando el optotipo diseñado a 4m, no permite evaluar AV mejores que 0.3 logMAR a medida que se acerca

al observador. Por otra parte, el otro optotipo, diseñado para 40 cm, permite cubrir la posición de 1m y medir buenas AV (mejores que 0.6 logMAR), pero con poca precisión. Por tanto, el método de medida de la AV basado en utilizar una carta ETDRS diseñada para una distancia y desplazarla a otras distancias, aun con las correcciones pertinentes, podría presentar insuficiencias al evaluar la AV de diversos tipos de individuos, como jóvenes adultos, pacientes con alteración de la función visual, présbitas, pseudofáquicos, etc.

Por ese motivo, fue necesario diseñar un mismo tipo de optotipo calculado a distintas distancias. Los optotipos fueron diseñados siguiendo las directrices marcadas por los estándares internacionales y sus características serán descritas a en los siguientes apartados de este capítulo.

### **3.2. Pruebas preliminares: medida de la agudeza visual para varios estados acomodativos**

**Parte del contenido de este capítulo fue presentado en:**

Clavé L., Torrents A. and Millán M. “*Comparación de dos métodos para la medida de la agudeza visual a diferentes distancias*”. X Iberoamerican Optics Meeting / XIII Latinamerican Meeting on Optics, Lasers and Applications/Mexican Optics and Photonics Meeting. Cancún, México, september 2019

Clavé L., Torrents A. and Millán M. “*Comparison of two methods for measuring visual acuity at different distances*”. Annual meeting of the European Academy of Optometry and Optics (EAAO), Helsinki, April 2021

#### **3.2.1 Introducción y propósito**

En esta prueba preliminar se plantean varias situaciones, que pueden ser hipotéticamente equivalentes en la aproximación de la óptica geométrica, pero cuya equivalencia conviene comprobar cuando se aplican al sistema visual humano.

Al menos desde un punto de vista teórico, basado en la relación de conjugación objeto-imagen en aproximación paraxial, se puede abordar la evaluación de la AV de lejos y la AV de cerca de varias maneras. Por ejemplo, el optotipo podría estar situado en dos posiciones: a distancia lejana F o cercana N. Con la ayuda de gafas de prueba podemos hacer combinaciones que dan como resultado las cuatro modalidades siguientes (Fig. 3.7) para la medida de la AV (se asume que el sujeto es examinado en todos los casos con la mejor corrección de lejos fijada a la distancia F):

a) AV natural de lejos (NF-AV): **con el test situado a distancia lejana F**, se mide la AV del observador.

b) AV natural de cerca (NN-AV): **con el test situado a distancia cercana N**, se mide la AV del observador con acomodación natural.

c) AV simulada de lejos (SF-AV): **con el test situado a distancia cercana N**, se añaden lentes positivas en la gafa de prueba para simular la posición del test en la distancia F del observador y reducir el esfuerzo acomodativo.

d) AV simulada de cerca (SN-AV): **con el test situado a distancia lejana F**, se añaden lentes negativas en la gafa de prueba para simular la posición del test a la distancia N y forzar la acomodación.

Si los sujetos presentan acomodación preservada, cabría esperar, en hipótesis, que las medidas de la AV fuesen equivalentes en las cuatro condiciones de observación descritas.

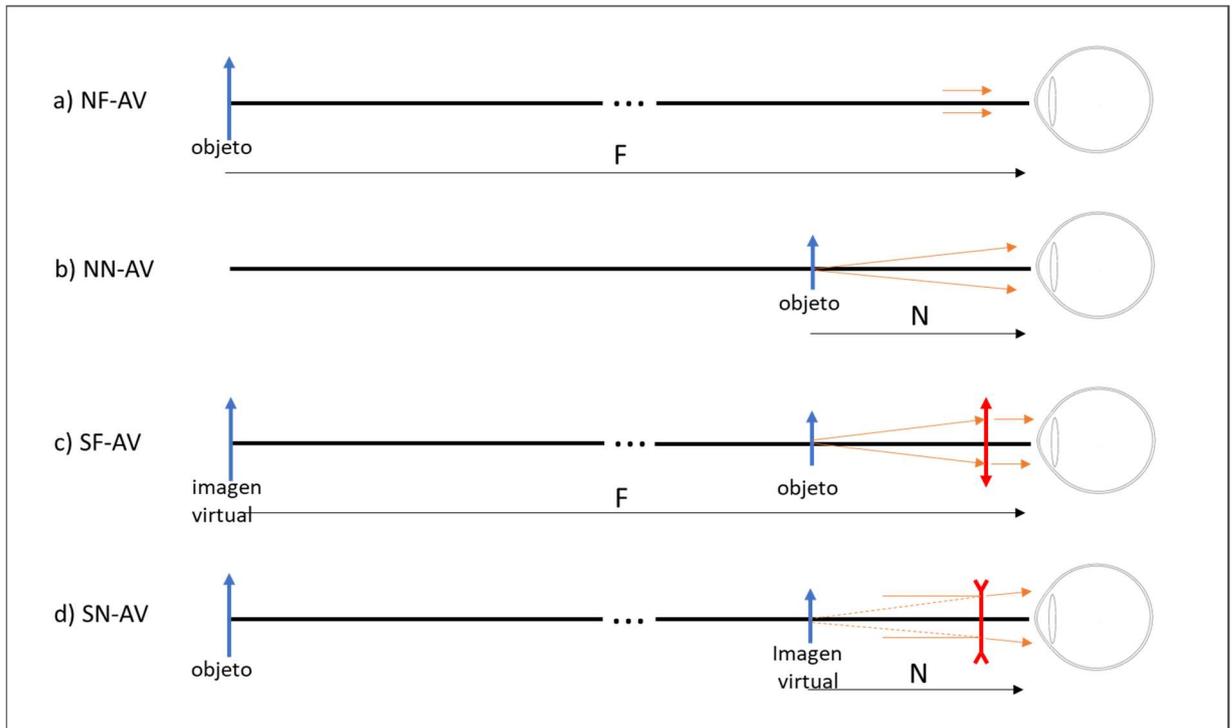


Figura 3.7: Modalidades para la medida de AV, a) **NF-AV**: en visión natural y con el objeto situado en posición lejana, b) **NN-AV**: en visión natural con el objeto situado en posición cercana, c) **SF-AV**: con el objeto situado en visión cercana y simulando la visión lejana mediante una lente positiva y d) **SN-AV**: con el objeto situado en posición lejana y simulando la visión cercana mediante una lente negativa.

El método estándar para la medida clínica de la AV en la determinación de las curvas de desenfoque considera la situación NF-AV (Fig. 3.7a) para evaluar la AV de lejos y la SN-AV (Fig. 3.7d) para evaluar la AV de cerca (MacRae *et al.*, 2017). Desde un punto de vista geométrico, las situaciones representadas en c) SF-AV y b) NN-AV serían equivalentes a las a) NF-AV y d) SN-AV, respectivamente. Para llevar a cabo esta prueba preliminar y poder medir las NN-AV y SN-AV, los observadores deben tener suficiente capacidad acomodativa, lo que obliga a reclutar personas jóvenes. Sin embargo, para medir las NF-AV y SF-AV, no es necesaria esa condición y puede aplicarse a observadores con diversa capacidad acomodativa e incluso nula. No se han encontrado en la bibliografía estudios que analicen la equivalencia entre las modalidades natural (N) y simulada (S) para medir la AV o que justifiquen en profundidad las condiciones de aplicación estándar.

El propósito de este trabajo es analizar comparativamente las cuatro modalidades indicadas de la medida de la AV en función de la posición natural o simulada del test y la regulación del esfuerzo acomodativo mediante gafa de prueba.

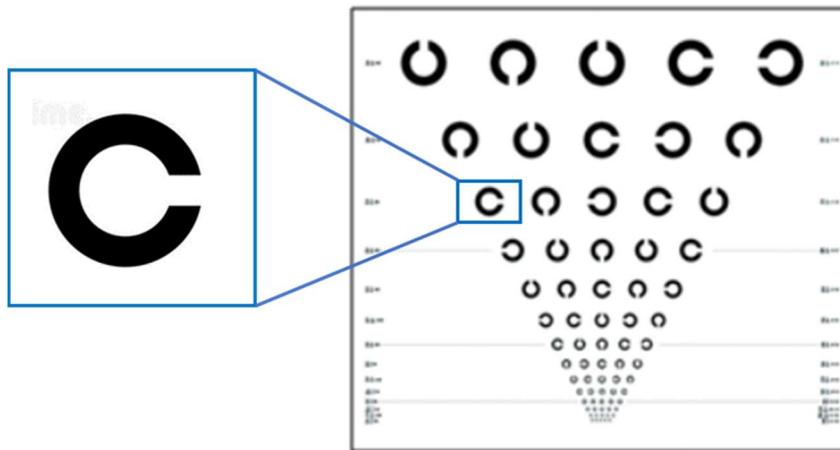


Figura 3.8: Diseño de Bailey y Lovie de progresión logarítmica del optotipo. (Fuente: [www.precision-vision.com](http://www.precision-vision.com)).

### 3.2.2 Observadores, materiales y método

#### Material

Para realizar este trabajo se utilizaron dos optotipos, uno calculado para la observación a  $F=3.5$  metros y otro a  $N=33$  cm. Aunque los estándares recomiendan una distancia de entre 4 y 6m para la evaluación de la visión lejana, en este caso se escogió una distancia ligeramente reducida ( $F=3.5m$ ) por las dimensiones de la sala de exploración y adaptando la compensación óptica de los observadores a esa distancia. El diseño escogido fue el de Bailey y Lovie (Fig. 3.8)

Estos optotipos contienen estímulos negros de alto contraste sobre fondo blanco. Los estímulos se presentan en grupos de cinco del mismo tamaño por línea; el espacio entre estímulos corresponde al tamaño de uno de ellos. De una línea a otra, el tamaño de los estímulos sigue una progresión logarítmica, en pasos de  $0.1 \log\text{MAR}$  (Rabbetts, 2007). El espacio entre líneas consecutivas es igual al tamaño de los estímulos de la línea

inferior. El origen de la escala corresponde a la resolución visual normal de 1 minuto de arco ( $\log_{10}(1) = 0.0$ ).

Como estímulos se han usado los anillos de Landolt o C de Landolt para la medida de la AV, según recomendaciones del International Council of Ophthalmology y las directrices marcadas por la norma ISO 8596 (International Council of Ophthalmology, 1984)(International Standard, 2017). La descripción detallada de este estímulo se explica en el apartado 3.3. Se escogió el test de 8 posiciones para minimizar la posibilidad de obtener falsos positivos.

Las medidas se tomaron en una sala con iluminación artificial uniforme blanca. Además, se utilizó un LED blanco Thorlabs MCWHL5 (Thorlabs.com) con intensidad ajustable en todas las distancias de prueba para iluminar los optotipos. Esta iluminación se realizó desviando lateralmente el haz de luz respecto a la dirección de mirada, para evitar reflejos especulares. La iluminancia de los optotipos se controló constantemente con un fotómetro Mavolux 5032C y se ajustó a 600 lux. Esta iluminancia produjo una luminancia de fondo del optotipo de 145 cd/m<sup>2</sup>.

Para el control del estado acomodativo se utilizó una caja de lentes y gafa de pruebas estándar y una mentonera para posicionar al paciente y evitar variaciones de distancia de observación que podrían alterar los resultados.

### **Observadores**

Las medidas fueron realizadas en una muestra de 31 sujetos jóvenes adultos de entre 18 y 35 años (edad media  $23.06 \pm 5.11$  años) y ambos sexos, reclutados en la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa. Los criterios de inclusión fueron: AV superior a 0,1LogMAR y acomodación conservada. Fue motivo de exclusión la existencia de cualquier disfunción acomodativa que pudiese interferir en la realización de las pruebas, así como la presencia de cualquier patología ocular o un defecto refractivo superior a las +/- 5.00 D.

### **Método**

La toma de medidas de AV se realizó de forma monocular en el ojo de mejor AV y con corrección óptica para la distancia de 3.5m en el caso de que el observador presentase

un defecto refractivo. Previamente se realizó la medida de la flexibilidad de acomodación para asegurar que ésta estuviese preservada. A continuación, sobre la muestra de sujetos se realizó la medida de la agudeza visual en visión lejana y cercana con los optotipos descritos anteriormente. La anotación de los resultados de AV se realizó en valor LogMAR, tal y como recomiendan los estándares internacionales(International Standard, 2017)(International Council of Ophthalmology, 1984). El valor anotado correspondió al último nivel visual donde el paciente reconoció 3 de los 5 estímulos.

Se tomaron cuatro series de medidas descritas a continuación (Figura 3.9):

- AV con el optotipo situado a F=3.5 metros en visión natural (NF-AV).
- AV con el optotipo situado a F=3.5 metros anteponiendo una lente de -3.00D para simular una vergencia de N=33cm (SN-AV).
- AV con el optotipo situado a N=33 cm en visión natural (NN-AV)
- AV con el optotipo situado a N=33 cm y anteponiendo una lente de +2.50 D para simular una vergencia de F=3.5 m (SF-AV).

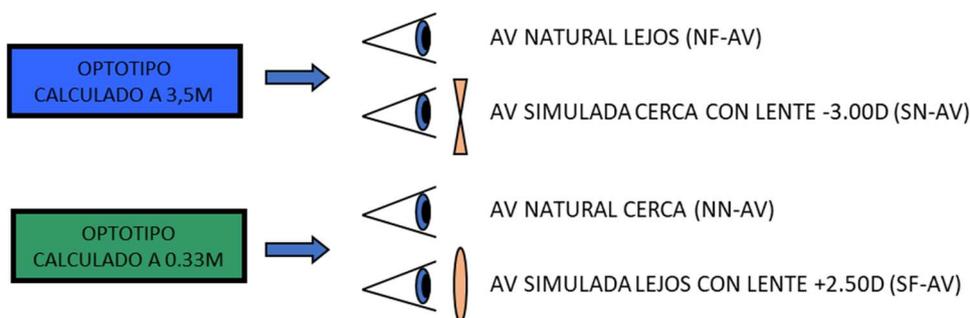


Figura 3.9: Esquema de los dos métodos utilizados de medida de la agudeza visual (AV) de lejos (F) y de cerca (N), en función de la posición del test (F=3.5m, N=0,33m) en las modalidades natural (N) y simulada (S).

La refracción subjetiva se realizó a 3.5 m y se incluyó en la refracción manifiesta una vergencia de +0.25 D (+0.28 D teórico, en la práctica se usó una lente de +0.25, que son las que se disponen en la caja de lentes de prueba), correspondiente a la evaluación de la AV en la posición de distancia de 3.5 m, para ajustar las mediciones al infinito.

En el caso de la simulación de la vergencia cercana con el optotipo a 3.5 m se utilizó una lente de -3 D, mientras que en el caso de la simulación de la vergencia de lejos con el optotipo a 33 cm se utilizó una lente de +2.50 D en vez de +3.00 D que sería la potencia teórica para simular la distancia lejana F con el optotipo situado a 33cm. El motivo de usar esta potencia fue la dificultad que mostraron los observadores jóvenes para relajar la acomodación con lentes positivas. Las diferencias en la acomodación precisada entre ambas situaciones se consideraron negligibles debido a la capacidad de acomodación conservada de los observadores.

Se calculó también el factor de aumento o disminución del tamaño de la imagen retiniana inducido por las lentes de -3.00D y +2.50D, que son las potencias utilizadas en el estudio a una distancia de vértice de  $d_v = 12\text{mm}$  del ojo. Este aumento o disminución se calculó utilizando el modelo de ojo reducido compensado por una lente delgada (Fig. 3.10).

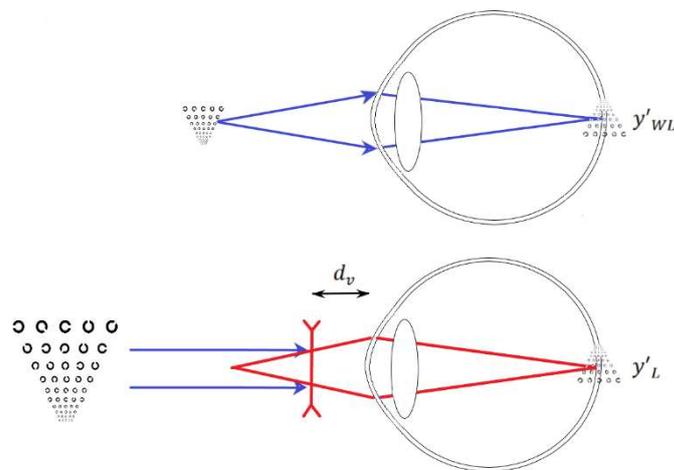


Figura 3.10: Esquema para el cálculo del cambio fraccional FC a partir de los tamaños de las imágenes retinianas obtenidas con ( $y'_L$ ) y sin lente de prueba ( $y'_{WL}$ ). La distancia de vértice es  $d_v = 12\text{mm}$ .

Así, se calculó primero el tamaño y la ampliación de la imagen virtual formada por una lente de prueba negativa de potencia de vértice  $P_v$  de un objeto situado a 3.5 m de distancia. Esta imagen se convirtió a su vez en un objeto para el ojo, que se acomodó

para llevar la imagen final a enfocar sobre la retina. La relación de tamaño de las imágenes retinianas obtenidas con  $y'_L$  y sin lente de prueba  $y'_{WL}$ , denominada cambio fraccional ( $FC$ , por sus siglas en inglés, fractional change) es

$$FC = \frac{y'_L}{y'_{WL}} = \frac{1}{1 - d_v P_V}. \quad (3.3)$$

Teniendo en cuenta que el producto  $d_v P_V$  toma valores pequeños en general en nuestro estudio, la Ec. 3.3 puede aproximarse por  $FC \approx 1 + d_v P_V$ . Para una lente de prueba de -3 D (la lente más potente de nuestro estudio y, por tanto, el caso menos favorable), obtenemos  $FC = 0.964$ , lo que implica una disminución del 3.6% en el tamaño de la imagen retiniana. Posteriormente se realizaron los mismos cálculos para la situación del objeto situado a 33 cm de distancia a través de una lente de +2.50 D. En este caso, se obtuvo un aumento del tamaño del 3% respecto a la observación natural del objeto lejano (sin lente de prueba). En general, el cambio de tamaño es de aproximadamente un 1.2% por cada dioptría de potencia de la lente. Hemos aplicado dicha  $FC$  al tamaño del test para evaluar cómo se vería afectada la agudeza visual por la observación a través de las lentes. Para una  $AV=0.0$  logMAR, el valor de la  $AV$  real a través de una lente -3D (que sería el caso donde se utiliza la lente con más potencia), que produce el mayor cambio (3.6% de disminución), debe corregirse a una  $AV=-0.012$ . Esta pequeña corrección no tiene relevancia en la práctica clínica general. Puede despreciarse porque es mucho menor que la incertidumbre (0.1 logMAR) existente entre dos líneas sucesivas de la tabla en la escala logMAR.

Los estímulos del optotipo se fueron mostrando de forma aleatoria, intercambiando distintos optotipos con disposiciones diferentes de los estímulos para evitar el aprendizaje de éstos.

### 3.2.3 Resultados

Para el análisis de resultados se utilizó el programa SPSS statistics versión 24.0 para Windows (IBM, NY, USA). Se calcularon medias y desviaciones estándar para definir las AV de cada grupo de medidas. Para la comparación de variables numéricas se usó el test U de Mann Whitney. Se consideró un nivel de significación estadística de 0,05. El análisis de los resultados se ha realizado usando la notación de AV LogMAR siguiendo las recomendaciones internacionales (International Council of Ophthalmology, 1984).

La Figura 3.11 muestra la media de los resultados obtenidos en las cuatro series de mediciones, donde las barras de error representan la desviación estándar. Por una parte, si analizamos las dos series de medidas obtenidas en visión natural, vemos que la AV alcanzada en visión lejana (NF-AV= $-0.10 \pm 0.06$ ) es superior a la cercana (NN-AV= $0.02 \pm 0.06$ ). Lo contrario sucede si analizamos las dos series de medidas obtenidas en visión a distancias simuladas: la AV alcanzada en visión simulada lejana (SF-AV= $0.07 \pm 0.12$ ) es notablemente peor que la simulada cercana (SN-AV= $-0.02 \pm 0.09$ ). Es evidente, por lo tanto, que la posición inicial del test es relevante.

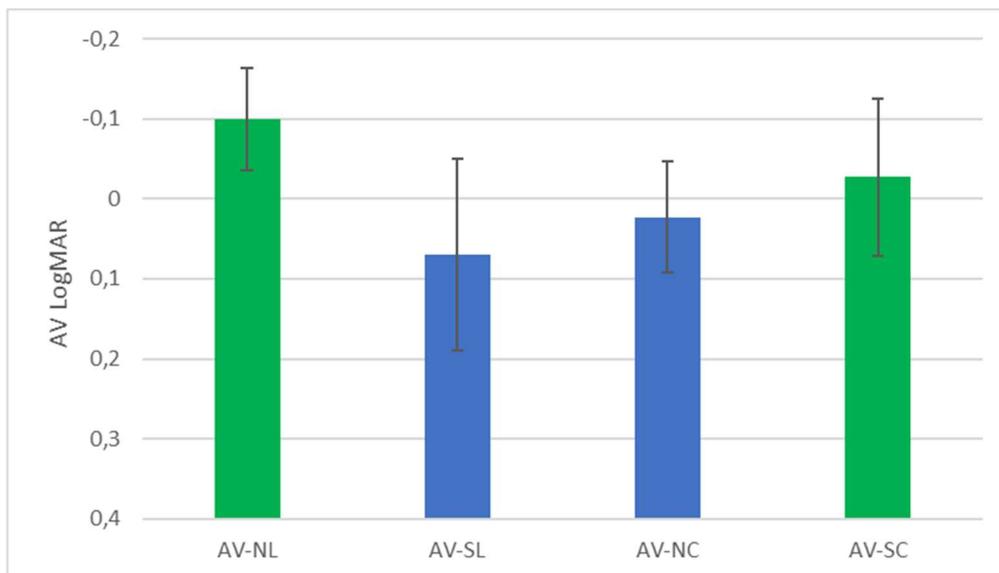


Figura 3.11: Resultados experimentales de la AV en las cuatro modalidades estudiadas: NF-AV (natural de lejos), SF-AV (simulada de lejos), NN-AV (natural de cerca) y SN-AV (simulada de cerca). Las barras negras representan la desviación estándar.

Por otra parte, si analizamos los resultados obtenidos en visión lejana, los valores de AV obtenidos a través de la simulación de la distancia (SF-AV=0.07±0.12) son casi 2 líneas LogMAR inferiores a los obtenidos en visión natural (NF-AV=-0.10±0.06). La diferencia entre estos resultados de NF-AV y SF-AV es estadísticamente significativa ( $p < 0.01$ , test de Wilcoxon). En visión cercana, sin embargo, los valores obtenidos mediante simulación de distancia (SN-AV=-0.02±0.09) son superiores a los obtenidos en visión natural (NN-AV=0.02±0.06). Aunque esta diferencia entre NN-AV y SN-AV no alcanza 1 línea logMAR, hemos comprobado asimismo que es estadísticamente significativa ( $p < 0.01$ , test de Wilcoxon).

### **3.2.4 Discusión**

Con esta prueba preliminar se ha pretendido determinar si las cuatro modalidades de medida de la AV son equivalentes, no solo en hipótesis teórica sino en la práctica clínica, o, en caso contrario, cuál de ellas reproduce mejor las condiciones de visión natural a una distancia determinada. Debido a que los sujetos presentan la acomodación preservada, en hipótesis -como se ha dicho- las medidas de la AV tendrían que ser equivalentes en las cuatro condiciones analizadas. Sin embargo, los resultados muestran diferencias considerables entre todas ellas.

Si analizamos los dos métodos para simular vergencias, vemos que el método tradicional -con el test situado a distancia lejana y modificando la vergencia objeto con lentes negativas para visión de cerca (barras verdes en la Figura 3.11)- es el que proporciona valores de mejor agudeza visual (barras más altas). En nuestro trabajo, las AV obtenidas con el optotipo a 3.5m simulando una vergencia de 33cm con una lente de -3.00D (SN-AV) son ligeramente superiores a las obtenidas en observación natural con el optotipo calculado para estar situado a 33 cm. Ello podría ser debido a que el trazo del estímulo calculado, según los estándares, a 3.5m tiene un tamaño suficiente que permite ser reproducido sin dificultad para evaluar la resolución visual equivalente a una AV - 0.3LogMAR; en cambio, siguiendo los mismos estándares en el diseño del optotipo para el caso de visión natural cercana, la resolución del estímulo para NN-AV mejores que 0.0 LogMAR se ve afectada no sólo por la limitación física de la resolución de la propia

impresión del optotipo, sino también por el efecto de amontonamiento de los estímulos (Coates, Chin and Chung, 2013). La modalidad (SF-AV) de colocar el optotipo a 33cm y simular la vergencia de 3.5 m mediante una lente de +2.5 D (relajando la acomodación) ha proporcionado los peores resultados de AV, probablemente debido a las mismas causas. Los resultados de SF-AV no son equiparables a los obtenidos en visión lejana natural (NF-AV) para este grupo de observadores jóvenes.

Hemos podido comprobar cómo un optotipo diseñado para una distancia de 33cm según los estándares internacionales no proporciona medidas de AV equiparables a las que se obtienen usando un optotipo diseñado para situarlo en visión lejana. Así como existe una estandarización para los optotipos en visión lejana, no sucede lo mismo con los optotipos en visión cercana. En la práctica clínica, se usan tests de texto continuo, con gran variabilidad de tipografías, mientras que, en los estudios de investigación, de manera habitual, únicamente se usan optotipos en visión lejana. Por estos motivos, consideramos que los dos métodos, con posiciones distintas del test para simular vergencias no son equiparables.

Los resultados obtenidos nos llevan a replantearnos dos aspectos:

- Los optotipos para visión cercana diseñados según los estándares internacionales presentan una resolución insuficiente para AV mejores que LogMar 0.0 si se utilizan técnicas de impresión convencionales para su realización. Estos optotipos son insuficientes para evaluar la AV de los sujetos jóvenes de este estudio. Aparte de la limitación en la resolución de la impresión, también se ha de destacar la incomodidad para la medida de las SF-AV y NN-AV con el test de cerca: la necesidad de uso de una mentonera y la proximidad excesiva del test dificultan el examen del sujeto (Fig.3.12).



Figura 3.12: Imagen tomada de uno de los observadores durante la evaluación de la visión natural de cerca (NN-AV).

- En la práctica, es ventajoso situar el test a distancia lejana para la evaluación de la AV, tanto la AV natural de lejos (NF-AV), como la AV simulada de cerca (SN-AV) (barras verdes en Figura 3.11). De esta manera, se alivia la necesidad de realizar una impresión con resolución elevada, no es necesaria la mentonera y el test no invade el espacio de proximidad del sujeto. Los valores obtenidos de AV con el test situado lejos, tanto para evaluar la NF-AV como la SN-AV, proporcionan una medida más ajustada de la capacidad visual del sujeto y proporciona valores más altos.

Descartada la modalidad SF-AV en favor de la modalidad NF-AV, sí creímos necesario, sin embargo, perfeccionar la modalidad NN-AV para comprobar si era equiparable con la SN-AV. Esta comparación es mucho más interesante por la repercusión que tiene en la medida de las curvas de desenfoque como se tratará en el capítulo 4. Por ese motivo, decidimos reproducir de nuevo esta parte del trabajo, buscando métodos de impresión de alta resolución y modificando el espaciado entre estímulos para evitar el efecto de amontonamiento. De este modo, una vez subsanadas las limitaciones observadas en los

optotipos empleados en la prueba preliminar, nos proponíamos valorar nuevamente, si los valores de agudeza en visión cercana obtenidos mediante simulación con lentes (SN-AV) son equiparables a los obtenidos en visión natural (NN-AV). Además, nos proponemos ampliar el rango y la densidad de muestreo de distancias de observación de manera que se aproxime al que suele utilizarse para la construcción de las curvas de desenfoque en los estudios clínicos.

### **3.3. Elección, diseño y realización de optotipos**

#### **Estímulo**

Hemos escogido el anillo de Landolt de 8 posiciones y con alto contraste ya que los argumentos que respaldan un optotipo de ocho posiciones incluyen:

- Evaluación superior de la visión en diferentes formas de astigmatismo;
- Correlación superior con símbolos que tienen componentes oblicuos; y
- Menor probabilidad de falsos positivos.

Uno de los argumentos en contra de utilizar el optotipo con 8 posiciones es que el optotipo de 4 posiciones es más sencillo de explicar al paciente y más fácil de realizar.

Para la elaboración de los tests a 50 y 33cm, se tuvo que recurrir a una impresión de alta precisión para obtener la resolución necesaria en las agudezas visuales más altas descrita a continuación.

La distancia de observación de 33cm es la que plantea una mayor exigencia en la reproducción de los optotipos. En este caso, como se indica en la tabla 3.4, el tamaño del trazo para la AV= 0.0 logMAR (1 decimal) es de  $s=0.096\text{mm}$  y la mitad de ese valor, es decir 0.048 mm, para el estímulo más pequeño de la carta correspondiente a la AV= 0.3 logMAR (2 decimal). Para imprimir los optotipos con una resolución suficiente se recurrió a un impresora y material (fotolito) de alta resolución. La impresora utilizada fue Konica Minolta BIZHUB PRESS C-1085, basada en un proceso electrostatográfico láser en tándem de cuádruple tambor. En las especificaciones técnicas se indica que la resolución nominal es de 1200 (equivalente a 3.600 ppp) x 1200 ppp (ppp, puntos por

pulgada)(<https://manuals.konicaminolta.eu/bizhub-PRESS-C1100-C1085/EN/contents/id01-101248732.html>)

La resolución nominal de 1200ppp, igual a 47.2 puntos por milímetro, asegura una precisión mínima de  $\pm 0.021\text{mm}$  en la reproducción de los optotipos. Esta precisión es suficiente para garantizar la rotura del anillo C de Landolt más pequeño del test, con un trazo de 0.048mm, pero no es una precisión tan elevada como para asegurar una reproducción de alta calidad. Como se informa en las especificaciones de la impresora, el dispositivo aplica mecanismos de mejora que permiten asumir una resolución equivalente de 3600 ppp, que triplica la resolución nominal (Fig. 3.13). Una resolución equivalente a 3600ppp triplicaría la nominal y el margen de incertidumbre en la reproducción de los optotipos quedaría reducido a una tercera parte, es decir,  $\pm 0.007\text{mm}$ . Así, en el caso del anillo C de Landolt más pequeño en la carta de 33cm (AV=-0.3 logMAR, 2 decimal), la incertidumbre en la reproducción del trazo se reduce a 14.7%.

Hemos complementado esta estimación de la incertidumbre con una observación visual de la calidad de la reproducción mediante un microscopio óptico, con aumento 100 X. Hicimos varias mediciones del tamaño del trazo  $s$  para la carta de 33cm (fotolito). En todos los casos observados, la diferencia respecto el valor de diseño era inferior a 0.01 mm, lo que concuerda con la precisión ( $\pm 0.007\text{mm}$ ) calculada para la resolución equivalente (3600ppp) de la impresora. Además, el aspecto cualitativo de los optotipos a través del microscopio era excelente y el grueso muy uniforme.

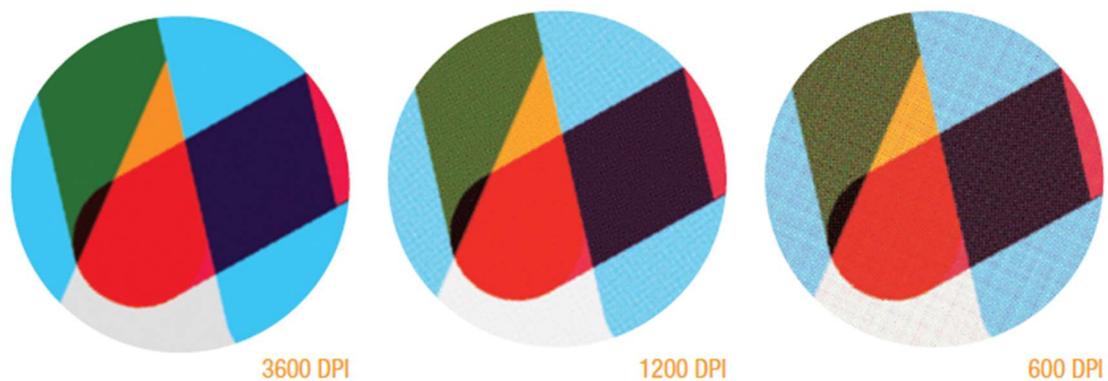


Figura 3.13: Esquema de una misma imagen impresa con tres resoluciones distintas. (Fuente: [www.CountOnKonicaMinolta.com](http://www.CountOnKonicaMinolta.com)).

## Espaciado y progresión

Siguiendo la norma ISO 8596: 2018 (ISO 8596:2018) los estímulos se presentan alineados en grupos de cinco; el área de prueba se extiende al menos  $0.5^\circ$  en todas las direcciones desde el contorno de los optotipos hasta el borde del test.

El espaciado entre estímulos para evitar el efecto de amontonamiento está detallado en la tabla 3.3 y representado en la Figura 3.15.

El tamaño de los estímulos de las líneas sucesivas siguió una progresión decimal en pasos de 0.1 decimal. Cada carta de optotipos constaba de 20 líneas o niveles de AV que abarcan el rango de AV 0.1 a 2.0. A diferencia de la progresión logarítmica, este diseño permitió incrementos más pequeños en el tamaño del estímulo, lo que nos permitió detectar variaciones sutiles de la AV. Estos grados de agudeza decimal adicionales, permitidos por la norma ISO 8596 (ISO 8596:2018) son especialmente necesarios cuando se evalúan observadores jóvenes y sanos, que generalmente pueden alcanzar niveles de AV elevados. La Figura 3.14 muestra los niveles de AV que aparecen en un optotipo con progresión decimal (triángulos azules) vs los niveles de AV que aparecen en un optotipo con progresión logMAR (cuadrados naranjas). En esta Figura se puede apreciar cómo el escalado decimal es más sensible en AV altas, mientras que la escala logMAR muestra más sensibilidad en AV bajas.

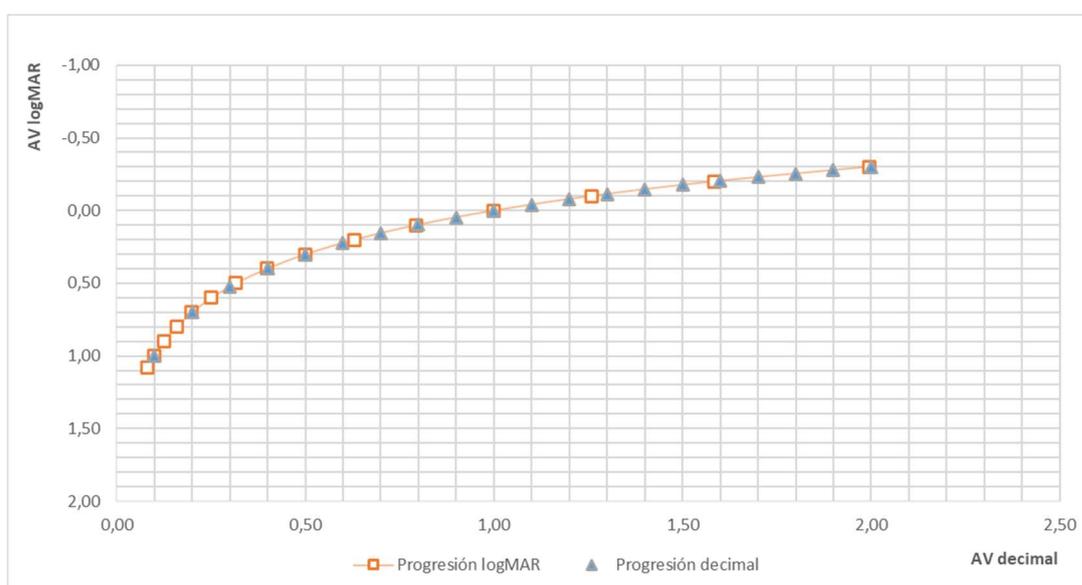


Figura 3.14: Niveles de AV en un optotipo con progresión 0.1 decimal (triángulos azules) y con progresión 0.1 logMAR (cuadrados naranjas).

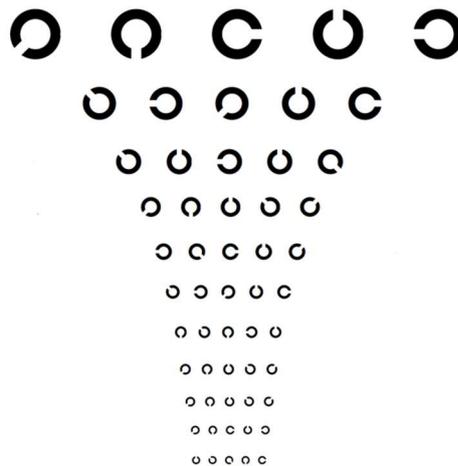


Figura 3.15: Optotipo realizado según la descripción de este capítulo.

Tabla 3.3. Espaciado entre estímulos en optotipos estandarizados (International Council of Ophthalmology, 1984)

Niveles de AV decimal	Espacio mínimo entre estímulos
Menos de 0.06	0.4 x el diámetro del anillo de Landolt
0.06 a 0.125	1.0 x el diámetro del anillo de Landolt
0.16 a 0.32	1.5 x el diámetro del anillo de Landolt
0.40 a 1.00	2.0 x el diámetro del anillo de Landolt
Más de 1.00	3.0 x el diámetro del anillo de Landolt

### Fondo e iluminación

La iluminación de los optotipos se realizó usando fuentes de luz LED con distinta distribución espectral según el diseño de la prueba a realizar, como se describe en los siguientes capítulos. La luminancia requerida para cada experimento está detallada en el apartado método de cada trabajo. En todos los casos se siguen las normativas estándar ISO 8596:2018 que detallamos a continuación. La luminancia de la zona inmediata que rodea el estímulo debe estar entre  $80 \text{ cd/m}^2$  y  $320 \text{ cd/m}^2$ . La luminancia del optotipo a la distancia de  $0.5d$  (siendo  $d$  el diámetro del estímulo) del borde del estímulo, no debe variar más del 30% respecto a la luminancia media del optotipo. En el resto de superficie del optotipo, la luminancia no debe haber variaciones de luminancia que superen el 50% (Figura 3.16).

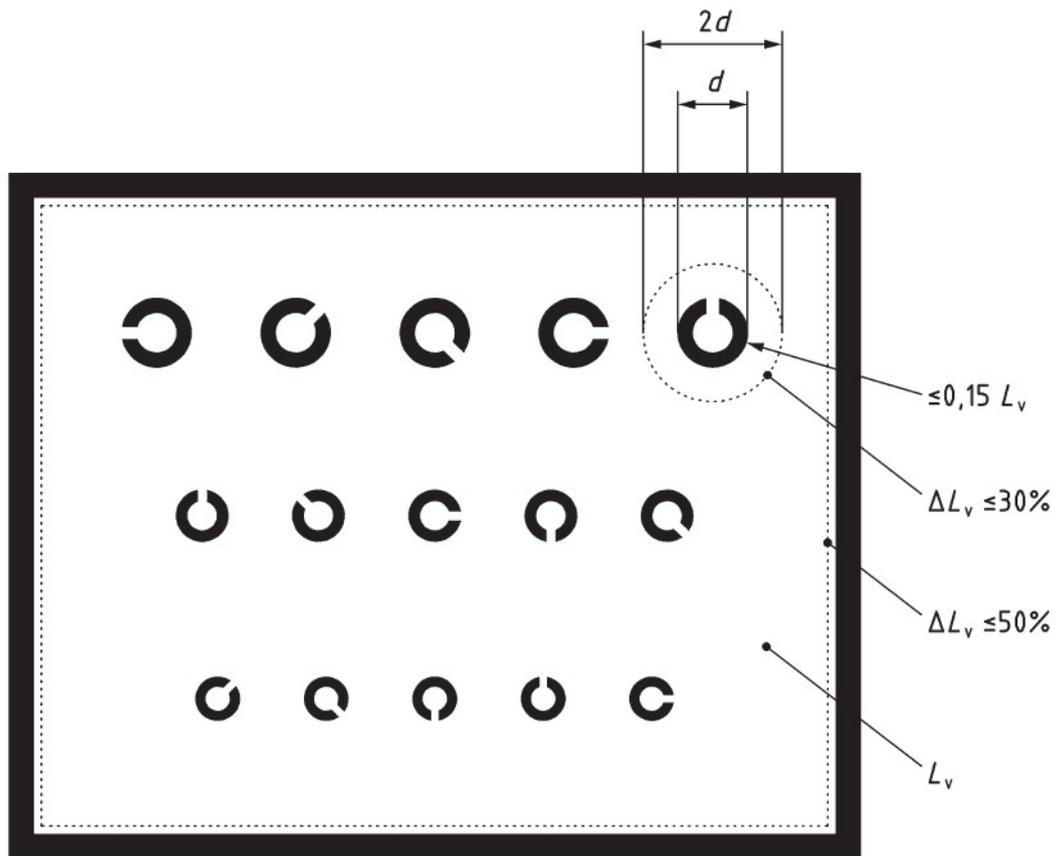


Figura 3.16: Especificaciones de luminancia del optotipo según los estándares de la norma ISO 8596:2018.  $d$ : diámetro del anillo de Landolt,  $L_v$ : luminancia del fondo que rodea al estímulo,  $\Delta L_v$ : variabilidad de la luminancia en el área indicada.

### Distancias de prueba

En total, se realizaron 6 optotipos con el tamaño de sus correspondientes estímulos calculados para las distancias de prueba de 5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm y 33 cm respecto a la posición del observador. El ancho de trazo de cada nivel de AV en cada uno de ellos está detallado en la tabla 3.4.

Tabla 3.4: Ancho del trazo (s) para cada nivel de agudeza visual decimal

AV decimal	Medida de s (mm)				
	5 m	3'5 m	1 m	66 cm	33 cm
0,1	14,500	10,150	2,900	1,914	0,957
0,2	7,250	5,075	1,450	0,957	0,479
0,3	4,833	3,383	0,967	0,638	0,319
0,4	3,625	2,538	0,725	0,479	0,239
0,5	2,900	2,030	0,580	0,383	0,191
0,6	2,417	1,692	0,483	0,319	0,160
0,7	2,071	1,450	0,414	0,273	0,137
0,8	1,813	1,269	0,363	0,239	0,120
0,9	1,611	1,128	0,322	0,213	0,106
1	1,450	1,015	0,290	0,191	0,096
1,1	1,318	0,923	0,264	0,174	0,087
1,2	1,208	0,846	0,242	0,160	0,080
1,3	1,115	0,781	0,223	0,147	0,074
1,4	1,036	0,725	0,207	0,137	0,068
1,5	0,967	0,677	0,193	0,128	0,064
1,6	0,906	0,634	0,181	0,120	0,060
1,7	0,853	0,597	0,171	0,113	0,056
1,8	0,806	0,564	0,161	0,106	0,053
1,9	0,763	0,534	0,153	0,101	0,050
2	0,725	0,508	0,145	0,096	0,048

### Anotación

La anotación empleada para la medida de AV en las distintas fases de esta tesis ha sido la decimal, ya que hemos usado esta escala en el diseño de nuestros optotipos. Una vez obtenido los valores en esta escala, los hemos transformado a logMAR según la ecuación 3.4 ya que esta es la anotación recomendada investigación según los estándares.

$$AV \logMAR = -\log (AV \text{ decimal}) \quad (3.4)$$

### Determinación del valor de AV

Para determinar el nivel de AV se consideró que éste se había alcanzado cuando aproximadamente el 60% de los estímulos presentados fueron leídos correctamente, en nuestro caso, 3 de 5.

Se imprimieron tres optotipos con disposiciones distintas para cada distancia para evitar la memorización durante la evaluación de la AV.

Actualmente es posible utilizar dispositivos electrónicos para poder medir la AV a distintas distancias donde el cambio de trazo del estímulo (s) se realiza de forma automática pudiendo así medir la AV a cualquier distancia de observación. Estos dispositivos eliminan la necesidad de realizar la impresión física de las cartas de optotipos, facilitando el examen y reduciendo posibles errores de posicionamiento (Varadaraj *et al.*, 2021). A pesar de ello, estos dispositivos fueron descartados para nuestro trabajo debido a la complejidad de obtener fondos calibrados a la luminancia y a la longitud de onda necesaria.

## CAPÍTULO 4. Comparación de la agudeza visual medida a diferentes distancias con el método de la curva de desenfoque

Parte del contenido de esta sección ha sido publicado en:

Clave, L.; Torrents, A.; Millan, M. “*Visual acuity at various distances and defocus curve: a good match*”. *Photonics*, February 2022, vol. 9,2, p. 1-12. (doi: [10.3390/photonics9020085](https://doi.org/10.3390/photonics9020085))

Clavé, L.; Torrents, A.; Millán, M. “*Defocus Curves Do Not Underestimate Visual Acuity*”. 40th Congress of the European Society of Cataract & Refractive Surgeons. 16 – 20 September 2022 in Milan, Italy.

### 4.1 Introducción y propósito

En el capítulo anterior, se estudió la posible equivalencia de dos métodos de medida de la AV: la observación natural de un optotipo variando la distancia de éste al observador (a partir de ahora VD) y la simulación de vergencias con lentes, manteniendo el optotipo a una distancia fija. En el método llamado de la curva de desenfoque (a partir de ahora DC), el optotipo se sitúa a una distancia lejana y las vergencias se simulan mediante lentes auxiliares en gafa de prueba. En las medidas preliminares, se detectaron limitaciones debidas al diseño de los optotipos que llevaron a la elaboración de un nuevo conjunto de optotipos con una resolución adecuada y uniforme para el rango de distancias de interés.

El método DC se utiliza en los estudios clínicos para la evaluación de la calidad visual a diferentes distancias y, en particular, para determinar la profundidad de foco proporcionada por las modernas lentes intraoculares compensadoras de la presbicia. Con este procedimiento estándar, se simulan ópticamente una gama de vergencias del objeto (MacRae *et al.*, 2017; ANSI, 2018; Kohonen, Lemp-hull and Suryakumar, 2022) De acuerdo con las recomendaciones de la FDA, (MacRae *et al.*, 2017) la curva de desenfoque monocular debe realizarse utilizando la mejor refracción de lejos y midiendo la agudeza visual entre +1.50 D y -2.50 D en pasos de 0.5D o 0.25 D. El optotipo se coloca normalmente a la distancia correspondiente a la visión de lejos. Esta distancia

se establece tradicionalmente a 6 m del paciente, aunque, en la práctica, a menudo se supone que, una región ambigua que va de 4 m al infinito representa la visión de lejos. Algunos autores proponen correcciones sobre esta distancia de manera que quede referida a la distancia de 6m (Simpson and Charman, 2014). Los estándares para evaluar la curva de desenfoque en pacientes implantados con LIOS, sin embargo, indican que, durante su evaluación, la refracción obtenida debe ajustarse al infinito ([ISO 11979-9:2006]). Las curvas de desenfoque se deben realizar siempre con la corrección óptica de lejos que proporcione la mejor AV.

Es común considerar rangos más grandes (MacRae *et al.*, 2017) a pesar de que estas mediciones consumen mucho tiempo para el profesional y son tediosas para el paciente. Aunque la profundidad de foco puede alcanzar las vergencias positivas de los objetos, el rango útil de visión se limita a la parte de la profundidad de foco correspondiente a las vergencias negativas (es decir, los objetos colocados frente al sujeto).

En el estudio llevado a cabo por Pieh y colaboradores (Pieh *et al.*, 2002) se compararon ambos métodos, VD y DC, con un grupo de pacientes pseudofáquicos con implante de LIO monofocal. Los autores llegaron a la conclusión de que el método DC subestimaba los valores de AV que se alcanzaban con el método VD. Por tanto, según estos autores, el método DC no era adecuado para determinar la AV a distancias cercanas y debería usarse solo como un método de medidas relativas para evaluar la profundidad de foco.

En este capítulo, nos planteamos revisar la equivalencia de los métodos, VD y DC, a través de la medición de la AV en un rango de distancias. El estudio se lleva a cabo en dos grupos: un primer grupo de pacientes pseudofáquicos monofocales, en paralelo con el trabajo de Pieh *et al.* (Pieh *et al.*, 2002) y, además, se amplía con un segundo grupo de jóvenes observadores fáquicos con su acomodación natural preservada.

Al incluir un grupo de sujetos jóvenes, se pudo analizar la posible influencia de dos factores que no están presentes en el grupo pseudofáquico: la acomodación y una AV elevada. Si los métodos VD y DC fueran equivalentes, estos factores no deberían influir en los resultados, pero permitirían ampliar y profundizar en el análisis. Además, ampliando el estudio con este grupo de jóvenes, que de forma natural alcanzan valores altos de AV, permitió cubrir el rango de distancias intermedias y cercanas con más

precisión que si solo lo limitáramos al estudio de pacientes pseudofáquicos implantados con una lente monofocal.

Hasta donde nos consta, este estudio ha permitido ampliar el conocimiento sobre el tema, tal y como se detalla en Clavé et al.(Clavé, Torrents and Millán, 2022).

La pregunta que se presenta en este trabajo es la siguiente: ¿en visiones intermedias y cercanas, simular la vergencia con una lente negativa equivaldría a cambiar la distancia del test?

El propósito de este trabajo es evaluar la equivalencia de los métodos VD y DC a través de la medida de la AV de alto contraste y con la mejor corrección de lejos a varias distancias. El estudio se realizó con dos grupos de observadores: observadores jóvenes fáquicos y pseudofáquicos implantados con una lente monofocal. Los observadores pseudofáquicos, al igual que en el trabajo realizado por Pieh et al (Pieh *et al.*, 2002) sólo podían enfocar el optotipo nítidamente en distancias lejanas mientras que el grupo de observadores fáquicos jóvenes, con la acomodación preservada, podían enfocar los optotipos en un rango más amplio de distancias. (Fig. 4.1). Se realizaron las medidas a seis distancias determinadas en los dos grupos de observadores usando optotipos hechos a medida para el experimento, controlando el tamaño angular del estímulo y la luminancia. Los resultados de AV obtenidos versus desenfoque se representaron en la escala logMAR. Estos resultados serán debatidos y se compararán con los reportados por Pieh et al.(Pieh *et al.*, 2002)

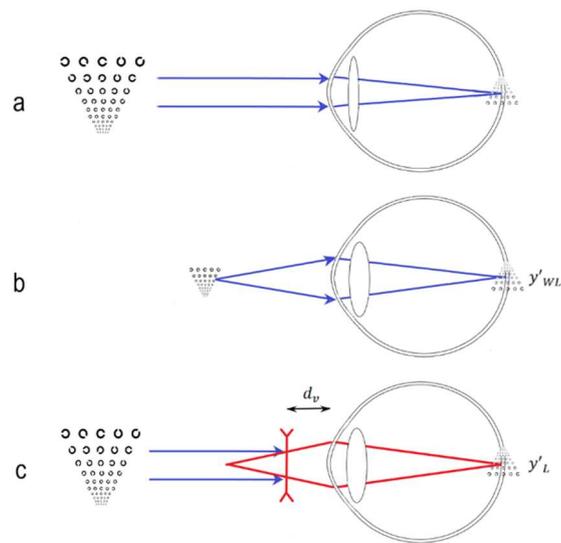


Figura 4.1. Observación de un optotipo C de Landolt por un ojo fáquico joven emétrepe con acomodación conservada en diferentes circunstancias: (a) visión lejana con el optotipo en el infinito. La imagen retiniana está enfocada; (b) visión de cerca, con el optotipo a una distancia cercana. El ojo acomoda lo suficiente para que la imagen de tamaño  $y'_{WL}$  se enfoque en la retina; y (c) visión de cerca, con el optotipo en infinito y una lente de prueba negativa colocada a una distancia de vértice  $d_v$  desde el vértice del ojo. La imagen virtual que forma la lente simula la vergencia de un objeto cercano. La acomodación hace que la imagen final se enfoque en la retina, ahora con tamaño  $y'_L$ .

## 4.2 Observadores, materiales y método

### Observadores

Reclutamos 50 sujetos: 35 jóvenes observadores fáquicos y 15 pacientes pseudofáquicos implantados con una LIO monofocal.

Los participantes del grupo fáquico fueron estudiantes de la Facultad de Óptica y Optometría de la Universitat Politècnica de Catalunya - BarcelonaTECH, en Terrassa (Barcelona) con una edad media de 24.6 años  $\pm$  3.4 (rango 19 a 30 años). Los criterios de inclusión fueron, agudeza visual con su mejor corrección refractiva mayor que 0.1 logMAR, error refractivo (equivalente esférico) menor a  $\pm$  5.0 D y acomodación

preservada. La presencia de cualquier patología ocular y trastornos de la acomodación fueron motivo de exclusión.

Los participantes del grupo pseudofáquico fueron pacientes del Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona) con edad media  $72.3 \pm 3.2$  años (rango 67 a 78 años) que habían sido intervenidos de cataratas. A todos los pacientes se les implantó una lente intraocular monofocal (EyeCee One, Bausch & Lomb, EE. UU.) (Potencia media  $23.1 \pm 2.4$  D).

La cirugía se realizó entre uno y tres meses antes del examen. Los criterios de inclusión fueron pacientes sometidos a cirugía de cataratas mediante la técnica de facoemulsificación, con implante de lente intraocular monofocal, AV posquirúrgica con la mejor corrección refractiva mejor que 0.1 logMAR, error refractivo previo (equivalente esférico) menor a  $\pm 5.0$  D. Los criterios de exclusión fueron: complicaciones durante la cirugía o postoperatorias, patología o cirugía ocular previa.

## **Materiales**

En este estudio se utilizaron seis optotipos con un tamaño angular del estímulo calculado para las distancias de prueba de 5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm y 33 cm. Las características de los optotipos se han descrito previamente en el capítulo 3.3.

Las mediciones se realizaron en una sala con iluminación artificial uniforme. Además, se utilizó un LED blanco Thorlabs MCWHL5 (Thorlabs.com) con intensidad ajustable a todas las distancias de prueba para iluminar los optotipos en una dirección ligeramente desviada de la dirección de observación para evitar artefactos especulares. Las especificaciones del LED blanco están en el anexo A. La iluminación de los optotipos se controló constantemente con un fotómetro Mavolux 5032C y se ajustó a 600 Lux. Esta iluminación produjo una luminancia de fondo del test de  $145 \pm 10$  cd/m<sup>2</sup>.

## **Método**

La AV monocular con la corrección refractiva se evaluó a seis distancias (5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm y 33 cm) mediante dos métodos:

- 1) Método VD: mediante la variación de la distancia del test, utilizando seis optotipos hechos a propósito y colocados en las posiciones fijas (Fig. 4.2).
- 2) Método DC: mediante una curva de desenfoque, colocando el optotipo a 5.0 m y desenfocando con lentes negativas para simular las vergencias fijadas.

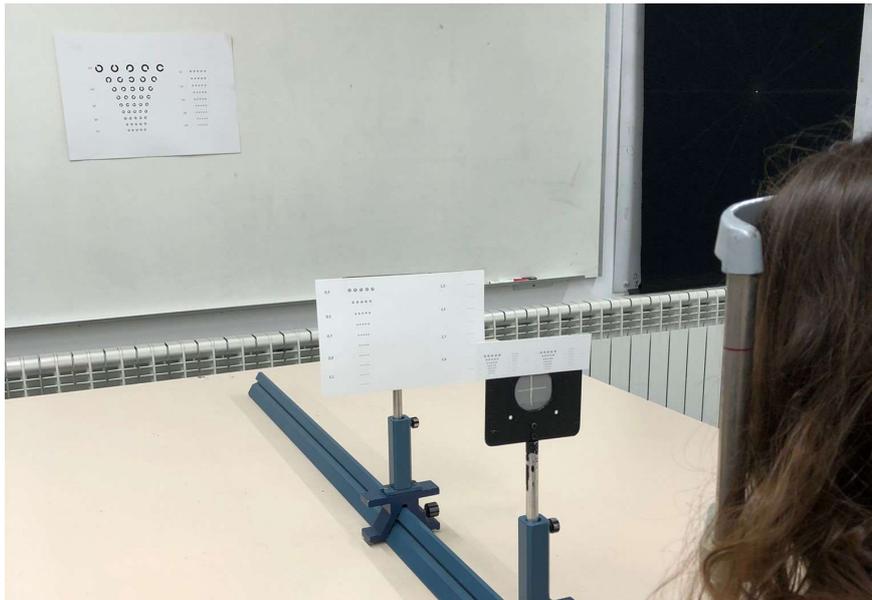


Figura 4.2: Imagen del método VD.

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes, tras una explicación de los exámenes del estudio de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo la aprobación ética del Comité Ético del Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona, España) (Anexo B).

Todos los exámenes de los sujetos de ambos grupos fueron realizados por tres optometristas experimentados. Antes del experimento, se realizó una retinoscopia y una refracción subjetiva a 5.0 m utilizando una montura de prueba y un juego de lentes de prueba estándar en ambos grupos. Para asegurar que no existía ninguna alteración en la acomodación de los sujetos jóvenes fáquicos, se comprobó previamente la flexibilidad de acomodación monocular en la distancia cercana (con lentes de  $\pm 2.00$  D a 50 cm.) y la amplitud de acomodación monocular.

Si un sujeto no era emétrope, su refracción subjetiva (Rx) se utilizó en todas las mediciones realizadas posteriormente. Se incluyó en la refracción manifiesta una vergencia de +0.20 D, correspondiente a la evaluación de la AV en la posición de distancia de 5.0 m, para ajustar las mediciones al infinito (Simpson and Charman, 2014).

La AV se midió monocularmente (ANSI, 2018) en el ojo de mejor AV, con los optotipos personalizados a 5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm y 33 cm, que pertenecen al rango de vergencias negativas. Las vergencias positivas de los objetos dentro del rango recomendado por la FDA (MacRae *et al.*, 2017) no fueron consideradas en nuestro trabajo porque sólo podían ser implementadas con el método DC, es decir, utilizando lentes de prueba, y no con el método VD. Por lo tanto, como los métodos DC y VD no pueden compararse en el rango positivo de vergencia, limitamos las comparaciones al rango negativo.

En el método VD, el orden de presentación de los optotipos fue aleatorio. El método DC se realizó con el optotipo diseñado a 5 m. Se añadió un conjunto de lentes negativas (-0.25 D, -1.0 D, -1.5 D, -2.0 D y -3.0 D) para simular ópticamente las correspondientes distancias del objeto (3.5m, 1.0m, 66cm, 50cm y 33cm). La lente de prueba también se eligió aleatoriamente dentro del conjunto. Antes del análisis estadístico, los valores decimales de AV obtenidos mediante los métodos DC y VD se recalcularon en la escala logMAR. (Holladay, 2004).

Se evaluó la disminución del tamaño de la imagen retiniana para cada potencia de lente utilizada en los exámenes a una distancia de vértice de  $d_v=12$  mm. (Fig. 4.1c) del ojo. Esta disminución se calculó utilizando el modelo de ojo reducido compensado por una lente delgada detallado en el capítulo 3.2. Según los cálculos, para una AV=0.0 logMAR, el valor de la AV real a través de una lente -3.00 D, produce un cambio 3.6% de disminución en el tamaño de la imagen retiniana. Este cambio debe corregirse a una AV=-0.012. El caso de la lente de -3.00 D es el más desfavorable, es decir, es el que introduciría más cambio de AV. Esta mínima corrección no tiene relevancia en la práctica clínica general. Puede despreciarse porque es mucho menor que la incertidumbre (0.1 logMAR) existente entre dos líneas sucesivas de la tabla en la escala logMAR.

### 4.3 Resultados

Medimos la AV con los métodos DC y VD en las seis distancias establecidas siguiendo los procedimientos descritos anteriormente. Fijamos el origen de desenfoque (0.0 D) en la posición del test a 5.0 m del sujeto para ambos métodos VD y DC. La Tabla 4.1 y la Figura 4.3 muestran los resultados directos, es decir, sin aplicar ninguna corrección por la posición del test a una distancia de 5 m, ni compensación alguna por la disminución de aumento producida por las lentes negativas.

Según estas medidas directas, ambos métodos condujeron a resultados de AV muy similares en los dos grupos para todas las condiciones de desenfoque probadas. Los sujetos jóvenes obtuvieron buenos valores de AV a todas las distancias mientras que los pacientes pseudofáquicos mostraron una fuerte caída en la AV en la visión a distancias cercanas, sin duda influenciada por la incapacidad de acomodación. La comparación de la AV obtenida por los dos métodos se evaluó con la prueba de Wilcoxon. Los resultados no mostraron ningún efecto significativo del método utilizado en ninguna condición de la AV probada en los dos grupos.

Tabla 4.1. Agudeza visual (media (DE), resultados directos) obtenida con los métodos VD y DC en los grupos de sujetos fáticos y pseudofáticos. Las medidas se tomaron con la mejor corrección de lejos. El estímulo acomodativo de 3.5 m se ha redondeado de 0.285 D a 0.29 D. Los valores de  $P > 0.05$  aparecen en negrita.

Método VD			Método DC		p <sup>§</sup>
Posición del test (m)	Desenfoque <sup>†</sup> (D)	Agudeza visual media (DE)	Desenfoque <sup>‡</sup> (D)	Agudeza visual media (DE)	
<b>Grupo fáticos (con la acomodación preservada)</b>					
5.00	0.00	-0.18(0.07)	0.00	-0.18(0.07)	-
3.50	-0.29	-0.17(0.07)	-0.25	-0.18(0.06)	<b>0.34</b>
1.00	-1.00	-0.15(0.07)	-1.00	-0.16(0.09)	<b>0.10</b>
0.66	-1.52	-0.13(0.07)	-1.50	-0.13(0.09)	<b>0.17</b>
0.50	-2.00	-0.11(0.06)	-2.00	-0.10(0.07)	<b>0.37</b>
0.33	-3.03	-0.10(0.08)	-3.00	-0.09(0.10)	<b>0.89</b>
<b>Grupo pseudofáticos (implantados con una lente monofocal)</b>					
5.00	0.00	0.00(0.08)	0.00	0.00(0.08)	-
3.50	-0.29	0.00(0.08)	-0.25	0.00(0.08)	<b>&gt;0.99</b>
1.00	-1.00	0.35(0.11)	-1.00	0.34(0.10)	<b>0.60</b>
0.66	-1.52	0.49(0.12)	-1.50	0.52(0.14)	<b>0.23</b>
0.50	-2.00	0.68(0.15)	-2.00	0.73(0.15)	<b>0.10</b>
0.33	-3.03	1.00(0.16)	-3.00	1.00(0.16)	<b>&gt;0.99</b>

<sup>†</sup> Por desplazamiento del test; <sup>‡</sup> añadiendo lentes (potencia en dioptrías); <sup>§</sup> Test de Wilcoxon.

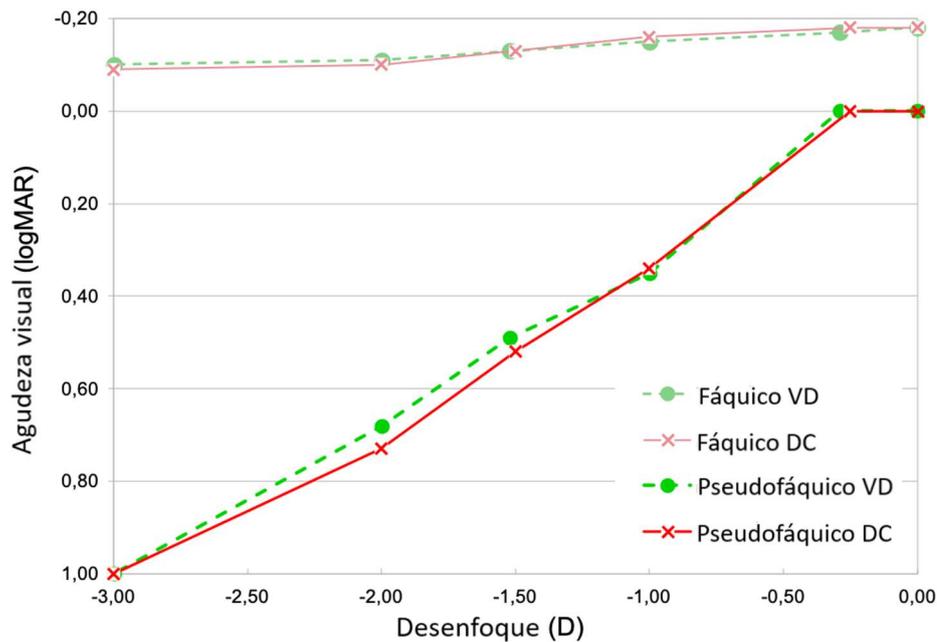


Figura 4.3. Agudeza visual (logMAR, resultados directos) versus desenfoque que se obtuvo con los métodos VD y DC para los grupos de sujetos fáquicos (con acomodación preservada) y pseudofáquicos. Todas las medidas fueron tomadas con la mejor corrección de lentes.

Aunque los cambios esperables son pequeños, hemos aplicado las dos correcciones mencionadas a los resultados directos de la curva de desenfoque para mayor precisión. La vergencia ( $-0.20$  D) de medir la AV a 5 m ya estaba incluida en la refracción manifiesta que se utilizó para la mejor corrección de lentes. Por lo tanto, establecemos un desenfoque de  $0,0$  D a esa distancia en los métodos VD y DC. Para cada posición del gráfico en el método VD, el desenfoque corregido fue igual a la vergencia del objeto menos ( $-0.20$  D) de corrección de distancia. En el método DC, con el test a una distancia constante de cinco metros y asumiendo la mejor corrección de lentes para esta posición del optotipo, el desenfoque venía dado por la potencia de cada lente de prueba adicional. También se aplicó un ajuste por la reducción del tamaño de la imagen retiniana debido a las lentes negativas, con un 1.2% por dioptría. Los valores de AV (logMAR) que se obtuvieron con el método DC se recalcularon en consecuencia. La Tabla 4.2 muestra los resultados corregidos con los métodos VD y DC para los dos grupos de sujetos. La comparación de los valores medios de AV por pares en cada distancia no

mostró diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos (VD y DC) en ninguno de los grupos.

Tabla 4.2. Los valores de AV corregidos (media  $\pm$  SD) para una posición inicial del gráfico a 5 m (-0.2 D) en los métodos VD y DC y con compensación de la reducción de tamaño producida por las lentes negativas en el método DC. Las medidas se tomaron con la mejor corrección de lejos. Los valores de  $p > 0.05$  aparecen en negrita.

Posición del test (m)	Método VD		Método DC		p <sup>¶</sup>
	Desenfoque <sup>†</sup> (D)	Agudeza visual media (DE)	Desenfoque <sup>‡</sup> (D)	Agudeza visual media <sup>§</sup> (DE)	
<b>Grupo fáquicos (con la acomodación preservada)</b>					
5.00	0.00	-0.18(0.07)	0.00	-0.18(0.07)	-
3.50	-0.09	-0.17(0.07)	-0.25	-0.18(0.06)	<b>0.34</b>
1.00	-0.80	-0.15(0.07)	-1.00	-0.17(0.09)	<b>0.07</b>
0.66	-1.29	-0.13(0.07)	-1.50	-0.15(0.09)	<b>0.08</b>
0.50	-1.80	-0.11(0.06)	-2.00	-0.12(0.07)	<b>0.93</b>
0.33	-2.83	-0.10(0.08)	-3.00	-0.11(0.10)	<b>0.63</b>
<b>Grupo pseudofáquicos (implantados con una lente monofocal)</b>					
5.00	0.00	0.00(0.08)	0.00	0.00(0.08)	-
3.50	-0.09	0.00(0.08)	-0.25	0.00(0.08)	<b>&gt;0.99</b>
1.00	-0.80	0.35(0.11)	-1.00	0.34(0.10)	<b>0.63</b>
0.66	-1.29	0.49(0.12)	-1.50	0.52(0.14)	<b>0.23</b>
0.50	-1.80	0.68(0.15)	-2.00	0.73(0.15)	<b>0.10</b>
0.33	-2.83	1.00(0.16)	-3.00	1.00(0.16)	<b>&gt;0.99</b>

<sup>†</sup> Valores corregidos por la posición inicial del test (-0.20 D), desenfoque producido por el desplazamiento del test; <sup>‡</sup> añadiendo lentes (potencia en dioptrías); <sup>§</sup> valores corregidos por la disminución de tamaño con lentes negativas (1.2% por dioptría); <sup>¶</sup> test de Wilcoxon.

A pesar de tratarse de comparaciones múltiples, no se aplicó la corrección de Bonferroni porque ninguna de las diferencias de AV alcanzó significación estadística (todas las  $p > 0.05$  en las Tablas 4.1 y 4.2) (Armstrong, 2014).

La Figura 4.4 muestra los valores de AV corregidos y directos (de las Tablas 4.1 y 4.2, respectivamente) que se obtuvieron con los métodos VD y DC para el grupo fáquico. Las diferencias entre los dos métodos, incluso considerando los valores corregidos, siguen siendo mínimas y apenas perceptibles. Asimismo, la Figura 4.5 muestra los valores

corregidos y directos de la AV que se obtuvieron con los métodos VD y DC para el grupo pseudofáquico. En este caso, las diferencias entre los valores corregidos de ambos métodos son muy pequeñas, pero ya se constatan mayores que las que se obtuvieron con el grupo fáquico. La corrección por la posición inicial del test en el gráfico VD parece ser el factor que más influye en esta diferencia. Sin embargo, como queda dicho, las diferencias generales entre los dos métodos VD y DC son muy pequeñas para ambos grupos de sujetos y no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas a ninguna distancia.

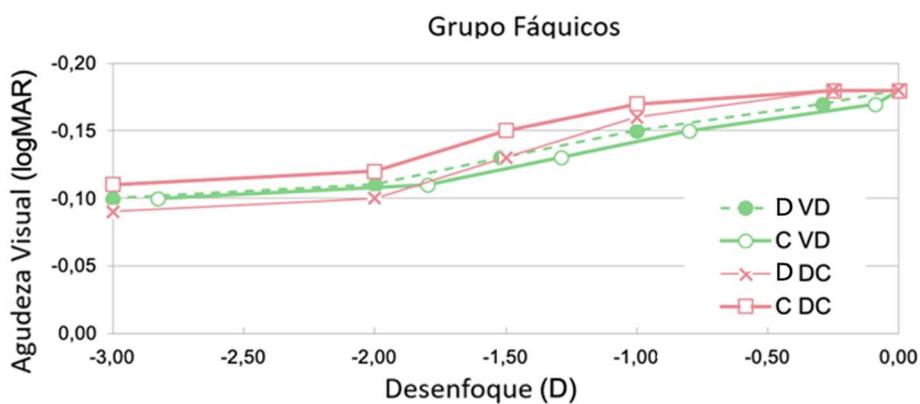


Figura 4.4. Agudeza visual (logMAR) versus desenfoco que se obtuvo con los métodos VD y DC para el grupo fáquico (con acomodación preservada): resultados directos (D) y corregidos (C) para la posición inicial del test (5 m) y la disminución de tamaño producida por las lentes negativas. Todas las medidas fueron tomadas con la mejor corrección de lentes.

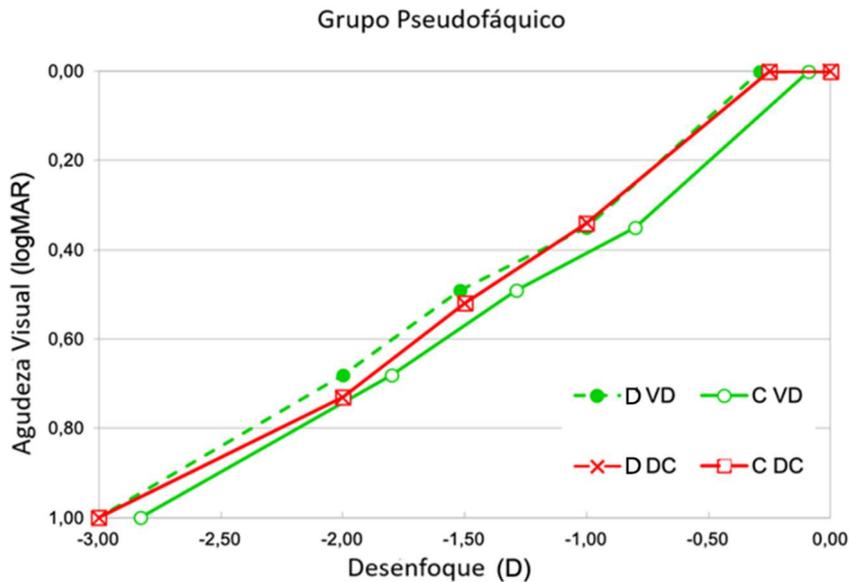


Figura 4.5. Agudeza visual (logMAR) versus desenfoco que se obtuvo con los métodos VD y DC para el grupo pseudofáquico monofocal: resultados directos (D) y corregidos (C) para la posición inicial del test (5 m) y la disminución de tamaño producida por lentes negativas. Todas las medidas fueron tomadas con la mejor corrección de lejos.

La Figura 4.6 muestra la representación gráfica de Bland-Altman para los dos grupos de sujetos (fáquicos y pseudofáquicos) para cada distancia. Esta representación permite una visualización más detallada de las medidas individuales y de su distribución en torno al valor medio de la diferencia; también si hay sesgos (cuando el valor medio de la diferencia se aleja del 0).

Podemos observar que, muestran una buena concordancia entre los dos métodos para las cinco distancias, el sesgo es insignificante. Más del 95% de los puntos de datos se encuentran dentro de  $\pm 1.96$  SD (líneas azules) de la diferencia media (línea roja). La dispersión alrededor de la línea de sesgo es homogénea, clínicamente la discrepancia entre los dos métodos no es lo suficientemente grande como para ser importante.

En la Figura de 350 cm, se ha hecho una ampliación de la nube de puntos para mostrar que, en esta distancia lejana, los dos grupos tienen los puntos más próximos. A medida que la distancia de evaluación se acorta (visión más cercana), las nubes de puntos

fáquicos/pseudofáquicos se van distanciando. En el caso de los fáquicos, sobre todo, algunos puntos coinciden para varios individuos y aparecen superpuestos.

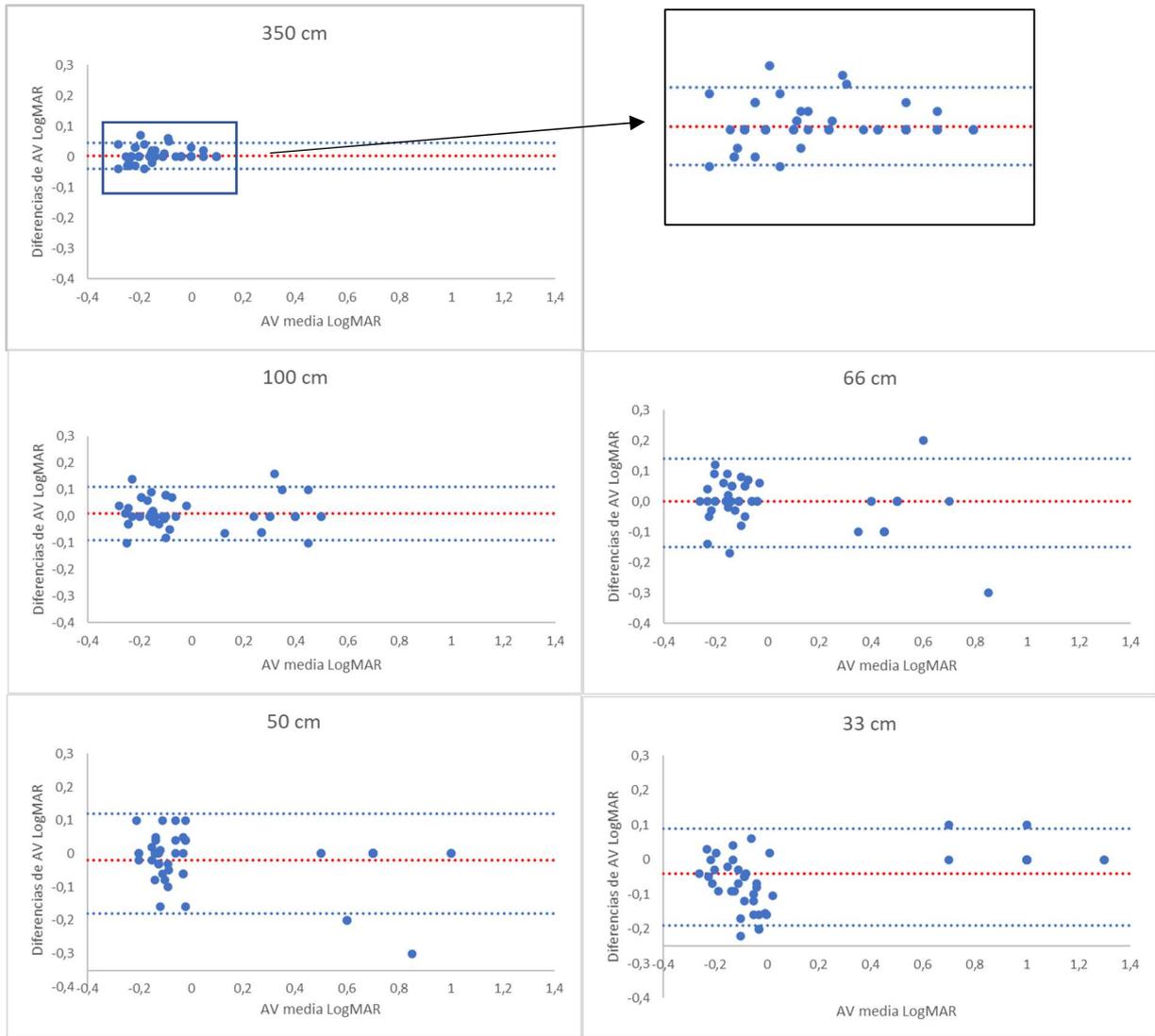


Figura 4.6: Análisis de Bland-Altman para cada distancia para los dos grupos de sujetos.

#### 4.4 Discusión

El método DC ha cobrado importancia como uno de los métodos para evaluar la calidad visual de las LIOs, en particular la profundidad de foco de las LIOs multifocales (ISO 11979-2:2014 ) y de profundidad de foco extendida (ANSI, 2018), a partir de resultados de AV de alto contraste en pacientes implantados. De ahí la necesidad de comprobar si la AV que se mide a cualquier distancia con dicho método es equivalente a la AV que se

obtendría en condiciones de visión natural. En nuestro trabajo, probamos la equivalencia de los métodos VD y DC utilizando un método simple que, en esencia, reproduce el experimento realizado por Pieh et al. (Pieh *et al.*, 2002), pero extendido a dos tipos de sujetos: jóvenes fágicos y pseudofágicos monofocales. Prestamos especial atención a las condiciones experimentales (como la iluminación y el tamaño del estímulo, entre otros detalles) en las mediciones que involucraban la psicofísica visual.

Nuestros resultados (Fig. 4.2 y Tabla 4.1) muestran que el método DC, añadiendo lentes de prueba negativas de diferentes potencias mientras el optotipo permanece en una posición fija a una distancia lejana, reproduce correctamente la AV que se obtiene en visión natural cuando el test se coloca a una distancia variable (VD) del sujeto cuya AV se está evaluando. El experimento realizado con un grupo de jóvenes observadores fágicos (edad  $24.6 \pm 3.4$  años), con acomodación preservada, permitió verificar la hipótesis con un altísimo nivel de coincidencia en el rango de distancia de 5 m a 33 cm. En este caso, el observador fue capaz de compensar la demanda acomodativa (o demanda de distancia) -que fue introducida por el método DC o VD- con la acomodación y, por lo tanto, alcanzar una AV similar con ambos métodos. El mismo experimento, repetido con un grupo de pacientes pseudofágicos monofocales (edad  $72.33 \pm 3.19$  años), sin capacidad de acomodar, confirmó la validez de la hipótesis también para este tipo de sujetos. En este último caso, sin embargo, el observador no pudo compensar la demanda acomodativa que introdujo el método DC o VD. Para distancias de visión más cercanas, el desenfoque afectaba reduciendo la AV de los sujetos pseudofágicos monofocales, pero esta limitación era muy similar con ambos métodos, ya que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ellos en ninguna de las distancias probadas.

El grupo fágico alcanzó valores medios de AV superiores al grupo pseudofágico en general, también para la visión lejana. Este resultado era esperable dada la gran diferencia de edad existente entre ambos grupos (edad media  $24.6 \pm 3.4$  años para los fágicos y  $72.33 \pm 3.19$  años para los pseudofágicos) y el declive natural de la visión con la edad (ver, por ejemplo, (Elliot *et al.*, 1995; Sjöstrand *et al.*, 2011). Además de esto, a diferencia de los observadores jóvenes fágicos con acomodación preservada, la AV

de los pseudofáquicos monofocales empeoró drásticamente en las distancias cercanas debido a su incapacidad para compensar el desenfoque.

El grupo de jóvenes observadores fáquicos mostró una disminución muy sutil de AV a corta distancia utilizando ambos métodos. O bien la demanda de acomodación en el método DC o el efecto de amontonamiento en el método VD podrían haber desanimado a los sujetos a hacer un mayor esfuerzo en distancias de visión cercanas. Aunque el análisis de esta tendencia está más allá del alcance de este trabajo, la influencia de la distancia en la agudeza visual que alcanzaron los observadores con acomodación preservada merece mayor atención en futuras investigaciones.

Hemos refinado los resultados de la medida directa de la AV introduciendo dos factores que también fueron considerados por otros autores en un trabajo anterior (Pieh *et al.*, 2002). Uno, la posición inicial del test a 5 m, lo que induce una vergencia de  $-0.20$  D. Dos, la disminución de tamaño en la imagen retiniana producida por las lentes de prueba negativas que se utilizaron en el método DC, que se ha estimado en un 1.2% por dioptría en nuestro experimento. En el caso de la lente  $-3.00$  D, que representa el caso más desfavorable, el cambio de AV es inferior a media línea de AV decimal, lo que, en logMAR, corresponde al mismo valor de AV. Los resultados corregidos (Tabla 4.2 y Figuras 4.4 y 4.5) no nos llevan a modificar nuestro análisis e interpretación anterior. Los cambios con respecto a los resultados directos son insignificantes para el grupo fáquico, mientras que son muy pequeños y de ninguna manera clínicamente relevantes para el grupo pseudofáquico. Además, al representar menos de media línea decimal de AV, se encuentran por debajo del umbral clínico considerado en las medidas de AV (ISO 8596:2018).

Comparamos nuestros resultados de AV corregidos para el grupo pseudofáquico con los publicados por Pieh *et al.* (Pieh *et al.*, 2002) La potencia estadística de la muestra pseudofáquica ( $n = 15$ ) es algo baja en ambos estudios, lo que puede señalarse como una limitación. En su artículo, Pieh *et al.* comparó los dos métodos que hemos estudiado, pero hay algunas diferencias con respecto a nuestro experimento. No incluyeron ningún grupo fáquico de observadores jóvenes con acomodación preservada, sino solo un grupo de 14 pacientes pseudofáquicos monofocales (LIO de silicona 911A, Pharmacia) con una edad media de  $67.9 \pm 9.7$  años (rango 53.5 a 79.6 años). Evaluaron la AV en 15

ojos (test situado a 6 m). Para el método VD, usaron solo dos optotipos, un ETDRS para 4m y otro para distancia cercana (40 cm). Colocaron estos optotipos a siete distancias (6 m, 2 m, 1 m, 67 cm, 50 cm, 40 cm y 33 cm) del sujeto y calcularon la AV (logMAR) correspondiente a cada distancia. Para el método DC, realizaron el desenfoque utilizando el optotipo de 6 m en pasos de 0.5 D, de  $-3.00$  D a  $-0.5$  D. La comparación de los resultados obtenidos por Pieh et al. reveló que el método DC subestimó la AV, incluso después de corregir los resultados obtenidos con el método DC para una posición inicial de  $-0.167$  D (6 m) de la tabla y una disminución de tamaño en la imagen retiniana producida por las lentes de prueba negativas con 1% por dioptría. Sugirieron que la constricción pupilar o miosis, que aumenta la profundidad de foco y ocurre a distancias cercanas cuando tiene lugar la tríada proximal (constricción pupilar, acomodación y convergencia), podría explicar sus resultados. Sin embargo, la AV se determinó monocularmente. Esto produce una reducción general en el rendimiento de la tríada proximal al eliminar las señales binoculares (Bharadwaj, Wang and Candy, 2011) y que la acomodación por sí sola no induzca la constricción pupilar (Feil, Moser and Abegg, 2017)(no confirmado para pseudofáquicos). Debido a esto, es razonable pensar que los efectos que se deben a la respuesta pupilar sean insignificantes.

La Figura 4.7 muestra nuestros resultados de AV corregidos para el grupo pseudofáquico con los obtenidos por Pieh et al. (Pieh *et al.*, 2002) después de corregirlos por disminución de tamaño debida a las lentes negativas (1% por dioptría) y una posición inicial de  $-0.167$  D.

A partir de la Figura 4.7, los resultados de Pieh et al. muestran valores similares, en magnitud y tendencia general, a los que hemos obtenido en nuestro estudio: la AV alcanza un valor máximo en visión lejana, con la mejor corrección en esta distancia (desenfoque de 0.0 D) y disminuye paulatinamente con el desenfoque, hasta la vergencia  $-3.00$  D (33 cm). Sin embargo, vale la pena destacar una diferencia importante. Pieh et al. señalaron diferencias estadísticamente significativas entre los valores de AV obtenidos con los métodos VD y DC que no pudieron explicar pese a las dos correcciones introducidas (por la posición inicial del test y por la disminución de

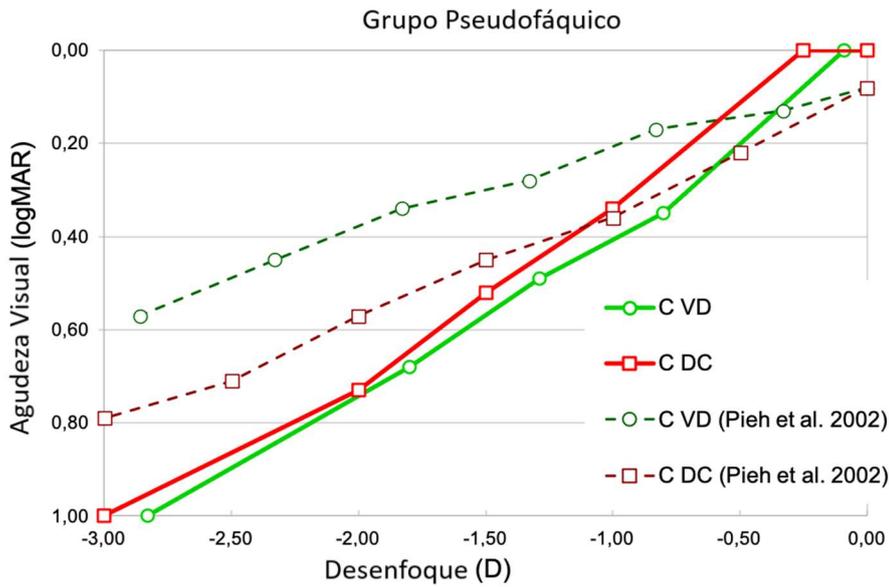


Figura 4.7. Resultados de AV corregidos que se obtuvieron con los métodos VD y DC para el grupo pseudofáquico de este estudio (C VD, C DC) y los que obtuvieron Pieh et al. después de las correcciones para lentes negativas y la posición inicial del test (ver el texto).

tamaño en la imagen retiniana causado por las lentes negativas). Por lo tanto, Pieh et al. concluyeron que las curvas de desenfoque no constituyen un método adecuado para determinar posibles agudezas visuales a distancias cercanas. Los resultados que se obtuvieron en nuestro experimento refutan que el método DC subestima la AV según lo publicado por Pieh et al. (Pieh *et al.*, 2002) En nuestro estudio no hemos obtenido diferencias estadísticamente significativas entre los valores de AV medidos con los métodos VD y DC en ninguna de las distancias examinadas con los dos grupos de sujetos: un primer grupo de 35 sujetos jóvenes fásicos con acomodación conservada, y un segundo grupo de 15 pacientes pseudofásicos monofocales. En cuanto al grupo pseudofásico, la edad promedio del grupo de pacientes reclutado por Pieh et al. fue 4.4 años inferior a los de nuestro grupo. Aunque la edad influye en el tamaño de la pupila (una tasa de disminución de alrededor de  $-0.17$  mm/década (Winn *et al.*, 1994)), el efecto de tal diferencia en la reducción de la pupila puede despreciarse.

El uso de dos cartas de optotipos ETDRS diseñadas a las distancias de 4 m y de 40 cm podrían explicar en parte las discrepancias con nuestros resultados. Como se ha visto en

el capítulo 3.1, el estudio de Pieh et al. podría estar afectado por las limitaciones y la falta de uniformidad de muestreo de la AV que se hace con esas dos cartas al desplazarlas para obtener todo el rango de vergencias del trabajo. Los autores del trabajo no especifican hasta qué vergencia utilizan un optotipo u el otro, aunque por temas prácticos se supone que el optotipo diseñado a cuatro metros se habría utilizado para medir la AV desde 6m a 1m y a partir de ahí se habría utilizado la carta de optotipos diseñada a 40cm. La vergencia de 67 cm podría haber sido medida con uno u otro. Es esta situación, la limitación se presentaría con el optotipo diseñado a 4 m, ya que, al acercarlo a la distancia de 1 m la máxima AV que se podría obtener con esta carta sería de 0.3 logMAR, en cambio los autores en sus resultados obtuvieron una AV promedio para esta distancia de  $0.17 \pm 0.13$  logMAR.

### **Conclusiones**

- Los métodos VD y DC son equivalentes en precisión y exactitud para los sujetos fáquicos y pseudofáquicos; pueden utilizarse indistintamente en estudios clínicos y en la práctica clínica.
- Para la realización de otros estudios en el marco de esta tesis, nos decantamos por el método DC, ya que es más práctico y claramente más ventajoso que VD porque no requiere ningún control adicional del posicionamiento del test y la iluminación.

## CAPÍTULO 5. Agudeza visual en sujetos fáquicos y pseudofáquicos monofocales con iluminantes de distinta región espectral

### Parte del contenido de este capítulo fue publicado en:

- Clavé, L.; Torrents, A.; Ralló, M.; Millán, M. *Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination. Óptica Pura Apl.* 2020, 53, 1–10.
- Clavé L., Torrents A. and Millán M. “*Visual acuity in phakic and pseudophakic eyes under RGB light*”. XIII Reunión Nacional de Óptica. Noviembre 2021

### 5.1 Introducción y propósito

La sustitución del cristalino natural del ojo por una lente intraocular (LIO) puede modificar la ACL del ojo pseudofáquico, dependiendo de la dispersión cromática del material de la lente, así como de otras características de diseño del implante, en particular, las de diseño multifocal difractivo. (Millán, Vega and Ríos-López, 2016)

Actualmente, el auge de distintas compensaciones visuales, principalmente destinadas a la corrección de la presbicia, ha despertado el interés sobre los efectos que éstas puedan tener sobre la ACL y su repercusión en la función visual. Para poder evaluar estos efectos, es necesario contar con métodos y dispositivos para su evaluación clínica, (Millán *et al.*, 2019), así como de disponer de un conocimiento más profundo de la respuesta visual ante estímulos cromáticos.

Como ya hemos detallado en el capítulo tres, la aberración cromática longitudinal (ACL) en un sistema óptico se determina como la diferencia cromática de potencia pero, en el caso del ojo humano, al no poder medirlo directamente, se estima como la diferencia cromática de refracción (CDRx) correspondiente a las longitudes de onda extremas del espectro visible (Thibos, Bradley and Zhang, 1991). Los valores de CDRx proporcionados por los trabajos que se detallan en el capítulo 3, nos proporcionan información sobre la ACL. También podemos constatar cómo la CDRx presenta menor magnitud en ojos pseudofáquicos que en ojos fáquicos (Millán *et al.*, 2019) pero hasta donde nosotros conocemos, apenas se ha estudiado el impacto que tiene la ACL en la agudeza visual (AV) con iluminantes de distinta distribución espectral.

Encontramos una aproximación en el trabajo de Campbell (Campbell and Gubisch, 1967) en 1967, que demostraron que la AV y la sensibilidad al contraste mejoraban cuando se usaba iluminación monocromática de 578 nm y pupilas pequeñas (1.5 y 2.5 mm). Con pupilas más grandes (4 mm), los resultados no diferían de los obtenidos con luz blanca.

El objetivo de la investigación que se describe en este capítulo es estudiar el impacto de la luz cuasi-monocromática en la evaluación clínica de la AV en ojos fágicos jóvenes y pseudofágicos implantados con lente monofocal. Para ello, utilizaremos un método simple, que consistirá en iluminar los optotipos con luces cuasi-monocromáticas roja (R), verde (G) y azul (B) para la evaluación clínica de la AV de lejos en todos los observadores y la AV de cerca solo en ojos fágicos jóvenes. Como referencia, también se realizarán medidas de la AV con luz blanca (W). En el análisis de las medidas, se buscarán posibles correlaciones con los valores de CDRx obtenidos en estudios relacionados con ojos fágicos y pseudofágicos. Se considerarán y discutirán otros efectos como los posiblemente derivados de la acomodación o el envejecimiento.

## **5.2 Observadores, materiales y método**

### **Material**

Para la realización de este trabajo se han utilizado dos optotipos, uno calculado para 3.5 metros y otro para 33 cm. ya descritos en el capítulo 3.3.

Para evaluar la AV, hemos iluminado los optotipos detallados anteriormente (capítulo 3.3) de manera sucesiva, con LEDs de diferente distribución espectral (Blanco (MCWHL5), verde (M530L3), rojo (M625L3) y azul (M455L3) (Thorlabs, Inc., USA))(anexo A).

Los cuatro LEDs estaban controlados por potenciómetros para regular su radiancia. Fueron calibrados para que la luminancia de todos ellos al iluminar los tests fuese la misma al realizar las pruebas. La luminancia establecida fue de  $25,3 \pm 0.1$  cd/m<sup>2</sup> y su valor

se midió mediante un fotómetro Mavolux 5032C. La iluminación ambiental de la sala de exploración se mantuvo en condiciones mesópicas para no interferir en la iluminación de los optotipos.

### Observadores

Se reclutaron 61 participantes: 31 observadores fágicos jóvenes y 30 pacientes pseudofágicos implantados con una LIO monofocal.

Los participantes del grupo fágico fueron estudiantes de la Facultad de Óptica y Optometría de la Universitat Politècnica de Catalunya, en Terrassa (Barcelona). Los criterios de inclusión fueron: AV con Rx mejor que 0.1 logMAR, error refractivo (equivalente esférico) menor de  $\pm 5.00D$  y acomodación conservada. Fueron motivos de exclusión la presencia de cualquier patología ocular y anomalías en la visión de los colores o trastornos de la acomodación.

El grupo pseudofágico fueron pacientes del Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona) tras ser operados de cataratas. A todos los pacientes se les implantó una LIO monofocal (Y601075, AJL Ophthalmic, España) (Tabla 5.1)

Tabla 5.1: Características técnicas de la lente intraocular monofocal implantada en los pacientes del estudio.

Fabricante y modelo	AJL Ophthalmic. Y601075
Material	Acrilato hidrofílico
Óptico/diámetro total (mm)	6.0/10.75
Índice de refracción (n)	1.46
Número de Abbe	47
Diseño	Monofocal Esférico
Flitro	Bloqueo UV

La cirugía se realizó entre uno y tres meses antes del examen. Los criterios de inclusión fueron: pacientes intervenidos de catarata mediante la técnica de facoemulsificación con implante de lente intraocular monofocal (AJL, Tabla 5.1), AV posquirúrgica con corrección refractiva (Rx) mejor que 0.1 logMAR y error refractivo previo (equivalente esférico) menor de  $\pm 5.00D$ . Los criterios de exclusión fueron: anomalías de la visión del color, complicaciones durante o después de la cirugía, patología o cirugía ocular previa.

La Tabla 5.2 muestra las características demográficas y clínicas de los participantes. Para cada característica, se presenta el valor medio, la desviación estándar (DE) y los valores máximo y mínimo del intervalo.

Tabla 5.2: Características demográficas y clínicas de los sujetos del grupo fáquico y pseudofáquico.

	Fáquico	Pseudofáquico
Número de ojos	31	30
Edad (años)	23.06(DE=5.11) (18 a 35)	68.64(DE=9.52) (42 a 82)
Equivalente esférico a 3.5m (D)	-1.08(DE=2.2) (-4.5 a +4.5)	-0.05(DE=0.56) (-1.25 a +1.25)
W-AV a 3.5m(logMAR)	-0.104(DE=0.06)	-0.012(DE=0.07)
Potencia de la LIO (D)		19.91(DE=2.82) (15 a 26)

## Método

Para la realización de este estudio, se obtuvo previamente el consentimiento informado de todos los participantes, tras una explicación de los exámenes que se les iba a realizar de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo la aprobación del Comité de Ética del Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona, España). (anexo B)

Todos los exámenes de los sujetos en ambos grupos fueron realizados por un optometrista experimentado (la autora, LC). En ambos grupos se realizó una retinoscopia y se midió la refracción subjetiva a 3.5 m utilizando una montura de prueba y un juego de lentes de prueba estándar. La vergencia de 0.25 D de situar el optotipo a 3.5 m se incluyó en la refracción manifiesta. La corrección refractiva (Rx) obtenida bajo iluminación blanca se utilizó en todas las pruebas realizadas posteriormente con los distintos iluminantes. Todas las medidas de AV se tomaron monocularmente. El ojo elegido para el ensayo fue el que mostró mejor AV para luz blanca (W-AV) y en condiciones de pupila natural.

A continuación, se tomó la medida de AV iluminando el optotipo sucesivamente con cada LED R, G, B para obtener las correspondientes AV (R-AV, G-AV y B-AV) (Fig. 5.1).

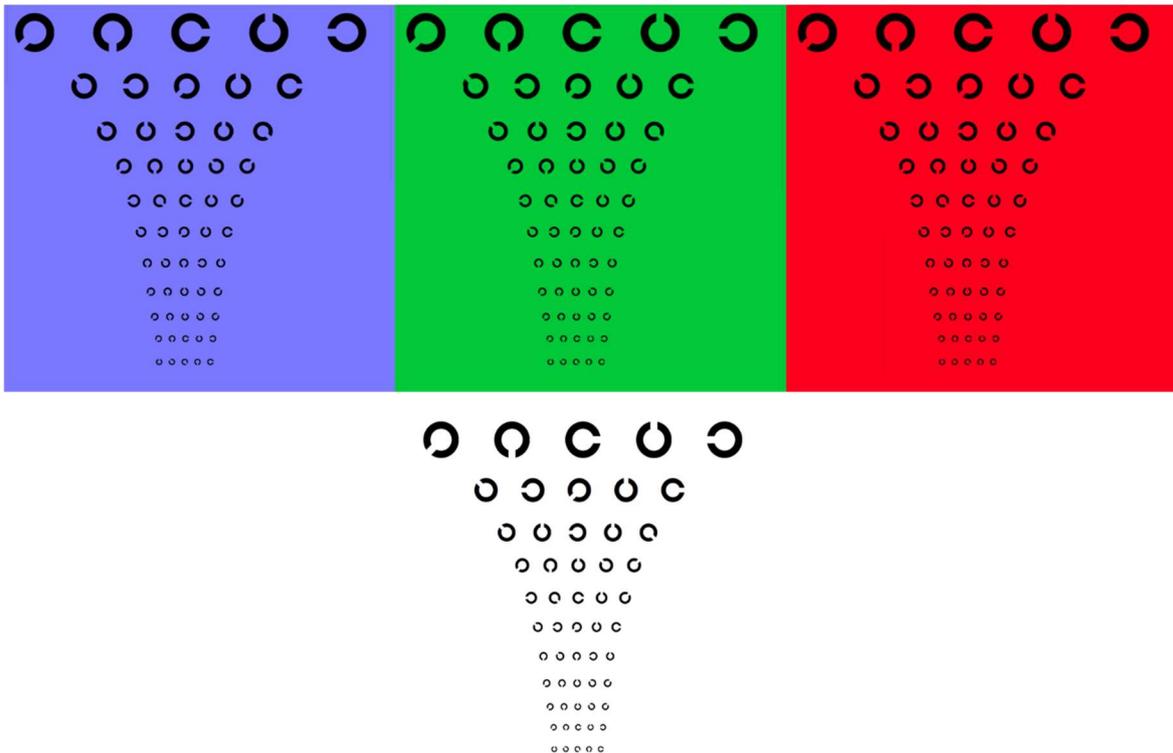


Figura 5.1: Ilustración de parte del optotipo iluminado con los cuatro LEDs de distinta distribución espectral.

El orden de la presentación de LED fue aleatorio, y a los sujetos se les tomó una única medida de AV para cada color. Todas las medidas se tomaron bajo las mismas condiciones de luminancia del fondo del test.

El optotipo se situó a 3.5 metros del sujeto para evaluar la AV lejana en ambos grupos. Adicionalmente y sólo en el grupo fáquico con acomodación conservada, se midió la AV cercana agregando una lente de -3.00D para simular una vergencia de 33 cm. Para asegurar que la acomodación estaba conservada en todos los sujetos fáquicos jóvenes, se comprobó previamente la flexibilidad acomodativa monocular en distancia cercana (con lentes de  $\pm 2.00$  D).

## Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el software SPSS versión 13.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Se utilizaron estadísticos descriptivos (media (desviación estándar (DE)) para caracterizar la muestra. La significación de las diferencias entre AV correspondientes a diferentes iluminaciones se comprobó mediante el análisis de varianza de medidas repetidas para cada grupo. Se utilizó la prueba T de Student para evaluar las diferencias de AV entre los grupos. La esfericidad de los datos se evaluó con la prueba de Mauchly. Para comprobar la normalidad de los residuos se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov para cada modelo ajustado. Los valores de p inferiores a 0.05 se consideraron estadísticamente significativos.

## 5.3 Resultados

Se midió la AV lejana bajo iluminación R, G, B y W en ojos fáquicos y pseudofáquicos usando el procedimiento descrito en el apartado anterior. La Tabla 5.3 y la Figura 5.2 muestran los valores medios de AV y desviación estándar (DE) para cada color en los dos grupos:

Tabla 5.3: AV lejana (media y desviación estándar (DE)) con cada iluminación para el grupo fáquico y pseudofáquico

Número de ojos	Grupo	W-AV	R-AV	G-AV	B-AV
31	fáquico	-0.104(DE=0.06)	-0.108(DE=0.08)	-0.054(DE=0.12)	0.258(DE=0.16)
30	pseudofáquico	-0.012(DE=0.07)	0.045(DE=0.08)	-0.009(DE=0.08)	0.258(DE=0.06)

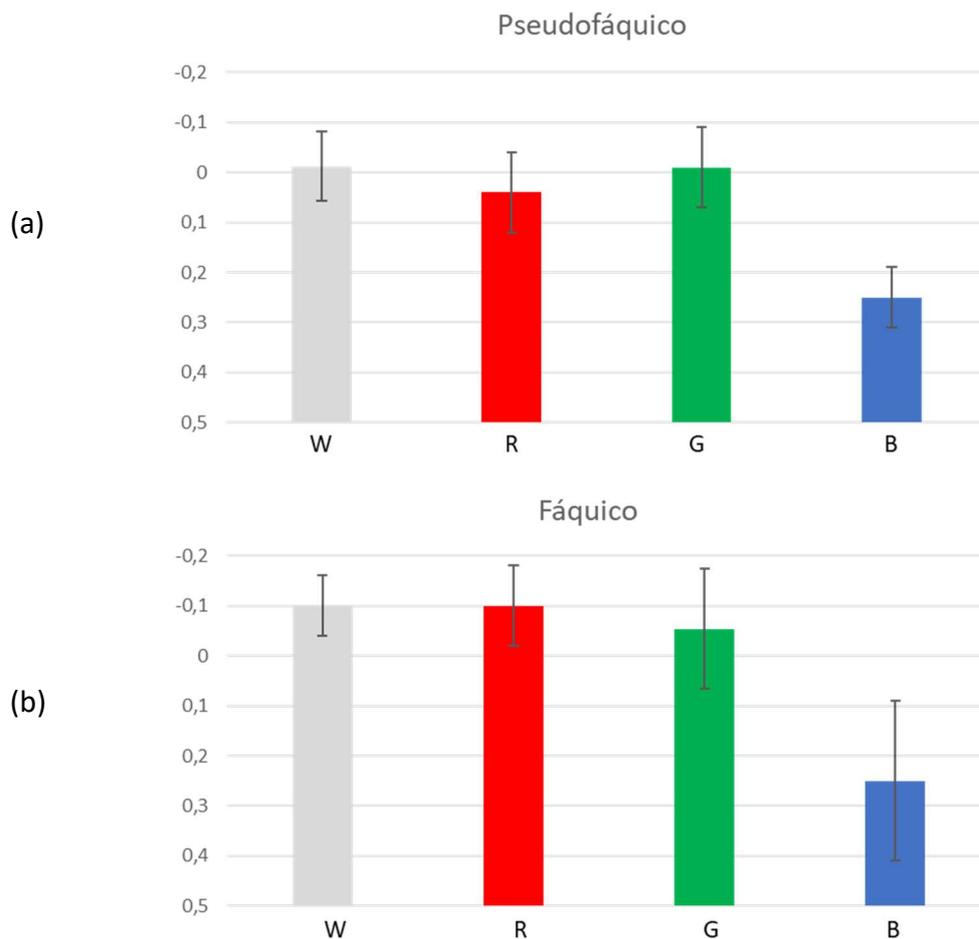


Figura 5.2: Valores de AV lejana (media y desviación estándar (DE)) para cada iluminación (a): grupo fáquico, (b) grupo pseudofáquico. Valores representados de la tabla 5.3.

En la Figura 5.2 (a) y la Tabla 5.3 (primera fila) observamos la media de la AV lejana obtenida con cada luz para el grupo fáquico. Los niveles más altos de AV media se alcanzaron con las luces blanca y roja, que mostraron valores cercanos ( $W-AV=-0.104$  y  $R-AV=-0.108$ ). En comparación con ellos, la AV media obtenida bajo iluminación verde ( $G-AV=-0.054$ ) fue ligeramente inferior.

La Figura 5.2 (b) y la Tabla 5.3 (segunda fila) muestran los valores medios de AV lejana para el grupo pseudofáquico bajo iluminación R, G y B. En este caso, la mejor AV correspondió a las iluminaciones blanca y verde, con valores medios notablemente cercanos ( $W-AV=-0.012$  y  $G-AV=-0.009$ ). La AV media bajo iluminación roja ( $R-AV=0.045$ ) fue, a su vez, ligeramente peor.

Comparando los grupos fáquico y pseudofáquico (Fig. 5.2 (a) y (b)), la AV lejana (media) evaluada bajo luz W (W-AV) fue significativamente mejor en el grupo fáquico como era de esperar ( $p < 0.01$ ) ya que, el grupo fáquico, era mucho más joven (23.06 (DE=5.11)) que el pseudofáquico (68.64 (DE=9.52)) y es conocido el hecho de que la AV tiende a disminuir con la edad (Elliot *et al.*, 1995; Sjöstrand *et al.*, 2011). No se observaron diferencias, en cambio, con luz azul (fáquico=0.258 (DE=0.16), pseudofáquico=0.258 (DE=0.06)  $p=0.9$ ). En comparación con las AV lejanas con los otros iluminantes, la AV lejana bajo luz azul (B-VA) fue la peor para ambos grupos. Sin embargo, ambos grupos, fáquico y pseudofáquico, obtuvieron el mismo valor medio de AV lejana bajo esta iluminación azul.

Para conocer con más detalle el efecto del tipo de en la AV dentro de cada grupo (fáquico y pseudofáquico), se evaluó su significación estadística mediante un análisis de varianza de medidas repetidas (Tablas 5.4 y 5.5). La suposición de esfericidad fracasó para ambos grupos. Por lo tanto, los grados de libertad se adaptaron en consecuencia mediante la corrección de Greenhouse-Geisser. En cada grupo de sujetos se encontró un efecto significativo del tipo de iluminación en la AV lejana (fáquico,  $p < 0.05$ ; pseudofáquico,  $p < 0.05$ ). En el grupo fáquico, las comparaciones por pares entre colores muestran que la AV lejana (media) difería significativamente para todos los pares, excepto para las iluminaciones roja y blanca (Tabla 5.4). En el grupo pseudofáquico también existen diferencias significativas entre cada pareja de colores, excepto para la pareja blanco-verde (Tabla 5.5) En otras palabras, el grupo fáquico presenta una AV lejana similar bajo las iluminaciones blanca y roja (estadísticamente indistinguibles) mientras que el grupo pseudofáquico presenta una AV lejana similar bajo las iluminaciones blanca y verde (estadísticamente indistinguibles).

Tabla 5.4: Comparación por pares de la AV lejana entre iluminaciones de distinto color. Grupo fáquico. Visión lejana. Se muestran sombreados los valores de los pares que presentan diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ).

Fáquico	B	G	R
G	p < 0.001		
R	p < 0.001	p = 0.032	
W	p < 0.001	p = 0.019	p > 0.999

Tabla 5.5: Comparación por pares de la AV lejana entre iluminaciones de distinto color. Grupo pseudofáquico. Visión lejana. Se muestran sombreados los valores de los pares que presentan diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ).

Pseudofáquico	B	G	R
G	p < 0.001		
R	p < 0.001	p < 0.001	
W	p < 0.001	p > 0.999	p < 0.001

La Figura 5.3 representa los intervalos de confianza (IC) de Bonferroni para las diferencias medias a la distancia lejana R-AV, G-AV y B-AV tomando como referencia la W-VA lejana para los grupos fáquicos y pseudofáquicos. Aunque las medias de R- AV y G- AV lejana fueron mejores, en términos absolutos, para los ojos fáquicos jóvenes que, para los pseudofáquicos, destacamos un comportamiento diferente entre ambos grupos con respecto a su intragrupo W-VA lejana media. Mientras que los jóvenes fáquicos son capaces de alcanzar la misma AV bajo iluminación R y W, pero significativamente menor bajo luz G, ocurre lo contrario con los pseudofáquicos, que pueden alcanzar la misma AV bajo iluminación G y W, pero significativamente menor bajo luz R.

### Grupos fáquico y pseudofáquico

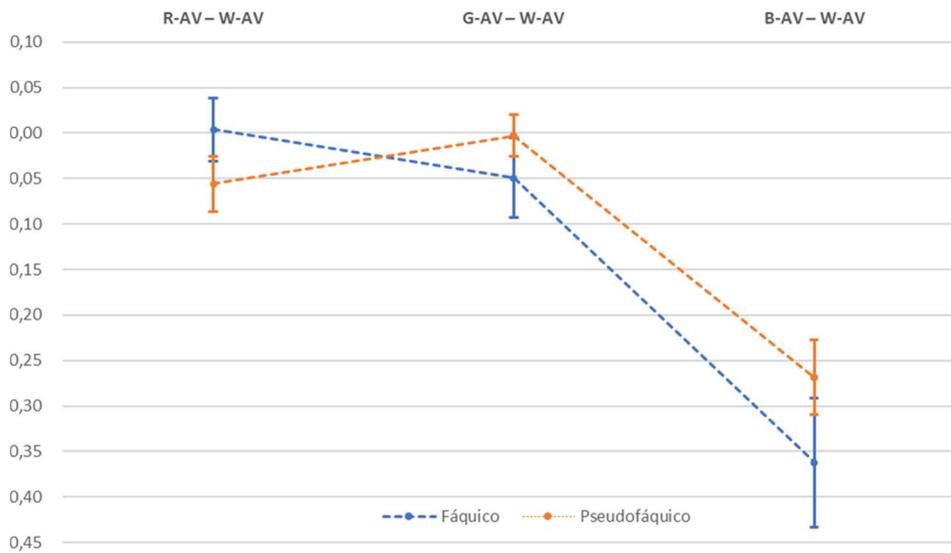


Figura 5.3: Intervalos de confianza de Bonferroni 95% CI para las medias de las diferencias de AV bajo iluminación R, G y B respecto a luz blanca en visión lejana.

A continuación, se analizan los resultados del grupo de jóvenes fáquicos en visión cercana. Los valores medios de AV de cerca obtenidos con una lente -3.00D para el grupo fáquico se muestran en la Figura 5.4 y la Tabla 5.6.

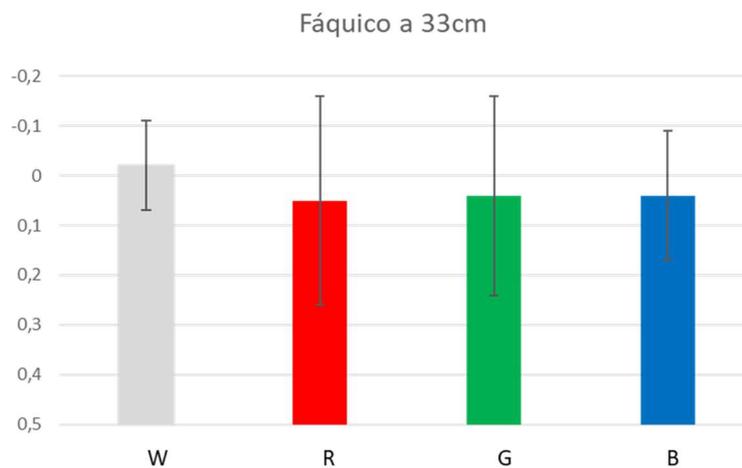


Figura 5.4: Valores de AV cercana (media y desviación estándar (DE)) para cada iluminación. Grupo fáquico.

Tabla 5.6: Valores de AV de cerca con iluminación R, G, B y W (media (DE)).

Número de ojos	Grupo	W-AV	R-AV	G-AV	B-AV
31	fáquico-cerca	-0.027(DE=0.09)	0.05(DE=0.21)	0.04(DE=0.20)	0.04(DE=0.13)

Tabla 5.7: Comparación de la AV por pares entre iluminaciones de distinto tipo (W, R, G, B). Grupo fáquico. Visión cercana.

Fáquico-cerca	B	G	R
G	p > 0.999		
R	p > 0.999	p > 0.999	
W	p = 0.015	p = 0.175	p = 0.133

La Tabla 5.7 muestra una diferencia estadísticamente significativa entre el valor medio de AV cercana medido bajo iluminación blanca y azul, pero no hay una diferencia estadísticamente significativa entre las AV de cerca correspondientes a las iluminaciones R, G, B. En este caso, los resultados revelan una capacidad de acomodación equilibrada para cada longitud de onda, pero con un valor de AV significativamente menor que con iluminación W. Además, se observa una gran variabilidad, particularmente en la evaluación de la AV cercana bajo luces R y G.

## 5.4 Discusión

La ACL del ojo ha sido ampliamente estudiada utilizando diferentes técnicas. Numerosos estudios nos proporcionan mediciones experimentales de CDRx, pero pocos trabajos consideran el impacto de la ACL en la visión a través de una métrica de calidad subjetiva del rendimiento visual habitualmente utilizada en la práctica clínica, como la AV. En este trabajo se ha evaluado la AV usando iluminación casi monocromática de diferentes longitudes de onda R, G, B y se ha comparado con los resultados de AV obtenidos con luz blanca. Este estudio utiliza luces R, G, B y W para evaluar los cambios de AV intraclase e interclase en ojos fáquicos jóvenes y pseudofáquicos de edad avanzada.

Los resultados representados en la Figura 5.2 muestran que, más allá del declive relacionado con la edad, las diferencias entre las AV lejanas bajo iluminación R, G, B y blanca no son las mismas para los grupos de ojos fáquicos y pseudofáquicos. Aunque las diferencias entre clases pueden considerarse sutiles, un análisis posterior de la varianza en medidas repetidas (para cada sujeto) nos ha permitido demostrar su significación estadística.

Para el grupo fáquico (Fig. 5.2 (a)), la mejor AV lejana se obtiene bajo luz R (R-AV) que es muy similar a W-AV. La iluminación G da valores G- AV ligeramente peores que R- AV y los valores de peor AV fueron los obtenidos con luz B (B- AV). Podemos explicar nuestros resultados teniendo en cuenta los publicados por Vinas et al (Vinas *et al.*, 2015)

La Figura 5.5 muestra los valores de CDRx obtenidos a partir de mediciones psicofísicas de varios estudios (Howarth and Bradley, 1986; Howarth *et al.*, 1988; Marcos *et al.*, 1999; McLellan *et al.*, 2002) representados frente a la longitud de onda (con CDRx=0 establecido en 555 nm). En esa Figura, para la longitud de onda de 625nm, el valor de CDRx ronda las +0.40D aproximadamente, lo que corresponde a una hipermetropía leve. En nuestro trabajo, los observadores fáquicos con la acomodación preservada fueron capaces de compensar dicha hipermetropía con la acomodación, y así alcanzaron bajo iluminación roja la AV lejana de -0.1 logMAR ya obtenida con luz blanca. Es importante resaltar que los observadores jóvenes no fueron capaces de obtener mejores resultados de AV lejana con luz casi monocromática, aunque con iluminación blanca la aberración cromática del ojo empeora la calidad de la imagen. Para 530nm, el valor corresponde a un CDRx ligeramente negativo (entre 0 y -0.25D) en la Fig. 6.9. Esta condición algo miope no puede ser compensada mediante la acomodación y también concuerda el valor medio de la VA lejana obtenida en nuestro trabajo para la longitud de onda verde (G-AV =-0.054 logMAR), que es ligeramente peor que la AV lejana obtenida con luz roja (R- AV =-0.0108 logMAR). Para la longitud de onda azul (455nm), Vinas et al. proporciona un valor de CDRx alrededor de -0.8D, que corresponde a una mayor miopía. Este resultado también coincide con la AV relativamente pobre de valor B- AV =0.26 logMAR obtenida en nuestro trabajo. Teniendo en cuenta que un error de refracción de -0.75 D empeora la AV hasta valores de 0.30 LogMAR (Luo *et al.*, 2006) podemos afirmar que nuestros resultados de la AV lejana son coherentes con las medidas de CDRx obtenidas en

estudios previos. Nuestros resultados de AV lejana están en buen acuerdo con los resultados publicados por Vinas et al., (Vinas *et al.*, 2015), que consideran que el ojo humano utiliza la imagen correspondiente a longitud de onda de 555nm como referencia para enfocar sobre la retina. No obstante, existe una marcada variabilidad al respecto y otros estudios obtuvieron longitudes de onda distintas como referencia para el enfoque.

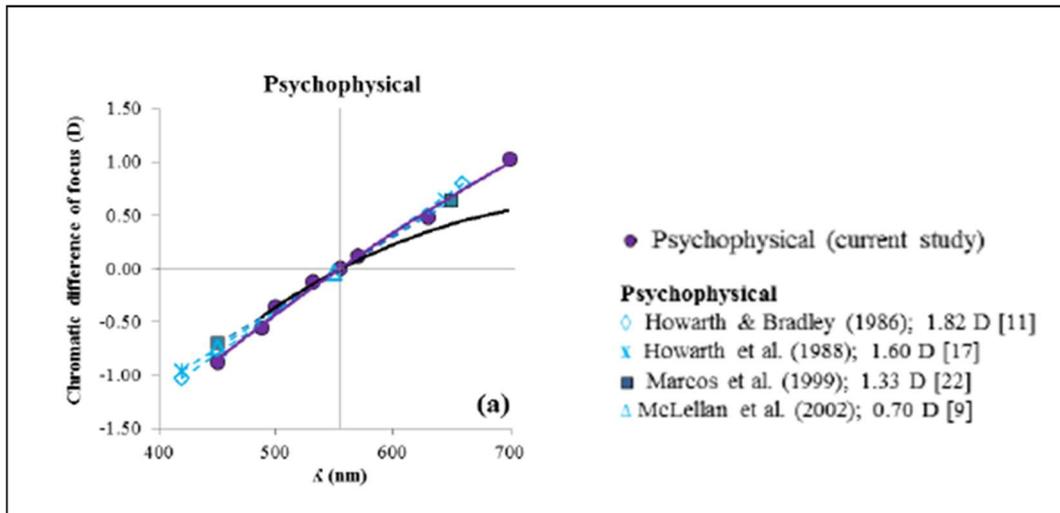


Figura 5.5: Diferencia cromática de refracción (CDRx) obtenida mediante métodos psicofísicos en distintos estudios detallados en la leyenda de la derecha. (Fuente: Vinas *et al.*, 2015).

Así, por ejemplo, Cooper y Pease (Cooper and Pease, 1988) determinaron 518 nm y Jenkins (Jenkins, 1963) 596nm. Nótese que la longitud de onda de referencia para el enfoque considerada por Vinas et al. está en el punto medio del rango fijado por ambos estudios.

La Figura 5.2 (b) muestra los resultados de AV lejana obtenidos para el grupo pseudofáquico. Aquí, la AV más alta se alcanzó con la luz W, seguida muy cerca por la G-AV. Este resultado difiere del grupo fáquico joven, para el cual la R- AV se aproximó mejor a la W- AV.

Las características de la LIO implantada podrían ofrecer una posible explicación de estos resultados. Por un lado, la longitud de onda de diseño de las LIO corresponde a una luz verde, fijada por la norma ISO (ISO 11979-2:2014) en 546 nm y, por lo tanto, se toma comúnmente como referencia para determinar la potencia de la LIO antes de la cirugía. Por otro lado, el material y el diseño de la LIO pueden modificar la ACL en el ojo

pseudofáquico. Millan et al.(Millán *et al.*, 2019) midieron el valor de CDRx en ojos fáquicos y pseudofáquicos usando un autorrefractómetro con un disco de Scheiner iluminado con diferentes longitudes de onda. La Figura 5.6, extraída de dicho trabajo, muestra el valor de CDRx para cinco grupos de pacientes, tres pseudofáquicos implantados con tres tipos de lentes monofocales (SN60WF nº de Abbe=37, Tecnis ZCB00 nº de Abbe=55 y Sensor AAB00 nº de Abbe=55) y dos fáquicos de diferentes franjas de edad (inferior y superior a 50 años). Los valores de CDRx procedentes de dicho estudio muestran, por una parte, una CDRx de mayor magnitud en los grupos fáquicos comparados con los tres grupos pseudofáquicos. Al valorar la CDRx de los tres grupos de pseudofáquicos el grupo de observadores implantados con la lente SN60WF, que es la tiene un número de Abbe más bajo (37), muestra valores de CDRx más altos que los otros dos grupos de observadores pseudofáquicos con un número de Abbe de la LIO más alto (55).

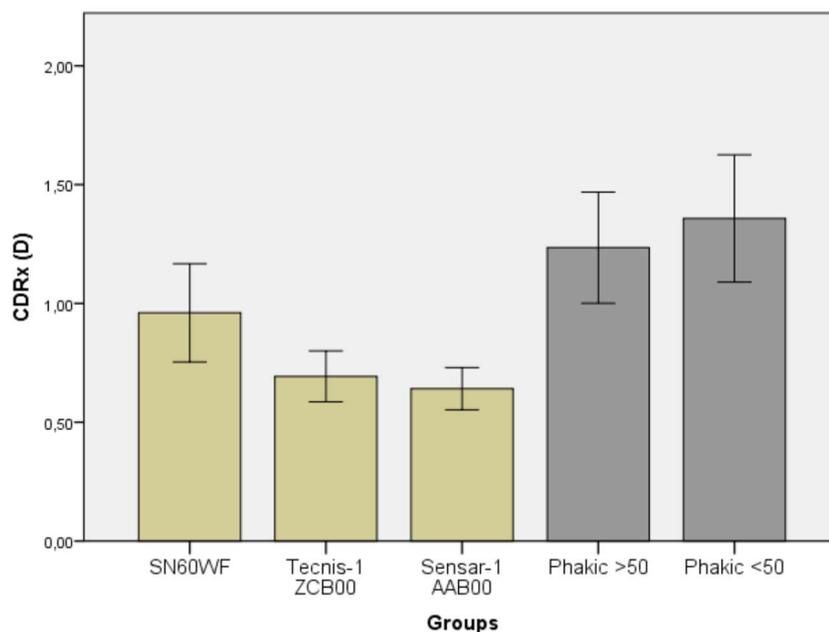


Figura 5.6: Valor de CDRx de tres grupos de pacientes pseudofáquicos implantados con lente monofocal y dos grupos de fáquicos de diferentes franjas de edad. (Fuente: Millán *et al.*, 2019)

La LIO AJL de este capítulo tiene un nº de Abbe intermedio (47) entre las LIOs monofocales del artículo (Millán *et al.*, 2019), así es que cabría esperar que tuviera un resultado de CDRx intermedio, entre la SN60WF y las otras dos (Tecnis ZCB00 y Sensor AAB00) y, además, claramente inferior ACL que el ojo fáquico natural. Esta hipotética

reducción de la ACL en los pacientes pseudofáquicos, sin embargo, no se traduce en una mejora de la AV (luz blanca) suficiente como para alcanzar a los sujetos jóvenes fáquicos (en torno a  $-0.1$  logMAR), sino que queda en torno a  $0.0$  logMAR. Probablemente, este resultado esté mostrando otros efectos de degradación de la calidad visual relacionados con otros elementos del sistema ocular, el estado de la retina y el envejecimiento. Además, la ACL que queda en el ojo pseudofáquico todavía tiene los efectos que se muestran en la Fig. 5.2 b y que se comentan en la discusión (AV similar para iluminación W y G, algo peor para la iluminación R y mala para la iluminación B). La ligera hipermetropía que presenta el ojo pseudofáquico con luz R, que parece ser el caso en la Figura 5.2 (b) y la imposibilidad de compensar tal ametropía debido a la pérdida de acomodación tras un implante monofocal podrían ser las causas de la peor AV con iluminación R.

Es probable que los resultados de AV cambiasen si se usan LIO con características de diseño diferentes. Así, por ejemplo, para un diseño de LIO con ACL reducida o, mucho mejor, destinado idealmente a compensar la ACL corneal, sería razonable esperar alguna mejora en los resultados de AV de sujetos pseudofáquicos, al menos bajo luz B.

La Figura 5.4 muestra los resultados de la AV de cerca obtenidos después de agregar una lente de  $-3.00D$  para forzar la acomodación de cerca en ojos fáquicos jóvenes. No hay una diferencia significativa entre los valores medios de AV medidos en estas condiciones bajo las distintas iluminaciones R, G, B (Tabla 5.6). Podemos explicar estos resultados teniendo en cuenta que el esfuerzo acomodativo varía para compensar la ACL. Con iluminación de longitud de onda corta (B), el ojo acomoda relativamente poco. Lo contrario sucede con la iluminación de longitud de onda larga (R), ya que el ojo tiene que hacer un sobre esfuerzo acomodativo para enfocar la imagen en la retina. Este resultado es consistente con los ofrecidos por otros estudios. (Cooper and Pease, 1988; Atchison and Smith, 1993) Hay que destacar, sin embargo, las mediciones de AV de cerca muestran grandes fluctuaciones (valores relativamente altos de DE) cuando se utiliza luz monocromática. En nuestro trabajo, apreciamos la dificultad de algunos observadores para enfocar en visión cercana con luz monocromática, particularmente roja y verde. Esto podría deberse a la disminución de la respuesta acomodativa cuando se utiliza luz monocromática. (Fincham, 1951; Kruger *et al.*, 1993, 1995)

Curiosamente, la AV cercana medida con luz casi monocromática no fue mejor que la AV cercana medida con luz blanca, que en realidad produjo imágenes retinianas degradadas por la ACL. Este resultado concuerda con los resultados obtenidos por Campbell et al.(Campbell and Gubisch, 1967) según los cuales la iluminación monocromática no mejoraba la sensibilidad al contraste.

## **Conclusión**

En este trabajo hemos medido la AV con distintos iluminantes de banda estrecha, centradas en las regiones espectrales R, G, y B, y los hemos comparado con los que se obtienen con iluminación blanca (W) para evaluar la influencia de la aberración cromática longitudinal y el error de refracción que introduce. Hemos visto que los resultados obtenidos son consistentes con los de CDRx publicados por otros investigadores.

La diferencia de AV lejana entre observadores fáquicos y pseudofáquicos podría explicarse por la nula capacidad de acomodación de los pseudofáquicos y los cálculos para obtener el valor de potencia de la LIO a implantar, que habitualmente usan la longitud de onda de diseño de la LIO (verde) para determinar la refracción post operatoria, así como las propiedades dispersivas del material de la LIO y el envejecimiento.

Estos resultados muestran asimismo la validez del método y se usarán en próximos capítulos como referencia para poder comparar los resultados que se obtengan en pacientes con LIO multifocal de distintos diseños para:

- Evaluar la influencia de la aberración cromática longitudinal y el error de refracción que introduce.
- Detectar posibles diferencias entre la AV en el foco lejano y la AV en el foco de cerca para una misma iluminación (blanca, roja, verde, azul) en los pacientes implantados con lentes multifocales difractivas.
- Comparar los resultados en función del contenido espectral de los iluminantes utilizados.

- Relacionar las posibles diferencias de la función visual de lejos a cerca con el diseño teórico refractivo-difractivo de la lente intraocular.

## **CAPÍTULO 6. Caracterización de lentes intraoculares en un modelo de banco óptico**

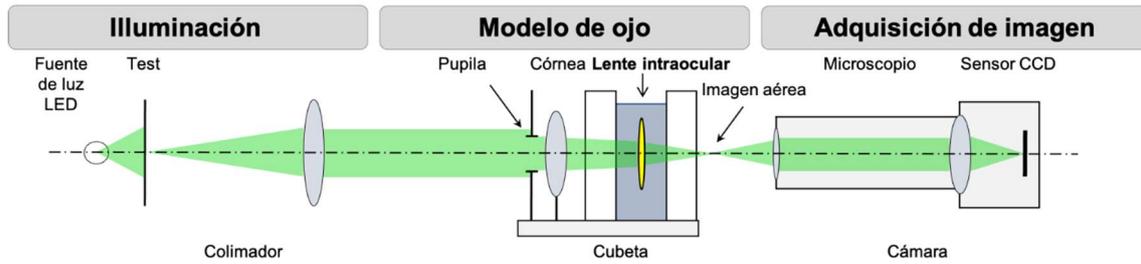
En este capítulo vamos a describir la metodología para realizar la caracterización óptica, las métricas usadas experimentalmente, las características técnicas y los resultados obtenidos con las lentes intraoculares multifocales difractivas que forman parte del trabajo clínico posterior.

### **6.1 Dispositivo óptico**

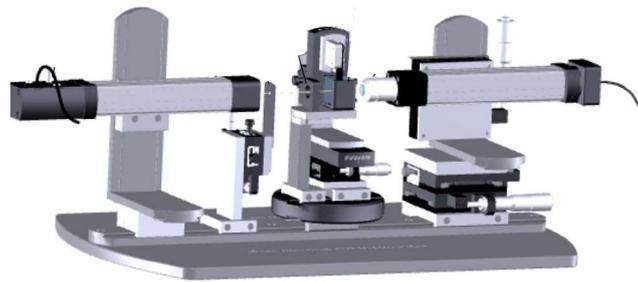
La caracterización óptica de las tres lentes intraoculares (FineVision, Versario 3D y AT LISA tri) se realizó utilizando un banco óptico (Fig. 6.1) del laboratorio del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI) de la Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa. A continuación, se describen los elementos principales que forman el banco óptico:

**Banco óptico.** El sistema está alineado sobre un banco óptico (Figura 6.1) y consta de las siguientes partes:

1. Sistema de iluminación, que comprende una fuente de luz, un test objeto y una lente colimadora.
2. Ojo modelo: un diafragma iris que es la pupila de entrada, la córnea artificial y, a continuación, la cubeta llena de solución fisiológica en donde sumergimos la LIO.
3. Sistema de captación y medida de la imagen real aérea formada por el ojo modelo del test objeto. Se compone de un instrumento de medida como un microscopio junto con una cámara con sensor CCD para la captura de las imágenes.



(a)



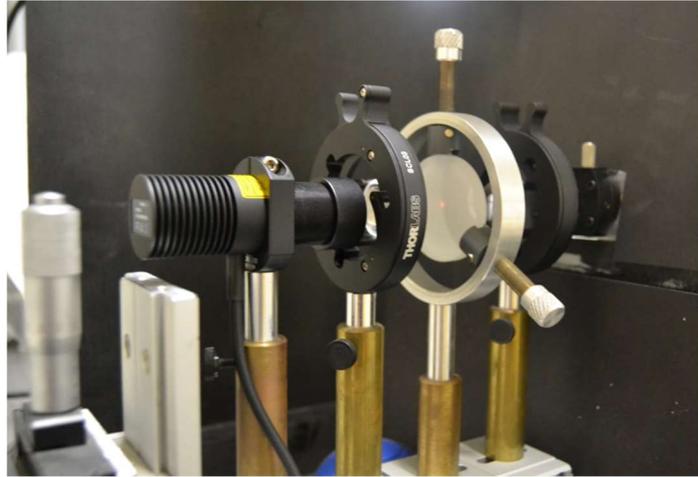
(b)

Figura 6.1: (a) Esquema del banco óptico (Fuente: Vega et al. 2014) y (b) aspecto del montaje. (Fuente: Wells Research OS210B, USA).

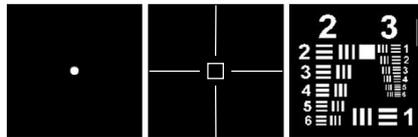
A continuación, se describe en detalle cada uno de los elementos del banco óptico.

### Fuentes de luz y colimador

Fuente de luz (Fig.6.2a): Como fuente de luz espacialmente incoherente se utilizaron tres tipos de LEDs, con emisiones centradas en las longitudes de onda  $\lambda_R=625$  nm (rojo),  $\lambda_G=530$  nm (verde) y  $\lambda_B=455$  nm (azul) y con las distribuciones espectrales de banda estrecha descritas en el anexo A. Como referencia, la norma ISO estándar (ISO 11979-2:2014) recomienda que el pico de la longitud de onda de la fuente de luz utilizada sea de  $546 \pm 10$  nm y la anchura total a la mitad de la altura máxima sea igual o inferior a 20nm para la obtención de medidas in vitro de LIOs. A continuación de la fuente de luz se sitúan dos lentes y un difusor que actúan de condensador para obtener una iluminación uniforme del test objeto.



(a)



(b)

Fig 6.2: (a) Detalle de la fuente de luz; (b) tests utilizados en el plano objeto (de izquierda a derecha): orificio (pinhole), test de hendiduras y test USAF.

Colimación: para poder caracterizar las LIOs según el estándar de la norma ISO, el objeto debe estar en el infinito; por este motivo, colocamos el objeto (pinhole de  $200\mu\text{m}$  o test de cuatro hendiduras dos horizontales y dos verticales de  $10\mu\text{m}$  de ancho) (Fig.6.2b) en el plano focal objeto de un colimador de  $200\text{mm}$  de longitud focal.

### Ojo modelo

Diafragma iris (Pupila de entrada (PE)): delante de la córnea se encuentra un diafragma de apertura iris (Figura 6.1) que delimita el diámetro efectivo de la parte iluminada de la LIO (norma ISO 11979-2/-9). Este diafragma es regulable y la Figura 6.3 muestra el diámetro de la LIO en función de la pupila de entrada.

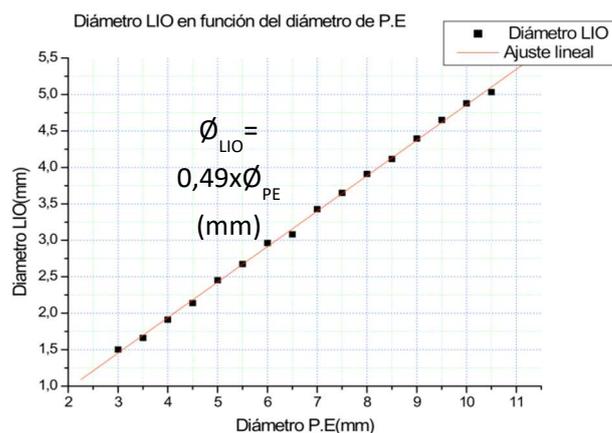


Figura 6.3: Relación entre el diámetro de la pupila de entrada (PE) y el diámetro efectivo del haz de luz en el plano de la LIO.

Córnea artificial (Fig. 6.4): La córnea artificial del modelo de ojo utilizado en este trabajo es un doblete acromático con una focal en el aire  $f'=34,43\text{mm}$  de modo que su potencia es de 29D. Esta córnea introduce una aberración esférica (AE) de  $+0,16 \mu\text{m}$  (valor referido al coeficiente de Zernike  $Z_4^0$ ) para un diámetro en el plano de la LIO de 5.15 mm. Este ojo modelo cumple la norma ISO 11979-2 (modelo de ojo 2, que incluye aberraciones). De acuerdo con los valores de la curva proporcionada por el fabricante y teniendo en cuenta las longitudes de onda utilizadas (LEDs), la variación máxima de potencia es de 50 micras aproximadamente (diferencia entre la potencia para el LED verde y el LED rojo) (Fig.6.5).

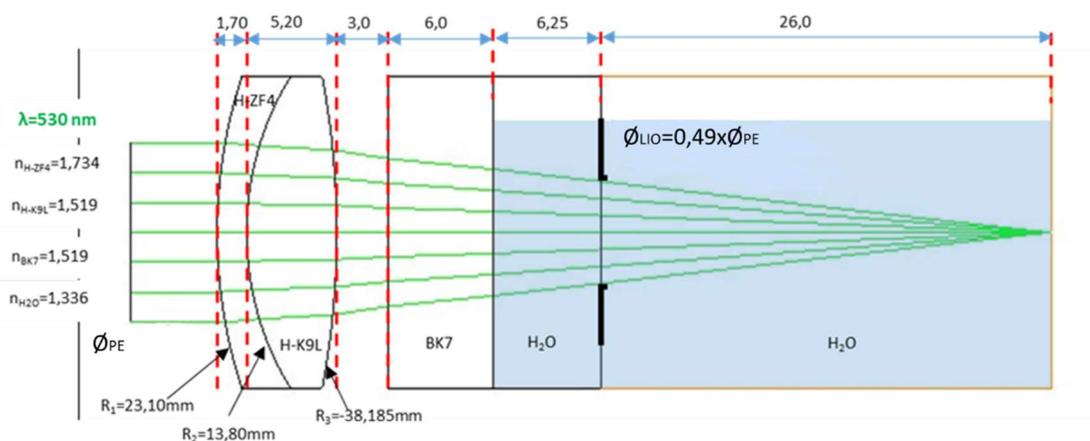


Figura 6.4: Esquema de la córnea con aberración esférica de  $+0,16 \mu\text{m}$  para un diámetro de LIO de 5.15 mm.

Es importante señalar, que el diámetro de la PE determina también el valor de aberración esférica (SA) del frente de ondas que incide sobre la LIO. La Figura 6.6 muestra la SA inducida en el plano de la LIO en función del diámetro efectivo de la pupila en dicho plano. Esta curva ha sido obtenida experimentalmente en una fase previa de caracterización de la córnea artificial.

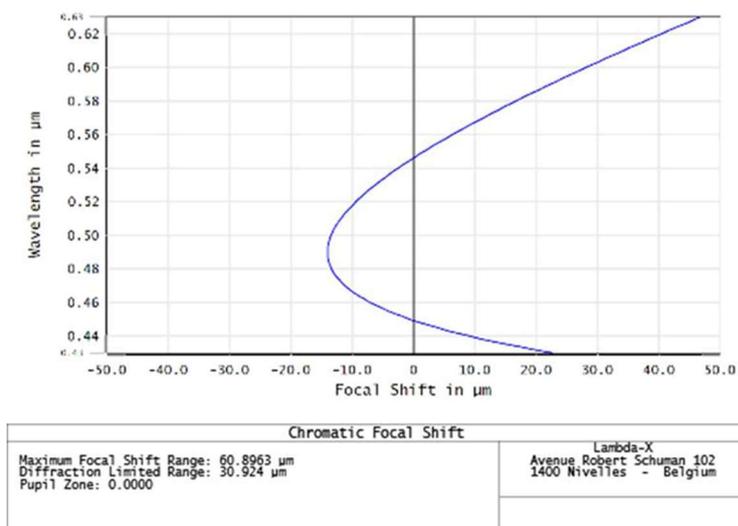


Figura 6.5: Variación de la distancia focal (micras) con la longitud de onda correspondiente al doblete acromático utilizado para la córnea artificial del modelo de ojo. (Fuente: Lambda-X, Bélgica).

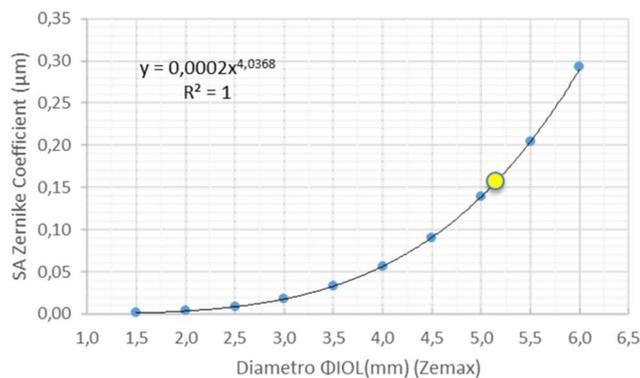


Figura 6.6: Relación entre la aberración esférica (coeficiente  $Z_4^0$  de Zernike) inducido en el plano de la LIO y diámetro iluminado de la lente.

Cubeta con solución salina (Fig. 6.7): La LIO se sitúa sumergida en solución salina dentro

de la cubeta que está formada por dos paredes planas de vidrio BK7 de grosor 6.0 mm. La LIO está montada en soportes micrométricos de alta precisión tanto lineales (x, y, z) como rotacionales (tilt).

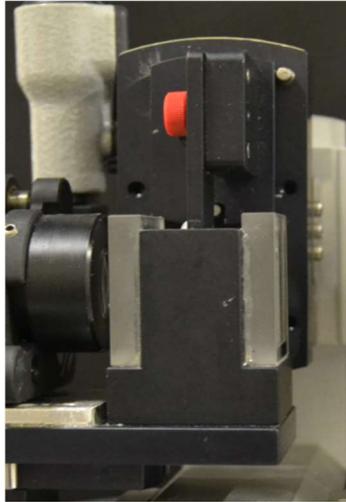


Figura 6.7: Detalle de la cubeta.

### **Sistema de captación de imágenes**

El modelo de ojo forma la imagen real del test objeto en un plano (imagen aérea) al que se enfoca un sistema de adquisición de imagen (Fig. 6.1 a). Este sistema está formado por un objetivo de microscopio de aumento 10x ensamblado a una cámara monocroma con un sensor CCD de 8 bits de rango dinámico. Usando un test de cuatro hendiduras o un pinhole (Fig. 6.2.b), se evalúa la calidad óptica de la LIO mediante el análisis de su MTF y de la PSF, calculados utilizando un software específico. Además, con esa misma aplicación, podemos determinar la distancia focal de las LIOs y medir distintos parámetros de eficiencia.

## **6.2 Lentes intraoculares**

En principio, para la realización de este estudio, un diseño de lente difractiva bifocal habría sido suficiente. Las Figuras mostradas como ejemplo en el capítulo 1, muestran cómo el diseño bifocal es más simple que el trifocal. Algunas lentes difractivas bifocales comerciales presentan adiciones altas (hasta +4.00D en el plano de la lente) que permiten separar mejor las dos distancias de examen lejos/cerca y los efectos asociados a ellas. Sin embargo, en el momento de realizar esta investigación, las lentes bifocales

ya habían caído en desuso por sus deficiencias (baja calidad en visión intermedia, disfotopsias, etc.). El diseño bifocal fue sustituido por otros más actuales (trifocales o de foco extendido); por lo tanto, este trabajo ha considerado las lentes multifocales difractivas que se estaban aplicando mayoritariamente en el entorno clínico a nuestro alcance. En este caso, se trataba de lentes trifocales difractivas.

En las pruebas clínicas realizadas con lentes trifocales difractivas, se examinó el foco de lejos y el de cerca, prescindiendo del intermedio. La razón es que el foco intermedio es tan sutil que, en la mayoría de los estudios clínicos no se presenta como un foco diferenciado de mayor AV, sino que viene solamente a atenuar el declive de AV entre el foco de lejos y el de cerca de las “antiguas” lentes bifocales (Shen *et al.*, 2017). Además, se consideró importante agilizar las pruebas clínicas, reduciendo en lo posible el tiempo empleado en el examen de cada paciente.

En este trabajo se utilizaron tres lentes intraoculares multifocales difractivas (Tabla 6.1): AT LISA tri 839MP (Carl Zeiss, Meditec), FineVision MicroF (PhysIOL SA) y Versario 3F (Bausch & Lomb). El diseño de estas LIOs está basado en inscribir/grabar un perfil difractivo sobre una de las superficies de la lente. La tabla 6.1 reúne las especificaciones principales de las tres lentes.

Tabla 6.1: Características de las lentes intraoculares multifocales

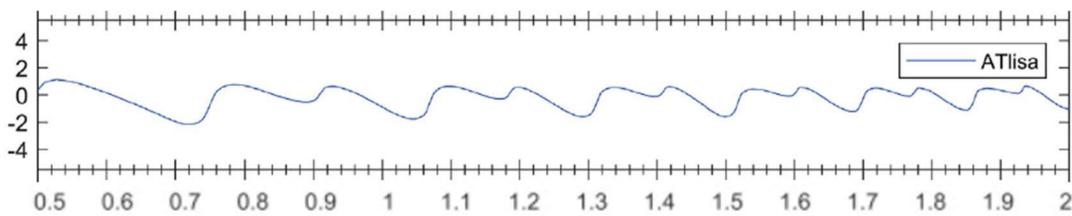


	Versario 3F	Finevision	AT Lisa 839
Fabricante	Bausch&Lomb	PhysIOL	Carl Zeiss
Material	Acrílico hidrofílico con superficie hidrofóbica	Acrílico hidrofílico con superficie hidrofóbica	Acrílico hidrofóbico
Diámetro zona óptica/total (mm)	6,0/11,0	6,15/11,75	6,0/11,00
Aberración esférica (μm)	-0,165	-0,11	-0,18
Índice de refracción (n)	1,46	1,46	1,46
Número de Abbe	58	58	58
Adición intermedia/cerca (D)	+1,50 y +3,00	+1,75 y +3,50	+1,66 y 3,33
Potencia (D) en pasos de 0,50 D	0 a +32	+10 a +35	0 a +32

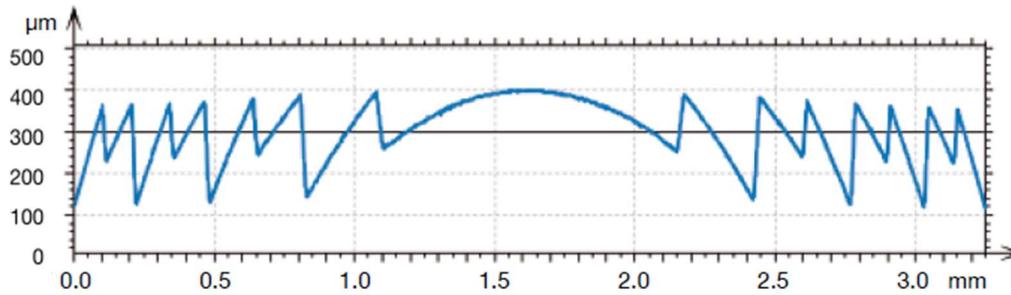
A continuación, se describen en detalle las tres lentes:

### AT LISA® tri 839MP

La AT LISA tri 839MP (Carl Zeiss, Meditec) es una lente precargada con un diseño óptico trifocal, difractivo, esférico, con una adición de +3.33 D de cerca y +1.66 D intermedia en el plano del lente. Los anillos de difracción, situados en la cara anterior de la lente, cubren todo el diámetro óptico, siendo la parte central trifocal ( 4.3 mm) y la periférica bifocal (de 4.3 a 6.00 mm) (Mojzis *et al.*, 2014). La lente tiene un diseño esférico que produce una aberración esférica negativa (coeficiente de Zernike  $c[4,0]$  de  $-0.18 \mu\text{m}$  para una pupila de 6 mm) para compensar parcialmente la aberración esférica de la córnea (Montin, 2012). El fabricante no proporciona detalles del diseño del perfil difractivo, por lo que la información sobre los perfiles de la lente ha sido extraída de diversos trabajos que han estudiado los perfiles difractivos mediante distintos sistemas de microscopía (Frey *et al.*, 2015; Loicq, Willet and Gatinel, 2019b) (Fig. 6.8 y Fig. 6.9). Esta LIO presenta una distribución asimétrica de la luz, distribuyéndose entre los focos cercano y lejano dentro de toda la zona óptica (6 mm de diámetro). La zona central, de 4.34 mm de diámetro, divide la luz entre los focos lejano, intermedio y cercano (Loicq, Willet and Gatinel, 2019b). La Figura 6.10 muestra la distribución de energía entre focos obtenida experimentalmente por Vega y colaboradores (Vega, Alba-Bueno and Millán, 2014) (Fig. 6.10a) y los datos de eficiencia de difracción proporcionados por el fabricante (Fig. 6.10b)( Figura extraída de Montin, 2012.)



6.8: Detalle del perfil difractivo en la zona central de la apertura de la lente AT LISA tri 839MP obtenido mediante microscopía confocal. (Fuente: Frey *et al.*, 2015).



6.9: Perfil de la AT LISA tri 839MP obtenidas mediante interferometría con un perfilómetro óptico. Eje vertical: altura del perfil difractivo ( $\mu$ ), eje horizontal: posición radial (mm) (Fuente: Loicq, Willet and Gatinel, 2019).

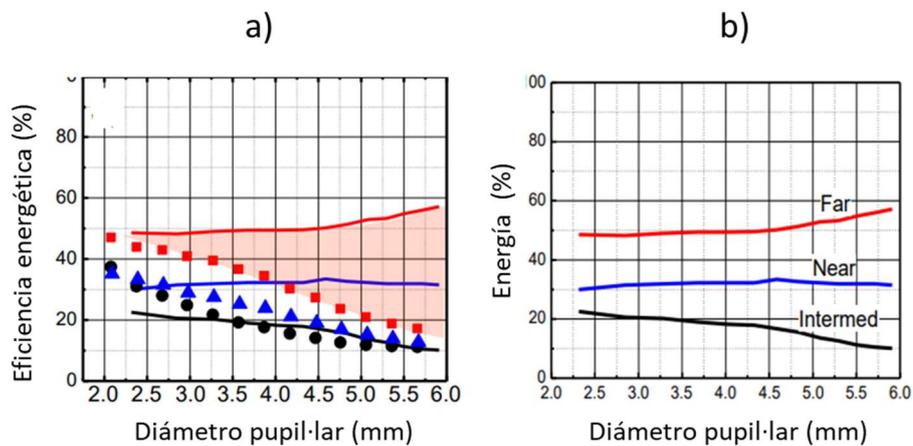


Figura 6.10: Distribución de energía en cada foco de la lente AT tri 839MP según el diámetro pupilar. a) Eficiencia energética de los focos de lejos (cuadros rojos), intermedio (círculos negros) y cerca (triángulos azules), medida experimentalmente con un ojo modelo según la norma ISO . b) Datos de energía de difracción en cada foco según el fabricante (Montin, 2012), trasladadas también a la Figura (a) para facilitar la comparación con las medidas experimentales. La diferencia entre unas y otras para el foco de lejos se ha sombreado en rosa en la Figura (a) (Fuente: Vega, Alba-Bueno and Millán, 2014).

### FineVision MicroF

En el caso de la FineVision (PhysIOL SA), el diseño difractivo se compone de una combinación de dos perfiles de distinta adición que se extiende, con un relieve apodizado, sobre toda la apertura de la lente (Gatinel *et al.*, 2011) (Fig. 6.11). Uno de los perfiles (A) contribuye al foco de lejos (orden  $m=0$ ) y de cerca (orden  $m=1$ , con adición de +3.50 D). Del otro perfil (B), su orden cero también envía luz al foco de lejos,

pero su orden  $m=1$  tiene una adición menor (+1.75 D) y, por tanto, origina un foco intermedio.

Según los datos publicados sobre su diseño y utilizados por el fabricante, el perfil difractivo A correspondería al que proporciona la adición de +3.50 D en el orden  $m=1$ ; así, el orden de difracción  $m=0$  se utilizaría para el foco de lejos y el orden  $m=1$  para el foco de cerca. El orden  $m=2$  de este perfil A proporcionaría una adición de +7.00D, careciendo de utilidad, por lo que puede despreciarse. El segundo perfil difractivo (B) tiene una adición de +1.75D en el orden de difracción  $m=1$ , que se usa para visión intermedia. El orden  $m=2$  del perfil B proporciona una adición de  $2 \times 1.75D = +3.50D$ , coincidiendo con el foco de visión de cerca, por lo que se sumaría a la energía proporcionada por el orden  $m=1$  del perfil difractivo A. El orden de difracción  $m=0$  del perfil B se usa de nuevo para el foco lejano. (Fig. 6.11 y 6.12). En definitiva, los porcentajes de energía proporcionados por el sistema óptico apodizado de esta lente son el 43% para el foco de lejos, el 15% para el foco intermedio y el 28% para cerca, con un 14 % de luz que no se aprovecha en ninguno de los focos anteriores. (Gatinel *et al.*, 2011)

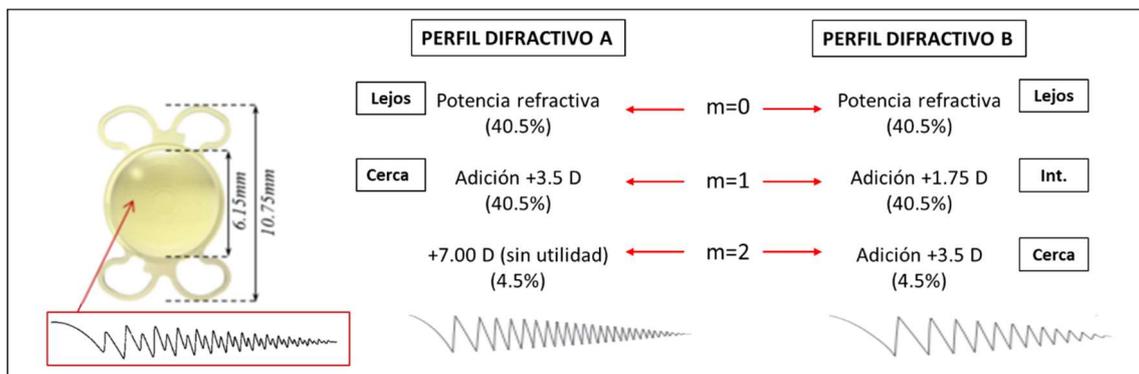
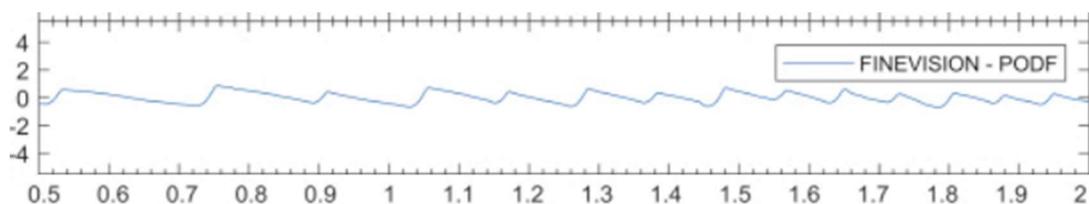


Figura 6.11: Esquema del diseño de la lente FineVision. Combinación de dos perfiles de difracción, A y B, con la eficiencia energética de diseño para cada orden de difracción y la contribución (%) a cada foco (lejos, intermedio y cerca).



6.12: Perfil de la FineVision obtenidas mediante interferometría con un perfilómetro óptico. Eje vertical: altura del perfil difractivo ( $\mu$ ), eje horizontal: posición radial (mm)(Fuente: Loicq, Willet and Gatinel, 2019).

### Versario 3F

La lente Versario 3F (Bausch & Lomb) es una lente con una estructura asférica difractiva completa con un diseño de transición suave entre los anillos. Este genera dos focos con una adición intermedia de +1,50 D y otra de cerca de +3,00 D. Según el fabricante los porcentajes de energía se reparten de la siguiente manera: 41% para el foco lejano, 22% para el foco intermedio y un 26% para el foco de cerca, el 11% de la energía no contribuye a ninguno de los focos útiles (Ragaei Kamel *et al.*, 2020). Bausch&Lomb dejó de distribuir esta LIO en 2020 por lo que la continuidad de la investigación clínica con esta lente se vio afectada.

## 6.3 Métricas utilizadas en la caracterización óptica de las lentes intraoculares

### Función de transferencia de modulación (MTF) y área bajo la función de transferencia de modulación (MTFa)

Para valorar la calidad óptica de una LIO una de las métricas más utilizadas es la MTF. Mediante las medidas de la MTF en distintos planos focales se puede caracterizar el rendimiento de las lentes intraoculares multifocales. Dichas medidas se pueden realizar en los planos de mejor imagen que forma la LIO trifocal (lejano, intermedio y cercano) o, de manera más completa, haciendo un barrido en el espacio imagen (Through Focus) mediante el desplazamiento del sistema de adquisición en una secuencia regular de pasos a través del eje óptico (Fig. 6.13, simplificada para dos focos, de lejos y de cerca). Como ejemplo representativo, los desplazamientos de la cámara se van realizando en pasos de 20 micras para cubrir un rango de 1500 micras (75 medidas). Estas distancias

pueden variar dependiendo del diseño de la LIO. Posteriormente se realiza una conversión de las posiciones sobre el eje a la vergencia en dioptrías. Para realizar esta conversión, las medidas tomadas en el espacio imagen de la LIO tienen el origen fijado en la posición del plano focal formado por la luz verde ( $530 \pm 15$  nm, el más cercano a la longitud de onda de diseño). El foco de lejos se fija en el plano que maximiza la MTF para la frecuencia de 50 ciclos/mm con pupila de 3.0 mm (ISO 11979-2:2014) Esta posición correspondería a la potencia nominal de la lente (u origen de vergencia=0.0 D) y cada paso de 20 micras correspondería a una potencia distinta, que se traduciría en dioptrías por cálculo paraxial a través del modelo de ojo. Al representar gráficamente los valores de MTF obtenidos a lo largo del eje en función del desenfoque (vergenza imagen en dioptrías) obtenemos la curva through-focus (Through-Focus MTF). En nuestro caso, referimos el desenfoque al plano de la lente intraocular, lo que equivale a variaciones respecto a la potencia base de la LIO. De esta manera, es fácil comprobar si los focos de cerca e intermedio producen máximos localizados en los valores correspondientes a las adiciones nominales dadas por el fabricante.

Para obtener la MTF se usó el test de cuatro hendiduras (anchura de la rendija, 10 micras) como objeto (Fig. 6.2b). La imagen aérea a través del ojo modelo para cada foco y longitud de onda fue capturada por el sistema de adquisición de imágenes mediante el barrido del eje que se ha descrito anteriormente. Para reducir el ruido electrónico, la imagen captada en cada punto del eje se obtuvo mediante el promedio temporal de ocho instantáneas. La MTF se calculó a partir de la transformada de Fourier de la función extensión de línea (LSF, line spread function) aplicada a cada una de las cuatro rendijas del test (dos horizontales y dos verticales) (Simpson, 1992; Boreman, 2021). El resultado se promedió por tratarse de un sistema de simetría de revolución alrededor del eje óptico.

La MTFa (Fig. 6.13) fue calculada integrando el promedio resultante de la MTF en el rango de frecuencia espacial comprendido de 0 a 50 ciclos/mm, que se ha mostrado que

presenta una alta correlación con la agudeza visual postoperatoria (Alarcon *et al.*, 2016b; Vega *et al.*, 2018)

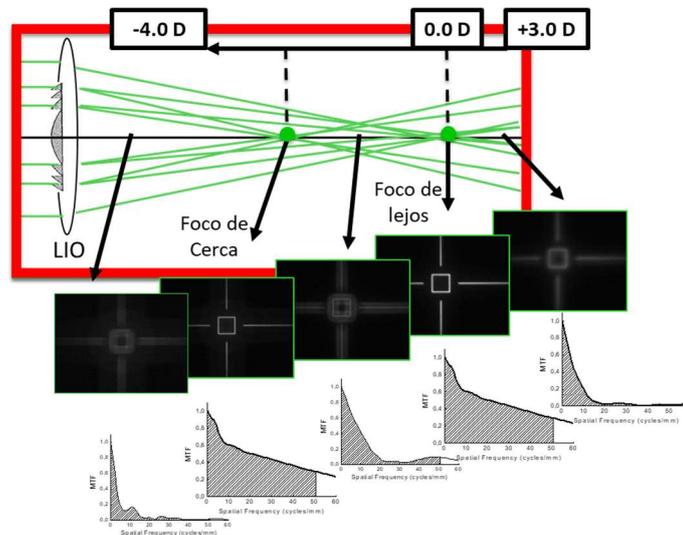


Fig 6.13. Esquema para la medida y cálculo de la MTFa through-focus: Se adquieren las imágenes del test objeto de cuatro hendiduras en el foco de lejos, en el foco de cerca y en medidas intermedias de una lente intraocular difractiva (bifocal, por simplicidad) y MTFs derivadas de esas imágenes. Para cada plano, la integración de la MTF en el rango de frecuencias espaciales de 0 a 50 ciclos/mm (zona sombreada) proporciona el valor de la MTFa en ese plano. (Fuente: Presentación en VisSciUM 2022 International Summer school. Universidade do Minho).

### Eficiencia Energética

Para realizar estas medidas, el sistema de adquisición de imagen se desplaza a través del eje usando en mismo procedimiento que para la obtención de la MTF. El objeto utilizado para cuantificar la eficiencia energética (EE) es un pinhole de 200  $\mu\text{m}$  (Fig. 6.2b).

Tras obtener una imagen aérea captada con una cámara CCD del objeto (pinhole) en el infinito, se aplica un algoritmo de detección de borde para segmentar el núcleo central de la imagen del pinhole en el plano focal de la lente (también para la distancia focal del foco cercano e intermedio). Luego, se cuantifica la intensidad de luz en el núcleo ( $I_{core}$ ) relativa a la intensidad de luz de la imagen completa que comprende el núcleo y el fondo (Fig. 6.14).

$$I_{total} = I_{core} + I_{background} \quad (6.1)$$

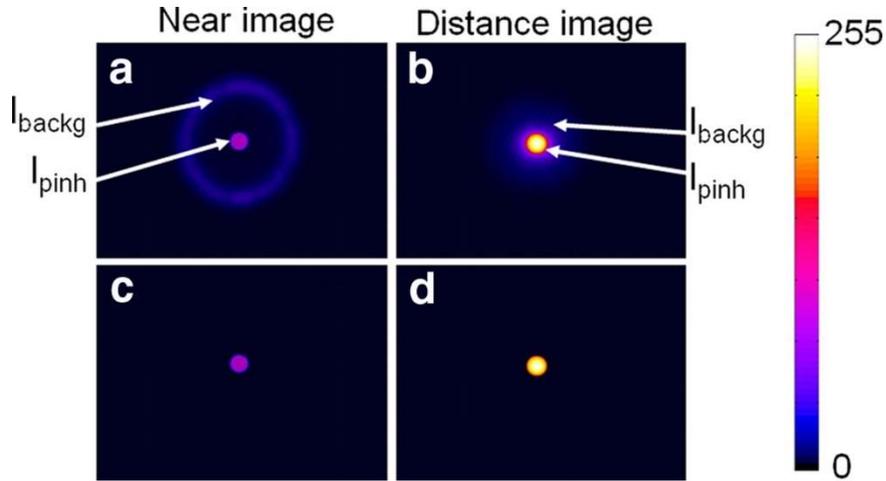


Figura 6.14: Imágenes obtenidas experimentalmente con una LIO difractiva bifocal en su foco de lejos y de cerca: a,b) Imágenes de cerca y de lejos que muestran la región de la imagen del pinhole (pinh) rodeada por una distribución de intensidad de fondo (backg). (c, d) igual que en (a, b) tras eliminar el fondo..(Fuente: Vega, Alba-Bueno and Millán, 2011).

El cociente  $\eta = I_{core}/I_{total}$  nos aproxima a la métrica ya conocida llamada “light-in-the-bucket” (Thibos *et al.*, 2004; Ravikumar, Bradley and Thibos, 2014). Para un punto objeto idealmente muy pequeño, la métrica “light in the bucket”, cuantifica la cantidad de luz del núcleo central de la función de extensión de un punto (PSF, del inglés point spread function) en relación con la de una PSF formada por una lente monofocal limitada por la difracción para la misma longitud de onda y tamaño de pupila. Esta métrica se ha utilizado para cuantificar la eficiencia energética de la imagen policromática formada por una LIO por simulación numérica en las refs (Thibos *et al.*, 2004; Ravikumar, Bradley and Thibos, 2014)

En la práctica experimental, el hecho de utilizar un orificio relativamente pequeño, pero de cierta dimensión (200 micras), en lugar de un punto ideal, introduce un error de clasificación entre los píxeles de la imagen correspondientes al núcleo ( $I_{core}$ ) y los

correspondientes al fondo ( $I_{\text{background}}$ ) (Fig. 6.14). Este error se ha estimado para las lentes intraoculares con una adición no inferior a +2.5 D, en cuyo caso el error de clasificación es menor del 3% en ambos focos (de lejos y de cerca) (Millán, Vega and Ríos-López, 2016). En todas las lentes intraoculares de este estudio, la adición del foco de cerca es superior a 2.5 D, por lo que el error de clasificación puede considerarse irrelevante.

En este trabajo se han obtenido las curvas de TF-EE experimentales para cada longitud de onda R, G, B, con un tamaño de pupila fijo. Las medidas se toman en el espacio imagen de la LIO con el origen de la vergencia (0.0 D) fijado del mismo modo que para el cálculo de la MTF. Se realizan barridos para los intervalos máximos entre focos que cubren 7 D para las LIOs multifocales en pasos de 0.2 D. La aberración cromática longitudinal (ACL) se obtiene de la diferencia de potencia entre los picos de eficiencia energética (normalmente el R y el B, pero no necesariamente) para cada plano focal (lejano, intermedio y cercano).

### **Correlación entre MTFa y EE**

La Figura 6.15 muestra las curvas de TF-MTFa y TF-EE para las tres lentes estudiadas con una pupila de 3.0 mm. Comparando ambos conjuntos de curvas, vemos que son muy similares. A través de la Ecuación 6.2 se puede establecer una relación entre ambas métricas con un coeficiente de correlación excelente ( $R^2 = 0.97$ ).

$$MTFa = 40.81 \times EE + 3.36, R^2 = 0.97 \quad (6.2)$$

Para la pupila de 4.5 mm (Figura 6.16) se obtuvo también una buena correlación ( $R^2 = 0.91$ ) aunque inferior a la obtenida con la pupila de 3 mm (Ecuación 6.3).

$$MTFa = 35.42 \times EE + 3.82, R^2 = 0.91 \quad (6.3)$$

## 6.4 Caracterización cromática de lentes intraoculares difractivas en un banco óptico

Según los procedimientos descritos en el apartado 6.3, se obtuvieron las curvas de MTFa y de EE. Como fuente de luz se utilizaron los tres tipos de LEDs, casi monocromáticos ( $\lambda_R=625$  nm (rojo),  $\lambda_G=530$  nm (verde) y  $\lambda_B=455$  nm (azul)) para obtener las tres curvas (R, G y B) de TF-EE y TF-MTFa para un tamaño de apertura de la lente de 3.0 y 4.5 mm. Las medidas obtenidas de TF-EE, TF-MTFa y ACL de cada lente intraocular se representan en una gráfica para cada vergencia y longitud de onda analizada tras realizar la conversión de posiciones en el eje a dioptrías. La potencia de las LIOs utilizadas fue de 20 D en los tres casos.

A continuación, se describirán los resultados experimentales obtenidos al analizar las tres lentes trifocales de nuestro trabajo en el banco óptico. Estos resultados se utilizarán en el capítulo siete para establecer posibles relaciones con los resultados clínicos obtenidos con pacientes que llevan implantado el mismo modelo de LIO.

### Análisis through-Focus R, G y B.

La Figura 6.15 y 6.16 muestran las curvas TF-MTFa (derecha) y TF-EE (izquierda) de las tres lentes para una pupila de 3.0 mm (Fig. 6.15) y 4.5 mm (Fig. 6.16).

En ambos grupos de Figuras vemos que todas las gráficas muestran dos conjuntos de tres picos RGB de valores máximos de MTF (derecha) y de EE (izquierda) correspondientes al foco cercano y lejano de la lente. Mientras que en el foco de lejos y de cerca los conjuntos de tres picos están claramente diferenciados, no sucede lo mismo con el foco intermedio. En general, para las mediciones realizadas con una pupila de 4.5 mm, sí que podemos observar los tres picos RGB en este foco, aunque con unos valores muy suavizados. Para las gráficas obtenidas con la pupila de 3.00 mm vemos que, en la mayoría de los casos, este foco intermedio proporciona una transición suave entre los otros dos focos. Más adelante se analizará en detalle los resultados obtenidos de cada lente por separado.

También se cumple en todos los casos que, al comparar las figuras de MTFa y EE para cada lente, los resultados son muy similares, sobre todo en la posición en el eje de los

picos máximos para cada color. Esto no sorprende en un tipo de lentes en el que los focos se superponen sobre el mismo eje. Así, en trabajos previos, se ha mostrado que, para estas lentes, ambas métricas muestran una correlación excelente (superior a  $R^2 = 0.90$ ). (Ecuación 6.2 y 6.3) (Armengol *et al.*, 2020).

Para las dos pupilas analizadas, las Figuras muestran en general un mejor rendimiento energético (EE) y de calidad de imagen (MTFa) para el color rojo en el foco lejano y para el color azul en el foco de cerca.

La aberración cromática longitudinal (ACL) viene dada por la diferencia de posición en el eje de los picos máximos para los focos rojo y azul. Para simplificar y, teniendo en cuenta que los picos de valor máximo son equivalentes para las dos métricas (MTFa y EE), en la Tabla 6.2 se detallan las posiciones de máxima EE RGB en cada foco y el valor de ACL obtenidos para cada foco y pupila con las tres lentes. Los conceptos teóricos que explican la ACL basada en la eficiencia energética vienen detallados en el apartado 2.1.2 del capítulo 2.

Las gráficas (a) y (b) de las Figuras 6.15 y 6.16 muestran la EE (izquierda) y la MTFa (derecha) de la lente AT LISA. En la Tabla 6.2 vemos que la posición de máxima EE para la longitud de onda verde (cercano a la longitud de onda de diseño de la lente) (-3.31 D para la pupila de 3.0 mm y -3.41 D para la pupila de 4.5 mm) coincide con el valor de la potencia de la adición en el plano de la lente proporcionado por el fabricante (3.33 D).

La distribución de energía en el foco de lejos muestra un predominio energético del R sobre el B más acentuado con la pupila de 4.5 mm que con la de 3.0 mm (pupila de 4.5 mm  $R = 0.666$ ,  $B = 0.292$ ; pupila de 3.0 mm  $R = 0.583$ ,  $B = 0.330$ ) (Tabla 6.3), mientras que en el foco de cerca esta tendencia se invierte ya que predomina el B sobre el R y la diferencia de energías es un poco más suave. El mayor desequilibrio se observa en las medidas realizadas con la pupila de 3.0 mm (pupila de 4.5 mm  $R = 0.222$ ,  $B = 0.357$ ; pupila de 3.0 mm  $R = 0.221$ ,  $B = 0.419$ ) (Tabla 6.3).

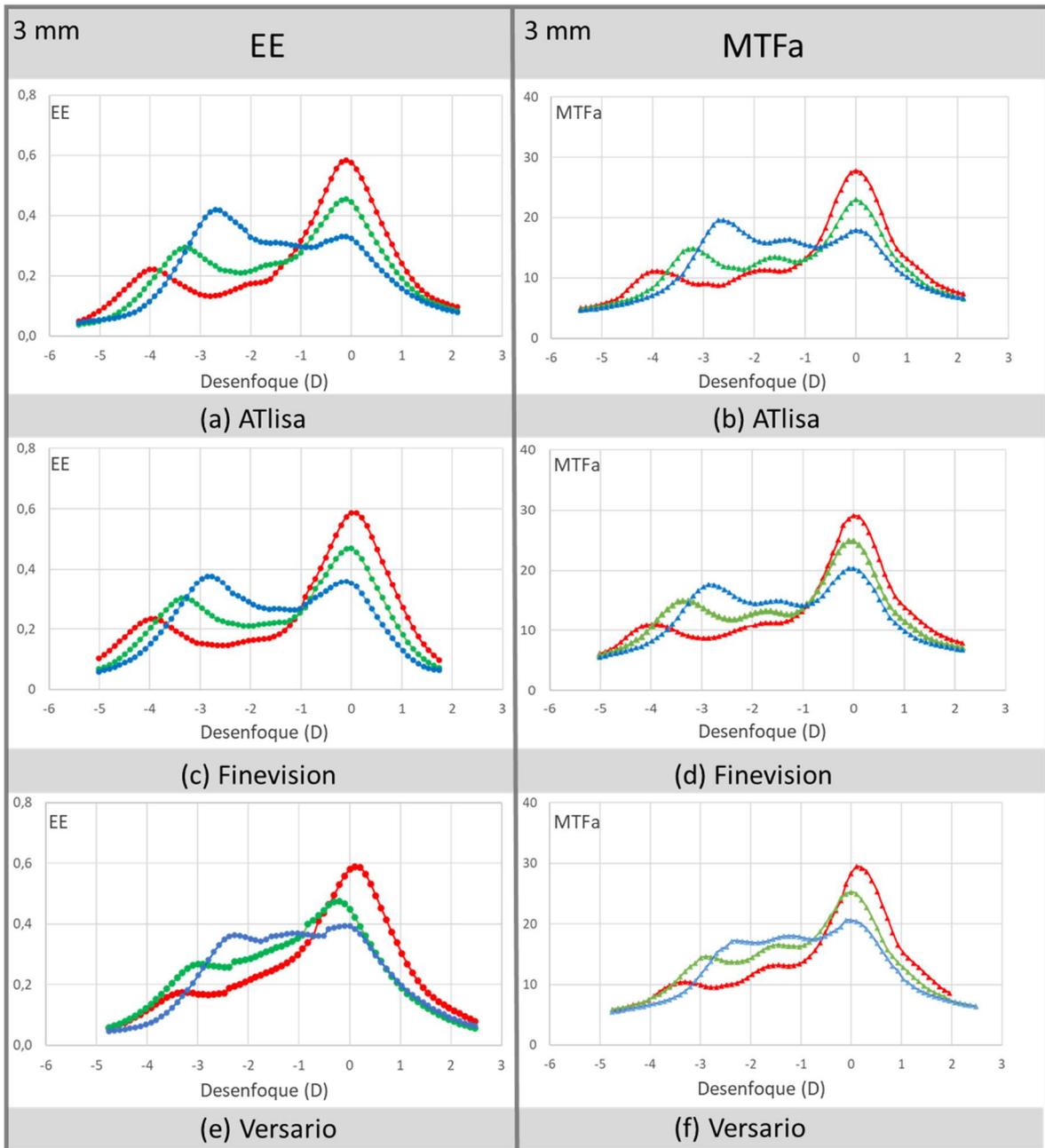


Figura 6.15: Representación gráfica de los valores de Eficiencia Energética Through-Focus (izquierda) y Through-Focus MTFa obtenidos con una pupila de 3.0 mm para tres lentes intraoculares multifocales difractivas: AT LISA (a, b), FineVision (c, d) y Versario (e, f). Las líneas roja, verde y azul corresponden a las iluminaciones R (625nm), G (530 nm) y B (455 nm) respectivamente.

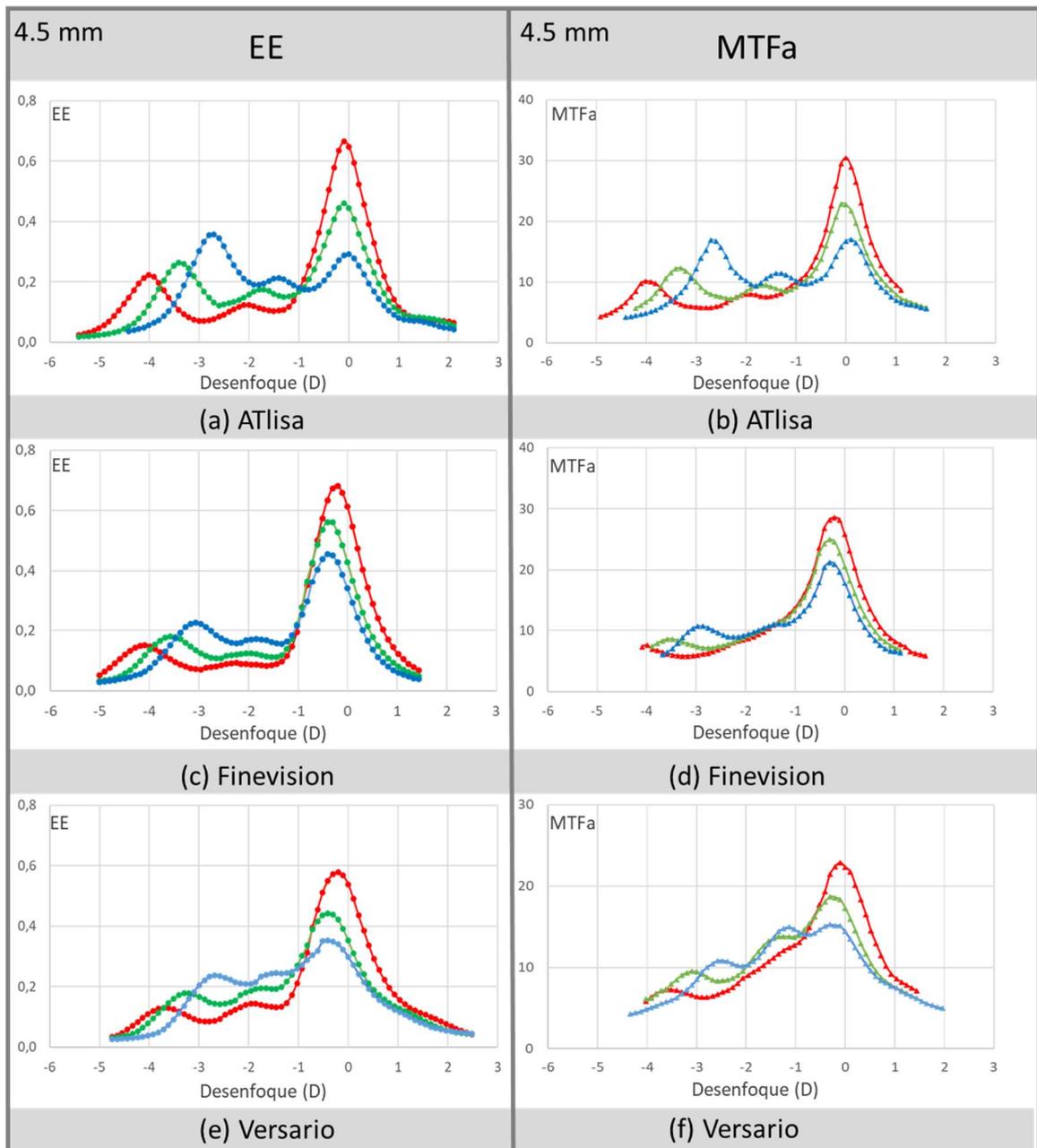


Figura 6.16: Representación gráfica de los valores de Eficiencia Energética Through-Focus (izquierda) y Through-Focus MTFa obtenidos con una pupila de 4.5 mm para tres lentes intraoculares multifocales difractivas: AT LISA (a, b), FineVision (c, d) y Versario (e, f). Las líneas roja, verde y azul corresponden a las iluminaciones R (625nm), G (530 nm) y B (455 nm) respectivamente.

Tabla 6.2: Posición en el eje, expresada por el valor de vergencia (D), del valor máximo de EE RGB en el foco de cerca, intermedio y de lejos para cada una de las tres lentes. EL valor de ACL se obtiene de restar las posiciones entre los focos rojo y azul.

		FOCO DE CERCA				FOCO INTERMEDIO				FOCO DE LEJOS			
		R	G	B	ACL	R	G	B	ACL	R	G	B	ACL
AT Lisa	3.0 mm	-3.91 D	-3.31 D	-2.71 D	-1.20 D	-	-	-	-	-0.10 D	-0.10 D	-0.10 D	0 D
	4.5 mm	-4.01 D	-3.41 D	-2.71 D	-1.30 D	-2.01 D	-1.71 D	-1.40 D	-0.61 D	-0.10 D	-0.10 D	0 D	-0.10 D
Finevision	3.0 mm	-3.99 D	-3.37 D	-2.86 D	-1.13 D	-	-1.43 D	-1.53 D	-	0.00 D	0.00 D	-0.08 D	0.08 D
	4.5 mm	-4.09 D	-3.58 D	-3.07 D	-1.02 D	-2.25 D	-2.04 D	-1.84 D	-0.41 D	-0.20 D	-0.41 D	-0.41 D	0.21 D
Versario	3.0 mm	-3.30 D	-2.99 D	-2.27 D	-1.03 D	-	-	-	-	0.10 D	-0.21 D	-0.10 D	0.20 D
	4.5 mm	-3.72 D	-3.20 D	-2.68 D	-1.04 D	-1.96 D	-1.76 D	-1.45 D	-0.61 D	-0.21 D	-0.41 D	-0.41 D	0.20 D

Tabla 6.3: Valores máximos de EE RGB en el foco de cerca, intermedio y de lejos para cada una de las tres lentes. Las columnas R-B indican las diferencias de energía entre el R y el B para cada foco y pupila.

		FOCO DE CERCA				FOCO INTERMEDIO				FOCO DE LEJOS			
		R	G	B	R-B	R	G	B	R-B	R	G	B	R-B
AT Lisa	3.0 mm	0.221	0.293	0.419	-0.198	-	-	-	-	0.583	0.454	0.330	0.253
	4.5 mm	0.222	0.263	0.357	-0.135	0.123	0.174	0.212	-0.08	0.666	0.461	0.292	0.374
Finevision	3.0 mm	0.234	0.301	0.376	-0.142	-	0.226	0.224	-	0.587	0.492	0.359	0.228
	4.5 mm	0.151	0.180	0.23	-0.079	0.094	0.124	0.171	-0.07	0.681	0.526	0.460	0.221
Versario	3.0 mm	0.174	0.267	0.346	-0.172	-	-	-	-	0.589	0.475	0.393	0.196
	4.5 mm	0.131	0.179	0.236	-0.105	0.144	0.195	0.245	-0.101	0.579	0.443	0.353	0.226

La Figura 6.17 muestra los valores de ACL de la lente AT LISA para los dos tamaños de pupila (3.0 mm izquierda, 4.5 mm derecha). Para el foco de lejos, el valor de ACL es 0 para la pupila de 3.0 mm y negligible para la de 4.5 mm (-0.10 D).

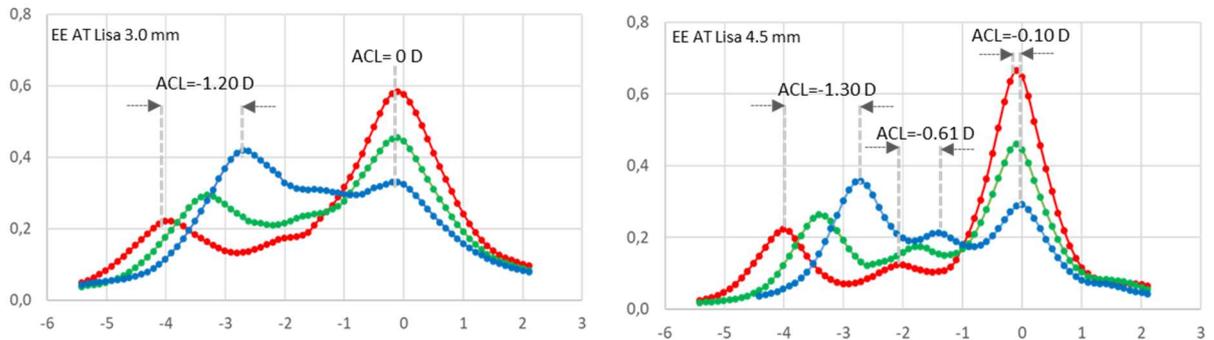


Figura 6.17: Aberración cromática longitudinal de la lente AT LISA en cada foco para una pupila de 3.0 mm (izquierda) y de 4.5 mm (derecha), medida sobre las curvas Through-focus EE RGB.

Se ha de tener en cuenta que nuestro modelo de banco óptico utiliza una córnea acromática (doblete acromático con aberración cromática residual de 50 micras, aproximadamente, para las longitudes de onda RGB de trabajo), por lo que los valores de ACL obtenidos en esta lente y en las siguientes serán únicamente debidos a la lente.

En el caso de la ACL en el foco de lejos, estos valores obtenidos son debidos al elevado número de Abbe de la lente refractiva base que mitiga sus efectos. En el foco intermedio, para la pupila de 3.00 mm no se puede obtener un valor de ACL debido a que los valores obtenidos no nos muestran unos picos diferenciados. En estas posiciones, las curvas están suavizadas actuando como una transición entre el foco lejano y de cerca más que como un foco propiamente dicho. Para la pupila de 4.5 mm el foco intermedio sí muestra unos valores máximos de EE para cada color, aunque mostrando unas diferencias de energía más sutiles que en el foco de lejos y de cerca. El valor de ACL obtenido es de -0.61 D. En el foco de cerca es donde el valor de ACL es mayor, debido a la contribución del componente difractivo que actúa en este foco (-1.20 D para la pupila de 3 mm, -1.30 D para la pupila de 4.5 mm).

Las gráficas (c) y (d) de las Figuras 6.15 y 6.16 muestran la EE (izquierda) y la MTFa (derecha) de la lente FineVision. Del mismo que se ha visto previamente con la AT LISA, las cuatro Figuras muestran los tres conjuntos de tres picos RGB de valores máximos de

EE (izquierda) y de MTF (derecha) correspondientes al foco lejano, intermedio y cercano de la lente.

Si las comparamos con las curvas obtenidas para la AT LISA, vemos que son muy parecidas, aunque en este caso la posición de máxima EE para la longitud de onda verde está ligeramente desplazada respecto a la de la AT LISA ya que el valor de la potencia de la adición (en buen acuerdo con la información proporcionada por el fabricante) es ligeramente superior (3.5 D) (-3.37 D para la pupila de 3 mm y -3.58 D para la pupila de 4.5 mm).

La distribución de energía para la pupila de 3.0 mm muestra valores muy parecidos a los obtenidos con la AT LISA en ambos focos (foco de lejos:  $R= 0.587$ ,  $B= 0.359$ ; foco de cerca:  $R= 0.234$ ,  $B= 0.376$ ) (Tabla 6.3) mientras que, para las mediciones realizadas con la pupila de 4.5 mm, en el foco de cerca, el diseño apodizado de la lente provoca una caída de energía para las tres longitudes de onda atenuando en desequilibrio entre el R y el B ( $R= 0.151$ ,  $B=0.230$ ).

La Tabla 6.2 (tercera y cuarta línea) y la Figura 6.18 muestra los valores de ACL con una pupila de 3.0 y de 4.5 mm para la lente FineVision.

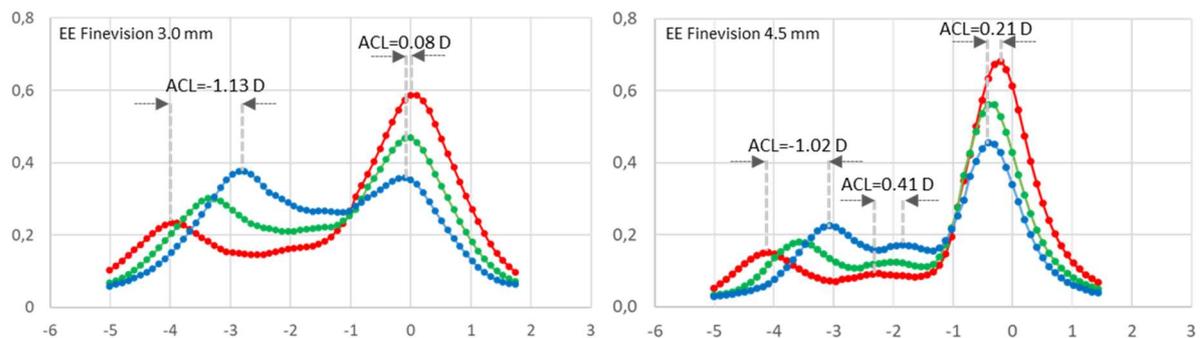


Figura 6.18: Aberración cromática longitudinal de la lente FineVision en cada foco para una pupila de 3.0 mm (izquierda) y de 4.5 mm (derecha).

Los valores de ACL en el foco de lejos son muy pequeños y parecidos a los de la AT LISA debido al número de Abbe elevado de la lente refractiva base. Si comparamos los valores de ACL en el foco de cerca con los obtenidos para la lente AT LISA vemos que son ligeramente más bajos (-1.13 D con la pupila de 3.0 mm, -1.02 D con la pupila de 4.5

mm). En el foco intermedio podemos localizar valores máximos sólo con la pupila de 4.5 mm, aunque son muy sutiles. En este foco, la ACL es de -0.41 D, aproximadamente.

Los resultados obtenidos con la lente Versario están representados en las gráficas (e) y (f) de las Figuras 6.15 y 6.16 (EE (izquierda) y la MTFa (derecha)). La gráfica muestra de nuevo los dos conjuntos de tres picos RGB correspondientes al foco de cerca y de lejos. En este caso y a diferencia de los dos anteriores, la zona intermedia no muestra una disminución de energía, de hecho, los valores de EE son similares e incluso superiores a los obtenidos en el foco de cerca (Tabla 6.3). Los desequilibrios energéticos con las iluminaciones R y B siguen siendo notables en el foco de lejos y muy parecidos con los dos tamaños de pupila analizados (pupila de 3 mm: R= 0.589, B= 0.393; pupila de 4.5 mm: R= 0.579, B= 0.353). El foco de cerca muestra como en los dos casos anteriores un predominio energético para el B. Para esta iluminación, los valores de EE en el foco de cerca son muy parecidos a los obtenidos en el foco de lejos, sobre todo para la pupila de 3 mm (EE B foco de cerca= 0.364, EE B foco de lejos= 0.393). Para la iluminación R, los valores de EE en el foco de cerca son los más bajos para las dos pupilas.

La posición de máxima EE del foco de cerca para la longitud de onda verde está situada en la posición del eje de -2.99 D (3 mm) y -3.20 D (4.5 mm) correspondiente al valor de la potencia de la adición de 3.00 D proporcionado por el fabricante.

La ACL de la lente Versario en el foco de lejos muestra la misma tendencia que las otras dos lentes analizadas (0.20 D para ambas pupilas) (téngase en cuenta que el número de Abbe es el mismo para las tres lentes (Tabla 6.1)). En el foco de cerca, esta lente es la que muestra un valor más bajo para una pupila de 3 mm (-1.03 D). Para la pupila de 4.5 la ACL es de 1.04 D. Sólo podemos obtener valores de ACL en el foco intermedio para la pupila de 4.5 mm. En este foco, el valor de ACL es de -0.61 D (Tabla 6.2 y Figura 6.19).

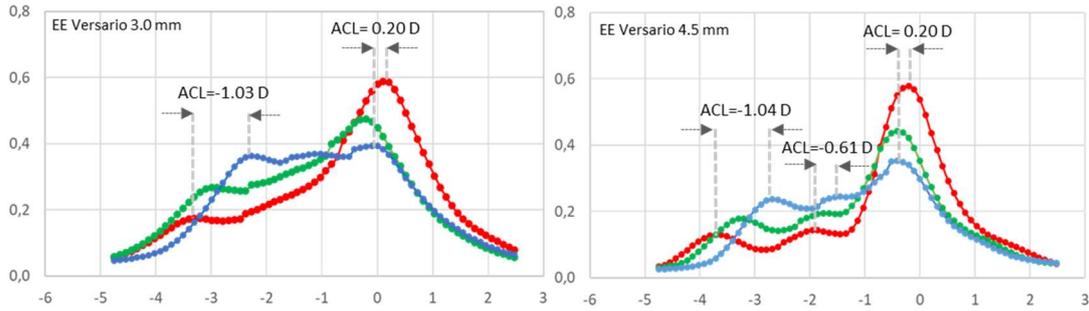


Figura 6.19: Aberración cromática longitudinal de la lente Versario en cada foco para una pupila de 3 mm (izquierda) y de 4.5 mm (derecha).

## 6.5 Curvas TF-MTFa y TF-EE policromáticas

Para hacer una mejor aproximación matemática al valor de AV clínica con luz blanca se han calculado las métricas policromáticas a partir de los valores obtenidos de MTF y EE con los iluminantes R, G y B (Ec. 6.4):

$$F_{poli}(x) = \frac{\sum_{\lambda}^{R,G,B} S_{\lambda} F(x)_{\lambda}}{\sum_{\lambda}^{R,G,B} S_{\lambda}} \quad , \quad (6.4)$$

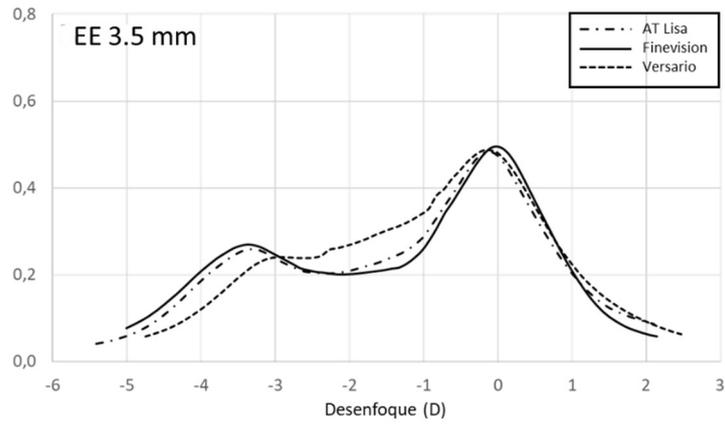
donde  $S_{\lambda}$  es la distribución espectral y respuesta de la combinación fuente de luz-receptor,  $F$  es la métrica experimental obtenida (EE, MTF) y la variable  $x$  (D) es la vergencia imagen o posición de desenfoco a través del eje. Para una fuente equienergética para el espectro blanco y la función de sensibilidad fotópica para un observador estándar  $V(\lambda)$ , los pesos se aproximan a  $S_{\lambda}(R,G,B) \approx \{V(625), V(530), V(455)\} = \{0.321, 0.862, 0.048\}$  (ISO 23539:2005). A partir de la ecuación 6.4 se calcularon los valores de  $MTFa_{poli}(x)$  y  $EE_{poli}(x)$  en todo el eje.

Las Figuras 6.20 y 6.21 muestran las curvas policromáticas de las tres lentes estudiadas obtenidas con las funciones descritas anteriormente. Las Figuras se han realizado a partir de los valores de EE (6.20) y  $MTFa$  (6.21) para una pupila de 3.0 mm (a) y de 4.5 mm (b).

De nuevo, debido a la alta correlación entre ambas métricas, las curvas son muy parecidas, mostrando en predominio energético en el foco lejano respecto al de cerca. Los valores de las EE y de MTFa policromáticas para el foco de lejos muestran valores muy parecidos para la pupila de 3.0 mm, mientras que para la pupila de 4.5 mm la lente FineVision muestra valores energéticos más altos. La lente Versario es la que presenta unos valores más bajos en el foco de cerca, así como la transición más suave entre el foco de lejos y de cerca, debido probablemente en parte a su diseño, pero también a la potencia de adición más baja que hace que los dos picos energéticos lejos-cerca se encuentren más próximos.

Los valores de EE y de MTFa policromáticos en el foco de cerca muestran valores muy parecidos para las lentes AT LISA y FineVision para la pupila de 3.0 mm, en cambio, para la pupila de 4.5 mm la lente FineVision muestra valores inferiores respecto a la AT LISA con ambas métricas.

a)



b)

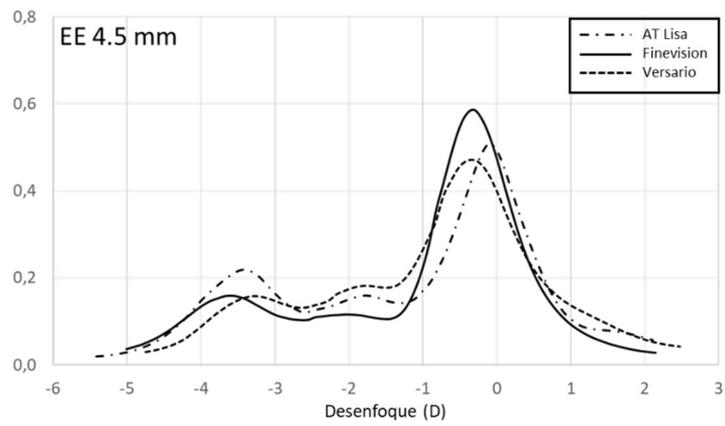


Figura 6.20: Curvas de TF-EE policromáticas de las lentes AT LISA, FineVision y Versario calculadas a partir de los valores de TF-EE con las iluminaciones RGB y la ecuación 6.4. (a) pupila de 3.0mm, (b) pupila de 4.5mm.

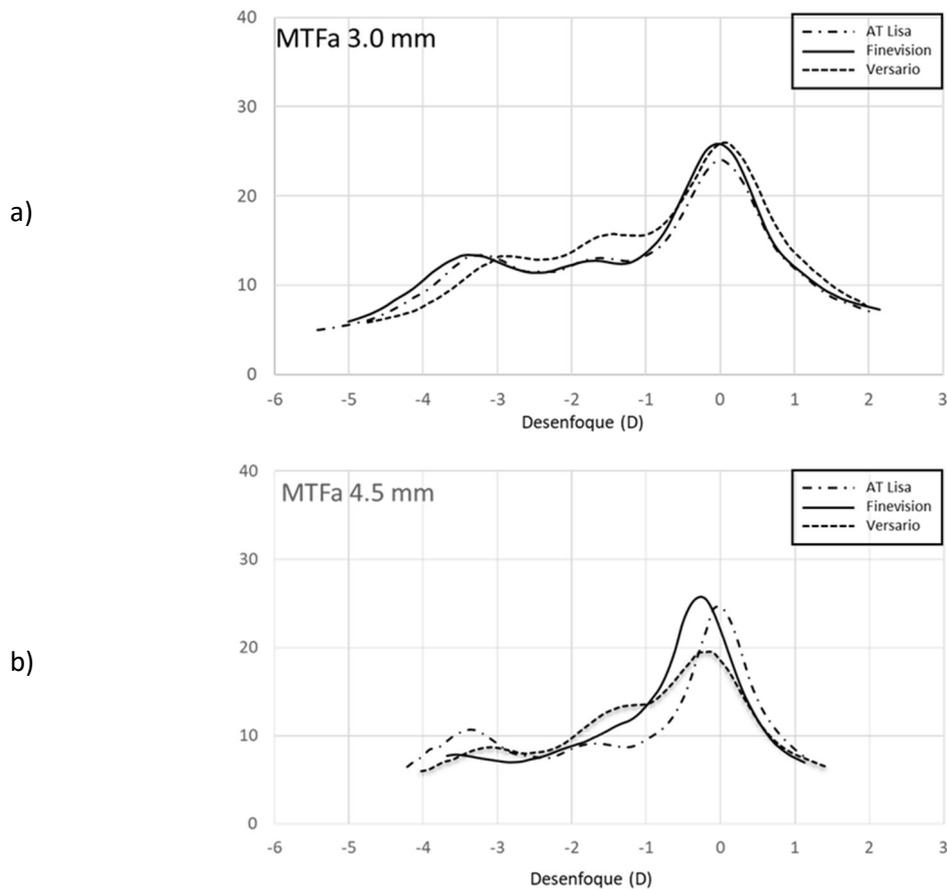


Figura 6.21: Curvas de TF-MTFa policromáticas de las lentes AT LISA, FineVision y Versario calculadas a partir de los valores de TF-MTFa con las iluminaciones RGB y la ecuación 6.4. (a) pupila de 3.0mm, (b) pupila de 4.5mm.

## 6.6 Predicción de la AV postoperatoria media a partir de las métricas MTFa y TF-EE

Para establecer posibles correlaciones entre la AV clínica tomada con luz policromática y las medidas experimentales de MTFa y EE se utilizaron datos de AV de pacientes implantados con diseños muy variados de lentes intraoculares estudiadas en el banco óptico (Alarcon *et al.*, 2016; Vega *et al.*, 2018). Los ajustes mostraron una mejor correlación cuando se utilizaron las medidas  $MTFa_{poli}$  y  $EE_{poli}$  (Armengol *et al.*, 2020). Los valores de AV se anotaron en un amplio rango de vergencias a modo de curva de desenfoco. Para cada lente, se ajustó cada valor de AV obtenido en una vergencia determinada (desenfoco) con el valor experimental de  $MTFa_{poli}$  y  $EE_{poli}$  en la misma

vergencia. Las Ecuaciones 6.5, 6.6, 6.7 y 6.8, muestran las expresiones matemáticas y los coeficientes de correlación ( $R^2$ ) de los mejores ajustes de la AV en función de EE y la MTFa, obtenidos para una función racional (Ecs. 6.5 y 6.7) o una función exponencial (Ecs. 6.6 y 6.8) en la investigación realizada por Armengol y colaboradores (Armengol *et al.*, 2020). Las ecuaciones 6.5 – 6.8 muestran una correlación de la AV posoperatoria media ligeramente superior para la métrica MTFa ( $R^2=0.94$ ) que para la EE ( $R^2=0.90$ ).

$$VA = \frac{0.065}{EE_{poli} - 0.060} - 0.1 \quad R^2 = 0.85 \quad (6.5)$$

$$VA = 0.707x e^{-7.746x} \quad poli \quad R^2 = 0.90 \quad (6.6)$$

$$VA = \frac{2.361}{MTFa_{poli} - 1.896} - 0.098 \quad R^2 = 0.94 \quad (6.7)$$

$$VA = 1.828x e^{-0.230x MTFa_{poli}} + 0.014 \quad R^2 = 0.94 \quad (6.8)$$

La Figura 6.22 muestra la curva de predicción de la AV postoperatoria media para las tres lentes de este estudio obtenida con los valores experimentales de TF-MTFa y calculadas con la expresión matemática 6.7 ( $R^2=0.94$  en (Armengol *et al.*, 2020). Las predicciones fueron calculadas a partir de los datos de TF-MTFa para una pupila de 3.0 mm.

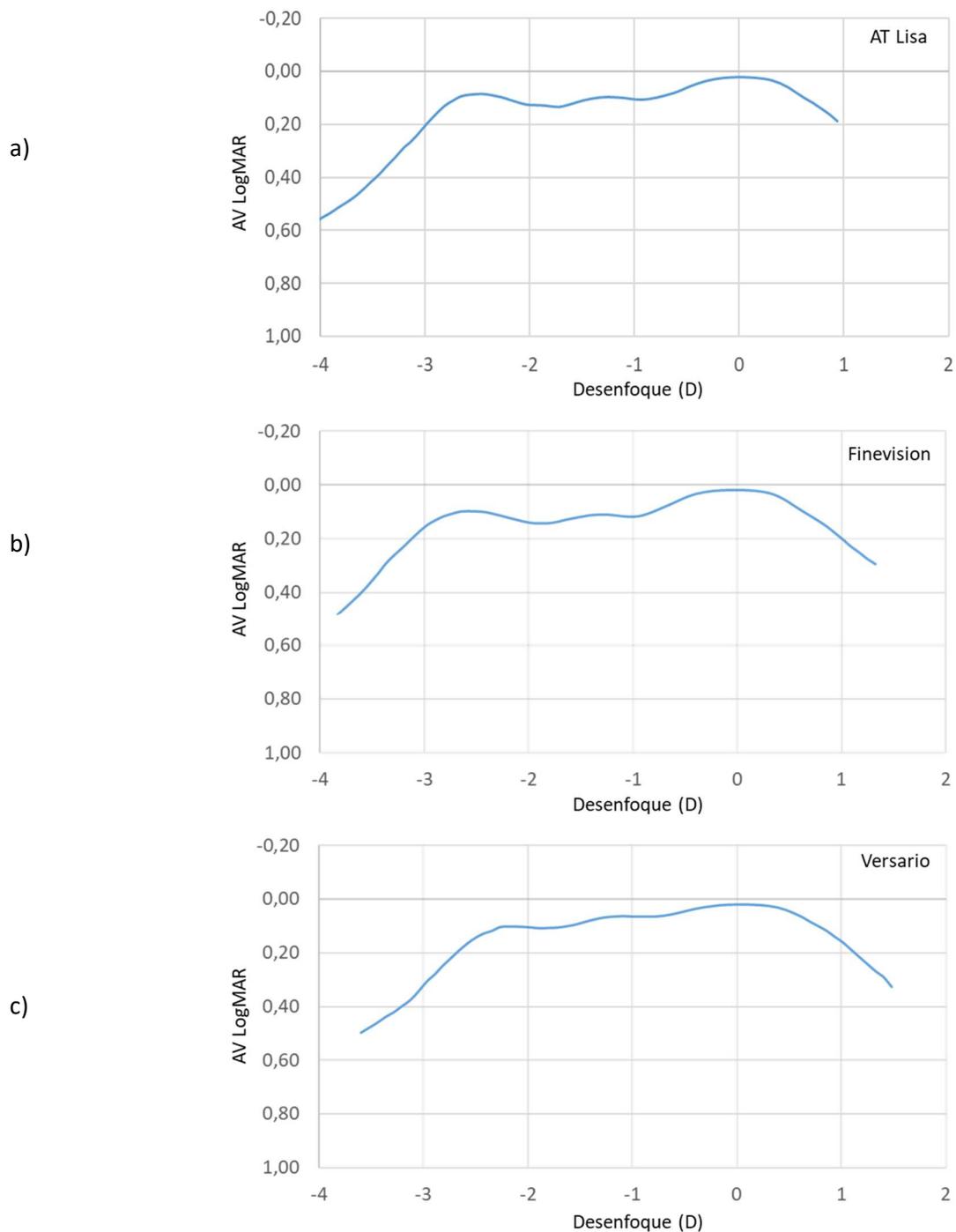


Figura 6.22: Curvas de predicción de los valores de AV posoperatoria media en función del desenfoco (D). Estas curvas se están calculadas a partir de los valores de TF-MTFa policromáticos para las lentes AT LISA (a) FineVision (b) y Versario (c) con una pupila de 3.0 mm. Los valores fueron calculados usando la Ecuación 6.7.

En las predicciones de la Figura 6.22, Las tres lentes permiten predecir una máxima AV de lejos, donde el valor máximo se alcanza alrededor de la posición 0 de eje (AV= 0.02 LogMAR en los tres casos). El foco intermedio muestra un comportamiento muy similar

en las lentes AT LISA y FineVision, donde se aprecia un ligero descenso de la AV y mostrando un sutil máximo en ambos casos. En la curva de la lente Versario la transición entre el foco lejano y cercano se mantiene estable hasta la posición de -2.27 D, que es donde desciende de forma abrupta. Las posiciones de AV máxima para las lentes AT LISA y FineVision en el foco de cerca corresponden respectivamente a las posiciones de -2.58 D y -2.66 D.

En las curvas de la Figura 6.22 los valores máximos en el foco de cerca para cada una de las lentes estudiadas no coinciden exactamente con las posiciones de los valores máximos de MTFa en los focos de cerca de la Figura 6.21 superior (TF-MTFa policromática con una pupila de 3.0 mm). Esta diferencia es debida a que, al realizar el análisis Through-Focus de las lentes en el banco óptico, los valores máximos de MTFa y de EE en el foco cercano están situados en la vergencia que corresponde al valor de la adición en el plano de la lente intraocular. En cambio, al medir la AV en los pacientes implantados, el valor de la adición se traslada al plano de la gafa, disminuyendo así su potencia. Para poder establecer las correlaciones entre los valores de MTFa y de AV clínica, se ajustaron las posiciones de los valores de TF-MTFa en al plano de la lente al teórico plano de la gafa para hacerlos coincidir.

## **CAPÍTULO 7. Visión espacial y cromática con lente intraocular multifocal difractiva**

**Parte del contenido de este capítulo ha sido enviado y está pendiente de revisión.**

M. Millán, L. Clavé, A. Torrents, J. Armengol, F. Vega “*Spatio-chromatic vision with intraocular multifocal lens*”. *American Journal of Ophthalmology*. En revisión

### **7.1 Introducción y propósito**

El significativo avance en el diseño de las LIOs, permite actualmente compensar errores de refracción comunes (como miopía, hipermetropía, astigmatismo), insuficiencias relacionadas con la edad (como pérdida de acomodación o presbicia) y algunas degradaciones de la imagen retiniana (como aberraciones de alto orden y aberraciones cromáticas). Los notables avances científicos y tecnológicos en modelos de ojo, cálculo de trazado de rayos, biometría, óptica adaptativa y pruebas de laboratorio en banco óptico, junto con una intensa investigación clínica, han llevado a definir una serie de métricas ópticas que presentan una alta correlación con los resultados postoperatorios. Estas métricas incluso se pueden utilizar para predecir la calidad visual del paciente tras la cirugía (Alarcon *et al.*, 2016; Vega *et al.*, 2018; Armengol *et al.* 2020). Esto puede ayudar al cirujano tener información más objetiva para tomar una decisión sobre la LIO a elegir entre una gran diversidad de diseños. Además, los pacientes pueden incluso experimentar cómo será su visión con la lente implantada antes de la cirugía mediante simuladores visuales capaces de mostrar el rendimiento de un diseño de LIO (Vinas *et al.*, 2019; Marcos *et al.*, 2021).

Las pruebas realizadas en banco óptico y las simulaciones matemáticas son de gran utilidad para comprender el rendimiento de las LIOs para un rango de distancias de observación, pero no son suficientes para entender en profundidad la percepción del paciente una vez tiene implantada la lente. Así, por ejemplo, muchos estudios y predicciones matemáticas se realizan con luz monocromática (típicamente en la región espectral verde correspondiente a la máxima eficiencia fotópica), si bien la visión

humana actúa principalmente bajo luz blanca policromática. En este campo, la aberración cromática longitudinal (ACL) ha despertado un creciente interés.

A pesar de que el ojo humano es altamente tolerante a la ACL cuando ésta se combina con las propias aberraciones monocromáticas del ojo (Artal *et al.*, 2010), la ACL ha cobrado importancia en las últimas décadas ya que puede ser manipulada a través del diseño de las lentes intraoculares, en particular con las lentes intraoculares multifocales difractivas. La compensación conjunta de la ACL y de la aberración esférica de la córnea mejora la sensibilidad al contraste (Artal *et al.*, 2010) y se ha utilizado en el diseño de una LIO bifocal difractiva de baja adición con foco extendido (Weeber, Meijer and Piers, 2015) (Millán and Vega, 2017).

Como ya se ha explicado en capítulos anteriores, dependiendo de los órdenes de difracción involucrados en la multifocalidad, el componente difractivo puede mitigar la ACL producida por la naturaleza dispersiva del material de la LIO y los medios oculares (Millán, Vega and Ríos-López, 2016; Millán and Vega, 2017).

Recientes estudios muestran el impacto del implante de una lente multifocal difractiva en la ACL del ojo (Vinas *et al.*, 2020; Vinas *et al.*, 2022). Al incorporar una LIO difractiva en el ojo humano, si opera con el orden de difracción cero en el foco de lejos, el desenfoque cromático debido a la potencia base de la lente se suma a la ACL del ojo. En el foco de cerca, el efecto provocado por el orden de difracción uno (o superior) del componente difractivo de la LIO, compensa en parte la ACL del ojo.

Dichos efectos, no se tienen en cuenta en la exploración clínica habitual del paciente implantado con LIOs difractivas. Con toda probabilidad, los efectos quedan enmascarados en las pruebas ordinarias de rendimiento visual que se realizan con iluminación blanca policromática. En general, fuera del ámbito de la investigación, no se realizan exámenes ni se dispone del equipamiento necesario para determinar cómo podrían influir estos elementos difractivos en la propia ACL del ojo. Esto podría ser debido a que el estudio de la aberración cromática apenas ha adquirido relevancia clínica probablemente debido a la alta tolerancia que tiene el sistema visual humano a dicha aberración, como se ha comentado previamente.

En el capítulo seis hemos visto detalladamente la caracterización cromática en banco óptico de varios modelos de lentes trifocales difractivas y hemos podido constatar que la potencia óptica de la adición (correspondiente a los órdenes de difracción distintos de cero) y la eficiencia energética (EE) muestran una gran dependencia de la longitud de onda. Las posiciones de mejor enfoque, la intensidad máxima relativa de los focos, el contraste y el desenfoque también dependen de la longitud de onda. Dado que los focos múltiples son coaxiales, la calidad de la imagen óptica, evaluada a través de la función de transferencia de modulación (MTF), también se vuelve dependiente de la longitud de onda (Armengol *et al.*, 2020).

El comportamiento de cada lente frente a la longitud de onda varía dependiendo de su biomaterial específico- caracterizado por el número de Abbe-, su geometría y perfil difractivo (Loicq, Willet and Gatinel, 2019; Millán and Vega, 2020). A pesar de las diferencias en el diseño trifocal de las tres lentes presentadas en el capítulo seis, el comportamiento experimental en banco óptico, a grandes rasgos, fue parecido. Bajo iluminación roja (R), verde (G) y azul (B), las tres mostraron un desequilibrio energético entre el foco lejano y cercano. Con luz roja, se obtuvo mayor energía en el foco lejano, mientras que, con luz azul, predominó energéticamente el foco de cerca.

Labuz *et al.* describieron algunos efectos interesantes en pacientes implantados con LIO difractivas (Labuz *et al.*, 2019). Relacionaron la dependencia espectral de la MTF con ciertas variaciones en la agudeza visual (AV) y la sensibilidad al contraste. Su estudio evaluó el efecto de utilizar un filtro rojo, de longitud de onda de corte en 580nm y paso alto, en la calidad visual de los pacientes implantados con una LIO difractiva. Los resultados fueron comparados con los obtenidos con luz blanca. En la evaluación clínica, el filtro rojo no mejoró la visión de lejos, pero tuvo un efecto adverso en la visión a las distancias cercana e intermedia. Sus mediciones de la MTF *in vitro* de la LIO difractiva indicaron que la calidad óptica era dominante para la luz azul en el foco intermedio y para la luz roja en el foco lejano; sin embargo, los autores no explicaron la física subyacente de sus hallazgos clínicos en relación con el diseño difractivo de la lente.

En el capítulo cinco, se ha comprobado la influencia de la ACL en la agudeza visual cromática (AV) en ojos fágquicos y pseudofágquicos monofocales y se han comparado

estos valores de AV con los valores de diferencia cromática de refracción (CDRx) encontrados en la literatura (Vinas *et al.*, 2015; Clavé *et al.*, 2020). Los resultados obtenidos en este trabajo previo son consistentes con los valores de CDRx encontrados y nos confirman la validez del método empleado.

En nuestro trabajo previo, los valores de AV obtenidos en ojos pseudofáquicos implantados con lente monofocal, al ser un implante puramente refractivo, sólo se veían influenciados por la interacción de la ACL del ojo y del implante, ya que la eficiencia energética de este tipo de implantes monofocales es prácticamente la misma para los iluminantes R, G y B (Millán, Vega and Ríos-López, 2016).

En el presente capítulo pretendemos mostrar el impacto de la dependencia espectral de las LIO multifocales difractivas en la agudeza visual espacial y cromática de los ojos pseudofáquicos y dar una explicación física basada en la caracterización experimental de la lente. Para ello, siguiendo una metodología similar a la del capítulo cinco, se han realizado dos experimentos clínicos para valorar la AV cromática en pacientes implantados con lentes multifocales difractivas.

En el primer experimento se pretende evaluar el efecto conjunto de dos características: la distribución de eficiencia energética (dependiente, a su vez, de la longitud de onda y la distancia de observación) y la ACL, en la agudeza visual de varios grupos de pacientes implantados con tres tipos de LIOs difractivas.

El segundo experimento intenta aislar el efecto de la eficiencia energética mediante la compensación refractiva de la ACL. Este segundo experimento se ha llevado a cabo en un grupo de pacientes implantados con uno de los tipos de LIO difractiva.

El propósito detallado contempla varios aspectos:

- Detectar posibles diferencias entre la AV en los focos de lejos y de cerca para varias condiciones de iluminación: R, G, B y blanca (W).
- Establecer posibles correlaciones entre los valores de AV y las distribuciones de energía observadas experimentalmente *in vitro* con las distintas longitudes de onda R, G, y B.

- Comparar los resultados obtenidos con los de los pacientes implantados con lentes monofocales.
- Establecer posibles correlaciones entre la AV calculada a través de los datos obtenidos en banco óptico (in vitro) con la AV clínica con luz blanca.
- Relacionar las posibles diferencias de la función visual, entre la visión de lejos y la de cerca, con el diseño teórico refractivo-difractivo de la lente intraocular.
- Evaluar la influencia separada de la ACL y de la distribución eficiencia energética en las AV medidas con los iluminantes R, G, B.

## **7.2. Experimento 1: Agudeza visual de lejos y de cerca bajo iluminación R, G, B, y W en pacientes pseudofáquicos con lentes trifocales difractivas**

### **7.2.1 Observadores, materiales y método**

#### **Observadores**

Para este estudio clínico fueron reclutados 65 pacientes implantados de forma bilateral con tres tipos de lentes intraoculares difractivas trifocales ya descritas en el capítulo siete, la lente AT LISA tri 839MP (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany), la lente FineVision Micro F12 (PhysIOL SA, Liège, Belgium) y la lente Versario 3F. La cirugía se realizó entre uno y seis meses antes del examen. Los criterios de inclusión fueron: pacientes intervenidos de catarata mediante la técnica de facoemulsificación con implante de lente intraocular trifocal, AV posquirúrgica con corrección refractiva mejor que 0,1 logMAR, error refractivo previo (equivalente esférico) inferior a  $\pm 5,0$  D. Los criterios de exclusión fueron complicaciones durante la cirugía o posquirúrgicas, patología o cirugía ocular previa y anomalías en la visión del color.

Los pacientes fueron reclutados en cuatro centros médicos (Tabla 7.1). Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes, tras una explicación de los exámenes del estudio de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo la aprobación del Comité Ético de los centros que disponían de él (anexo II).

Tabla 7.1: Grupos de pacientes reclutados por centro médico y lente implantada.

LIO	Centro médico				Pacientes	Ojos	Potencia Nominal media (D)
	Presbit (Sabadell)	CREU GROGA (Calella)	EUROLASER (Mataró)	H. DE MATARÓ (Mataró)			
FineVision POD F (Physiol)	12	8	-	-	20	20	21.17 (2.92) D
AT-LISA tri839MP (Carl Zeiss M)	10	3	1	6	20	20	20.72 (3.06) D
Versario 3F (Bausch&Lomb)	-	-	-	15	15	15	22.03 (1.09) D

## Material

Para este trabajo se utilizó un optotipo diseñado para la distancia de prueba de 3.5 m. Las características del optotipo se describen en detalle en el capítulo 3.3.

Para evaluar la agudeza visual con diferentes longitudes de onda, el optotipo se iluminó secuencialmente con las mismas fuentes utilizadas en el trabajo clínico del capítulo cinco y en el análisis experimental del capítulo seis: un LED rojo (625 nm), un LED verde, (530nm) y un LED azul (455 nm) (Thorlabs, Inc., EE. UU.). Las características técnicas de estas fuentes de iluminación están descritas en el anexo I. Adicionalmente, utilizamos un LED blanco con una temperatura de color correlacionada máxima de 6500 K (anexo I) para obtener la AV con luz blanca policromática.

Las intensidades de los LED se ajustaron para que la luminancia de todos ellos fuera la misma durante la evaluación de la AV. La luminancia se midió con un fotómetro Mavolux 5032C y se fijó en  $25,3 \pm 0.1$  cd/m<sup>2</sup>. La iluminación de la sala de examen se mantuvo en condiciones mesópicas para no interferir con el experimento.

## Método

Todos los exámenes fueron realizados por un optometrista experimentado (LC). En todos los pacientes se realizó una retinoscopia y refracción subjetiva a 3.5 m utilizando una montura de prueba y un juego de lentes estándar de prueba. Se incluyó en la refracción manifiesta la vergencia de -0.25 D (lente de prueba de +0.25D) correspondiente a la evaluación de la AV en la posición de 3.5 m, para ajustar las medidas al infinito. La corrección refractiva obtenida bajo iluminación blanca se utilizó en todas las pruebas realizadas posteriormente. Todas las medidas de agudeza visual se tomaron monocularmente en el ojo de mejor agudeza visual con luz blanca y bajo pupila

natural (WF-AV). El diámetro de la pupila se midió con un biómetro óptico (Figura 7.1) (IOL MASTER, Carl Zeiss Meditec, Alemania).



Figura 7.1: Obtención de los datos biométricos oculares en una paciente. (Fuente: [www.zeiss.es](http://www.zeiss.es))

El optotipo se iluminó sucesivamente con cada LED rojo, verde y azul para medir la agudeza visual lejana roja (RF-AV), verde (GF-AV) y azul (BF-AV), respectivamente (Figura 7.2). Estas medidas completaban la serie de lejos iniciada con las obtenidas con luz blanca (WF-AV).

Luego, se midió la AV cercana usando el mismo optotipo, colocado a 3.5 m, añadiendo una lente de -3.00 D para simular la vergencia de 33 cm (Figura 7.3). Se llevó a cabo el mismo procedimiento para medir la AV de cerca y obtener los valores respectivos de agudeza visual de cerca bajo iluminación blanca (WN-AV), roja (RN-AV), verde (GN-AV) y azul (BN-AV). El orden de la presentación de los LEDs fue aleatorio y sólo se realizó una medida de AV para cada color.



Figura 7.2: Representación de la iluminación de un optotipo con el LED G para la medida de AV.

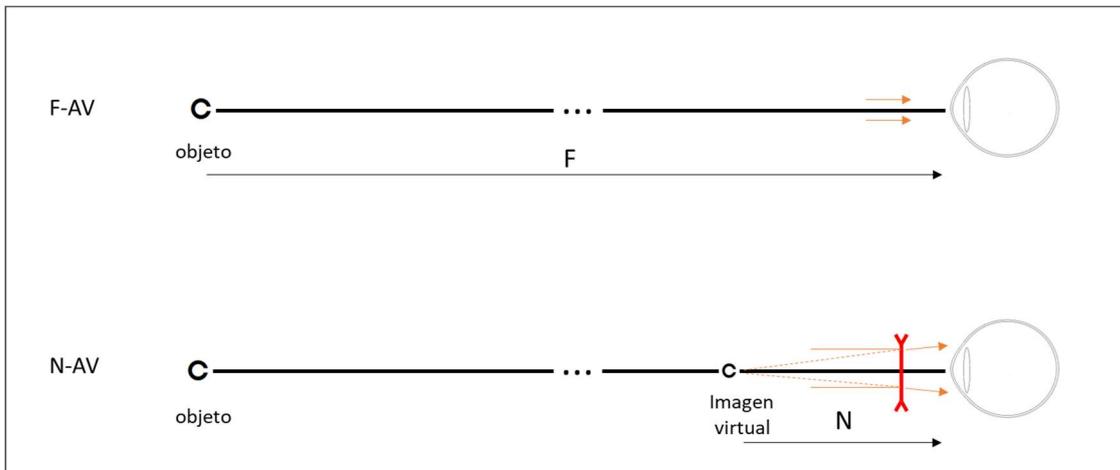


Figura 7.3: Esquema simplificado de la medida de AV lejana (F-AV) y de cerca (N-AV). La figura no incluye las lentes de compensación correspondientes a la refracción manifiesta y a la vergencia de  $-0.25$  D (test situado a 3.5m del sujeto) en la práctica.

Antes del análisis estadístico, los valores de AV obtenidos en escala decimal se convirtieron a los valores equivalentes de AV en la escala logMAR.

## 7.2.2 Resultados

La Tabla 7.2 y las Figuras 7.4 y 7.5 muestran los resultados obtenidos con los tres grupos de pacientes tanto en visión lejana (Foco de lejos) como en visión cercana (Foco de cerca). La Figura 7.4 representa los resultados para cada lente por separado, mientras que la Figura 7.5 los representa de manera conjunta para las tres lentes. La tabla 7.3 muestra los resultados de la comparación por pares de las AV obtenidas con las distintas iluminaciones para cada lente (test de Wilcoxon). Se han sombreado los valores de los pares que no presentan diferencia estadísticamente significativa ( $p > 0.05$ ).

Tabla 7.2: AV (media (DE)) para cada grupo de pacientes con las iluminaciones W, R, G y B en el foco de lejos y de cerca. Diámetro pupilar (media (DE)) en mm.

Ojos	LIO	Ø Pupilar	Foco de cerca				Foco de lejos			
			WN-AV	RN-AV	GN-AV	BN-AV	WF-AV	RF-AV	GF-AV	BF-AV
20	AT LISA	3.43 (0.34)	0.20 (0.12)	0.38 (0.10)	0.24 (0.12)	0.21 (0.09)	0.02 (0.06)	0.10 (0.06)	0.05 (0.06)	0.32 (0.10)
20	FINE VISION	3.74 (0.60)	0.24 (0.07)	0.44 (0.08)	0.28 (0.09)	0.24 (0.06)	0.05 (0.04)	0.13 (0.06)	0.08 (0.04)	0.37 (0.09)
15	VERSARIO	3.85 (0.47)	0.23 (0.06)	0.55 (0.15)	0.43 (0.08)	0.32 (0.09)	-0.01 (0.06)	0.00 (0.07)	0.00 (0.05)	0.22 (0.07)

En la tabla 7.2, los cuatro grupos de datos de AV de la izquierda corresponden al foco de cerca y los cuatro de la derecha al foco de lejos para las iluminaciones W, R, G y B, respectivamente.

En las Figuras 7.4 y 7.5 se observa que, globalmente, se alcanza una mejor AV en el foco de lejos que en el foco de cerca para todas las lentes y condiciones de iluminación, excepto en algunos casos de iluminación azul sobre los que hablaremos más adelante.

Analizando los resultados en detalle, en el foco de lejos de las Figuras 7.4 y 7.5 (barras de la derecha) se puede apreciar mejor respuesta para los pacientes implantados con Versario y una respuesta más parecida en los pacientes implantados con FineVision y AT LISA. La mejor AV se obtiene con la iluminación W (Versario = -0.01, AT- LISA = 0.02, FineVision= 0.05), seguida muy de cerca por la iluminación G (Versario=0.00, AT- LISA = 0.05, FineVision= 0.08). Los resultados obtenidos con el grupo implantado con Versario muestran valores muy parecidos de AV con las iluminaciones W, G y R (W= -0.01, G= 0.00, R= 0.00) y sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos (WF-GF, WF-

RF y GF-RF  $p > 0.05$  en la Tabla 7.3). A diferencia de la lente Versario, los grupos implantados con las lentes AT- LISA y FineVision, presentan en el foco de lejos una AV desigual para las iluminaciones roja y verde, siendo peor la AV con luz roja en ambos casos. En los tres grupos, la peor AV de lejos se obtuvo, muy claramente, con la iluminación B (diferencias WF-BF, RF-BF y GF-BF significativas,  $p < 0.01$  en la Tabla 7.3).

Tabla 7.3: Comparación por pares (test de Wilcoxon) de las AV obtenidas con las distintas iluminaciones (W, R, G, B) para cada lente (AT LISA tri, FineVision, Versario). Se muestran sombreados los valores de los pares que no presentan diferencia estadísticamente significativa ( $p > 0.05$ ).

	AT LISA	FINEVISION	VERSARIO
WF-RF	<0,01	<0,01	0,11
WF-GF	0,02	0,02	0,1
WF-BF	<0,01	<0,01	<0,01
RF-GF	<0,01	<0,01	0,77
RF-BF	<0,01	<0,01	<0,01
GF-BF	<0,01	<0,01	<0,01
WN-RN	<0,01	<0,01	<0,01
WN-GN	<0,01	<0,01	<0,01
WN-BN	0,57	>0,99	<0,01
RN-GN	<0,01	<0,01	<0,01
RN-BN	<0,01	<0,01	<0,01
GN-BN	0,07	0,03	0,01

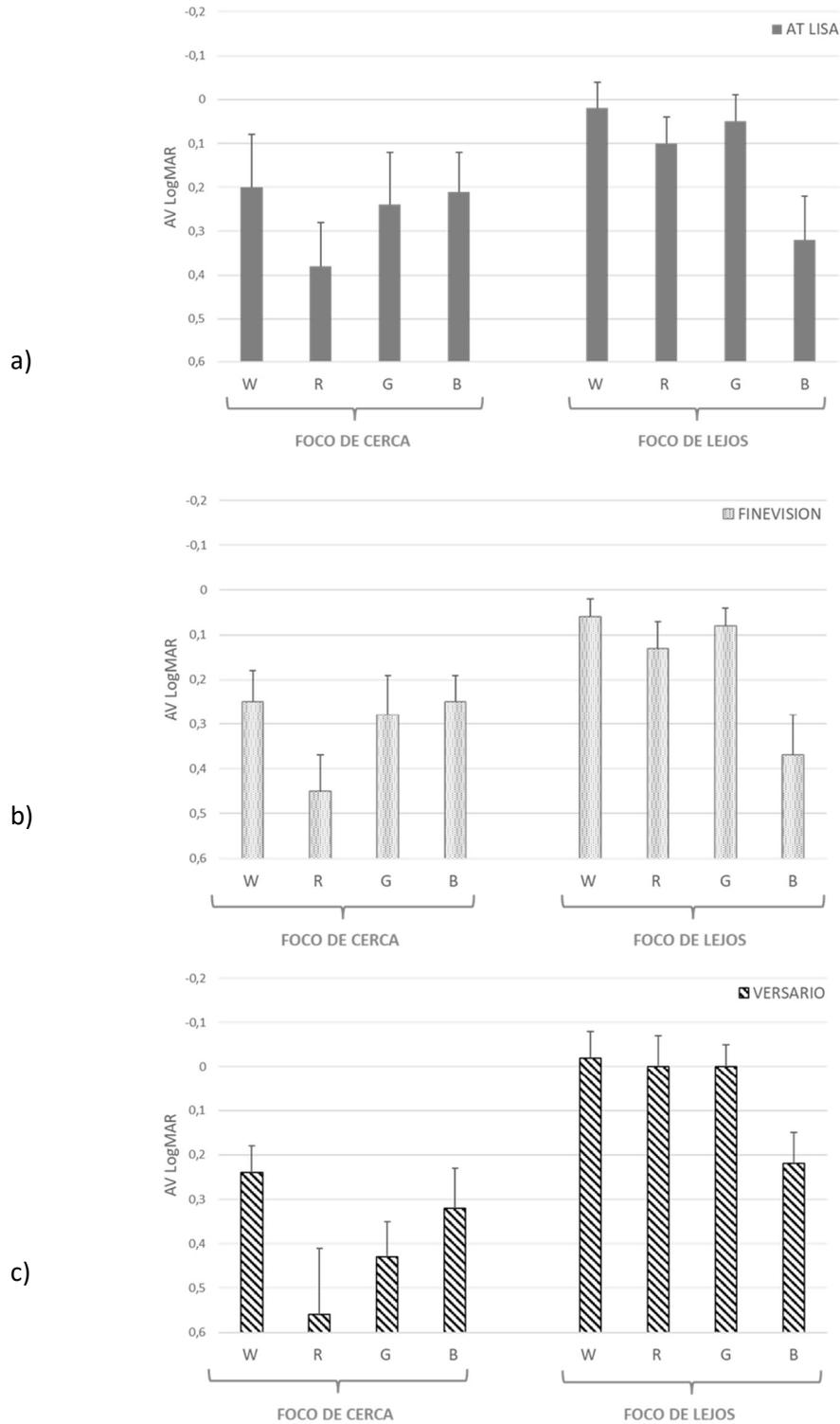


Figura 7.4: AV (media y DE) con las iluminaciones W, R, G y B medidas en los tres grupos de pacientes implantados con las lentes: a) AT LISA, b) FineVision y c) Versario.

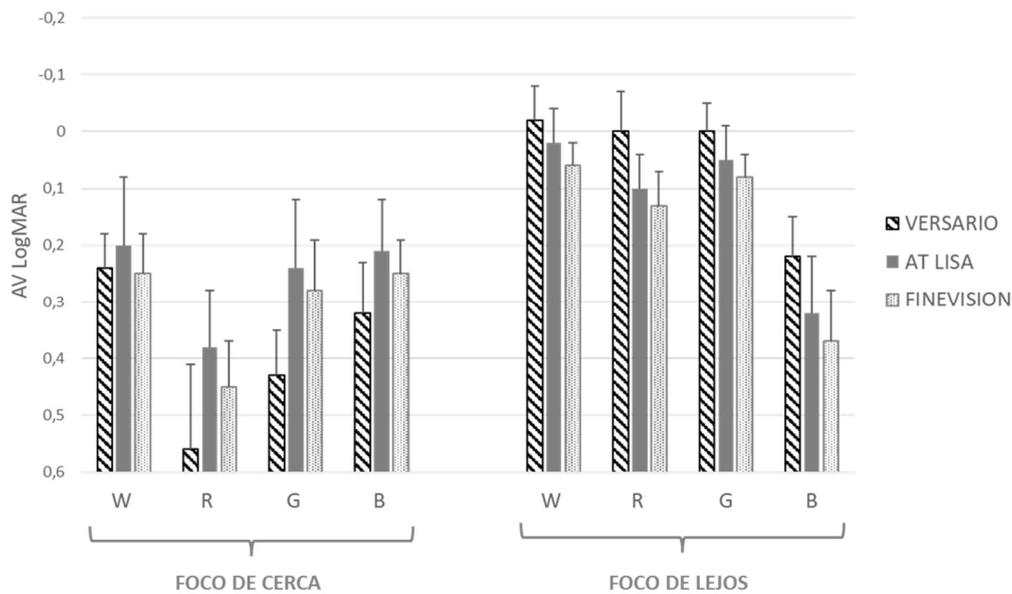


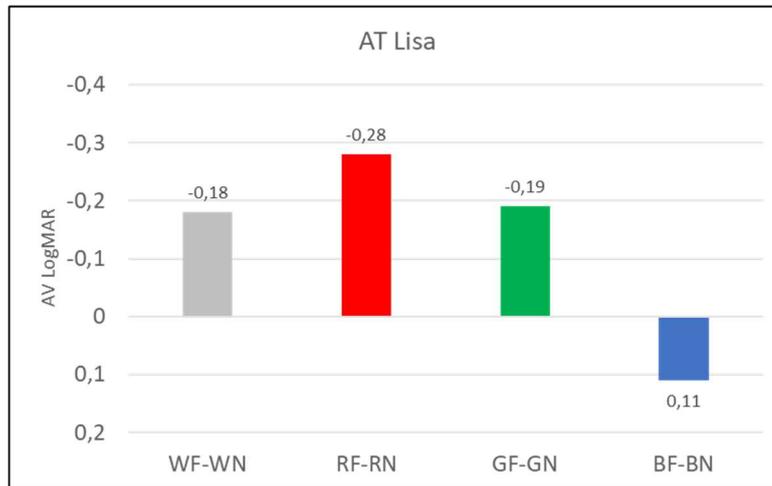
Figura 7.5: Representación conjunta de la AV (media y DE) con las iluminaciones W, R, G y B medidas en los tres grupos de pacientes implantados con las siguientes lentes: Versario (rayado), AT LISA (gris oscuro) y FineVision (gris claro).

En el foco de cerca (barras de la izquierda en las Figuras 7.4 y 7.5), la mejor AV se obtuvo con iluminación blanca policromática (W) en los tres casos (AT LISA = 0.20, FineVision= 0.24, Versario= 0.23). A diferencia de lo que sucede en el foco de lejos, destacamos que la AV medida con iluminación azul (B) es singularmente buena en el foco de cerca con las tres lentes, similar a la obtenida con luz blanca policromática (W). En efecto, los valores de AV con la iluminación B en el caso de AT LISA (0.21) y FineVision (0.24) fueron prácticamente iguales a los obtenidos con iluminación W y sin diferencias estadísticamente significativas (véanse en la Tabla 7.3 los valores de P para la diferencia WN-BN: AT LISA  $p=0.57$  y FineVision  $p>0.99$ ). Para el grupo de Versario, de las tres iluminaciones cuasi-monocromáticas (R, G, B) los mejores valores de AV también se obtuvieron con la iluminación B, aunque no fueron tan buenos como los obtenidos con luz W.

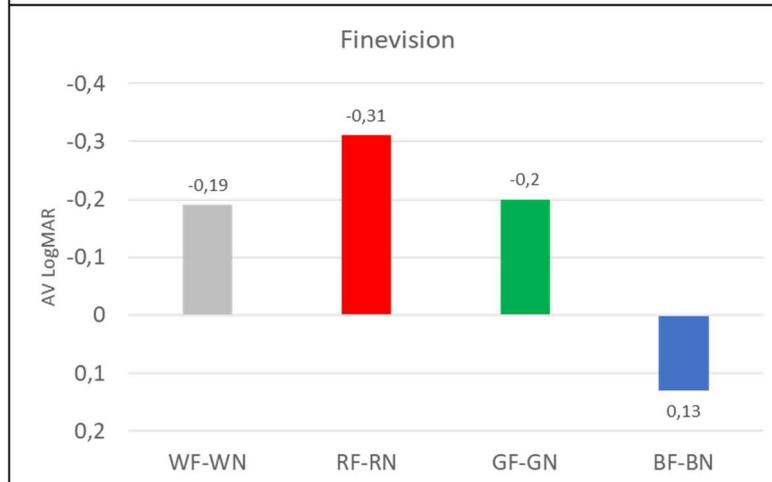
En la Figura 7.6 están representadas las diferencias de AV obtenidas entre el foco de lejos (F) y el foco de cerca (N) para cada iluminación W, R, G, y B ( $x_F - x_N$ ).

Para las lentes AT LISA y FineVision vemos que para las iluminaciones W, R y G, los valores de AV en el foco lejano siempre son mejores que los valores de AV obtenidos en el foco de cerca (valores negativos de AV LogMAR) con esas mismas iluminaciones. Las diferencias de mayor magnitud son las que corresponden a la AV medida con iluminación R (-0.28 para la AT LISA, -0.31 para la FineVision). Con la iluminación B, por contra, en ambos casos los valores de AV en el foco cercano son mejores que los obtenidos en el foco de lejos, obteniendo valores positivos de la diferencia AV LogMAR y muy parecidos entre ellos (0.11 para la AT LISA, 0.13 para la FineVision).

a)



b)



c)

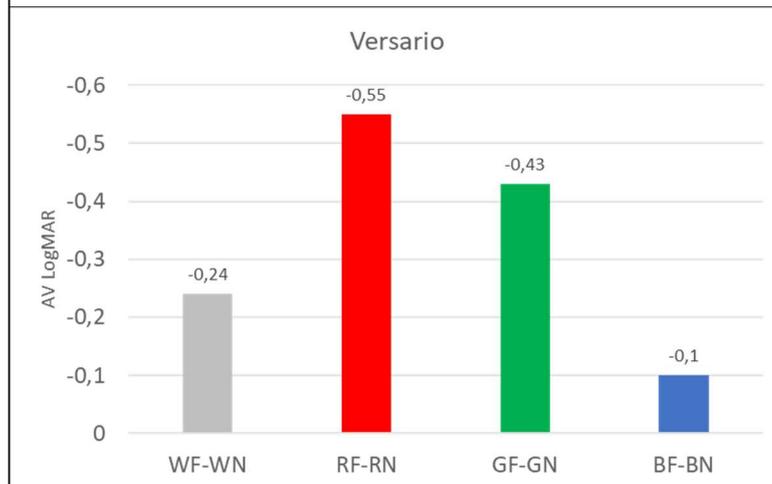


Figura 7.6: Diferencias de AV (logMAR) para cada iluminación (W, R, G, B) entre el foco de lejos (F) y de cerca (N) medidas en los pacientes implantados con las lentes: (a) AT LISA, (b) FineVision, (c) Versario. Las barras muestran el valor de AV en el foco de lejos menos el obtenido en el foco de cerca. Los valores negativos representan una mejor AV en el foco de lejos respecto al foco de cerca, los valores positivos muestran la situación contraria.

En el caso de la lente Versario, con las cuatro iluminaciones se obtienen mejores valores de AV en el foco de lejos que en el foco de cerca (valores negativos de la diferencia de AV LogMAR). Las mayores diferencias son para el R (-0.55) y las menores para el B (-0.1).

Analizando las gráficas de la Figura 7.6 para el conjunto de las tres lentes, las asimetrías más grandes de AV entre focos siempre se obtienen con la iluminación R, siendo el foco de lejos el que proporciona mejor AV. La diferencia más pequeña de AV entre focos es la medida con la iluminación B. En este caso, los mejores valores de AV se obtienen en el foco de cerca con la AT LISA y la FineVision. Los resultados de la Figura 7.6 muestran que las AV obtenidas bajo las iluminaciones R y B son las que presentan un comportamiento más asimétrico entre los focos de lejos y de cerca.

A continuación, vamos a realizar un análisis más profundo de los resultados clínicos obtenidos con estas dos iluminaciones, R y B, y a interpretarlos a la luz de los resultados experimentales obtenidos en banco óptico del capítulo 6. La Figura 7.7 muestra los valores clínicos de AV R y B junto con las curvas de EE para estas dos iluminaciones y pupila de 3.0mm obtenidas en banco óptico (Fig. 6.15). La comparación se extiende a las tres lentes difractivas trifocales.

A simple vista se puede observar una afinidad entre los resultados de AV y EE para las dos iluminaciones R y B, si bien la posición sobre el eje de desenfoque no es directamente comparable. Recordemos que el desenfoque en las medidas de EE se mide en el plano de la lente intraocular, mientras que la adición para la medida de la AV de cerca -fijada en -3.00 D- se mide en el plano de gafa. Puede haber una diferencia aproximada de 0.75 D (desenfoque mayor en el plano de la lente intraocular) (Eom, Song and Kim, 2017; Law *et al.*, 2021). Por tanto, la comparación de la posición en el eje de desenfoque hay que considerarla de manera aproximada.

Siguiendo con la Figura 7.7, se observa una gran similitud, para las tres lentes, del comportamiento de ambas magnitudes (EE y AV) con iluminación roja y azul en los focos de lejos y cerca: En el foco de lejos, la mejor AV se obtiene con luz roja, y esto se corresponde con una mayor EE obtenida también con luz roja. Análogamente, en el foco de cerca, la mejor AV se obtiene con luz azul, lo que se relaciona con una mayor EE obtenida con luz azul.

En el caso de la AT LISA, vemos que la EE para la iluminación B muestra valores más elevados en el foco de cerca que en el foco de lejos (AT LISA: EE-Near= 0.41, EE-Far= 0.33). Esta tendencia coincide con la obtenida en las medidas de AV realizadas con la misma iluminación, donde los mejores valores se obtienen en el foco de cerca (AT LISA BN-AV= 0.21, BF-AV= 0.32 LogMAR). La lente FineVision sigue un patrón parecido de VA con luz B (FineVision BN-AV= 0.24, BF-AV= 0.37 LogMAR) aunque los correspondientes valores de EE difieren mucho menos (FineVision: EE-Near= 0.37, EE-Far= 0.35). La EE para la iluminación B para la lente Versario presenta un valor muy parecido en los dos focos (EE-Near=0.34, EE-Far=0.39), ligeramente superior en el foco de lejos. Estos resultados son consistentes con los valores de AV ya que, en este caso, la AV lejana es mejor que la alcanzada en el foco de cerca (BN-AV= 0.32 LogMAR, BF-AV= 0.22 LogMAR).

En el caso de la iluminación R, el comportamiento en los tres casos es similar, con una predominancia energética en el foco de lejos respecto al de cerca. Para esta iluminación, los valores de EE en el foco de lejos son los mismos en las tres lentes (EE-Far=0.58). En el foco de cerca, la AT LISA y la FineVision muestran valores similares (AT LISA EE-Near= 0.22, FineVision EE-Near= 0.23); en cambio, la Versario obtiene unos valores de EE mucho más bajos (Versario EE-Near=0.17). Si observamos los valores clínicos de RN-AV, los peores resultados son los obtenidos en el grupo de pacientes implantados con la lente Versario (RN-AV: AT LISA = 0.38, FineVision= 0.44, Versario= 0.55). En cambio, en la RF-AV los mejores valores se obtienen con la lente Versario (RF-AV= 0.00) mientras que, con las otras dos lentes, la AV es inferior (AT- LISA RF-AV= 0.10, FineVision RF-AV= 0.13).

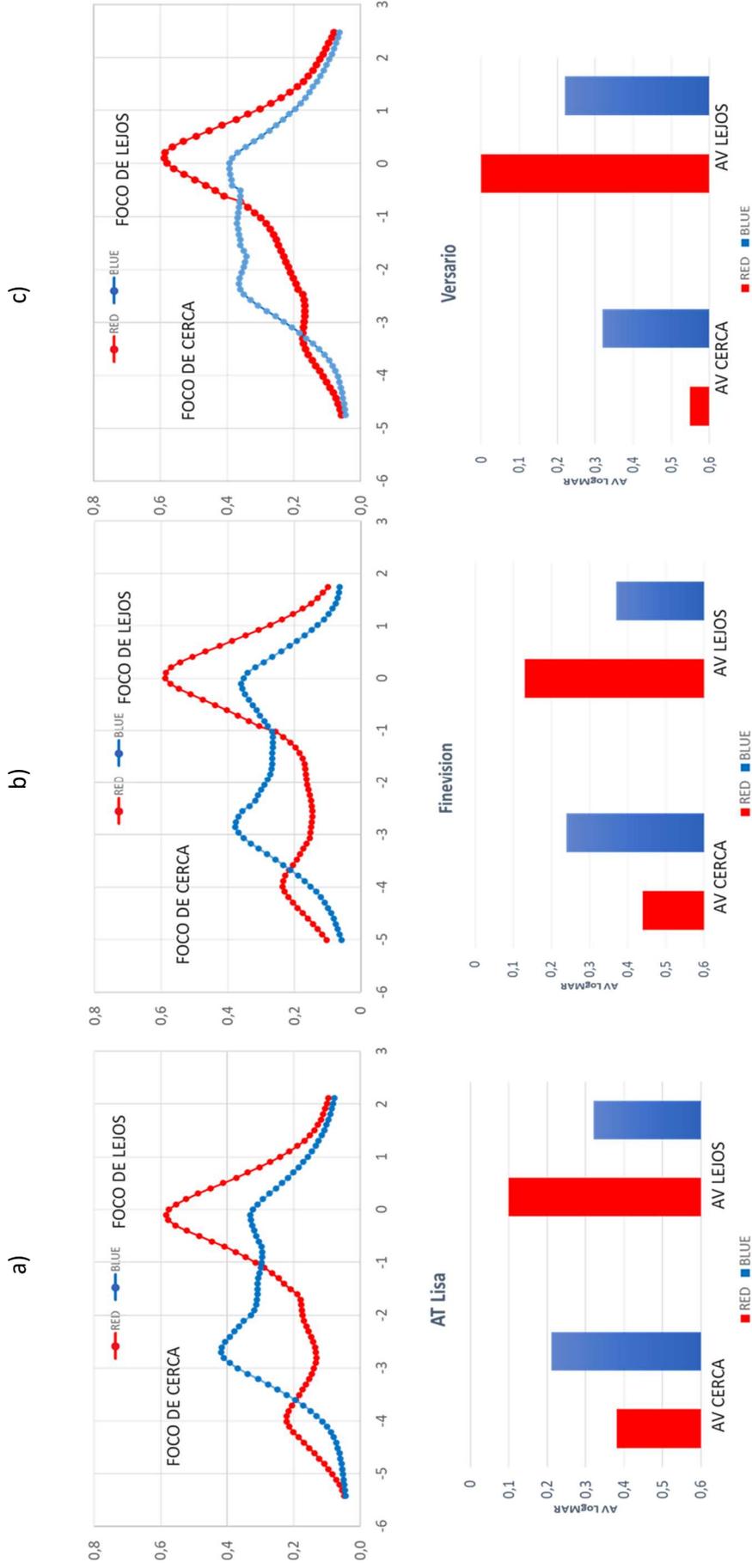


Figura 7.7: Curvas R y B TF-EE (figuras superiores) y AV R y B (figuras inferiores) para las lentes AT Lisa (a), FineVision (b) y Versario (c).

A continuación, vamos a analizar los resultados obtenidos con luz blanca para cada una de las tres lentes y vamos a compararlos con las AV predichas en el modelo de ojo en banco óptico. En el capítulo 6, apartado 6.5 se ha descrito el procedimiento para calcular las MTFa-TF y la EE-TF policromáticas a partir de las obtenidas para las iluminaciones R, G, y B, y se ha realizado para cada una de las tres lentes. Para realizar esos cálculos, se utilizaron como coeficientes, los valores de eficiencia fotópica ( $V_\lambda$ ) de las longitudes de onda nominales de cada LED. A partir de esos resultados, se obtuvieron las curvas de predicción de AV para cada una de las lentes con una pupila de 3 mm según la ecuación 6.7.

Para una estimación más próxima, en este capítulo se han considerado coeficientes distintos de los valores  $\{MTFa-TF\}_{R,G,B}$  para calcular el  $MTFa-TF_{poly}$  a partir del cual se calcula la predicción de AV con luz blanca en cada punto de la curva de desenfoque. Siguiendo el método descrito en (L. B. Hooi, 2013), a partir de la intensidad relativa y las coordenadas cromáticas (x,y) de los LEDs R, G, B, en el espacio de color CIE 1931, se pueden calcular los coeficientes para reproducir una luz blanca determinada por sus coordenadas cromáticas. En nuestro caso, las coordenadas de los LEDs son: R(0.6898, 0.3102), G(0.2071,0.7663), B(0.1459,0.0452) (Figura 7.8). La luz blanca corresponde al LED W de temperatura de color correlacionada 6500 K de coordenadas D65 (0.3128, 0.3292). Como la MTF se ajusta separadamente para la intensidad de cada LED (R, G, B) y se normaliza, podemos obviar la intensidad relativa de los LEDs y tener solo en cuenta la intervención de las coordenadas cromáticas para el cálculo.

Las coordenadas de la luz blanca empleada (W) pueden ser obtenidas a partir de las componentes de los LEDs R, G, B con cierto factor de peso para cada una de ellas. La posición de la luz blanca (W) está localizada en la línea que conecta la luz verde (G) con el eje púrpura (RB) (Figura 7.8). El punto de intersección en el eje púrpura se puede descomponer, a su vez, según la línea que conecta la componente roja (R) y azul (B). Para obtener el peso de cada componente LED R, G, B, se determinaron las ecuaciones de las rectas (líneas punteadas en la Fig. 7.8) y su punto de intersección. El peso de cada componente es inversamente proporcional a la distancia medida (Tsonev *et al.*, 2018)(L. B. Hooi, 2013). La relación normalizada resultante es R : G : B = 4 : 10 : 1. Por tanto, estos serán los nuevos pesos que se utilizarán para la  $[MTFa]_{poly} = [MTFa]_W$  en la Ec. 6.7.

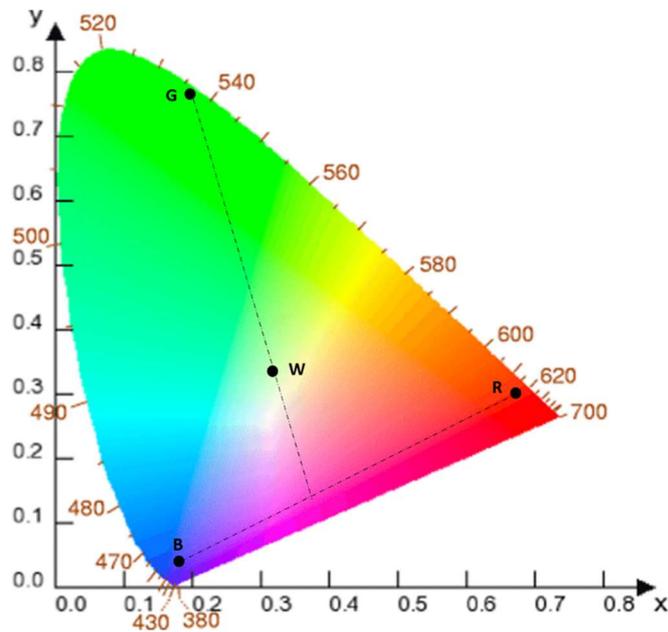


Figura 7.8: Coordenadas cromáticas de los LEDs utilizados en el diagrama de color CIE 1931: LEDs R (625 nm), G (530 nm), B (450nm) y W (CCT 6500 K). R (0.6898, 0.3102), G (0.2071,0.7663), B (0.1459,0.0452), W (D65) (0.3128, 0.3292).

La Figura 7.9 representa, para cada lente, la curva de predicción de AV obtenida a partir de los cálculos anteriores, la Ec. 6.7. y los resultados obtenidos en el modelo de ojo en banco óptico (líneas azules). La AV se presenta en función del desenfoque en plano de gafa. En la misma figura se sitúan los valores de AV clínica (valor medio y DE) obtenidos para cada lente en la distancia de lejos y de cerca (puntos amarillos).

En la gráfica (a) de la figura 7.9 están representados los valores para la lente AT LISA. En este caso, vemos que los valores de predicción (o esperable) se ajustan a los valores clínicos (Posición de desenfoque 0 D: AV esperable = 0.02, AV clínica= 0.02; posición de desenfoque -3.00 D: AV esperable = 0.19, AV clínica= 0.20). En el caso de la FineVision (gráfica (b)), la predicción nos proporciona valores algo mejores que los obtenidos clínicamente (posición de desenfoque 0 D: AV esperable = 0.02, AV clínica= 0.05; posición de desenfoque -3.00 D: AV calculada= 0.15, AV clínica= 0.24), siendo la posición

del foco de cerca en la que más difieren. Para la Versario (gráfica (c)) ocurre lo contrario, las predicciones de AV quedan ligeramente por debajo de las AV clínicas (Posición de desenfoque 0 D: AV esperable= 0.02, AV clínica= -0.01; posición de desenfoque -3.00 D: AV esperable = 0.31, AV clínica= 0.23).

En las curvas de predicción de AV para las tres lentes (líneas azules) se puede apreciar que el valor de máximo AV predicho en el foco de cerca no corresponde en posición a los puntos de AV clínica medidos en ese foco. Se ha de tener en cuenta que la AV clínica se midió para una vergencia determinada (-3.0 D), correspondiente a una distancia de observación fijada en 33cm. Esta vergencia difiere de la que correspondería al valor de la adición de cada lente en el plano de la gafa (AT LISA = -2.58 D, FineVision= -2.66 D, Versario= -2.27 D) según la figura.

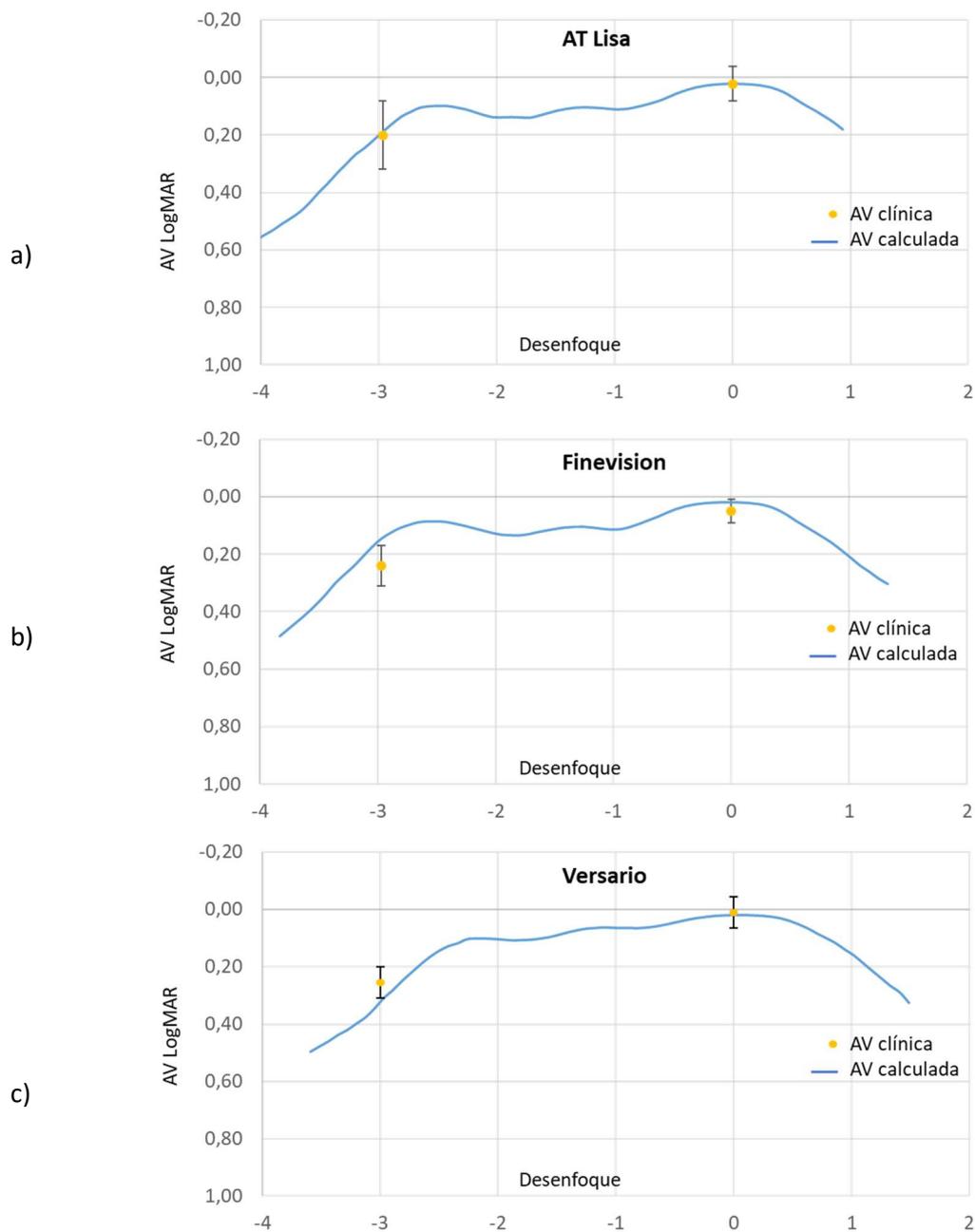


Figura 7.9: AV para las lentes AT LISA (a), FineVision (b) y Versario (c). Las líneas azules muestran la predicción de AV esperable a partir de los valores de TF-[MTFa]<sub>w</sub> medidos en el modelo de ojo en banco óptico. Los puntos amarillos representan los valores medios de AV medidos en la clínica para las mismas lentes y en la misma posición (los segmentos corresponden a la DE).

## **7.3 Experimento 2**

### **7.3.1 Observadores, materiales y método**

#### **Observadores**

Para este estudio fueron reclutados 10 pacientes (20 ojos) (edad media  $64.7 \pm 7.72$  años) implantados de forma bilateral con un único tipo de lente intraocular difractiva trifocal (AT LISA tri 839MP (potencia nominal 21.13 DE= 3.20D) (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). La cirugía se realizó entre uno y seis meses antes del examen. Los criterios de inclusión fueron: pacientes intervenidos de catarata bilateral mediante la técnica de facoemulsificación con implante de lente intraocular trifocal, AV posquirúrgica con corrección refractiva mejor que 0,1 logMAR y error refractivo previo (equivalente esférico) inferior a  $\pm 5,0$  D. Los criterios de exclusión fueron: complicaciones durante la cirugía o posquirúrgicas, patología ocular previa o cirugía ocular y anomalías en la visión del color. Los pacientes fueron reclutados en un centro médico (servicio de oftalmología del Hospital de Mataró, Barcelona, España). Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes, tras una explicación de los exámenes del estudio de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo la aprobación del Comité Ético del centro (Anexo II).

#### **Material**

El material utilizado fue el mismo que el descrito en el experimento anterior y está descrito en el apartado 7.1.1 de este mismo capítulo.

#### **Método**

En este experimento, las medidas de AV se tomaron en cuatro fases: dos en visión de lejos (sin y con compensación de la ACL) y dos en visión de cerca (sin y con compensación de la ACL). Los exámenes preliminares fueron los mismos que los realizados en el experimento anterior y están detallados en el apartado 7.1.1 (retinoscopía, refracción subjetiva con luz blanca a 3.5 m). Igualmente, tras obtener la AV con luz blanca y la mejor corrección óptica a distancia lejana (WF-AV), se iluminó sucesivamente el optotipo con los tres LEDs y se obtuvo la AV con iluminación roja (RF-AV), verde (GF-AV) y azul (BF-AV), manteniendo la misma corrección óptica que se había determinado con la luz W

(coincidiendo con el procedimiento seguido en el experimento 1 (Figura 7.10) De esta manera, en las primeras medidas de lejos, no se compensó la aberración cromática longitudinal (ACL).

A continuación, para tratar de compensar la ACL en visión de lejos, se ajustó la corrección óptica para cada iluminación R, G y B en particular. Esto se realizó mediante la adición de lentes de prueba para obtener la mejor AV con cada color (roja= RF-AVc, verde= GF-AVc y azul BF-AVc). Esta corrección individual de la ACL, para cada color R, G, B, es una característica nueva del procedimiento seguido en este experimento 2.

Posteriormente, se midió la AV cercana usando el mismo optotipo colocado a 3.5 m. Sobre la corrección óptica de lejos obtenida con luz blanca (W) (incluyendo en la refracción manifiesta la vergencia de -0.25 D por la posición del optotipo), se probaron lentes de prueba negativas para determinar la lente que proporcionaba la mejor AV en el foco de cerca para cada paciente (WN-AV). A continuación, con esa misma corrección óptica obtenida en cada paciente, se midieron los valores de RN-AV, GN-AV y BN-AV iluminando sucesivamente el optotipo con cada LED R, G y B. De esta manera, en las primeras medidas de cerca, se midió la AV de cerca sin compensar la ACL. A diferencia del experimento 1, en el que la visión de cerca se examinó para una distancia fija (lente de prueba de -3.00 D), cabe destacar que en esta prueba se buscó la corrección óptica que proporcionaba la mejor AV de cerca con luz blanca (WN-AV).

Finalmente, para compensar la ACL en visión de cerca, se llevó a cabo el ajuste particular de la corrección óptica (mediante lentes de prueba) para cada iluminación R, G, B a fin de obtener los valores respectivos de agudeza visual de cerca roja (RN-AVc), verde (GN-AVc) y azul (BN-AVc). Se buscó el valor de refracción que proporcionase la mejor AV de cerca para cada iluminación. Igual que en el experimento 1, se incluyó en la refracción manifiesta la vergencia de -0.25 D (lente de prueba de +0.25D) correspondiente a la evaluación de la AV en la posición de 3.5 m, para ajustar las medidas al infinito.

Antes del análisis estadístico, los valores decimales de AV se convirtieron a los valores equivalentes de AV logMAR.

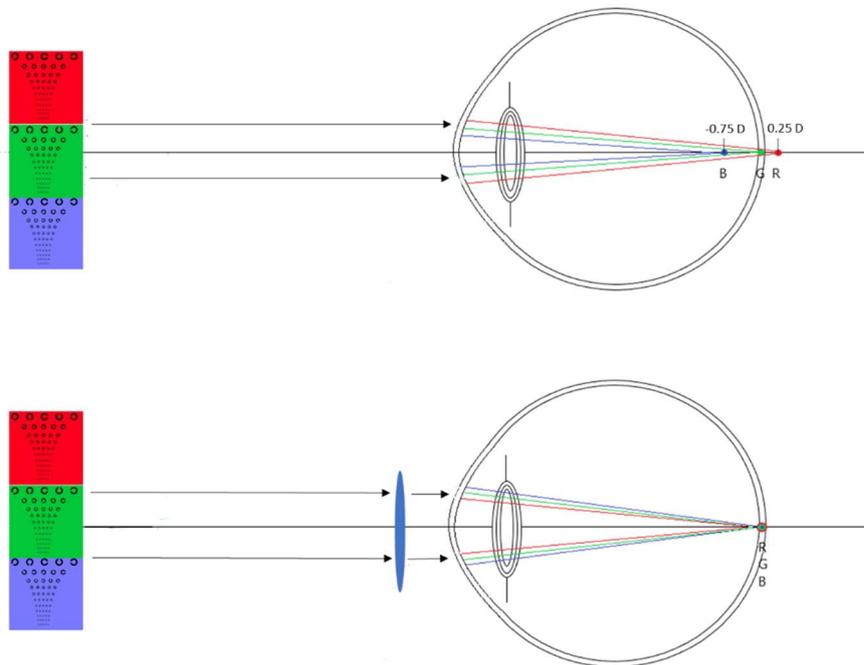


Figura 7.10: Representación de la medida de AV RGB en visión lejana. Figura superior: sin compensar la ACL, figura inferior: compensando la ACL con lentes en gafa de prueba. La iluminación R, G, B del test fue sucesiva, así como la corrección refractiva para cada color.

### 7.3.2 Resultados

La Tabla 7.4 y la Figura 7.11 muestran los valores de AV obtenidos en el segundo experimento. El grupo 1 está constituido por los valores de AV (lejos/cerca) obtenidos con la corrección óptica para la luz W y sin compensación de la ACL en las restantes iluminaciones R, G, B. El grupo 2 está constituido por los valores de AV (lejos/cerca) obtenidos con compensación de la ACL, es decir, compensando ópticamente para cada iluminación particular R, G, B. La diferencia entre la compensación particular para cada iluminación R, G, y B y la compensación aplicada para la iluminación W en visión de lejos, es un error esférico de enfoque (D) que se incluye - valor medio y desviación estándar en la cuarta fila de la Tabla 7.4. El grupo 3 corresponde a los valores de AV (lejos/cerca)

obtenidos en el experimento 1 -por tanto, sin compensación de la ACL- para el grupo de pacientes implantados con la lente intraocular (AT- LISA) (Tabla 7.1), pacientes distintos de los reclutados para el experimento 2. La Tabla 7.5 muestra la comparación por pares – entre los grupos 1 y 3 (primera fila) (Test De U de Mann Whitney), 1 y 2 (segunda fila) (Test de Wilcoxon) – para cada iluminación W, R, G, B. Valores de  $p < 0.05$  (sombreados) muestran las diferencias estadísticamente significativas.

La AV del grupo 1 (primera línea de la Tabla 7.4, barras grises en la Figura 7.11) presenta un comportamiento muy parecido, tanto de cerca como de lejos, al del grupo 3 (tercera línea de la Tabla 7.4, barras blancas en la Figura 7.11), que, recordemos, fue obtenido previamente en el experimento uno. Los valores obtenidos por ambos grupos 1 y 3 no presentan diferencias estadísticamente significativas en ningún caso (Tabla 7.5, primera fila). En general, la AV es mejor en visión de lejos que de cerca para ambos grupos. En el foco de lejos, los mejores valores de AV se obtienen con iluminación W y G y los peores valores, con gran diferencia, con iluminación B. En el foco de cerca, los mejores valores de AV se obtienen con iluminación W y B, seguidos muy de cerca por los obtenidos con luz G; los peores resultados, claramente, se obtienen con luz R.

La comparación de valores obtenidos entre el grupo 1 y 3 confirman la consistencia y la repetibilidad del método de medida ya que en los dos grupos de pacientes obtenemos valores sin diferencias estadísticamente significativas. Llama la atención que los valores obtenidos en visión cercana tampoco muestren diferencias estadísticamente significativas (Tabla 7.5 primera fila) a pesar de que, en el experimento uno, la adición usada estaba prefijada a -3.00 D y no fue la que proporcionaba la mejor AV en ese foco (-2.53 D fue el valor medio del error de enfoque obtenido el experimento 2, (Tabla 7.4)).

En la Figura 7.12 se representan los resultados del grupo 1 y grupo 3 con luz W sobre la predicción de AV calculada a partir de las medidas en modelo de ojo sobre banco óptico.

Tabla 7.4: Valores de AV (media y DE) en escala logMAR para los grupos de pacientes 1, 2, y 3. La última fila muestra el valor del error de enfoque (media y DE) para cada iluminación en el grupo 2. El valor de 0 D para la iluminación W en el foco de lejos se toma como origen y contempla a cada paciente con su mejor corrección de lejos (Mejor corrección de lejos con luz blanca= valor de error de enfoque= 0 D).

Ojos	Grupo	Ø Pupilar	Foco de cerca				Foco de lejos			
			WN-AV	RN-AV	GN-AV	BN-AV	WF-AV	RF-AV	GF-AV	BF-AV
20	1	3.51(0.39)	0.15(0.06)	0.34(0.09)	0.17(0.06)	0.15(0.06)	0.03(0.05)	0.12(0.07)	0.07(0.05)	0.34(0.10)
20	2	3.51(0.39)	0.15(0.06)	0.34(0.09)	0.17(0.06)	0.15(0.06)	0.03(0.05)	0.03(0.05)	0.07(0.05)	0.08(0.03)
20	3	3.43(0.34)	0.20(0.12)	0.38(0.10)	0.24(0.12)	0.21(0.09)	0.02(0.06)	0.10(0.06)	0.05(0.06)	0.32(0.10)
Error de enfoque (D)			-2.53(0.11)	-2.56(0.09)	-2.53(0.00)	-2.53(0.00)	0.00(0.00)	0.26(0.15)	0.00(0.00)	-0.75(0.11)

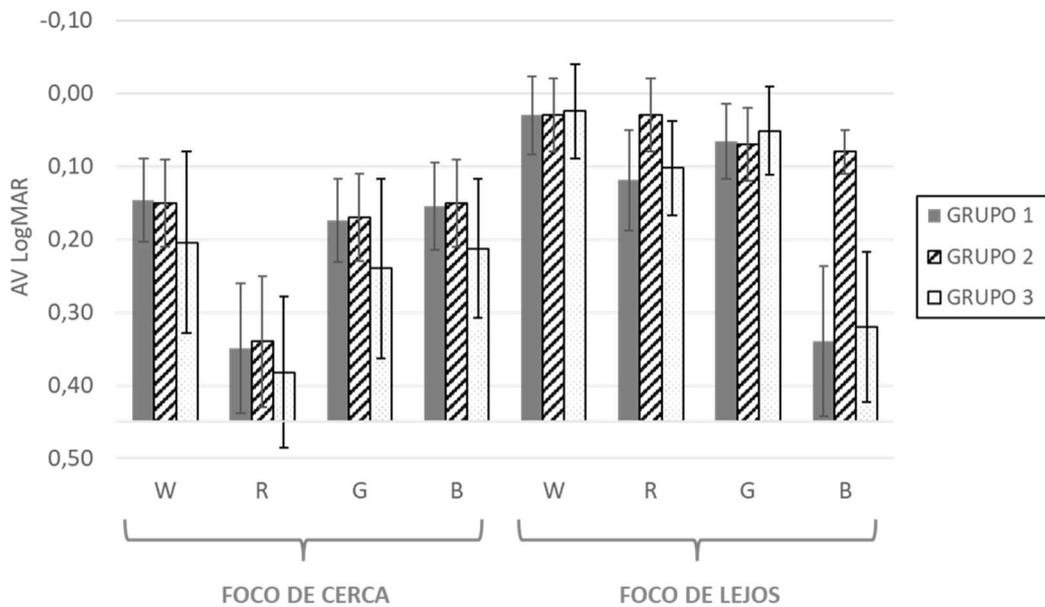


Figura 7.11: Valores clínicos de AV (media y DE) de lejos y cerca, con las iluminaciones W, R, G, B, en las condiciones de los grupos 1, 2 y 3.

Tabla 7.5: Comparación por pares para cada color entre los grupos de datos 1 y 3 (primera fila) (U de Mann Whitney) y 1 y 2 (segunda fila) (Test de Wilcoxon). Valores de  $p < 0.05$  (sombreados) muestran las diferencias estadísticamente significativas.

	Foco de cerca				Foco de lejos			
	WN-AV	RN-AV	GN-AV	BN-AV	WF-AV	RF-AV	GF-AV	BF-AV
Grupo 1 y 3	$p=0.10$	$p=0.32$	$p=0.12$	$p=0.06$	$p>0.99$	$p=0.46$	$p=0.58$	$p=0.46$
Grupo 1 y 2	$p>0.99$	$p=0.10$	$p>0.99$	$p>0.99$	$p>0.99$	$p<0.01$	$p>0.99$	$p<0.01$

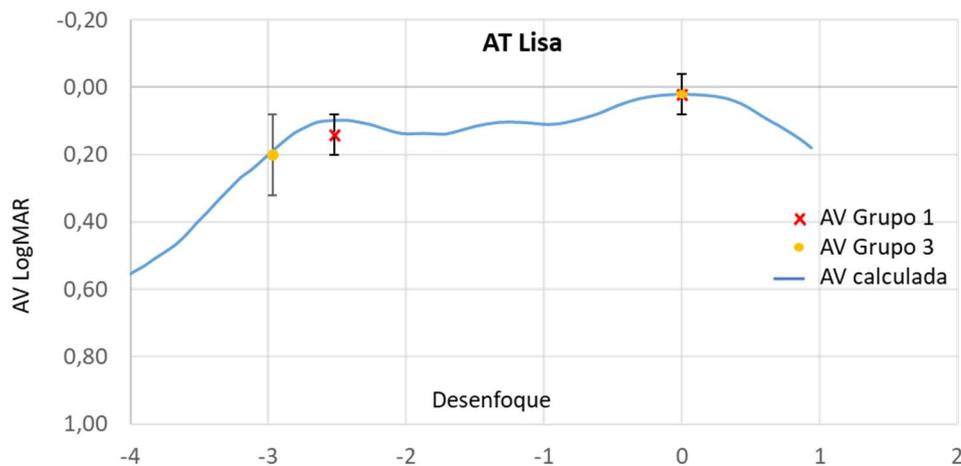


Figura 7.12: AV con iluminación W para los grupos 1 y 3 (lente intraocular AT- LISA tri). La línea azul muestra la predicción de AV esperable a partir de los valores de TF-MTFa medidos en el modelo de ojo en banco óptico y combinados según las proporciones R: G: B = 4: 10: 1 correspondientes a la luz W. Las cruces rojas representan los valores medios de AV medidos en la clínica para el grupo 1. Los puntos amarillos representan los valores medios de AV medidos en la clínica para el grupo 3. (los segmentos corresponden a la DE).

La Figura 7.11 (barras rayadas) y la Tabla 7.4, segunda fila (grupo 2), muestra los valores de AV obtenidos en este segundo experimento corrigiendo el error de enfoque para cada iluminación R, G, B y foco. En este caso, vemos que, para el foco de lejos, los mejores valores de AV se obtienen con iluminación W y R ( $W=0.03$ ,  $R=0.03$ ), pero son muy parecidos a los obtenidos con G y B ( $G=0.07$ ,  $B=0.08$ ). El valor del error de enfoque compensado a cada iluminación es  $+0.26$  D para el rojo y  $-0.75$  D para el azul. El error de enfoque con iluminación verde mostró ser la misma que con luz W, que hemos

tomado como nula. La comparación entre los valores AV compensados (AVc) del grupo 2 y sin compensar (grupo 1) están representados en la Tabla 5 segunda fila. En el foco de lejos, vemos que, para las iluminaciones roja y azul, existe una diferencia estadísticamente significativa. Al compensar el error de enfoque con estas dos iluminaciones, los valores de AV obtenidos fueron mejores que los anteriores, sobre todo para la iluminación B (BF-AV=0.34, BF-AVc=0.08).

Al realizar el mismo experimento en el foco de cerca (Tabla 7.4, segunda fila), se puede apreciar que los resultados obtenidos no varían prácticamente si los comparamos con los del grupo 1 (Tabla 7.4, primera fila), ya que al intentar compensar el error de enfoque con cada iluminación no se obtuvieron mejores valores de AV. Únicamente con la luz roja, en algún caso se obtuvo una ligera mejora de la AV (RN-AV=0.35, RN-AVc=0.34) compensando el error de enfoque resultante (valor promedio -0.03 D). En este foco, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de valores 1 y 2 (Tabla 7.5 segunda fila).

## 7.4 Discusión

El rendimiento visual en pacientes implantados se evalúa mediante distintas pruebas clínicas según los estándares ([ISO 11979-9:2006] Annex B. Geneva; ISO, 2006). Las más habituales son la AV de alto contraste en forma de curva de desenfoque (Mendicute *et al.*, 2016; Kaymak *et al.*, 2017; Hienert *et al.*, 2021) y la función de sensibilidad al contraste (Mencucci *et al.*, 2017; Mojzis *et al.*, 2017). Para valorar otros factores como la dependencia de gafas o disfotopsias (percepción de halos o deslumbramiento) se utilizan cuestionarios (Arnold, 1994; Häring *et al.*, 2001). Todos los parámetros de calidad visual se valoran, por lo general, con iluminación blanca. Esto es normal, ya que el mundo que nos rodea es policromático y es de interés conocer el rendimiento visual en las condiciones habituales de observación. Por este motivo, las herramientas usadas en la práctica clínica no permiten detectar alteraciones visuales según la longitud de onda del iluminante.

En el capítulo seis de esta tesis se ha explicado el comportamiento óptico experimental de tres lentes intraoculares difractivas trifocales con iluminantes R, G, y B. Estos iluminantes emiten luz en bandas espectrales relativamente estrechas centradas en las longitudes de onda 625nm, 530nm, y 455nm, respectivamente. El análisis de la eficiencia energética y de la calidad óptica (MTFa) con dichas luces cuasi monocromáticas muestra claras asimetrías entre los focos de lejos y de cerca para los iluminantes rojo y azul.

En el experimento 1, vemos que, en visión de lejos y con luz W, los valores medios de AV obtenidos por los tres grupos de pacientes implantados con las lentes estudiadas coinciden con los hallados en la literatura (alrededor del 0.0 LogMAR) (Cochener *et al.*, 2012; Carballo-Alvarez *et al.*, 2015; Böhm *et al.*, 2019; Fernández *et al.*, 2019) y son parecidos a los obtenidos con iluminación G. Este resultado es de esperar ya que la longitud de onda de diseño de las LIOs corresponde a una luz verde, fijada por la norma ISO (ISO 11979-2:2014, 2018) en 546 nm y, por lo tanto, se toma comúnmente como referencia para determinar la potencia de la LIO antes de la cirugía. Estos valores también muestran coincidencia con las predicciones calculadas (Figura 7.9) a partir de las medidas de la calidad de imagen en el modelo de ojo en banco óptico. En visión de cerca (prefijada a -3.0 D) y con iluminación blanca W, la AV media presenta valores distintos según la lente analizada. Las predicciones esperables de NW-AV para la AT-LISA concuerdan muy bien con los valores clínicos, la FineVision muestra valores ligeramente inferiores y la Versario algo superiores.

El análisis de resultados obtenidos con el resto de iluminaciones revela el impacto de un implante difractivo en la AV. En el foco de lejos, los tres grupos de pacientes muestran una AV asimétrica entre el iluminante R y el B: con luz R se alcanza mucho mejor AV que con luz B. Estos resultados son consistentes con los obtenidos en el estudio previo realizado con pacientes implantados con lente monofocal (Clavé *et al.*, 2020), donde se observó la misma tendencia (capítulo 5, Tabla 5.3). A pesar de que la lente monofocal utilizada en aquel trabajo tenía un número de Abbe inferior al de las lentes trifocales difractivas ( $n^{\circ} \text{Abbe}_{\text{monofocal}}=47$ ,  $n^{\circ} \text{Abbe}_{\text{difractivas}}=58$ ), en ambos casos la lente intraocular no neutraliza el efecto de la ACL del ojo, haciendo que éste se comporte como un hipermetrope leve con luz R y como miope con luz B. En las tres lentes difractivas

analizadas, el orden 0 del componente difractivo, que es el que opera en el foco de lejos, no añade potencia respecto a la potencia base. Por este motivo, la ACL en este foco corresponde únicamente a la dispersión del material (representada por el número de Abbe). Sin embargo, en cuanto a la eficiencia energética (EE), el orden de difracción 0 sí muestra variaciones según la longitud de onda analizada: para la luz azul, la cantidad de energía del orden 0 es relativamente menor que en el orden 1. Lo contrario pasa con la luz roja, que la cantidad de energía que va al orden 0 es relativamente mayor que la que va al orden 1. Por eso, aunque estos resultados son consistentes con los del capítulo 5 (lente monofocal), en realidad, van más allá porque influye, además, la variación de EE con la longitud de onda, tanto en visión de lejos como de cerca. Esta variación de la EE con la longitud de onda en el foco de lejos no se presenta en el caso de una lente monofocal en el modelo de ojo en banco óptico (Millán, Vega and Ríos-López, 2016).

Si analizamos los resultados obtenidos con las iluminaciones R y B en el foco de cerca podemos observar el comportamiento contrario a lo descrito en el foco de lejos. Así, en visión de cerca, los mejores resultados de AV se obtienen en general con la iluminación B y los peores con la R, aunque con pequeñas diferencias entre lentes. El grupo implantado con AT- LISA y el de FineVision proporcionan resultados similares en la AV. Según la Figura 7.6, para estas dos lentes, las diferencias más grandes de AV entre focos se producen con la iluminación R, que permite alcanzar mejor AV en el foco de lejos. La diferencia más pequeña se produce con la iluminación B, que permite alcanzar mejor AV en el foco de cerca. No es inmediato encontrar explicación en el diseño de la lente intraocular ya que los fabricantes no suelen proporcionar esta información, aunque si analizamos los resultados experimentales sí que podemos extraer conclusiones (Figura 7.7). En ambos casos, la distribución de EE RGB muestra un cambio del foco de lejos al de cerca particularmente para los iluminantes extremos R y B. Estos cambios tienen repercusión en los valores clínicos de la AV con las dos iluminaciones entre los dos focos F-N. Pueden explicarse por la dependencia de la EE con la longitud de onda, debida al elemento difractivo de las LIOs (Ecuaciones 2.1-2.9). En el orden 0, (foco de lejos) la LIO se comporta principalmente como un componente refractivo, con una ACL dada por el carácter dispersivo del material. Con luz R, el orden 0 presenta mayor EE que con luz B. En cambio, en el orden 1 (foco de cerca) la contribución del elemento difractivo invierte

los pesos de energía entre las dos iluminaciones: con luz R, el orden 1 presenta menor EE que con luz B. Los resultados con la lente Versario son similares a los de las otras dos lentes con una clara predominancia de la AV R en el foco de lejos y de la AV B en el de cerca. Las diferencias aparecen al analizar la AV media obtenida con la iluminación B. Con esta lente Versario, vemos que, aunque la mejor AV monocromática se obtiene con la iluminación B en el foco de cerca, ésta es muy parecida a la obtenida en el foco de lejos. En la Figura 7.7 podemos ver de nuevo cómo los resultados experimentales en el modelo de ojo podrían dar una explicación. Aquí (lente Versario), la EE para la iluminación B alcanza valores parecidos en el foco de lejos y de cerca, mientras que para las otras dos lentes (AT LISA -tri y FineVision) los valores de EE en el foco de cerca con luz B son superiores a los obtenidos en el foco de lejos. La lente Versario es la que nos proporciona también los valores más bajos de EE para el R en el foco de cerca y, también los valores más bajos de AV media para la misma iluminación en el mismo foco.

Los resultados obtenidos pueden justificarse en términos de EE, aunque para obtener una comprensión más profunda del comportamiento de estas lentes se ha de tener en cuenta también la ACL de cada LIO y cómo esta interacciona con la propia ACL del ojo una vez implantada.

La Tabla 7.6 muestra los valores de ACL obtenidos en el banco óptico para las tres lentes. Estos valores se obtienen considerando la diferencia de posición en el eje entre los picos de EE para los extremos R y B y provienen de la Tabla 6.2 del capítulo seis.

Tabla 7.6: Valores de ACL en los focos de lejos y de cerca obtenidos en el banco óptico para las lentes AT LISA, FineVision y Versario. El valor se obtiene de restar las posiciones del valor máximo de EE con iluminantes R y B (pupila 3.0mm) (Tabla 6.2), expresada por el valor de vergencia (D), en el foco de cerca y de lejos para cada lente. La córnea artificial del modelo de ojo en banco óptico era un doblete acromático, por lo que estos valores de ACL corresponden a la LIO insertada.

	ACL	
	Foco de cerca	Foco de lejos
AT Lisa	-1.20 D	0 D
Finevision	-1.13 D	0.08 D
Versario	-1.03 D	0.20 D

Estas medidas experimentales se han obtenido con un modelo de ojo que usa una córnea acromática (Fig. 6.4) por lo que los valores de ACL son únicamente debidos a la LIO. En el foco de lejos, la ACL es prácticamente indetectable para la lente AT LISA y para la FineVision. La Versario proporciona también un valor muy pequeño (0.20 D) de ACL. En el foco de cerca, debido a la influencia del orden 1 del componente difractivo, la ACL supera el valor de -1.00 D en las tres lentes.

En los ojos pseudofáquicos, la córnea, los medios oculares y la LIO contribuyen a la ACL total del ojo. Si la LIO es difractiva, su contribución depende del orden de difracción con el que esté operando. Para el orden de difracción 1 y superiores, la LIO presenta una ACL negativa que puede compensar – parcial o totalmente, e incluso superar – la aberración del resto del ojo. En los trabajos de Viñas et al. (Vinas *et al.*, 2017, 2020) se realizó la medida de la ACL entre los 480 y los 700 nm en ojos implantados con lentes difractivas trifocales (FineVision hidrofóbica e hidrofílica) mediante métodos psicofísicos y se obtuvieron valores de ACL de alrededor de 1 D en el foco de lejos y de 0.20 D en el foco de cerca, con muy poca variabilidad inter-sujetos. Estos datos permiten justificar, también en nuestro caso, la diferencia de AV medias obtenidas con los dos iluminantes extremos R y B en el foco de lejos, un foco para el que la LIO opera con el orden 0 de difracción. En este foco, según los valores de la Tabla 7.6, el perfil difractivo de la LIO no compensaría la ACL del ojo; por ese motivo, los valores de AV obtenidos con las luces R y B estarían influenciados en mayor medida por la diferencia cromática de refracción (CDRx) del ojo pseudofáquico, que produciría un desenfoque con dichos iluminantes R y B. Este hecho se confirma definitivamente en el experimento 2, en el que los pacientes son compensados refractivamente para cada iluminante. Los resultados de la Figura 7.11, tablas 7.4 y 7.5 muestran que las AV medidas en el foco de lejos con iluminantes R y B mejoran con significación estadística tras compensar refractivamente la ACL, alcanzando valores próximos a los que se obtienen con los iluminantes W y G. En este caso, la mejor RF-AV se obtendría de media con una lente de +0.25 D y, en el caso de la BF-AV, con una lente de media de -0.75 D. Esta diferencia de refracción entre colores extremos (1.00 D) coincidiría con los valores de ACL en este foco en forma de CDRx obtenidos en trabajos previos ya comentados (Vinas *et al.*, 2017, 2020).

Se ha de tener en cuenta que, dependiendo del número de Abbe del material de la lente, los valores de CRDx se ven afectados, siendo éstos menores cuando el número de Abbe aumenta (Pérez-Merino *et al.*, 2013; Nakajima *et al.*, 2016). En nuestro experimento, las tres lentes tienen el mismo número de Abbe, así que no podemos asignar diferencias según el material de la lente. Asimismo, los resultados obtenidos en el experimento 2 para la lente AT LISA tri en el foco de lejos serían extrapolables a las otras dos lentes.

Los valores de ACL experimentales de la LIO en el foco de cerca (Tabla 7.6) nos proporcionan unos valores de alrededor de -1.00 D. Es importante remarcar que esta aberración es de signo contrario a la ACL propia de la córnea, así actuaría compensándola parcial o totalmente. Según los trabajos de Viñas *et al.* citados anteriormente, los sujetos implantados con lentes trifocales difractivas presentaban una pequeña ACL de alrededor de 0.20 D en el foco de cerca. Estos valores concuerdan con lo ya expuesto, la ACL del componente difractivo de la lente compensa en parte la ACL del ojo reduciendo la aberración cromática en este foco. Según esto, sería de esperar que los valores de AV en el foco de cerca se vieses favorecidos de algún modo. Sin embargo, como hemos constatado en el presente trabajo, en el foco de cerca las AV medias con luz R son mucho peores que las AV medidas con iluminantes W, G y B, éstas últimas muy similares entre sí. No cabe achacar este efecto a un error de enfoque producido por la ACL en el foco de cerca. Esto se comprueba en el experimento 2, que permite compensar refractivamente la CDRx: no se produce apenas mejoría en la AV media y en ningún caso se alcanza significación estadística (Figura 7.11, tablas 7.4 y 7.5). Así, únicamente en la RN-AV se alcanza una mejora muy sutil al compensar la ACL con -0.03 D (valor medio) y no presenta significación estadística ( $p=0.10$ ). La causa de la gran disminución de AV media en el foco de cerca con luz R cabe atribuirla entonces a la muy baja eficiencia energética que presenta el foco de cerca (orden 1 de difracción, principalmente, con una pequeña contribución del orden 2) con el iluminante R (Figuras 6.16-6.17). Análogamente, la AV media con luz B en el foco de cerca registra un valor inusualmente bueno, igualando el obtenido con el iluminante W, por tratarse de un foco con elevada eficiencia energética con luz B.

En resumen, en el foco de cerca de un ojo implantado con una LIO difractiva trifocal (orden de difracción 1 y superiores), la variación relativa de EE con los iluminantes R y B

tiene un mayor impacto sobre la AV media que la ACL. Este hecho marca una diferencia con el foco de lejos (orden de difracción 0), donde sucede el efecto contrario, es decir, la ACL tiene mayor impacto que la EE en la AV media.

Como hemos podido constatar, la asimetría de AV R y B entre focos se produce, por una parte, por la repartición de energía entre los dos focos y, por otra parte, por la ACL de la lente, aunque no es inmediato comprender el peso que tiene cada una de las contribuciones en los resultados de AV.

De forma general, para todas las iluminaciones, la AV obtenida en el foco de cerca es inferior a la obtenida en el foco de lejos. Esto es compatible con unos valores de EE mucho más bajos en el foco de cerca debido al intenso desenfoque que aparece en este foco al encontrarse superpuestas las imágenes desenfocadas del foco intermedio y del lejano.

Estos resultados son compatibles con los obtenidos por Labuz et al. (Labuz *et al.*, 2019) En el trabajo de Labuz se demostró que el uso de un filtro rojo en pacientes implantados con un tipo de lente difractiva de baja adición (Simfony, Johnson and Johnson Vision) empeoraba la visión cercana e intermedia (orden 2 de difracción). En nuestro trabajo hemos abordado el problema de una manera más completa ya que lo extendemos al estudio de la AV con cuatro iluminantes de distinta banda espectral (W, R, G, B), los focos de lejos y cerca (F/N), con tres modelos de LIOs difractivas (AT LISA, FineVision, Versario), cuatro grupos de pacientes y distintas condiciones de compensación (experimentos 1 y 2). El experimento 2 de este trabajo ayuda a interpretar el efecto de dos contribuciones, ACL y EE, intentando aislar una de la otra.

La metodología usada no nos ha permitido monitorizar constantemente el tamaño pupilar. A pesar de que la medición de la pupila se hizo en unas condiciones de iluminación que no distaban mucho de las condiciones de examen, no pudimos evaluar las fluctuaciones que ésta pudiese presentar y los consiguientes efectos. No obstante, teniendo en cuenta la consistencia de los resultados, con pupilas de 3.0 y 4.5mm, obtenidos en el plano de la LIO del modelo de ojo en banco óptico (capítulo 6), creemos que esta limitación no afectaría severamente a los resultados de este capítulo.

Tras el análisis efectuado, podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Los resultados obtenidos con luz W presentan valores muy parecidos a los encontrados en la literatura, lo que demuestra la validez del método empleado.
- Las tres LIOs estudiadas presentan un reparto de energía desequilibrado para las iluminaciones R y B en los focos de lejos y de cerca. Esto se traduce en cambios en la visión espacial y cromática que dependen de la distancia de observación.
- En distancias lejanas, la ACL del conjunto ojo-LIO es de aproximadamente 1 D para el rango de espectro estudiado, (455 a 625 nm). Al compensar esta aberración con lentes, las AVs medias en visión de lejos con iluminantes R y B quedan prácticamente igualadas, lo que indicaría que el reparto de energía para cada iluminación en este foco no es determinante en la calidad visual.
- La asimetría R-B en el foco lejano vendría determinada principalmente por la dispersión del material ya que el orden de difracción 0, que es el que opera en el foco de lejos, no añade potencia a la lente base en este foco. Los resultados obtenidos en este foco se asemejan a los obtenidos con lentes monofocales.
- En distancias cercanas, la ACL de la LIO es de signo contrario (orden de difracción 1 y superiores) y compensa casi totalmente la ACL del ojo. En este caso, los cambios en la AV media se deberían a la asimetría entre eficiencias energéticas, sobre todo entre el iluminante R y el B. La calidad visual con iluminación R es muy inferior si la comparamos con el resto de iluminaciones. Por el contrario, la calidad visual con luz azul es sorprendentemente tan buena como con luz blanca.
- Los resultados clínicos obtenidos en pacientes implantados son muy consistentes con los datos obtenidos experimentalmente con las LIOs en el modelo de ojo en banco óptico, mostrando una clara influencia de las variaciones de EE con las iluminaciones R, G, B en la AV media. De hecho, hay una relación muy estrecha, casi determinante, que permite explicar los resultados clínicos a partir de los obtenidos ópticamente en el modelo de ojo.

- El método para predecir la AV media a partir de los resultados en el modelo de ojo en banco óptico proporciona unos valores que muestran una excelente concordancia con las AVs medidas clínicamente con luz blanca policromática (W), así como con la longitud de onda de diseño (G).

## CONCLUSIONS

The research work reported in this dissertation focus on the effects of the optical properties of an intraocular lens (IOL) on the visual function of the pseudophakic subject. More specifically, it detected changes in the spatial and chromatic performance of the human eye after surgical implantation of either a monofocal or a multifocal diffractive IOL. In the development of the investigation, it was necessary to review the current clinical methods and implement new ones to accomplish the proposed goals.

From the research work described already in the former chapters, we draw the following **conclusions**:

### **A) Concerning the review of methods and optotypes for visual acuity (VA) assessment**

- Standard optotypes present limitations in the measurable VA ranges when they are displaced to assess VA at distances other than the design. This fact led us to design optotypes with the angular stimulus size calculated for each specific test distance and print the charts with the required resolution.
- Four hypothetically equivalent methods (simulated/natural, far/near) for measuring VA in young adults with preserved accommodation proved to be different in practice and not being equivalent in their results. The standard (natural far VA)-method, which sets the test at far distance, provides the highest VA value in general, thus revealing the actual subject capacity of visual resolution. Methods based on setting the test at near distance may underestimate the VA of the subject. To test the VA at near, the (natural near VA)-method can be used, but the (simulated near VA)-method, which keeps the test at far distance and simulates the object vergence by means of trial negative lenses (also called defocus-curve method), is advantageous. In particular, the (simulated far VA)-method, which sets the test at a near distance from the

subject and compensates the object vergence by means of positive trial lenses, gives the worst results.

- The defocus-curve method gives VA results equivalent to those obtained by placing the optotype at different distances. Both methods are fairly equivalent in precision and accuracy for phakic and pseudophakic subjects and can be used indistinctly in clinical studies and in the clinical practice.
- In the clinics, the defocus-curve method is more practical and clearly more advantageous than the varying-distance method because it does not require any additional control of the chart positioning and illuminance.

**B) About the impact of the longitudinal chromatic aberration (LCA) on the VA of young phakics and monofocal pseudophakics under W, R, G, B illuminations**

- The VA outcomes under quasi-monochromatic R, G, B lights in phakic and pseudophakic eyes are consistent with those of Chromatic Difference of Refraction (CDRx) reported by other researchers.
- Changes from phakic to pseudophakic distance VA results can be explained from the lack of accommodation of the pseudophakic eyes and the IOL power calculations, which commonly use a green (550nm) design wavelength to target the desired post-operative refraction, amidst other factors such as the dispersive properties of the IOL material and ageing.
- The near VA results in young phakic subjects revealed a balanced accommodation capability to R, G, B illuminations, and significantly better VA under W light.

### **C) Concerning the experimental characterization of diffractive IOLs using a model eye on optical bench**

- The results obtained with three multifocal intraocular lenses of different diffractive profiles showed a performance consistent with their trifocal designs. For all three IOLs, their through-focus energy efficiency (TF-EE) and through-focus area under the modulation transfer function (TF-MTFa) curves showed an unbalanced energy distribution with two clear foci, for far and near vision. Between them, these metrics decrease smoothly, yet with little recovery for intermediate distances. The distance focus shows energetic predominance over the intermediate and the near foci.
- The distribution of energy efficiency between the lens foci changes remarkably with the wavelength. Thus, the R and B TF-EE curves differ clearly from the G curve: the R light greatly benefits the far focus to the detriment of the near; conversely, the B light benefits the near focus at the expense of the far.
- LCA is hardly detectable in the far focus of the three IOLs whereas it exceeds -1 D in their near focus. This result is fully consistent with the active diffraction orders used in their respective combinations of two diffractive profiles. A minute LCA in the far focus of both lenses is due to the low dispersive property of the lens material (Abbe number 58) and the null contribution (zeroth order) of the diffractive profile. Once implanted, these IOLs neither add nor compensate for the LCA of the rest of ocular media in far vision. On the contrary, a compensation for LCA of about -1 D can be expected in near vision.
- The TF-EE and TF-MTFa curves corresponding to the simulated polychromatic white light are very close to those measured under G (530nm) illumination, which in turn, is the closest to the design wavelength (546nm) [ISO 2014] among the lights considered in the study.

- The expected VA of pseudophakic patients under white light, calculated from the TF-MTFa measurements, predicted a very good VA, close to 0.0 logMAR in far vision. Sustained good visual quality (better than 0.2 logMAR) can be expected for the average patient in a distance range that goes from infinity to roughly 30cm from the subject (-3 D at spectacle plane).

**D) Influence of the spectral performance of diffractive IOLs on the pseudophakic visual function under W, R, G, B illumination.**

- In a first clinical experiment, three groups of pseudophakic subjects implanted with the diffractive IOLs characterized on optical bench (AT LISA, FineVision and Versario) were tested at two fixed distances – far (0.0 D) and near (-3.0 D) –, under successive W, R, G, and B illumination. The joint effects of ocular LCA and the wavelength dependent energy efficiency of the diffractive IOL had an impact on the VA results. Despite the presence of LCA, the VA reached under W light was not worse than under any other R, G, B lights in both the far and near vision conditions.
- Clinical VA outcomes with W light were in excellent agreement with the predicted values calculated from the TF-MTFa curves obtained using a model eye. Moreover, they were very similar to those found in former works, which proved repeatability and validated the method.
- In the far focus for the W, R, G, B illumination conditions, VA values of patients implanted with diffractive trifocals followed the same trends as those obtained by patients implanted with monofocals. This fact proves the null contribution of the zeroth order of the IOL diffractive profile to the LCA in the far focus. Only the material dispersion of refractive base contributes to LCA as in the case of a monofocal IOL.

- The VA results of the three groups of pseudophakic patients (AT LISA, FineVision and Versario) presented a similar behaviour: VA outcomes were fairly unbalanced for the R and B illumination. In all cases, R illumination allowed subjects to reach better VA values at the far focus than B light. The opposite happened at the near focus, for which the best VA values were obtained with B illumination.
- The clinical VA results are fully consistent with the experimental R, G, B TF-EE results obtained with the three trifocal IOLs in the model eye on optical bench. The three IOLs presented an unbalanced distribution of energy efficiency with illuminations R and B in the far and near foci. This fact produced changes in the VA capability of the subject depending on either the R or B illumination and on the far or near viewing distance.
- In a second clinical experiment, a group of pseudophakic subjects implanted with one of the diffractive IOLs characterized on optical bench (AT LISA) was tested at far and near distances, under successive W, R, G, and B illumination. In this experiment, additional trial lenses were used to compensate for LCA when the subject was being tested under R, G, and B lights at both, the far and near viewing distances. At far distance, the mean LCA of the pseudophakic patient's eye (cornea, IOL and ocular media) was detected to be about -1 D for the range of 455-625 nm. When such LCA was compensated with trial lenses, the VA values with B light improved largely. With LCA compensation at far distance, the visual quality reached with the R, G, B lights was quite similar. This fact fully agrees with the behaviour of the zeroth diffraction order of the IOL diffractive profile used for the far focus.
- At near distances, however, LCA compensation could not avoid very poor VA outcomes under red light. This result reveals the strong effect of the trifocal diffractive profile on the energy efficiency that corresponds to near vision. The profile, which uses the first and second diffraction orders in the near focus,

shows strongly wavelength dependence of the energy efficiency, with blue predominance over the red. This behaviour in near vision is the opposite to the one observed in far distance.

## **FUTURE WORKS**

The experience obtained with this work, leads us to explore other tests and methods to evaluate the spatial-chromatic visual performance of patients implanted with diffractive IOLs. For example, R, G, B contrast sensitivity functions and standard colour vision tests would be the following stages for a deeper characterization of the visual function of those patients.

Another line of research would be to study the impact of the visual quality changes reported in this work, on the lifestyle of implanted patients and their daily activity. It could affect, for instance, to the visual perception of colour and texture, edge detection, colour object segmentation, and related tasks for which the spatial and colour information of the objects appear combined. The current questionnaires used to evaluate the subjective postoperative satisfaction do not consider any chromatic aspects of the visual performance. Therefore, the detection of colour disturbances through questionnaires has not been studied yet.

We are currently exploring the chromatic performance of the eye with diffractive bifocal contact lenses. This study will allow us to enlarge the knowledge of the diffractive-based ophthalmic corrections. The opportunity to test every single eye with and without a diffractive lens will allow us to make further comparisons and increase the understanding of the eye response with this kind of optic aids.

## BIBLIOGRAFÍA

- Alarcon, A. et al. (2016) 'Preclinical metrics to predict through-focus visual acuity for pseudophakic patients', *Biomedical Optics Express*, 7(5): 1877.
- ANSI Z80-35:2018 American National Standard for Ophthalmics.
- Armengol, J. et al. (2020) 'Equivalence of two optical quality metrics to predict the visual acuity of multifocal pseudophakic patients', *Biomedical Optics Express*, 11(5): 2818–2829.
- Armstrong, R. A. (2014) 'When to use the Bonferroni correction', *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 34(5): 502–508.
- Arnold, P. N. (1994) 'Photoc phenomena after phacoemulsification and posterior chamber lens implantation of various optic sizes', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 20(4): 446–450.
- Artal, P. et al. (2010) Visual effect of the combined correction of spherical and longitudinal chromatic aberrations. *Opt. Express* 18, 1637-1648.
- Atchison, D. and Smith, G. (1993) 'Theoretical Effect of Refractive Error and Accommodation on Longitudinal Chromatic Aberration of the Human Eye', *Optometry and Vision Science*, 70(9): 716–722.
- Bharadwaj, S. R., Wang, J. and Candy, T. R. (2011) 'Pupil responses to near visual demand during human visual development', *Journal of vision*, 11(4): 6.
- Böhm, M. et al. (2019) 'Defocus curves of 4 presbyopia-correcting IOL designs: Diffractive panfocal, diffractive trifocal, segmental refractive, and extended-depth-of-focus', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 45(11): 1625–1636.
- Boreman, G. (2021) *Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems*, Second Edition. SPIE.
- Buckhurst, P. J. et al. (2012) 'Multifocal intraocular lens differentiation using defocus curves', *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 53(7): 3920–3926.
- Calossi, A. (2007) 'Corneal asphericity and spherical aberration', *Journal of Refractive Surgery*, 23(5): 505–514.
- Campbell, F. W. and Gubisch, R. W. (1967) 'The effect of chromatic aberration on visual acuity', *The Journal of Physiology*. 1967 Sep; 192(2): 345–358.
- Campbell, F. W. and Green, D. G. (1965) 'Optical and retinal factors affecting visual resolution.', *The Journal of Physiology*, 181(3): 576.
- Carballo-Alvarez, J. et al. (2015) 'Visual outcomes after bilateral trifocal diffractive intraocular lens implantation Cataract and refractive surgery', *BMC Ophthalmology*, 15(1): 1–6.

Charman, W. N. (2014) 'Developments in the correction of presbyopia II: surgical approaches', *Ophthalmic and Physiological Optics*, 34(4): 397–426.

Chun-Shen, L. and Michael, S. (1996) 'Diffractive multifocal ophthalmic lens'. Patent US5699142A.

Clavé, L. et al. (2020) 'Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination', *Óptica pura y aplicada*, 53(4): 1–10.

Clavé, L., Torrents, A. and Millán, M. S. (2022) 'Visual Acuity at Various Distances and Defocus Curve: A Good Match', *Photonics*, 9(2).

Coates, D. R., Chin, J. M. and Chung, S. T. L. (2013) 'Factors affecting crowded acuity: eccentricity and contrast.', *Optometry and vision science*, 90(7): 628–38.

Cochener, B. et al. (2012) 'Visual and refractive outcomes after implantation of a fully diffractive trifocal lens', *Clinical Ophthalmology*, 6(1): 1421.

Cohen, A. L. (1992) 'Practical design of a bifocal hologram contact lens or intraocular lens', *Applied Optics*, 31(19): 3750.

Cohen, A. L. (1993) 'Diffractive bifocal lens designs.', *Optometry and vision science*, 70(6): 461–8.

Cooper, D. and Pease, P. (1988) 'Longitudinal Chromatic Aberration of the Human eye and Wavelength in Focus', *American journal of optometry and physiological optics*, 99–107.

Davis, G. (2016) 'The Evolution of Cataract Surgery' *Mo Med*. 113(1): 58–62.

Duke-Elder, S. (1958) *System of ophthalmology*. [2d ed.]. London.

Elliot, D., Yang, K. and Whitaker, D. (1995) 'Visual Acuity Changes Throughout Adulthood in Normal, Healthy Eyes: Seeing Beyond 6/6', *Optometry and Vision Science*, 72(3): 186–191.

Eom, Y., Song, J. S. and Kim, H. M. (2017) 'Spectacle plane add power of multifocal intraocular lenses according to effective lens position', *Canadian Journal of Ophthalmology*, 52(1): 54–60.

Eppig, T., Scholz, K. and Langenbacher, A. (2008) 'Assessing the optical performance of multifocal (diffractive) intraocular lenses', *Ophthalmic and Physiological Optics*. 28: 467-474

Faklis, D. and Morris, G. M. (1995) 'Spectral properties of multiorder diffractive lenses', *Applied Optics*, 34(14): 2462-2468.

Fang, F. and Zeng, L. (2018) 'Advances and challenges of intraocular lens design', *Applied Optics*, 57(25): 7363–7376.

Feil, M., Moser, B. and Abegg, M. (2017) 'The interaction of pupil response with the vergence system', *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 255(11): 2247–2253.

- Felipe, A. et al. (2010) 'Correlation between optics quality of multifocal intraocular lenses and visual acuity. Tolerance to modulation transfer function decay', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 36(4): 557–562.
- Fernández, J. et al. (2019) 'Prediction of visual acuity and contrast sensitivity from optical simulations with multifocal intraocular lenses', *Journal of Refractive Surgery*, 35(12): 789–795.
- Fernández, J. et al. (2019) 'Standard clinical outcomes with a new low addition trifocal intraocular lens', *Journal of Refractive Surgery*, 35(4): 214–221.
- Fincham, E. F. (1951) 'The accommodation reflex and its stimulus', *British Journal of Ophthalmology*, 35(7): 381–393.
- Frey, K. et al. (2015) 'Topography Profiling', *Optik & Photonik*, 10(5): 27–30.
- Gatinel, D. et al. (2011) 'Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 37(11): 2060–2067.
- Gatinel, D. and 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): 1093–9.
- Gatinel, D. and Loicq, J. (2016) 'Clinically Relevant Optical Properties of Bifocal, Trifocal, and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses', *Journal of Refractive Surgery*, 32(4): 273–280.
- Gil, M. A. et al. (2014) 'Comparison of Far and near Contrast Sensitivity in Patients Symmetrically Implanted with Multifocal and Monofocal Iols', *European Journal of Ophthalmology*, 24(1): 44–52.
- Guirao, A. et al. (2002) 'Corneal Optical Aberrations and Retinal Image Quality in Patients in Whom Monofocal Intraocular Lenses Were Implanted', *Arch Ophthalmol*, 120: 1143–1151.
- Gupta, N., Wolffsohn, J. S. W. and Naroo, S. A. (2008) 'Optimizing measurement of subjective amplitude of accommodation with defocus curves', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 34(8): 1329–1338.
- Häring, G. et al. (2001) 'Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses: Results of a multicenter questionnaire', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 27(2): 245–249.
- Hayashi, K., Manabe, S. and Hayashi, H. (2009) 'Visual acuity from far to near and contrast sensitivity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens with a low addition power', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 35(12): 2070–2076.
- He, L. et al. (2017) Population-based simulation using image quality metrics to predict visual acuity in pseudophakic patients implanted with trifocal IOLs , *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 58(8): 4209.
- Hienert, J. et al. (2021) 'Visual performance of two diffractive trifocal intraocular lenses: A randomized trial', *Journal of Refractive Surgery*, 37(7): 460–465.

Hoffer, and K. J. Savini, G. (2021) 'Update on Intraocular Lens Power Calculation Study Protocols: The Better Way to Design and Report Clinical Trials', *Ophthalmology*, 128(11): 115–120.

Holladay, J. T. (2004) 'Visual acuity measurements', *J Cataract Refract Surg*, 30(2): 287–290.

Hooi, L. B. (2013) Understand RGB LED mixing ratios to realize optimal color in signs and displays (MAGAZINE) | LEDs Magazine.

Howarth, P. A. et al. (1988) 'Does the chromatic aberration of the eye vary with age?', *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and image science*, 5(12), pp. 2087–92. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3230477> (Accessed: 2 March 2019).

Howarth, P. A. and Bradley, A. (1986) 'The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction.', *Vision research*, 26(2): 361–6.

International Council of Ophthalmology (1984) Visual Acuity Measurement Standard.

International Organization for Standardization, ISO 23539:2005 Photometry-The CIE System of Physical Photometry (2005).

International Standard (2017) ISO 8596.

ISO 11979-9:2006 International Organization for Standardization, ISO 11979-9:2006 "Ophthalmic implants. Intraocular lenses. Part 9: Multifocal intraocular lenses." Annex B. Geneva; ISO (2006).

ISO 11979-2:2014 - Ophthalmic implants -- Intraocular lenses -- Part 2: Optical properties and test methods (2014).

ISO 8596:2018 - Ophthalmic optics - Visual acuity testing -- Standard and clinical optotypes and their presentation (ISO 8596:2017)

Jenkins, T. C. (1963) 'Aberrations of the eye and their effects on vision: 1. spherical aberration.', *The British journal of physiological optics*, 20: 59–91.

Kamel, N.R. and Puente A.A. Personalizing trifocal IOLs. Available at: <https://www.rio-conference.com/presentations/presentations2017/013004.pdf>.

com/presentations/presentations2017/013004.pdf.

Kaymak, H. et al. (2017) 'Visual performance with bifocal and trifocal diffractive intraocular lenses: A prospective three-Armed randomized multicenter clinical trial', *Journal of Refractive Surgery*, 33(10): 655–662.

Kohnen, T., Lemp-hull, J. and Suryakumar, R. (2022) 'Defocus curves: focusing on factors influencing assessment', *J Cataract Refract Surg* 48(8):961-968.

Kruger, P. B. et al. (1993) 'Chromatic aberration and ocular focus: Fincham revisited', *Vision Research*, 33(10): 1397–1411.

- Kruger, P. B. et al. (1995) 'Small amounts of chromatic aberration influence dynamic accommodation.', *Optometry and vision science* 72(9): 656–66.
- Łabuz, G. et al. (2019) 'The Effect of a Spectral Filter on Visual Quality in Patients with an Extended-Depth-Of-Focus Intraocular Lens', *American Journal of Ophthalmology*, 208: 56–63.
- Law, E. M. et al. (2021) 'Predicting the postoperative addition power of a multifocal intraocular lens at the spectacle plane', *Journal of Refractive Surgery*, 35(5): 318–323.
- Loicq, J., Willet, N. and Gatinel, D. (2019) 'Topography and longitudinal chromatic aberration characterizations of refractive–diffractive multifocal intraocular lenses', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 45(11): 1650–1659.
- López-Gil, N. Montés-Micó, R. (2007) 'New intraocular lens for achromatizing the human eye', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 33(7): 1296–1302.
- Luo, H.D. et al. (2006) 'Defining myopia using refractive error and uncorrected logMAR visual acuity from 1334 Singapore school children ages 7-9 years.', *The British journal of ophthalmology*, 90(3): 362–6.
- MacRae, S. et al. (2017) Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses, *Ophthalmology. American Academy of Ophthalmology*.
- Marcos, S. Burns, S. and Moreno-Barriuso, E. (1999) 'A new approach to the study of ocular chromatic aberrations', *Vision Research*, 39: 4309–4323.
- Marcos, S. et al. (2021) 'Simulating Outcomes of Cataract Surgery: Important Advances in Ophthalmology', *Annu Rev Biomed Eng* 23: 277-306.
- McLellan, J. S. et al. (2002) 'Imperfect optics may be the eye's defence against chromatic blur'. *Nature*, 417(6885):174-6.
- Melles, R. B., Holladay, J. T. and Chang, W. J. (2018) 'Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas', *Ophthalmology*, 125(2): 169–178.
- Mencucci, R. et al. (2017) 'Visual performance, reading ability and patient satisfaction after implantation of a diffractive trifocal intraocular lens', *Clinical Ophthalmology*, 11: 1987.
- Mencucci, R. et al. (2018) 'Comparative analysis of visual outcomes, reading skills, contrast sensitivity, and patient satisfaction with two models of trifocal diffractive intraocular lenses and an extended range of vision intraocular lens', *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 256(10): 1913–1922.
- Mendicute, J. et al. (2016) 'Evaluation of visual outcomes and patient satisfaction after implantation of a diffractive trifocal intraocular lens', *Journal of Cartaract & Refractive Surgery*, 42: 203–210.
- Millán, M. S. et al. (2019) 'Clinical assessment of chromatic aberration in phakic and pseudophakic eyes using a simple autorefractor', *Biomedical Optics Express*, 10(8): 4168.

- Millán, M. S. and Vega, F. (2017) 'Extended depth of focus intraocular lens Chromatic performance', *Biomedical Optics Express*, 8(9): 4294.
- Millán, M. S. Vega, F. (2020) 'Through-Focus Energy Efficiency and Longitudinal Chromatic Aberration of Three Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses'. *Transl Vis Sci Technol*, 9(12): 13.
- Millán, M. S., Vega, F. and Ríos-López, I. (2016) 'Polychromatic image performance of diffractive bifocal intraocular lenses: Longitudinal chromatic aberration and energy efficiency', *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 57(4): 2021–2028.
- Mojzis, P. et al. (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.
- Mojzis, P. et al. (2017) 'Postoperative visual performance with a bifocal and trifocal diffractive intraocular lens during a 1-year follow-up', *International Journal of Ophthalmology*, 10(10): 1528–1533.
- Montés-Micó, and R. Alió, J. L. (2003) 'Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation.', *Journal of cataract and refractive surgery*, 29(4): 703–11.
- Montin, J.-F. (2012) 'Achieving Spectacle Independence With the AT LISA tri 839MP', *Insert to Cataract & Refractive Surgery Today Europe*.
- Nagata, T. et al. (1999) 'Chromatic aberration in pseudophakic eyes', *Nippon Ganka Gakkai zasshi*, 103(3): 237–42.
- Nakajima, M. et al. (2016) 'Differences of Longitudinal Chromatic Aberration (LCA) between Eyes with Intraocular Lenses from Different Manufacturers', *PLOS ONE*. 11(6).
- Pedrotti, E. et al. (2018) 'Comparative analysis of visual outcomes with 4 intraocular lenses: Monofocal, multifocal, and extended range of vision', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 44(2): 156–167.
- Pérez-Merino, P. et al. (2013) 'In Vivo Chromatic Aberration in Eyes Implanted With Intraocular Lenses', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 54(4): 2654.
- Pieh, S. et al. (2002) 'Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves', *J Cataract Refract Surg*, 28(11): 1964-7.
- Plaza-Puche, A. B. and Alio, J. L. (2016) 'Analysis of Defocus Curves of Different Modern Multifocal Intraocular Lenses', *European Journal of Ophthalmology*, 26(5): 412–417.
- Rabbetts, R. B. (2007) *Bennett & Rabbetts' clinical visual optics*. Elsevier/Butterworth Heinemann.
- Radner, W. (2016) 'Near vision examination in presbyopia patients: Do we need good homologated near vision charts?', *Eye and Vision*, 3(1).

Ravikumar, S., Bradley, A. and Thibos, L. N. (2014) 'Chromatic aberration and polychromatic image quality with diffractive multifocal intraocular lenses', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 40(7): 1192-204.

Shen, Z. et al. (2017) 'Clinical comparison of patient outcomes following implantation of trifocal or bifocal intraocular lenses: a systematic review and meta-analysis', *Scientific Reports* 7(1): 1–9.

Siedlecki, D. et al. (2014) 'In vivo longitudinal chromatic aberration of pseudophakic eyes.', *Optometry and vision science*, 91(2): 240–6.

Simpson, M. J. (1992) 'Diffractive multifocal intraocular lens image quality', *Applied Optics*, 31(19): 3621-3626.

Simpson, M. J. and Charman, W. N. (2014) 'The effect of testing distance on intraocular lens power calculation', *Journal of Refractive Surgery*, 31(11): 726.

Sjöstrand, J. et al. (2011) 'The decline in visual acuity in elderly people with healthy eyes or eyes with early age-related maculopathy in two Scandinavian population samples', *Acta Ophthalmologica*, 89(2): 116–123.

Smith, G. et al. (2001) 'The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye', *Vision Research*, 41(2): 235–243.

Thibos, L. N. et al. (1990) 'Theory and measurement of ocular chromatic aberration', *Vision Research*, 30(1): 33–49.

Thibos, L. N. et al. (2004) 'Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations.', *Journal of vision*, 4(4): 329–351.

Thibos, L. N., Bradley, A. and Zhang, X. X. (1991) 'Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance.', *Optometry and vision science*, 68(8): 599–607.

Torrents, A. et al. (2017) 'Alteraciones cromáticas y de la sensibilidad al contraste producidas por las lentes intraoculares multifocales difractivas', XV Encuentro Nacional de Óptica y VI Conferencia Andina y del Caribe en Óptica y sus Aplicaciones

Tsonev, D. et al. (2018) 'Red/green/blue LD mixed white-light communication at 6500K with divergent diffuser optimization', *Optics Express*, 26(18): 23397–23410.

Varadaraj, V. et al. (2021) 'Evaluation of Tablet-Based Tests of Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Older Adults', *Ophthalmic epidemiology*, 28(4): 293–300.

Varón, C. et al. (2014) 'Stereo-acuity in patients implanted with multifocal intraocular lenses: Is the choice of stereotest relevant?', *Curr Eye Res*, 39(7):711-9

Vega, F. et al. (2018) 'Visual acuity of pseudophakic patients predicted from in-vitro measurements of intraocular lenses with different design', *Biomedical Optics Express*, 9(10): 4893.

- Vega, F., Alba-Bueno, F. and Millán, M. S. (2011) 'Energy distribution between distance and near images in apodized diffractive multifocal intraocular lenses.', *Investigative ophthalmology & visual science*, 52(8): 5695–701.
- Vega, F., Alba-Bueno, F. and Millán, M. S. (2014) 'Energy efficiency of a new trifocal intraocular lens', *Journal of the European Optical Society* , 9(0): 14002.
- Vinas, M. et al. (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.
- Vinas, M. et al. (2017) 'In vivo measurement of longitudinal chromatic aberration in patients implanted with trifocal diffractive intraocular lenses', *Journal of Refractive Surgery*, 33(11): 736–742.
- Vinas, M. et al. (2019) 'Visual simulators replicate vision with multifocal lenses', *Scientific Reports*, 9(1).
- Vinas, M. et al. (2020) 'Longitudinal chromatic aberration in patients implanted with trifocal diffractive hydrophobic IOLs', *Journal of Refractive Surgery*, 36(12): 804–810.
- Vinas, M. et al. (2022) 'Understanding In Vivo Chromatic Aberrations in Pseudophakic Eyes Using on Bench and Computational Approaches', *Photonics*, 9(4): 226.
- de Vries, N. E. et al. (2011) 'Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 37(5): 859–865.
- Wang, J. et al. (2008) Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye. *J. Opt. Soc. Am.* 25:2263-2270.
- Wang, L. et al (2003) 'Optical aberrations of the human anterior cornea', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Journal, 29(8):1514-21.
- Weeber, H. A., Meijer, S. T. and Piers, P. A. (2015) 'Extending the range of vision using diffractive intraocular lens technology', *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 41(12): 2746–2754.
- Weeber, H. A. and Piers, P. A. (2012) 'Theoretical performance of intraocular lenses correcting both spherical and chromatic aberration', *Journal of Refractive Surgery*, 28(1): 48–52.
- Winn, B. et al. (1994) 'Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects.', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 35(3): 1132–1137.
- Wolffsohn, J. S. et al. (2013) 'Exploring the optimum step size for defocus curves', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 39(6): 873–880.
- Yeu, E. and Cuozzo, S. (2021) 'Matching the Patient to the Intraocular Lens: Preoperative Considerations to Optimize Surgical Outcomes', *Ophthalmology*, 128(11): 132–141.

Zhao, H. and Mainster, M. A. (2007) 'The effect of chromatic dispersion on pseudophakic optical performance.', *The British journal of ophthalmology*, 91(9): 1225–9.

## PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES DERIVADAS DE LA TESIS

### PUBLICACIONES

M. Millán, L. Clavé, A. Torrents, J. Armengol, F. Vega “Spatio-chromatic vision with intraocular multifocal lens”. American Journal of Ophthalmology. En revisión

L. Clavé, A. Torrents, M. Millán “Visual Acuity at Various Distances and Defocus Curve: A Good Match” Photonics, 9 (2022) (2). Doi10.3390/PHOTONICS9020085.

L. Clavé, A. Torrents, M. Ralló, M. Millán “Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination”. Optica Pura y Aplicada 53 (4) 1-10 (2020)

### COMUNICACIONES EN CONGRESO

Comunicación en póster aceptada: “**Visual acuity at different distances and defocus curve: a good match**” 11th Iberoamerican Optics Meeting/14th Latinamerican Meeting on Optics, Lasers and Applications, RIAO/OPTILAS. Costa Rica 2023

Comunicación oral. “**Defocus Curves Do Not Underestimate Visual Acuity**”. Congress of the European Society of cataract and refractive Surgery. Milán 2022

Comunicación en póster “**Visual acuity in phakic and monofocal pseudophakic eyes under red, green, and blue lights**”. XXXVIII Reunión Bienal de la RSEF – Murcia 2022

Comunicación en póster. “**Visual acuity in phakic and pseudophakic eyes under RGB light**”. National Meeting of Optics. Spain 2021

Comunicación en póster. “**Comparison of two methods for measuring visual acuity at different distances**”. Congres de la European Academy of Optics and Optometry. Helsinki 2021

Comunicación en póster. “**Comparación de dos métodos para la medida de la agudeza visual a diferentes distancias**”. Congres RIAO. Cancún 2019

## **OTRAS COMUNICACIONES/ PUBLICACIONES**

Comunicación en congreso **“Evaluación de la función visual en pacientes con trastorno por déficit de atención e hiperactividad: resultados preliminares”**. Congreso Internacional Online de Jóvenes Optometristas 2018

Comunicación en póster. **“Segmentación del disco óptico en imágenes del fondo de ojo mediante morfología matemática y contornos activos”** Reunión nacional de óptica 2018

Comunicación en póster. **“Segmentación del disco óptico en imágenes del fondo de ojo mediante morfología matemática y contornos activos”** Simposio Investigación Visible. Colombia 2018

Capítulo de libro **“Evaluación de la función visual en pacientes con trastorno por déficit de atención e hiperactividad: resultados preliminares”** ISBN: 978-84-123074-2-9. 2021

**O. Álvarez, A. Monés, Ll. Cavero, P. Valle, L. Clavé “Espasmo acomodativo en la infancia”** Acta estrabológica nº 2 2018. Sociedad española de estrabología.

## ANEXO A

### Especificaciones técnicas de los LEDs

Para evaluar la AV con distintas longitudes de onda hemos iluminado los optotipos detallados anteriormente con LEDs de diferente distribución espectral y que encontramos detallados a continuación. con leds blanco (MCWHL5) y de color verde (M530L3), rojo (M625L3) y azul (M455L3) (Thorlabs, Inc., USA) con las siguientes distribuciones espectrales:

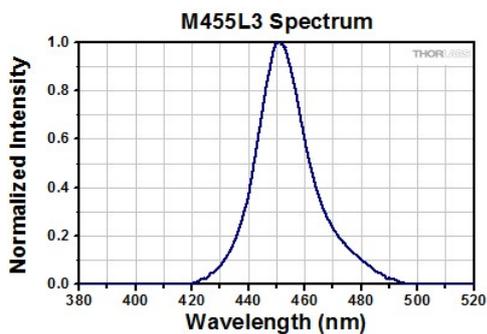


Fig 2. Curva de distribución espectral del Led azul

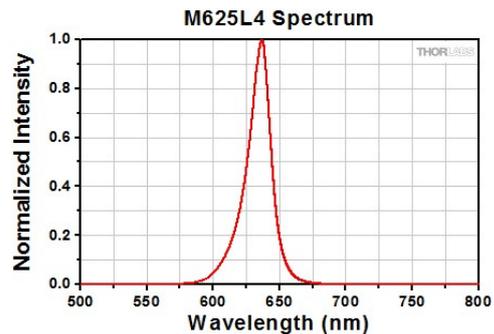


Fig 3. Curva de distribución espectral del Led rojo

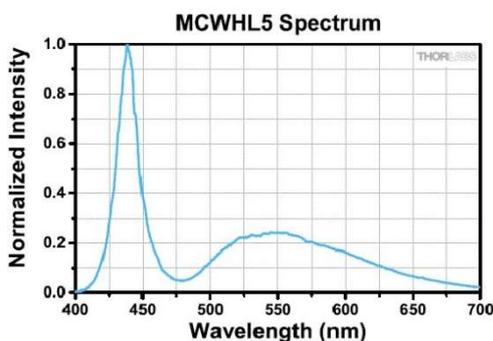


Fig 4. Curva de distribución espectral del Led blanco

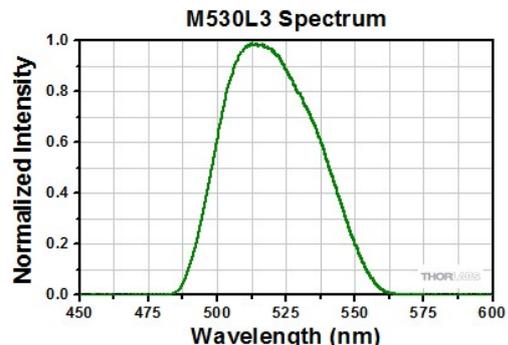


Fig 5. Curva de distribución espectral del Led verde

Iluminación	Modelo del fabricante	$\lambda$ (nm)	FWHM (nm)	CCT(K)
W	Thorlabs MCWHL5-LED	-	-	6500
G	Thorlabs M530L3-LED	530	33	-
R	Thorlabs M625L3-LED	625	18	-
B	Thorlabs M455L3-LED	455	18	-

<sup>†</sup>Dato nominal de Thorlabs (ver ref (www.thorlabs.com, no date)),<sup>‡</sup>Full Width at Half Maximum

## ANEXO B

### Informes favorables del comité de ética del hospital de Mataró



Codi CEIm 20/19

#### INFORME DEL COMITÈ DE ÈTICA D'INVESTIGACIÓ CLÍNICA

**Mireia Bolívar Prados**, en qualitat de secretaria tècnica del Comitè d'Ètica d'Investigació Clínica amb Medicaments de l'Hospital de Mataró, Consorci Sanitari del Maresme,

#### CERTIFICA

Que este Comitè ha avaluat la proposta presentada per **Consorci Sanitari del Maresme** per a que sigui realitzat a l'Hospital de Mataró l'estudi titulat:

**Influencia de la Aberración cromática en la agudeza visual en pacientes implantados con lentes intraoculares**

Protocol	Versió 4 (LIO2019) Data:06/11/2019
Full d'Informació al Pacient / Consentiment Informat	Versió 4 (LIO2019) Data:06/11/2019
Procediments i material utilitzat pel reclutament dels subjectes (anuncis publicitaris, informació web, etc.)	Versió NA Data: NA

I considera que:

- Es compleixen els requisits necessaris d'idoneïtat del protocol en relació amb els objectius de l'estudi i es troben justificats els riscos i molèsties previsibles pel subjecte
- La capacitat de l'Investigador i els mitjans disponibles són apropiats per a dur a terme l'estudi
- El procediment per a obtenir el consentiment informat és adequat
- Les compensacions econòmiques previstes no interfereixen amb el respecte dels postulats ètics

I que aquest Comitè emet **informe favorable** per a que l'esmenat estudi sigui realitzat a l'Hospital de Mataró per **Clavé, L** com Investigadora Principal.

El que firmo a Mataró a 7 de novembre de 2019,

  
**Mireia Bolívar Prados**  
Secretària Tècnica del CEIm del CSdM,  
Hospital de Mataró



**Mireia Bolívar Prados**, en qualitat de secretaria tècnica del Comitè d'Ètica d'Investigació Clínica amb Medicaments de l'Hospital de Mataró, Consorci Sanitari del Maresme,

**FA CONSTAR QUE:**

1. En la reunió celebrada el dia 24/04/2019, acta 4. 24-04-2019 es va decidir emetre l'informe favorable condicionat a l'estudi de referència.
2. Que a dia 7 de novembre, s'emet informe favorable amb les modificacions pertinents suggerides pel Comitè.
3. El CEIm del CSdM, tant en la seva composició com als PNT compleix amb les normes de BPC (CPMP/ICH/135/95)
4. La composició actual del CEIm és la següent:

<b>Pere Clavé Civit</b> (President)	Metge. Especialista en cirurgia. Director Acadèmic, d'Investigació i Innovació del Consorci Sanitari del Maresme. President de la Comissió d'Investigació del CSdM.
<b>Alberto Zamora Cervantes</b> (Vicepresident)	Metge. Servei de Medicina Interna. Hospital de Blanes. Coordinador Comissió Recerca i Innovació. Corporació Salut Maresme i la Selva.
<b>Josep M<sup>a</sup> Ibáñez Romaguera</b> (Vicepresident 2n)	Metge. Especialista en otorinolaringologia. Director assistencial del Consorci Sanitari del Maresme.
<b>Mireia Bolívar Prados</b> (Secretària Tècnica)	Farmacèutica. Unitat de Fisiologia Digestiva del Consorci Sanitari del Maresme.
<b>Mateu Serra Prat</b>	Cap de la Unitat de Recerca. Membre de la Comissió d'Investigació del CSdM. Membre del Comitè d'Ètica Assistencial del CSdM.
<b>Alexis Rodríguez Gallego</b>	Metge Farmacòleg Clínic. Hospital Vall d'Hebrón. Membre aliè al centre.
<b>Itziar Flores Aliri</b>	Advocada. Membre no sanitari i aliè al centre.
<b>Maria Bartolomé Regué</b>	Metge especialista en MFIC. CAP Mataró-Centre del CSdM.
<b>Josep A. Capdevila Morell</b>	Metge. Servei de Medicina Interna. Hospital de Mataró.
<b>Lluís Campins Barnadas</b>	Farmacèutic Hospitalari. Cap de Servei de Farmàcia de l'Hospital de Mataró.
<b>Rubén Sánchez Borrego</b>	Administratiu. Cap de la Unitat d'Atenció a l'Usuari del CSdM.
<b>David López Faixó</b>	Farmacèutic Atenció Primària. Servei de Farmàcia del CSdM.
<b>Rosa Querol Niñerola</b>	Metge. Unitat d'Oncologia de l'Hospital de Mataró.
<b>Azhara Sánchez Ulayar</b>	Farmacèutica Hospitalària. Servei de Farmàcia del CSdM.
<b>Omar Ortega Fernández</b>	Biòleg. Investigador CIBERhd del CSdM.
<b>Isabel Lorenzo Sánchez</b>	Biòloga. Responsable econòmica. Direcció Acadèmica, de Recerca i d'Innovació del CSdM.
<b>Vanessa Vicente Arcúa</b>	Infermera. Hospital de Mataró. CSdM.
<b>Cristina Mas Parcerisa</b>	Administrativa. Unitat d'Investigació del CSdM.
<b>Carne Pascual González</b>	Metge especialista en MFIC. ABS Calella

## **ANEXO C**

### **PROTOCOLO LIO2019 Versión 4**

#### **TÍTULO:**

**“INFLUENCIA DE LA ABERRACIÓN CROMÁTICA EN LA AGUDEZA VISUAL EN PACIENTES IMPLANTADOS CON LENTES INTRAOCULARES”**

#### **Investigador principal:**

*Laura Clavé Cerezo*

#### **Colaboradores:**

*Antoni Roqué, Olga Álvarez, Míriam Carbajal, Danae Kyriakou, Ana Baldovín, Elisabet Bou*

## **INTRODUCCIÓN**

El Síndrome de disfunción del cristalino es el término que se usa para definir todo el proceso de cambios que le suceden a este dioptrio ocular. Dichos cambios en las propiedades refractivas del cristalino se manifiestan inicialmente con la pérdida progresiva de la capacidad de enfoque o presbicia, seguido por la pérdida de transparencia o catarata.

El indicador de la cirugía de la catarata habitual es la agudeza visual <sup>[1]</sup>pero se realiza también teniendo en cuenta el equilibrio riesgo/beneficio y cómo esta pérdida de AV afecta a la calidad de vida del paciente.

La historia de la cirugía de la catarata es muy reciente, nació hace aproximadamente 60 años y su evolución se ha basado en la mejora de la técnica hasta llegar a la facoemulsificación con implante de lente intraocular (LIO) que es el procedimiento practicado habitualmente en la actualidad. La lente intraocular que se implanta habitualmente es una lente monofocal, que restaura la agudeza visual en el foco lejano, pero no así la habilidad de enfoque o acomodación. Las lentes intraoculares multifocales surgen como una de las posibles soluciones para restablecer la acomodación y proporcionar una visión nítida tanto en visión lejana como en visión cercana y todo el rango de distancias intermedias sin ayuda de corrección óptica.

Las primeras LIOs multifocales aparecieron en la década de los 80, pero no fue hasta los años 90 que se extendió el uso de este tipo de lentes. La extensión del uso de LIOs multifocales a mediados de los 90 vino condicionada por las pequeñas incisiones y la generalización del uso de fórmulas de cálculo de 3ª generación <sup>[2]</sup>.

Todo el abanico existente en el mercado de lentes multifocales se puede clasificar en dos tipos dependiendo de su principio óptico: refractivas o difractivas. Mayoritariamente son las difractivas las que se emplean.

Actualmente en el mercado encontramos distintos diseños de LIO's multifocales difractivas: bifocales, trifocales y de foco extendido.

El motivo de haber escogido estas lentes para su estudio es por su diseño híbrido refractivo-difractivo, que muestra una dependencia muy singular con la longitud de onda en comparación con las lentes puramente refractivas. Los antecedentes de este comportamiento singular, que han motivado la realización de este trabajo pueden encontrarse en <sup>[3]</sup> <sup>[4]</sup>. En ambos documentos se explican algunos rasgos del comportamiento de las LIOs difractivas a partir de las diferencias que muestran con la longitud de onda.

Estos hallazgos obtenidos de manera experimental en banco óptico nos han llevado a preguntarnos cómo percibe el paciente el cambio de comportamiento de estas lentes dependiendo de la longitud de onda y el impacto que pueda tener en su vida cotidiana.

El propósito de este trabajo es comprobar si el comportamiento de estas lentes con diferentes longitudes de onda observado de manera experimental en banco óptico se refleja en algún modo en la percepción del paciente con lentes multifocales difractivas implantadas.

Para poder realizarlo hemos diseñado un método novedoso donde vamos a intentar comparar los datos experimentales con la agudeza visual percibida por el paciente con iluminantes de distintas longitudes de onda.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1]L. Kessel, J. Andresen, D. Erngaard, P. Flesner, B. Tendal, and J. Hjortdal, "Indication for cataract surgery. Do we have evidence of who will benefit from surgery? A systematic review and meta-analysis," *Acta Ophthalmol.*, vol. 94, no. 1, pp. 10–20, Feb. 2016.
- [2]J. C. Javitt, F. Wang, D. J. Trentacost, M. Rowe, and N. Tarantino, "Outcomes of cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: functional status and quality of life.," *Ophthalmology*, vol. 104, no. 4, pp. 589–99, Apr. 1997.
- [3]M. S. Millán, F. Vega, and I. Ríos-López, "Polychromatic image performance of diffractive bifocal intraocular lenses: Longitudinal chromatic aberration and energy efficiency," *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 57, no. 4, pp. 2021–2028, 2016.
- [4]M. S. Millán and F. Vega, "Extended depth of focus intraocular lens Chromatic performance," *Biomed. Opt. Express*, vol. 8, no. 9, p. 4294, 2017.

## OBJETIVOS

### Objetivo principal

La presente investigación tiene como objetivo principal detectar y evaluar posibles alteraciones en la visión del color producidas por el implante de lentes intraoculares en pacientes sometidos a cirugía de cataratas.

### Objetivos específicos

1. *Establecer una metodología* que permita evaluar distintas medidas psicofísicas, entre ellas la Agudeza visual con iluminantes de diversa distribución espectral. La metodología deberá ser sistemática, precisa y adaptarse a las recomendaciones establecidas por los estándares internacionales. Deberá tener en cuenta las condiciones de la práctica clínica para obtener resultados significativos en los diversos grupos de estudio que se fijen (jóvenes, presbitas fágicos, IOL monofocal, IOL multifocales refractivas/difractivas de diferentes diseños...)
2. *Comprobación del método en pacientes implantados con LIO monofocal*
3. *Evaluación de la AV cromática en pacientes implantados con LIOs multifocales*
4. *Analizar los resultados* teniendo en cuenta la caracterización óptica de las LIOs en banco óptico utilizando un modelo de ojo estándar. En particular se considerarán las medidas de eficiencia energética y de MTF (through-focus). Se buscarán posibles correlaciones entre resultados del estudio clínico y de laboratorio óptico.

## DESCRIPCIÓN DEMOGRÁFICA

Se reclutarán pacientes del Consorci Sanitari del Maresme intervenidos de catarata en el Servicio de oftalmología del Hospital de Mataró mediante la técnica de facoemulsificación con implante de lente intraocular monofocal y multifocal. El tamaño de cada grupo será de 20 pacientes con los siguientes criterios de inclusión/exclusión:

### *Criterios de inclusión*

- Hombres o mujeres a partir de 25 años intervenidos de catarata mediante la técnica de facoemulsificación más implante de lente intraocular monofocal/ multifocal
- BCVA igual o mayor de 0,9

### *Criterios de exclusión*

- Complicaciones durante o post quirúrgicas
- Patología ocular previa
- Trastorno cognitivo que no permita la correcta colaboración en las pruebas
- Alto defecto refractivo previo
- Alteraciones de la visión del color

## **METODOLOGÍA**

Estudio prospectivo observacional transversal donde se evalúa la Agudeza visual cromática de una cohorte de pacientes sometidos a cirugía de catarata e implantados con lente intraocular monofocal / multifocal.

### **Material y método**

*1. Estudio de la refracción* para obtener la mejor agudeza visual corregida en visión lejana (BCVA). El resto del examen se realizará con la refracción resultante en gafa de prueba.

*2. Agudeza Visual.* Para evaluar la AV con distintas longitudes de onda iluminaremos los optotipos con leds blanco y de color verde (M530L3), rojo (M625L3) y azul (M455L3) (Thorlabs, Inc., USA).

*3. Análisis de los resultados*

## **CONSIDERACIONES ÉTICAS Y CONFIDENCIALIDAD**

### **Consideraciones éticas**

El proyecto seguirá las normas de buenas prácticas clínicas internacionales y cumplirá con todos los requisitos legales que le sean de aplicación. La documentación de estudio será sometida a la aprobación del CEIC del CSdM. No se iniciará el reclutamiento sin el previo informe favorable del CEIC. Todos los pacientes serán debidamente informados oralmente y por escrito (ver ANEXO I) y se les pedirá su consentimiento informado y por escrito para participar en el estudio

(ver ANEXO II). Todos los datos del estudio serán debidamente codificados y disociados de modo que se garantice la confidencialidad de los datos.

### **Confidencialidad**

La información sobre los sujetos incluidos en el estudio será tratada de forma confidencial y manejada de acuerdo con los requisitos de la *Ley Orgánica española 15/1999 del 13 de diciembre de Protección de Datos de Carácter Personal*.

### **Mantenimiento de registros**

El promotor y el investigador archivarán el contenido del archivo maestro del estudio durante al menos 25 años tras el final del estudio. Sin embargo, las historias clínicas de los sujetos deberán ser archivadas de acuerdo con la Ley 41/2002, del 14 de noviembre, y según el tiempo máximo permitido por el hospital. El contenido del archivo maestro del ensayo clínico se archivará de tal forma que se garantice su disponibilidad y accesibilidad, previa solicitud, a las

autoridades competentes. El promotor designará a individuos dentro de su organización para que sean responsables de los archivos. El acceso a los archivos se limitará a esas personas.

Los medios utilizados para archivar el contenido del archivo maestro del estudio deberán ser tales que el contenido permanezca completo y legible durante al menos 25 años. Cualquier alteración del contenido del archivo maestro del estudio deberá ser trazable.

## **CRONOGRAMA**

-Elaboración de una tabla SPSS para la recogida de datos

-Periodo de reclutamiento:

3 meses para pacientes implantados con LIOs monofocales

6 meses para pacientes implantados con LIOs multifocales

- Análisis estadístico al finalizar el reclutamiento

-Escritura de capítulo de tesis doctoral y posterior difusión en congresos y revistas científicas

## **ANEXO I HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE**

### **Título del estudio:**

Influencia de la aberración cromática en la agudeza visual en pacientes implantados con lentes intraoculares

### **Propósito del estudio:**

- Este estudio se propone comprobar las posibles alteraciones producidas en la Agudeza Visual de los pacientes intervenidos de catarata con lente intraocular, en visión de cerca y/o lejos, bajo distintos tipos de iluminación. (blanca, roja, verde y azul)

### **Procedimientos/explicación del estudio:**

La prueba se realiza monocularmente en el ojo de mejor agudeza visual, con la mejor compensación óptica del defecto refractivo existente. Se medirá la agudeza visual con optotipo específico en visión de lejos bajo los distintos tipos de iluminación. Todo el procedimiento puede durar entre 10-15 minutos, es totalmente inocuo y no invasivo.

Sus datos personales serán manipulados de forma estrictamente confidencial y cumpliendo los requisitos establecidos en el Reglamento (UE) 2016/679, General de Protección de Datos y la Ley Orgánica 3/2018, de Protección de Datos Personales y Garantía de los Derechos Digitales., Sus datos serán pseudo-anonimizados de tal manera que no se podrá conocer, fuera del ámbito médico, a quién corresponden los resultados.

Este estudio, se aplica bajo la nueva legislación de la UE sobre datos personales, en concreto el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo del 27 de abril de 2016 sobre la Protección de Datos (RGPD). Además de los derechos de acceso, modificación, oposición y supresión de los datos, actualmente, también puede solicitar la limitación del tratamiento de los datos y solicitar su portabilidad, cuando corresponda, solicitar una copia o que sean trasladadas a un tercero (que facilite usted). Para ejercitar sus derechos, necesita dirigirse al investigador principal del estudio. Le recordamos, que los datos no se pueden eliminar, aunque retire su participación para poder garantizar la validez de la investigación y cumplir con los derechos legales y requisitos de autorización de medicamentos. De la misma manera, también tiene derecho a dirigirse a la Autoritat catalana de Protecció de Dades ([www.apdcat.cat](http://www.apdcat.cat)), en el caso de no quedar satisfecho.

Tanto el centro y el promotor son responsables, respectivamente, del tratamiento de sus datos y se comprometen a cumplir la normativa de protección de datos en vigor. Los datos

recogidos para este estudio, se encuentran identificados mediante un código, de manera que no se encuentre información que le puedan identificar y, solo el equipo investigador del proyecto, podrán relacionar los mencionados datos con usted y su historia clínica. Su identidad, será relevada a ninguna otra persona a excepción de las Autoridades Sanitarias, en caso de que así se requiera por una urgencia médica. El Comité de Ética del Consorci Sanitari del Maresme, los representantes de las Autoridades Sanitarias en materia de inspección y el personal autorizados por el Promotor, únicamente podrán acceder para comprobar los datos personales, los procedimientos del estudio y el cumplimiento de la normativa de buenas prácticas clínicas, siempre manteniendo la confidencialidad.

Investigadores y promotor, se encuentran obligados a conservar los datos recogidos durante el estudio como mínimo 25 años des de su finalización. Posteriormente, su información personal, solo se conservará en el centro para el tratamiento de su salud y por el promotor, para otras finalidades científicas, si usted ha otorgado el consentimiento y así lo permite la ley y los requisitos éticos.

En el caso de realizar transferencia de sus datos, codificados fuera de la UE, a las entidades de nuestro grupo, a prestadores de servicios o a investigadores científicos que colaboren con nosotros, sus datos, quedarán protegidos a través de contratos y otros mecanismos por las autoridades de protección de datos. Si desea saber más, puede contactar con el investigador principal, dirigiéndose a la siguiente dirección:

Investigador principal: Laura Clavé

Datos de contacto: [lclave@csdm.cat](mailto:lclave@csdm.cat)

## CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, (nombre y apellidos) .....

declaro que,

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio
- He recibido suficiente información sobre el estudio
- He sido informado por (nombre del investigador) .....  
.....

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- cuando quiera
- sin tener que dar explicaciones
- sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

Consiento que los datos clínicos referentes a mi enfermedad sean almacenados en un fichero automatizado, y que serán tratados con fines exclusivamente científicos y/o de evaluación.

Declaro haber sido informado de que:

- mis datos serán tratados, en el marco de la investigación clínica, por el Consorcio Sanitario del Maresme" cuya finalidad es la gestión y análisis de los datos con fines exclusivamente científicos y/o de investigación.

- mis datos serán tratados de conformidad con lo que establece el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD) y Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y Garantía de los Derechos Digitales (LOPDGDD).

Comprendo que tengo el derecho de acceder, rectificar, suprimir y oponerme al tratamiento, así como a solicitar el derecho de limitación del tratamiento y la portabilidad de mis datos, y que, para ejercer estos derechos, puedo dirigirme a la Unidad de Investigación del Consorci Sanitari del Maresme (Hospital de Mataró, Carretera de Cirera, s/n. 08304 Mataró. Tel. 93 741 77 30).

Doy libremente mi conformidad para participar en el estudio.

.....

(fecha)

.....

(firma del paciente)

.....

(fecha)

.....

(firma del investigador)

## ANEXO D

### Autorización y vinculación en el proyecto de investigación



CONSORCI SANITARI  
DEL MARESME

Asunto: Autorización para participar en Proyecto de investigación.

D. RAMON CUNILLERA GRAÑO, representante legal de *CONSORCI SANITARI DEL MARESME (HOSPITAL DE MATARÓ)*,

AUTORIZA

A LAURA CLAVÉ CEREZO, MsC. en Optometría y Ciencias de la Visión y Optometrista a participar como miembro del equipo de investigación con dedicación compartida en las actividades programadas y en los estudios clínicos relacionados con el proyecto *"Optical implants in cataract surgery for customized correction"* presentado en su calidad de investigadora principal, por la Dra. María S. Millán García-Varela, Catedrática de la Universitat Politècnica de Catalunya, a la convocatoria de 2019 del Programa Estatal de Investigación Desarrollo e Innovación orientado a los Retos de la Sociedad, en el marco del Plan Estatal de Investigación Científica y Técnica y de Innovación 2017-2020 del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.

Y para que así conste, firmo esta autorización en Mataró, a 3 de Octubre de 2019

RAMON  
CUNILLERA  
GRAÑO

Firmado digitalmente  
por RAMON  
CUNILLERA GRAÑO  
Fecha: 2019.10.03  
13:15:15 +02'00'

Fdo.: D. Ramón Cunillera Graño

---



**CONSORCI SANITARI  
DEL MARESME**

**D. RAMON CUNILLERA GRAÑÓ**, representante legal de **CONSORCI SANITARI DEL MARESME**  
(**HOSPITAL DE MATARÓ**), carretera de Cirera nº 230, 08304 Mataró (Barcelona)

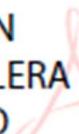
**CERTIFICA:**

Que **LAURA CLAVÉ CEREZO**, con DNI nº 40994808E, presta sus servicios en el Servicio de Oftalmología de esta institución como Óptico-Optometrista, con **contrato indefinido** desde 6 de Marzo de 2007.

Que Laura Clavé Cerezo manifiesta que es miembro del equipo de investigación del proyecto "Optical implants in cataract surgery for customized correction" presentado en su calidad de investigadora principal, por la Dra. María S. Millán García-Varela, Catedrática de la Universitat Politècnica de Catalunya, en la convocatoria de 2019 del Programa Estatal de Investigación Desarrollo e Innovación orientado a los Retos de la Sociedad, en el marco del Plan Estatal de Investigación Científica y Técnica y de Innovación 2017-2020 del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (Resolución aprobada al amparo de la Orden CNU/320/2019, de 13 de marzo, publicada en el «Boletín Oficial del Estado» de 21 de marzo).

Lo que hacemos constar a petición de la persona interesada y a los efectos previstos en el artículo 6.2.b) de la convocatoria 2019 del Programa Estatal de Investigación Desarrollo e Innovación orientado a los Retos de la Sociedad (Resolución aprobada al amparo de la Orden CNU/320/2019, de 13 de marzo, publicada en el «Boletín Oficial del Estado» de 21 de marzo)

En Mataró, a 3 de Octubre de 2019

**RAMON  
CUNILLERA  
GRAÑÓ**  Firmado digitalmente  
por RAMON  
CUNILLERA GRAÑÓ  
Fecha: 2019.10.03  
13:17:09 +02'00'

Fdo.: D. Ramón Cunillera Grañó

---

## Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination

### Valoración de la agudeza visual con iluminación roja, verde y azul en ojos fásicos y pseudofásicos

Laura Clavé<sup>1,2,S\*</sup>, Aurora Torrents<sup>1</sup>, Miquel Ralló<sup>1</sup>, María S. Millán<sup>1,S</sup>

1. Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen, Departamento de Óptica y Optometría, Universitat Politècnica de Catalunya-BARCELONATECH, España

2. Hospital de Mataró, Servicio de Oftalmología, Consorci Sanitari del Maresme

\*E-mail: lclave@csdm.cat

S: SEDOPTICA member

Received: 29/09/2020

Accepted: 10/11/2020

DOI: 10.7149/OPA.53.4.51047

#### ABSTRACT:

**Purpose:** To assess the impact of the quasi-monochromatic illumination on visual acuity (VA) in phakic and monofocal pseudophakic eyes using different wavelengths.

**Methods:** Sixty-one eyes classified in two groups (phakic and pseudophakic) participated in this study: 31 young phakic and 30 pseudophakic implanted with an acrylic monofocal intraocular lens. Distance VA was measured with custom optotype illuminated sequentially with three LED lights of nominal wavelengths (B) 455nm, (G) 530nm, (R) 625nm and white (W) LED light (CCT= 6500K). Near VA was additionally assessed in young phakic eyes under the same illuminations.

**Results:** Best mean distance VA was obtained under red and white lights in young phakic eyes, whereas it was obtained under white and green lights in pseudophakic eyes. For both groups, the blue illumination led to the worst mean distance VA outcomes. No significant differences were found among mean near VA for R, G and B lights, but it was significantly better under W light than under B light.

**Conclusion:** The measured distance VA values reveal the impact of the chromatic difference of refraction caused by the longitudinal chromatic aberration of the tested eyes. This aberration, is compensated by the accommodation capability of young phakics under red light. In the case of monofocal elderly pseudophakic eyes, a natural age-related decrease in the VA is observed. Additionally, the lack of accommodation, and a postoperative refraction outcome likely targeted for a green design wavelength, make the mean distance VA under green light match the one under white light. The mean near VA results in young phakic subjects revealed a balanced accommodation capability to every R, G, B illumination, but significantly higher under W light than under B light.

**Key words:** Accommodation, Color Vision, Pseudophakia, Vision Tests, Visual Acuity

#### RESUMEN:

**Propósito:** Valorar el impacto de la iluminación cuasi-monocromática en la agudeza visual (AV) en ojos fásicos y pseudofásicos utilizando diferentes longitudes de onda.

**Método:** El trabajo se realizó con 61 ojos clasificados en dos grupos: 31 fásicos jóvenes y 30 pseudofásicos implantados con una lente intraocular acrílica monofocal. La AV lejana fue medida usando un optotipo expresamente diseñado para el trabajo iluminándolo secuencialmente con tres luces LED de longitud de onda nominal de (B) 455nm, (G) 530nm, (R) 625nm y blanca (W) (CCT= 6500K). Adicionalmente se midió la AV cercana usando las mismas iluminaciones en el grupo de jóvenes fásicos.



**Resultados:** La mejor AV lejana en ojos fáticos se obtuvo con las iluminaciones roja y blanca mientras que en el grupo de pseudofáticos ésta se obtuvo con las iluminaciones verde y blanca. La AV con iluminación azul fue la que obtuvo peores resultados en ambos grupos. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la AV cercana para las iluminaciones R, G y B, pero fue significativamente mejor con iluminación W que con iluminación B.

**Conclusión:** Los valores de AV lejana revelan el impacto de la diferencia cromática de refracción (CDRx) provocada por la aberración cromática longitudinal de los ojos evaluados. Con iluminación roja, la capacidad acomodativa de los ojos jóvenes fáticos compensa la aberración. En ojos pseudofáticos, se observa una disminución natural de la AV. En estos casos, además, la pérdida de la acomodación y un resultado refractivo postoperatorio calculado para una longitud de onda de diseño verde, hacen que la AV obtenida con luz verde sea igual a la obtenida con luz blanca. La AV cercana media obtenida en ojos fáticos jóvenes revela un equilibrio en la capacidad de acomodación con iluminación R, G y B, si bien la AV cercana es significativamente superior con luz blanca que con luz azul.

#### REFERENCES AND LINKS

- [1] L. N. Thibos, A. Bradley, X. X. Zhang, "Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance," *Optom Vis Sci* 68, 599-607 (1991).
- [2] P. A. Howarth, A. Bradley, "The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction," *Vision Res* 26, 361-366 (1986).
- [3] L. N. Thibos, A. Bradley, D. L. Still, X. Zhang, P. A. Howarth, "Theory and measurement of ocular chromatic aberration," *Vision Res* 30, 33-49 (1990).
- [4] M. Vinas, C. Dorronsoro, D. Cortes, D. Pascual, S. Marcos, "Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics," *Biomed Opt Express* 6, 948-962 (2015).
- [5] S. Marcos, S. A. Burns, E. Moreno-Barriuso, R. Navarro, "A new approach to the study of ocular chromatic aberrations," *Vision Res* 39, 4309-4323 (1999).
- [6] D. A. Atchison, G. Smith, M. D. Waterworth "Theoretical effect of refractive error and accommodation on longitudinal chromatic aberration of the human eye," *Optom Vis Sci* 70, 716-722 (1993).
- [7] R. Navarro, "The optical design of the human eye: a critical review," *J Optom* 2, 3-18 (2009).
- [8] P. A. Howarth, X. X. Zhang, A. Bradley, D. L. Still, L. N. Thibos, "Does the chromatic aberration of the eye vary with age?" *J Opt Soc Am A* 5, 2087-2092 (1988).
- [9] C. Ware, "Human axial chromatic aberration found not to decline with age," *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 218, 39-41 (1982).
- [10] P. Cooper, P. L. Pease, "Longitudinal chromatic aberration of the human eye and wavelength in focus," *Am J Optom Physiol Opt* 65, 99-107 (1988).
- [11] E. F. Fincham, "The accommodation reflex and its stimulus," *Br J Ophthalmol* 35, 381-393 (1951).
- [12] P. B. Kruger, S. Mathews, K. R. Aggarwala, N. Sanchez, "Chromatic aberration and ocular focus: Fincham revisited," *Vision Res* 33, 1397-1411 (1993).
- [13] K. Graef, F. Schaeffel, "Control of accommodation by longitudinal chromatic aberration and blue cones," *J Vis* 12, 1-12 (2012).
- [14] D. A. Atchison, G. Smith, *Optics of the human eye*. Oxford, Butterworth-Heinemann, (2000).
- [15] R. Navarro, "Letter to the editor (reply)," *J Optom* 2, 163-164 (2009).
- [16] M. S. Millán, F. Vega, I. Ríos-López, "Polychromatic image performance of diffractive bifocal intraocular lenses: Longitudinal chromatic aberration and energy efficiency," *Investig Ophthalmol Vis Sci* 57, 2021-2028 (2016).
- [17] G. Łabuz, G. U. Auffarth, A. Özen, T. Van den Berg, T. M. Yildirim, H.-S. Son, R. Khoramnia, "The effect of a spectral filter on visual quality in patients with an extended-depth-of-focus intraocular lens," *Am J Ophthalmol* 208, 56-63 (2019).
- [18] T. Nagata, S. Kubota, I. Watanabe, S. Aoshima, "Chromatic aberration in pseudophakic eyes," (Japanese) *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 103, 237-242 (1999).
- [19] D. Siedlecki, A. Jóźwik, M. Zajac, A. Hill-Bator, A. Turno-Kręcicka, "In vivo longitudinal chromatic aberration of pseudophakic eyes," *Optom Vis Sci* 91, 240-246 (2014).
- [20] P. Pérez-Merino, C. Dorronsoro, L. Llorente, S. Durán, I. Jiménez-Alfaro, S. Marcos, "In vivo chromatic aberration in eyes implanted with intraocular lenses," *Investig Ophthalmology Vis Sci* 54, 2654-2661 (2013).
- [21] M. S. Millán, F. Vega, F. Poyales, N. Garzón, "Clinical assessment of chromatic aberration in phakic and pseudophakic eyes using a simple autorefractor," *Biomed Opt Express* 10, 4168-4178 (2019).

- [22] B. Y. F. W. Campbell, R. W. Gubisch, "The effect of chromatic aberration on visual acuity," *J Physiology* 192, 345-358 (1967).
- [23] R. B. Rabbetts, *Bennett & Rabbetts' clinical visual optics*. 4<sup>th</sup> edition, Edinburgh, Butterworth Heinemann, (2007).
- [24] International Council of Ophthalmology, "Visual acuity measurement standard," (1984).
- [25] ISO 8596:2017, International Organization for Standardization, "Ophthalmic optics - Visual acuity testing - Standard and clinical optotypes and their presentation," (2017).
- [26] [www.thorlabs.com](http://www.thorlabs.com).
- [27] J. T. Holladay, T. C. Prager, "Mean visual acuity," *Am J Ophthalmol* 111, 372-374 (1991).
- [28] [www.ajlsa.com](http://www.ajlsa.com).
- [29] J. Sjöstrand, L. Laatikainen, H. Hirvelä, Z. Popovic, R. Jonsson, "The decline in visual acuity in elderly people with healthy eyes or eyes with early age-related maculopathy in two Scandinavian population samples," *Acta Ophthalmol* 89, 116-123 (2011).
- [30] D. B. Elliot, K. C. H. Yang, D. Whitaker, "Visual acuity changes throughout adulthood in normal, healthy eyes: seeing beyond 6/6," *Optom Vis Sci* 72, 186-191 (1995).
- [31] H.-D. Luo, G. Gazzard, Y. Liang, A. Shankar, D. T. H. Tan, S.-M. Saw, "Defining myopia using refractive error and uncorrected logMAR visual acuity from 1334 Singapore school children ages 7-9 years," *Br J Ophthalmol* 90, 362-366 (2006).
- [32] T. C. Jenkins, "Aberrations of the eye and their effects on vision: 1. spherical aberration," *Br J Physiol Opt* 20, 59-91 (1936).
- [33] "11979-2. International Organization for Standardization. Ophthalmic implants, intraocular lenses - part 2: Optical properties and test methods," (2014).
- [34] P. B. Kruger, S. Nowbatsing, K. R. Aggarwala, S. Mathews, "Small amounts of chromatic aberration influence dynamic accommodation," *Optom Vis Sci* 72, 656-66 (1995).

## 1. Introduction

Chromatic aberration of the human eye is produced by the dependence of the refractive index of the ocular media with the wavelength. In an optical system, longitudinal chromatic aberration (LCA) is determined from the chromatic difference in power, but in the human eye, it is estimated from the chromatic difference of refraction (CDRx)[1] corresponding to extreme wavelengths. Many studies have measured LCA in the human eye both experimentally and theoretically[2-6] and give very similar values of around 2D between 400 and 700nm.[7] LCA is rather constant across population and with age.[8,9] These 2D focus difference between extreme colours of the visible spectrum causes the eye to behave, at far distances, as if it were myopic for short wavelengths and hypermetropic for long wavelengths.

The effect of accommodation on LCA of the eye has been described widely. Atchison et al.[6] used formulas based on reduced eyes to predict the variation of LCA with accommodation and showed an increment of LCA magnitude between 2.1% and 2.6% per diopter. Cooper et al.[10] measured LCA in 14 observers using a Badal optometer and did not find any difference between far and near LCA measurements, but the wavelength in focus was shorter at near distance.

The effect of LCA on accommodation has been investigated too. It has been shown that LCA provides a powerful and reliable directional cue for accommodation.[11-13]

Despite the rather high magnitude of LCA, its incidence in vision quality is attenuated by two mechanisms: the eye's lower sensitivity to light at both ends of the spectrum, for which the dioptric error is greater,[14] and the low density of short wavelength-sensitive cones, which is only about 1/10 of the total cone mosaic.[15]

The replacement of the natural lens of the eye by an intraocular lens (IOL) might modify the LCA of the pseudophakic eye, depending on the chromatic dispersion of the lens material as well as other design features of the implant.[16] In general terms, the more dispersive the IOL material (lower Abbe number), the greater the LCA. This issue is of increasing interest today and has an influence on the new designs for presbyopia correcting IOLs.[17]

Several authors have studied the impact of different types of IOLs on the LCA of the eye. Nagata et al.[18] used a Bobier and Sivak chromoretinoscope to determine the refractive difference under illumination wavelengths of 500 and 640nm. They measured CDRx in forty implanted eyes with poly methylmethacrylate (PMMA) IOLs (Abbe value 58) and 49 eyes with soft acrylic (Acrysof) lenses (Abbe



value 37) and determined that the eyes with implanted Acrysof lenses had a CDRx greater than eyes with PMMA (0.98D vs. 0.64D). Siedlecki et al.[19] measured the refraction with different wavelengths (470, 525 and 660nm) and used a modified refractometer to assess the variation of the CDRx with the IOL material. Perez-Merino et al.[20] measured CDRx in implanted eyes with two types of acrylic lenses, Tecnis (Abbe value 55) and Acrysof (Abbe value 37) by ray tracing with two wavelengths (532 and 785 nm) and reported a significantly lower CDRx value for Tecnis than for Acrysof. Millan et al.[21] found lower levels of CDRx in pseudophakic eyes implanted with three types of IOL than in phakic eyes using an autorefractor with a Scheiner disc illuminated with different wavelengths. Among the pseudophakic eyes, those implanted with IOL materials of higher Abbe number reported lower CDRx values.

Most studies report LCA data as CDRx, but as far as we know, the impact of LCA on the visual acuity (VA) has been scarcely studied. Campbell et al.[22] in 1967, showed that contrast sensitivity and VA improved when monochromatic 578nm lighting and small pupils (1.5 and 2.5mm) were used. With larger pupils (4mm), the results did not differ from those obtained with white light.

The aim of this research is to study the impact of quasi-monochromatic light on clinical VA assessment in young phakic and elderly pseudophakic eyes. For this purpose, we consider a simple method, which consists in lighting optotypes with quasi-monochromatic R,G,B lights for the clinical assessment of distance VA in all observers and near VA in only young phakic eyes. In the analysis of the measurements, possible correlations will be sought with the CDRx values reported in related studies concerning phakic and pseudophakic eyes. Other effects such as those possibly derived from accommodation or ageing will be considered and discussed.

## 2. Material, method and observers

### 2.a. Material

We used an optotype chart designed specifically for measuring VA in the study. The testing distance was 3.5m. The optotype consists of a high contrast black stimulus on a white background. Stimuli are presented in groups of five per line according to the Bailey and Lovie chart design; the space between stimuli corresponds to the size of one of them. From one line to another, the size of the stimuli follows a logarithmic progression, in steps of 0.1 logMAR.[23] The origin of the scale VA (logMAR)= 0 (Snellen 6/6) corresponds to the normal visual resolution of 1 arc minute.

We chose Landolt rings as stimuli for the measurement of VA, in accordance to the recommendations of the Universal Ophthalmological council of 1984 and the guidelines set by the ISO 8596 standard.[24,25] The Landolt ring is the reference optotype for VA measurement. We have chosen the 8-position test to minimize the possibility of obtaining false positives. We used several C Landolt charts to exclude a learning effect during the VA assessment.

To evaluate VA under different wavelengths we illuminated the chart sequentially with white (W), green (G), red (R) and blue (B) LEDs (Thorlabs, Inc., USA) with spectral data detailed in Table 1.

Light	Manufacture model	$\lambda$ (nm)	FWHM (nm)	CCT(K)
W	Thorlabs MCWHL5-LED	-	-	6500
G	Thorlabs M530L3-LED	530	33	-
R	Thorlabs M625L3-LED	625	18	-
B	Thorlabs M455L3-LED	455	18	-

Table 1. Spectral data of LEDs\*. \*Nominal data from Thorlabs[26],  $\lambda$ =peak wavelength, FWHM=Full Width at Half Maximum, CCT=Correlated Colour Temperature

### 2.b. Method

Informed consent was obtained from all participants, following an explanation of the study examinations in accordance with the tenets of the Declaration of Helsinki. Ethical approval was obtained from the Ethical Committee of the Hospital de Mataró (Consorci Sanitari del Maresme, Barcelona, Spain).

All subjects' examinations in both groups were carried out by an experienced optometrist (LC). Retinoscopy and subjective refraction at 3.5m using a trial frame and a standard spectacle trial lens set was performed



in both groups so, the vergence of 0.25 D of measuring VA at 3.5 m was included in the manifest refraction. The refractive correction (Rx) obtained under white illumination was used in all the tests performed subsequently. All VA measurements were taken monocularly. The eye chosen for the trial was the one that showed better VA for white light (W-VA) and under natural pupil.

The optotype chart was illuminated successively with each R, G, B LED to test the respective R-VA, G-VA and B-VA. The order of the LED presentation was randomized, and subjects were only prompted once for each VA measure. The value registered for VA corresponded to the last visual level where the patient recognized the 5 stimuli; however, when some stimuli of the next level were further identified, the resulting VA was annotated by subtracting 0.02 LogMAR units for each additional stimulus correctly recognised.[27] Measurements for all subjects were taken under the same conditions of illumination.

The chart was placed at 3.5m from the subject to assess distance VA in both groups. Only for the phakic group, near VA was measured under free accommodation by adding a -3.00D lens to simulate a vergence of 33cm. To ensure that the accommodation was preserved in all the young phakic subjects, monocular accommodative facility in near distance (with  $\pm 2.00$  D lenses) was previously tested.

### 2.c. Observers

We recruited 61 participants: 31 young phakic observers and 30 pseudophakic patients implanted with a monofocal IOL.

Participants from the phakic group were students from the Faculty of Optics and Optometry of the Universitat Politècnica de Catalunya, in Terrassa (Barcelona). The inclusion criteria were: VA with Rx better than 0.1 logMAR (Snellen 6/7.5), refractive error (spherical equivalent) less than  $\pm 5.00$ D and accommodation preserved. The presence of any ocular pathology and abnormalities in colour vision or accommodation disorders were grounds for exclusion.

The pseudophakic group were patients from the Hospital de Mataró (Consorci Sanitari del Maresme, Barcelona) after undergoing cataract surgery. All patients were implanted with a monofocal IOL (Y601075, AJL Ophthalmic, Spain) (Table 2).

Manufacturer and model	AJL Ophthalmic. Y601075
Material	Hydrophilic acrylate
Optical/Total diameter (mm)	6.0/10.75
Refractive index (n)	1.46
Abbe value	47
Design	Spheric monofocal
Color filter	UV-blocking

Table 2. IOL features[28].

The surgery was performed between one and three months before the examination. The inclusion criteria were: patients undergoing cataract surgery using the phacoemulsification technique with monofocal intraocular lens implant, post-surgical VA with refractive correction (Rx) better than 0.1 logMAR (Snellen 6/7.5), prior refractive error (spherical equivalent) less than  $\pm 5.00$ D. Key exclusion criteria were: abnormal colour vision, complications during or post-surgery and prior ocular pathology or ocular surgery. Table 3 shows demographic and clinical characteristics of the participants.

	Phakic	Pseudophakic
Number of eyes	31	30
Age (years)	23.06[SD=5.11] (18 to 35)	68.64[SD=9.52] (42 to 82)
Spherical equivalent at 3.5m (D)	-1.08[SD=2.2] (-4.5 to +4.5)	-0.05[SD=0.56] (-1.25 to +1.25)
W-VA at 3.5m(logMAR) (Snellen)	-0.104[SD=0.06] (6/4.74)	-0.012[SD=0.07] (6/5.82)
IOL optical power (D)		19.91[SD=2.82] (15 to 26)

Table 3. Descriptive data of the subjects (mean [SD])



## 2.d. Statistical analysis

Statistical analysis was performed using SPSS software version 13.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Descriptive statistics (mean [standard deviation (SD)]) were used to characterize the sample. Significance of differences among VA corresponding to different lights was tested with a repeated measures analysis of variance for each group. T-test was used to assess significance of VA differences between groups. Data sphericity was assessed with Mauchly's tests. Normality of residuals followed from Kolmogorov-Smirnov tests for every fitted model. P-values under 0.05 were considered statistically significant.

## 3. Results

We measured distance VA under R, G, B and W illumination in phakic and pseudophakic eyes using the procedure described in section 2. Table 4 and Figure 1 show the mean VA and standard deviation (SD) values for each colour in the two groups:

Number of eyes	Group	White-VA	Red-VA	Green-VA	Blue-VA
31	phakic	-0.104[SD=0.06] (6/4.74)	-0.108[SD=0.08] (6/4.68)	-0.054[SD=0.12] (6/5.34)	0.258[SD=0.16] (6/10.86)
30	pseudophakic	-0.012[SD=0.07] (6/5.82)	0.045[SD=0.08] (6/6.66)	-0.009[SD=0.08] (6/5.88)	0.258[SD=0.06] (6/10.86)

Table 4: Mean distance VA values (logMAR) and [SD] under R, G, B and W illumination. Values in Snellen notation are given in brackets

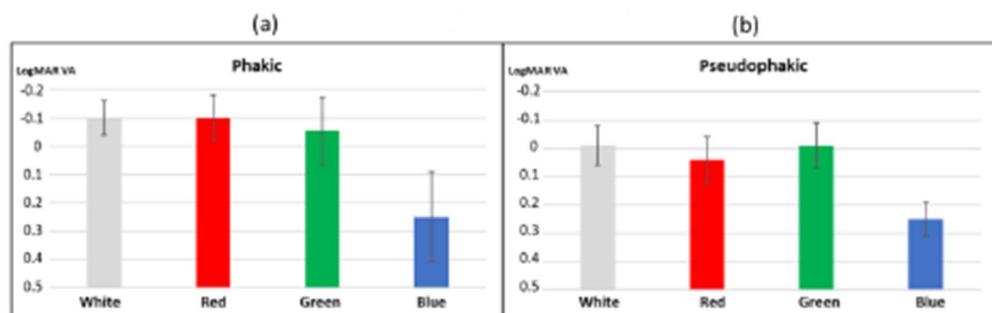


Figure 1. Distance VA under white, red, green, and blue light (mean, SD): (a) phakic group, (b) pseudophakic group.

In Figure 1 (a) and Table 4 (first row) we observe the mean distance VA obtained with each light for the phakic group. The highest levels of the mean distance VA were reached with white and red lights, which showed close values (W-VA=-0.104 and R-VA=-0.108). In comparison to them, the mean distance VA under green light (G-VA=-0.054) was slightly lower.

Figure 1 (b) and Table 4 (second row) show the mean distance VA values for the pseudophakic group under R, G and B illumination. In this case, the best distance VA corresponded to the white and green illuminations, with remarkably close mean values (W-VA=-0.012 and G-VA=-0.009). The mean distance VA under red illumination (R-VA=0.045) was, in turn, slightly worse.

Comparing both the phakic and the pseudophakic groups (Figures 1 (a) and 1 (b)), the mean distance VA assessed under W light (W-VA) was significantly higher in the phakic group as it could be expected ( $p < 0.01$ ). Certainly, the phakic group was much younger (23.06[SD=5.11]) than the pseudophakic (68.64 [SD=9.52]) and it is known that VA tends to decline with age.[29], [30] No difference was observed, however, with blue light (phakic=0.258 [SD=0.16] (6/10.86), pseudophakic=0.258 [SD=0.06] (6/10.86)  $p=0.9$ ). The mean distance VA under blue light (B-VA) was the worst for both groups.

The effect of the colour lighting on VA within each group - phakic and pseudo-phakic - was our primary goal. Its significance was assessed with a repeated measures analysis of variance. The sphericity assumption



failed for both groups. Therefore, degrees of freedom were consequently corrected following Greenhouse-Geisser correction. A significant effect of the colour lighting on the distance VA was found in each group (phakic,  $p$ -value<0.0005; pseudophakic,  $p$  value<0.0005). In the phakic group, pairwise comparisons among colours show that the mean distance VA differed significantly for all pairs, except for red and white illuminations (Table 5).

Phakic	blue	green	red
green	p-value<0.001		
red	p-value<0.001	p-value=0.032	
white	p-value<0.001	p-value=0.019	p-value>0.999

Table 5: VA pairwise comparisons among colour illuminations. Phakic group. Distance vision

In the pseudophakic group, there are also significant differences between each pair of colours, except for green and white illuminations (Table 6).

Pseudophakic	blue	green	red
green	p-value<0.001		
red	p-value<0.001	p-value<0.001	
white	p-value<0.001	p-value>0.999	p-value<0.001

Table 6: VA pairwise comparisons among colour illuminations. Pseudophakic group

Figure 2 represents Bonferroni confidence intervals (CI) for the mean differences of distance R-VA, G-VA and B-VA taking as a control the distance W-VA for the phakic and pseudophakic groups.

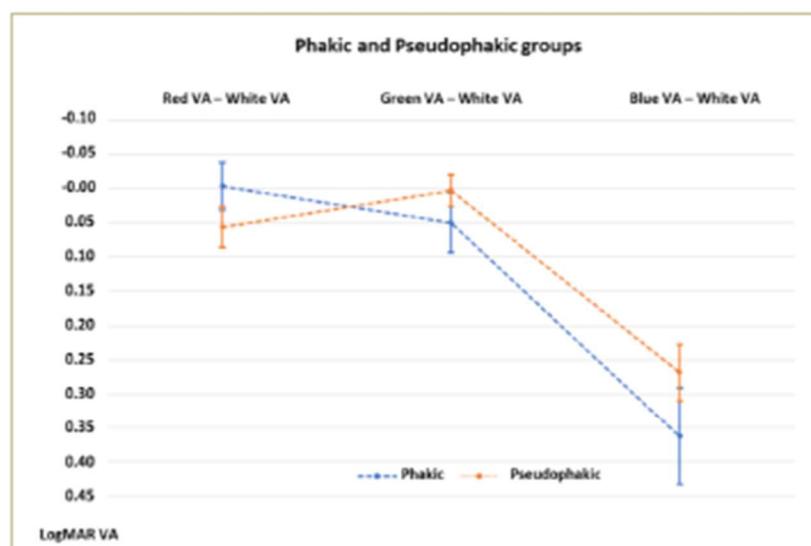


Figure 2: Bonferroni 95% CI for mean differences of distance VA under either R, G, B illumination with respect to white lighting

Although the mean distance R-VA and G-VA were higher, in general terms, for the young phakic eyes than for the elderly pseudophakics, we remark a different behaviour between both groups with respect to their intragroup mean distance W-VA. While the young phakics are able to reach significantly equal VA under either R and W illumination, but significantly lower under G light, the opposite happens with the elderly pseudophakics, who are able to reach significantly equal VA under either G and W illumination, but significantly lower under R light.

We analysed the results of the young phakic group in near vision conditions. The mean near VA values obtained with a -3.00D lens for the phakic group are displayed in Figure 3 and Table 7.

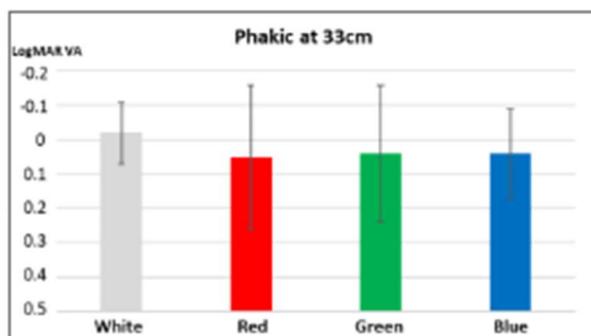


Figure 3: Phakic group near VA under white, red, green and blue light (mean, SD)

Number of eyes	Group	W-VA	R-VA	G-VA	B-VA
31	phakic-near	-0.027[SD=0.09] (6/5.64)	0.05[SD=0.21] (6/6.72)	0.04[SD=0.20] (6/6.6)	0.04[SD=0.13] (6/6.72)

Table 7: Near VA values of the phakic group under R, G, B and W illumination (mean [SD]). Values in Snellen notation are given in brackets

Table 8 shows statistically significant difference between the mean VA measured under white and under blue illumination but no statistically significant difference among the near VA corresponding to the R, G, B colour lights. In this case, the results reveal a balanced accommodation capability to each wavelength, but with a significantly lower VA than under W light. Yet, a high variability is observed, particularly in the near VA assessment under R and G lights.

Phakic-near	blue	green	red
green	p-value>0.999		
red	p-value>0.999	p-value>0.999	
white	p-value=0.015	p-value=0.175	p-value=0.133

Table 8: VA pairwise comparisons among colour illuminations. Phakic-near group

#### 4. Discussion

LCA of the eye has been widely studied using different techniques and numerous studies report experimental measurements of CDRx, but few works consider the LCA impact on vision through a subjective quality metrics of visual performance, broadly used in clinical practice, such as VA. We assessed the VA under quasi-monochromatic illumination with different R, G, B wavelengths, and compared them with VA outcomes under white light. To our knowledge, this is the first study that uses R, G, B as well as W lights to assess intraclass and interclass VA changes in young phakic and elderly pseudophakic eyes.

The results depicted in Figure 1 show that, beyond age-related decline, the differences between distance VAs under colour and white illumination are not the same for young phakic and pseudophakic eye groups. Although the interclass differences might be considered subtle, a further analysis of variance on repeated measures (within-subject) has allowed us to demonstrate its statistical significance.

For the phakic group (Figure 1 (a)), the best distance VA is obtained under R light (R-VA) which is quite similar to W-VA. The G illumination gives slightly lower G-VA values than R-VA and the lowest values were those obtained with B light (B-VA). We can explain our results taking into account those reported by Vinas et al.[4] in figure 7a in their paper, where CDRx values obtained from psychophysical measurements of various studies appear plotted versus wavelength (with CDRx=0 set to 555nm). In that figure, for the wavelength of 625nm, the CDRx value is around +0.40D approximately, which corresponds to mild



hypermetropia. In our work, young phakic observers with accommodation preserved were able to compensate such hypermetropia with accommodation, and so, they reached under red illumination the high distance VA (-0.1 logMAR)(Snellen=6/4.68) already reached under white light. Note that they were not able to further improve the latter distance VA outcomes, even though chromatic aberration does blur the retinal image formed with white light as opposite to what happens with quasi-monochromatic illumination. For 530nm the point in focus value corresponds to a slightly negative CDRx (between 0 and -0.25D) in Fig 7a of Ref 4. This somewhat myopic condition also agrees with the distance VA obtained in our work for the green wavelength (G-VA=-0.054 logMAR (Snellen 6/5.34)), which is slightly worse than the distance VA obtained with red light, (R-VA=-0.0108 logMAR (Snellen 6/4.68)). For the blue wavelength (455nm), Vinas et al. reported a point in focus of CDRx around -0.8D which correspond to further myopia. This result is also in very good agreement with the relatively poor distance B-VA=0.26 logMAR (Snellen 6/10.86) obtained in our work. Taking into account that a refractive error of -0.75 D would correspond to an approximate VA of 0.30LogMAR (Snellen 6/12)[31] we can state that our results approximated the value of distance VA to those CDRx measures obtained in previous studies. Our distance VA results are in good agreement with a referral wavelength in focus of 555nm, as reported by Vinas et al.,[4] but there is a marked variability in the wavelength in focus reported in other studies. Thus, for instance, Cooper and Pease[10] reported 518 nm and Jenkins[32] 596nm. Note that the wavelength in focus considered by Vinas et al. is in the midpoint of this range.

Figure 1(b) shows the distance VA results obtained for the pseudophakic group. Here, the highest VA was reached with W light (very close to the G-VA). This result differs from the young phakic group, for which the R-VA better approximated the W-VA.

The effects of the implanted IOL are on the basis of a possible explanation for these results. On the one hand, the design wavelength of IOLs corresponds to a green light, as fixed by the ISO standard[33] to 546nm and therefore, is commonly taken as a reference to target the IOL power before surgery. On the other hand, the IOL material and design may further introduce a LCA change in the pseudophakic eye. Even though the pseudophakic eye still showed LCA and was somewhat hypermetropic under R illumination, which appears to be the case in Fig. 1(b), by no means the pseudophakic eye would be able to compensate for such ametropia because of the loss of accommodation after a monofocal implant. VA outcomes would likely change if using IOLs with different characteristics. Thus, for an IOL design with reduced LCA or, much better, ideally intended to compensate for corneal LCA, some improvement in the VA outcomes of pseudophakic subjects would be reasonably expectable, at least under B light.

Figure 3 shows the near VA results obtained after adding a -3.00D lens to force near distance accommodation in young phakic eyes. There is no significant difference between the mean VA values measured in these conditions under R, G, B lights (Table 8). We can explain these results taking into account that accommodation varies to compensate for LCA. With short wavelength illumination, the eye underaccommodates. The opposite happens with long wavelength illumination, since the eye has to overaccommodate to focus the image clear onto the retina. This result is consistent with those reported by other studies.[6], [10] However, near VA measurements show high fluctuations when monochromatic light is used. In our work, we appreciated the difficulty of some observers to focus on near vision with monochromatic light, particularly red and green. This might be due to the decreased accommodative response when monochromatic light is used.[11], [12], [34]

Interestingly, the near VA under separate R, G, B lights, which allowed the young phakic subject to have sharper retinal images, were not higher than the near VA under white light, which actually produced retinal images with chromatic blur. This result agrees with Campbell et al.[22] who reported that monochromatic illumination did not improve contrast sensitivity and VA with respect to white light for 4mm pupil size.

## 5. Conclusion

In this work, we have measured VA under monochromatic light in phakic and pseudophakic eyes and the results obtained are consistent with those of CDRx reported by other researchers. Changes from phakic to pseudophakic distance VA results have been explained from the lack of accommodation of pseudophakic eyes and IOL power calculations, which commonly use a green design wavelength to target the desired post-operative refraction, amidst other factors such as the dispersive properties of the IOL material and ageing.



Further research with different IOL materials and designs (monofocal, multifocal) should be performed for a better understanding and insight of the interaction of the IOL optical properties on VA.

#### Acknowledgements

This work was supported by the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad and FEDER funds under project Ref. DPI2016-76019-R.



## Article

# Visual Acuity at Various Distances and Defocus Curve: A Good Match

Laura Clavé <sup>1,2,\*</sup> , Aurora Torrents <sup>2</sup> and María S. Millán <sup>2</sup> <sup>1</sup> Consorci Sanitari del Maresme, Hospital de Mataró, Carretera de Citera 230, 08304 Mataró, Spain<sup>2</sup> Departament d'Òptica i Optometria, Universitat Politècnica de Catalunya, BarcelonaTech, Violinista Vellsolà 37, 08222 Terrassa, Spain; aurora.torrents@upc.edu (A.T.); m.millan@upc.edu (M.S.M.)

\* Correspondence: lclave@csdm.cat

**Abstract:** The defocus curve (DC) has become the gold standard method for assessing the visual performance at different distances, and hence, to evaluate the depth of focus that is provided by modern presbyopia-compensating intraocular lenses that are used in cataract surgery. A former study, carried out by other authors, reported that the DC method, based on placing the chart at far distance and using trial negative lenses, underestimated the visual acuity that was measured by varying the test distance (VD) in pseudophakic patients. We have revisited the issue with pseudophakic subjects and have extended the study to include young phakic observers with their natural accommodation preserved. Our results show that both the VD and DC methods are equivalent in precision and accuracy and can be used indistinctly. However, the DC method is more practical in the clinics because it does not require further control of the chart positioning and illuminance.

**Keywords:** visual acuity; eye examination; defocus curve; intraocular lens; accommodation



Citation: Clavé, L.; Torrents, A.; Millán, M.S. Visual Acuity at Various Distances and Defocus Curve: A Good Match. *Photonics* 2022, 9, 85. <https://doi.org/10.3390/photonics9020085>

Received: 12 December 2021

Accepted: 29 January 2022

Published: 1 February 2022

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

The broad use of various presbyopia-correcting strategies in ophthalmic compensation aim to achieve near-, intermediate-, and far-distinct vision has led to test the visual acuity (VA) at different distances -or vergence values- and plot the outcomes in the form of a defocus curve. The object region with distinct vision can be related to the depth of focus in the retinal image space. This concept is very useful to evaluate the subjective amplitude of accommodation of presbyopia-correction strategies [1]; in particular, it has been widely used and recommended in cataract and refractive surgery since the implantation, first, of bifocal and multifocal intraocular lenses (IOLs) [2], and later, extended depth of focus (EDOF) IOLs [3,4].

A method to test the depth of focus and draw up a defocus curve consists of placing an optotype chart at different distances from the patient whose VA is being assessed [5,6]. Hereinafter, we use the abbreviated form, VD method, to refer to such a method based on varying the test distance. Although the visual observation of the test in the VD method would be natural for the emmetropic eye, this procedure has important disadvantages in practice: it requires scaled charts with proper angular image sizes and control of luminance. Moreover, eyes with refractive errors would need, in all cases, trial spectacles for best distance correction.

Alternatively, a defocus curve is obtained in clinical studies by defocusing the patient with trial lenses while keeping the optotype chart at a constant far distance. With this standard and more convenient procedure, hereinafter named the defocus curve (DC) method, the clinician optically simulates a range of object vergences. The best-corrected distance refraction must be used to ensure the subject's vision is optimally corrected for the testing distance [3,4]. The chart is placed typically at the distance corresponding to far vision. Such a distance in clinical settings is traditionally set at six meters (20 ft) from the patient, although, in practice, an ambiguous region from four meters to infinity is often

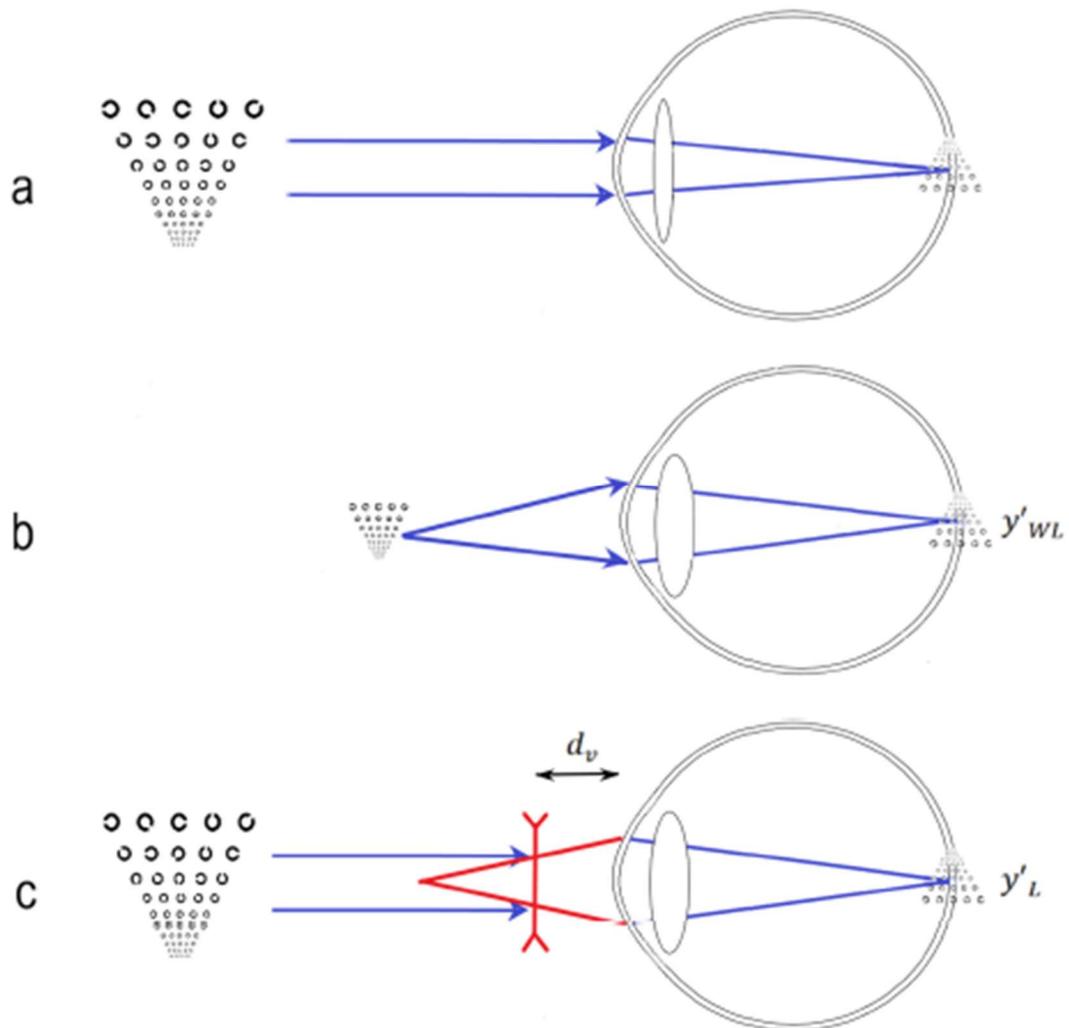
assumed to represent distance vision. IOL standards, however, indicate that, during a clinical study, refractions at a given distance should be adjusted to infinity [7].

The defocus curve has become the gold standard metric for assessing the visual performance at different distances, more specifically, to evaluate the depth of focus that is provided by a variety of modern presbyopia-compensating IOLs [1,2] and yet to explore correlation with on-bench optical measurements [8]. According to the Food and Drugs Administration (FDA) recommendations [3], the monocular defocus curve should measure the visual acuity between 1.50 D and  $-2.50$  D in 0.5 D or 0.25 D defocus steps. It is common to consider larger ranges [3], even though defocus measurements are time consuming for the practitioner and boring for the patient. The useful range of vision is limited to the negative object vergences (i.e., objects placed in front of the subject).

A concern is raised about the hypothetical equivalence of both the DC and VD methods. Pieh et al. [9] addressed the issue studying a group of monofocal pseudophakic patients and investigating whether changes in VA that were caused by different object distances were reproducible by defocusing. They concluded that the DC method was not suitable for determining possible VA at near object distances and should be used only as a comparative method for evaluating the depth of focus. More specifically, Pieh et al. found that the DC method underestimated the VA values that were measured with the VD method, even after applying two corrections: one, for the diminution of minus lenses, with 1% per diopter, and two, for the starting test position at six meters from the patient. The authors hypothesized a physiological reason for the discrepancies that were observed between the results that were obtained with the VD and DC methods. Since accommodation was not possible after cataract surgery, the differences should be due to the disrupted natural pupil response that is associated to convergence (miosis) in the DC method. The work that was reported by Pieh et al. was echoed by other researchers who also proposed a mathematical compensation of the lens-induced magnification [10,11]. Pieh and colleagues' investigation [9] has led us to revisit the issue and extend the comparison of the two VD and DC methods to young phakic observers with their natural accommodation preserved. By including young subjects, we analyse the possible influence of two features that are not present in a pseudophakic group: accommodation and high VA. If VD and DC methods are equivalent, these features will not play any role, but they still will allow us to broaden and deepen the analysis. Moreover, by expanding the research to young subjects, who naturally reach high VA values, we attempt to cover the range of intermediate and near-vision distances with more precision and accuracy than limiting the study to just monofocal pseudophakic subjects. To date, and to the best of our knowledge, we have not found any study that has conducted this extended experiment yet.

The basic question could be expressed as: in the context of intermediate and near-vision, is vergence by a negative lens equivalent to changing the distance of the object? Although the question can be considered rather simple at first, it is relevant and useful for the clinical practice to sustain the answer with further experimental results that were carefully obtained for various subject's conditions.

The purpose of this work is to evaluate the equivalence of the VD and DC methods through the assessment of the best-distance-corrected high-contrast VA for different object distances in two groups: young phakic subjects and pseudophakic monofocal patients. After best-distance-correction the pseudophakic monofocal group, as in the experiment that was carried out by Pieh et al. [9], can focus only on a distance chart, while the young phakic observers, with accommodation preserved, can focus on a test at a range of distances (Figure 1). The same six distances will be tested in both groups with the two methods using custom optotypes, control of the angular optotype size, and luminance. Plots of VA versus defocus will be drawn up from the VA outcomes in logMAR scale. The results will be discussed and compared with those that were reported by Pieh et al. [9].



**Figure 1.** Visual observation of a C-Landolt test chart by an emmetropic young phakic eye with accommodation preserved in different circumstances: (a) far vision with the optotype in infinity. The retinal image is in focus; (b) near-vision, with the optotype at a near distance. The eye accommodates sufficiently to bring the image of size  $y'_{WL}$  to focus onto the retina; and (c) near-vision, with the optotype in infinity and a minus trial lens placed at  $d_v$  from the eye vertex. The virtual image that is formed by the lens simulates a near object vergence. Eye accommodation brings the final image to focus onto the retina, now with size  $y'_L$ .

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Subjects

We recruited 50 subjects: 35 young phakic subjects and 15 pseudophakic patients that were implanted with a monofocal IOL.

The participants of the phakic group were students from the Faculty of Optics and Optometry of the Universitat Politècnica de Catalunya-BarcelonaTECH, in Terrassa (Barcelona, Spain) with a mean age of  $24.6 \text{ years} \pm 3.4 \text{ standard deviation (SD)}$  (range 19 to 30 years). The inclusion criteria were visual acuity with refractive correction that was better than 0.1 logMAR, refractive error (spherical equivalent) less than  $\pm 5.0 \text{ D}$  and accommodation preserved. The presence of any ocular pathology and accommodation disorders were grounds for exclusion.

The participants of the pseudophakic group were patients from the Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona, Spain) with a mean age of  $72.3 \pm 3.2$  years (range 67 to 78 years) who had undergone cataract surgery. All the patients were implanted with a monofocal intraocular lens (EyeCee One, Bausch&Lomb, Rochester, NY, USA) (mean power  $23.1 \pm 2.4$  D).

The surgery was performed between one and three months before the examination. The inclusion criteria were patients that were undergoing cataract surgery using the phacoemulsification technique, with monofocal intraocular lens implant, post-surgical VA with refractive correction that was better than 0.1 logMAR, and a prior refractive error (spherical equivalent) that was less than  $\pm 5.0$  D. The key exclusion criteria were complications during or post-surgery and prior ocular pathology or ocular surgery. After surgery, the evaluated mean distance correction was  $0.50 \pm 0.37$  D sph and  $-0.69 \pm 0.41$  D cyl.

Informed consent was obtained from all the participants, following an explanation of the study examinations in accordance with the tenets of the Declaration of Helsinki. Ethical approval was obtained from the Ethical Committee of the Hospital de Mataró (Consorti Sanitari del Maresme, Barcelona, Spain).

## 2.2. Materials

We used six optotype charts that were designed on purpose and printed for measuring VA in this study. The angular size of the stimulus was calculated for the testing distances of 5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm, and 33 cm. The optotypes consisted of a high contrast black stimulus on a white background. The stimuli were presented aligned in groups of five; the test area and spacing between stimulus agreed the ISO 8596:2018 [12] to avoid a crowding effect. The stimulus size of successive lines followed decimal progression in steps of 0.1 decimal. Unlike the recommended logarithmic progression, this design permitted smaller increments in the stimulus size, thus allowing us to detect subtle VA variations [13]. These additional decimal acuity grades, permitted by ISO 8596 (2018) [12], are particularly necessary when assessing young healthy observers, who can generally reach high VA levels. The high-resolution printing quality of the 66 cm, 50 cm, and 33 cm charts was checked with a microscope to ensure adequacy. We used printing techniques that can achieve accurate print sizes of the stimulus with a deviation that was no larger than 0.01–0.03 mm.

We chose Landolt rings as stimuli for the measurement of VA, in accordance to the recommendations of the Universal Ophthalmological council of 1984 and the guidelines set by the ISO 8596 standard [12,14]. The Landolt ring is the reference optotype for our VA measurement. We chose the 8-position test to minimize the possibility of obtaining false positives and avoid cognitive issues. A total of three C Landolt charts were printed and used for each tested distance to prevent memorization during the VA assessment.

The measurements were taken in a room with uniform artificial illumination. Additionally, a Thorlabs MCWHL5 white LED light source with adjustable intensity was used in all test distances to illuminate the optotypes in a direction that was slightly deviated from the observation direction to avoid specular artifacts. The illuminance on the optotypes was constantly controlled with a Mavolux 5032C photometer and set to 600 Lux. The background luminance of the chart was  $145 \pm 10$  cd/m<sup>2</sup>.

## 2.3. Method

Monocular VA with the refractive correction was assessed at six distances (5.0 m, 3.5 m, 1 m, 66 cm, 50 cm, and 33 cm) by two methods:

- (1) VD method: by varying the distance from the subject, using six optotype charts made on purpose and placed at the fixed positions.
- (2) DC method: by a defocus curve, placing the optotype chart at 5 m and defocusing with negative lenses to simulate the fixed vergences.

All examinations of subjects in both groups were carried out by three experienced optometrists. Retinoscopy and subjective refraction (Rx) at 5 m using a trial frame and a standard spectacle trial lens set was performed in both groups prior to the experiment. To

ensure that the accommodation was preserved in all the young phakic subjects, monocular accommodation facility at 50 cm (with  $\pm 2.00$  D lenses) and monocular accommodation amplitude were previously tested.

The subjects were prompted once for each VA. According to ISO standard 8596 [12], the criterion for determination the VA grade corresponded to the last visual level where the subject called correctly 3 stimuli out of the 5 that were presented in the same line. If a subject was not emmetropic, their Rx was used in all the measurements that were performed subsequently. A vergence of  $-0.20$  D, corresponding to the VA assessment at the distance position of 5.0 m, was included in the manifest refraction to adjust the measurements to infinity.

VA was measured monocularly [4] with the eye of better VA, under natural pupil, with the custom optotypes at 5.0 m, 3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm, and 33 cm, which belong to the negative range of vergences. Positive object vergences within the range that is recommended by FDA [3] were not considered in our work because they can only be implemented with the DC method, that is, using trial lenses, and not with the VD method. Therefore, since the DC and VD methods cannot be compared in the positive range of vergence, we limited ourselves to test the negative range.

The order of the distance chart presentation was randomized in the VD method. The DC method was performed with the 5 m-optotype chart. A set of minus lenses ( $-0.25$  D,  $-1.0$  D,  $-1.5$  D,  $-2.0$  D, and  $-3.0$  D) were added to optically simulate the corresponding object distances (3.5 m, 1.0 m, 66 cm, 50 cm, and 33 cm). The trial lens was randomized within the set as well. Before statistical analysis, decimal VA values that were obtained through the DC and VD methods were converted to the logMAR equivalent values [15].

We evaluated the diminution of the retinal image size for each lens power that was used in the examinations at a vertex distance of  $d_v = 12$  mm (Figure 1c) from the eye. This diminution was calculated using the reduced eye model compensated by a thin lens. Thus, we calculated first the size and magnification of the virtual image that was formed by a  $P_V$  back vertex power negative trial lens of an object that was placed at 5.0 m away. This image, in turn, became an object for the eye, which accommodated to bring the final image to focus onto the retina. The size ratio of the retinal images that were obtained with ( $y'_L$ ) (Figure 1c) and without a trial lens ( $y'_{WL}$ ) (Figure 1b), called spectacle magnification or fractional change (FC), is [16].

$$FC = \frac{y'_L}{y'_{WL}} = \frac{1}{1 - d_v P_V} \quad (1)$$

Considering that the product  $d_v P_V$  takes small values in general in our study, Equation (1) can be approached by  $FC \approx 1 + d_v P_V$ . For a  $-3$  D trial lens (the most powerful lens of our study and, therefore, the least favourable case), we obtained  $FC = 0.964$ , which implies a 3.6% diminution on the retinal image size. In general, the diminution is approximately 1.2% per diopter of lens power. We have applied such FC to the test size to evaluate how the visual acuity would be affected by the observation through the negative lenses (the more severe the diminution of the optotype identified correctly, the higher the actual VA). For  $VA = 0.0$  logMAR, the actual VA value through a  $-3$  D lens, which produces the greatest change (3.6% diminution), should be corrected to  $VA = -0.012$ . This tiny correction has no relevance in the general clinical practice. It can be neglected because is much smaller than the uncertainty (0.1 logMAR) that is existing between two successive lines of the chart in the logMAR scale.

Statistical analysis was performed using SPSS software version 13.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Descriptive statistics (mean and standard deviation) were used to characterize the sample. The Kolmogorov–Smirnov test was used to determine whether the results that were obtained from each measurement followed a normal distribution. The Wilcoxon test was used for non-normal-distributed data to assess the differences of VA between the two methods for each distance.  $p$ -values that were under 0.05 were considered statisti-

cally significant and, when multiple comparisons were made, the relevance of Bonferroni corrections were considered [17].

### 3. Results

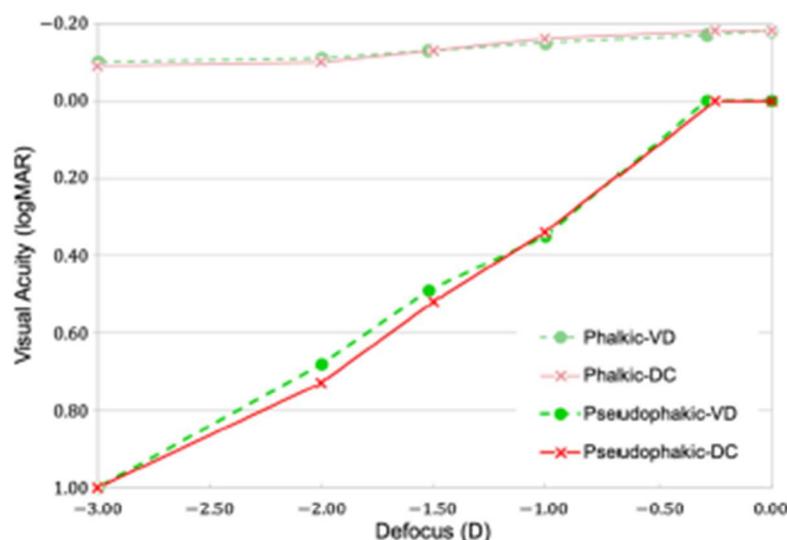
We measured the VA with the DC and VD methods at the six fixed distances following the procedures that are described above. We set 0.0 D defocus with the chart at 5 m from the subject in both the VD and DC methods. The uncorrected results (i.e., without applying any correction for the five meter distance position of the chart and the diminution of minus lenses) are shown in Table 1 and plotted in Figure 2. According to them, both the methods led to very similar VA results in the two groups for all the tested defocus conditions. The comparison of the VA that was obtained by the two methods was assessed with the Wilcoxon test. The results showed no significant effect of the method that was used at any condition of the VA that was tested in the two groups.

**Table 1.** Visual acuity (mean (SD), uncorrected results) that was obtained with the VD and DC methods in the phakic and pseudophakic groups. The measurements were taken with the best distance correction. The accommodative stimulus of 3.5 m is rounded from 0.285 D to 0.29 D. *p* values > 0.05 appear boldface.

Test Position (m)	VD Method		DC Method		<i>p</i> Value §
	Defocus † (D)	Visual Acuity Mean (SD)	Defocus † (D)	Visual Acuity Mean (SD)	
Phakic group (with accommodation preserved)					
5.00	0.00	−0.18(0.07)	0.00	−0.18(0.07)	-
3.50	−0.29	−0.17(0.07)	−0.25	−0.18(0.06)	<b>0.34</b>
1.00	−1.00	−0.15(0.07)	−1.00	−0.16(0.09)	<b>0.10</b>
0.66	−1.52	−0.13(0.07)	−1.50	−0.13(0.09)	<b>0.17</b>
0.50	−2.00	−0.11(0.06)	−2.00	−0.10(0.07)	<b>0.37</b>
0.33	−3.03	−0.10(0.08)	−3.00	−0.09(0.10)	<b>0.89</b>
Pseudophakic group (implanted with monofocal IOL)					
5.00	0.00	0.00(0.08)	0.00	0.00(0.08)	-
3.50	−0.29	0.00(0.08)	−0.25	0.00(0.08)	> <b>0.99</b>
1.00	−1.00	0.35(0.11)	−1.00	0.34(0.10)	<b>0.60</b>
0.66	−1.52	0.49(0.12)	−1.50	0.52(0.14)	<b>0.23</b>
0.50	−2.00	0.68(0.15)	−2.00	0.73(0.15)	<b>0.10</b>
0.33	−3.03	1.00(0.16)	−3.00	1.00(0.16)	> <b>0.99</b>

† By chart displacement; ‡ by adding a lens (add power in diopters); § Wilcoxon test

Although the expected changes were little, we have applied the two mentioned corrections to the defocus curve results for further accuracy. The vergence (−0.20 D) of measuring VA at 5 m was already included in the manifest refraction that was used for best distance correction. Therefore, we set 0.0 D defocus at such distance in both the VD and DC methods. For each position of the chart in the VD method, the corrected defocus was equal to the object vergence minus (−0.20 D) of distance correction. In the DC method, with the chart at a constant distance of five meters and assuming the best distance correction for this chart position, defocus was just given by the power of each additional trial lens. Further adjustment of the retinal image size due to the diminution of minus lenses, with 1.2% per diopter, was considered also. The VA values (logMAR) that were obtained with the DC method were recalculated accordingly. Table 2 shows the corrected results with both the VD and DC methods for the two groups of subjects. Mean pairwise VA values comparison at each distance showed no statistically significant differences between the two methods (VD and DC) in both groups.



**Figure 2.** Visual acuity (logMAR, uncorrected results) versus defocus that was obtained with the VD and DC methods for the phakic (with accommodation preserved) and pseudophakic groups. All the measurements were taken with the best distance correction.

**Table 2.** The corrected VA values (mean  $\pm$  SD) for a starting position of the chart at 5 m ( $-0.2$  D) in both the VD and DC methods and a diminution of the minus lenses in the DC method. The measurements were taken with the best distance correction.  $p$  values  $> 0.05$  appear boldface.

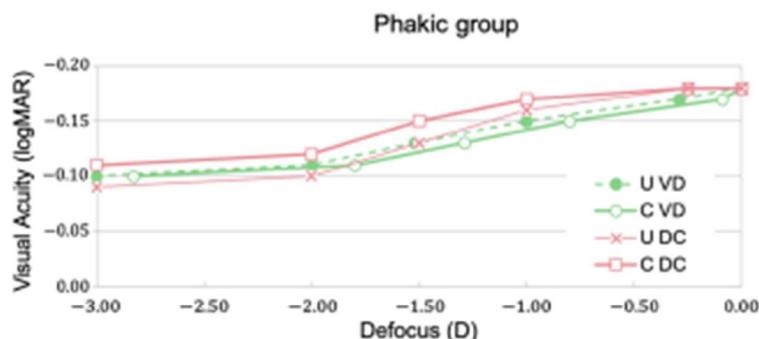
Test Position (m)	VD Method		DC Method		$p$ Value <sup>†</sup>
	Defocus C † (D)	Visual Acuity Mean (SD)	Defocus † (D)	Visual Acuity Mean <sup>‡</sup> (SD)	
Phakic group (with accommodation preserved)					
5.00	0.00	-0.18(0.07)	0.00	-0.18(0.07)	-
3.50	-0.09	-0.17(0.07)	-0.25	-0.18(0.06)	<b>0.34</b>
1.00	-0.80	-0.15(0.07)	-1.00	-0.17(0.09)	<b>0.07</b>
0.66	-1.29	-0.13(0.07)	-1.50	-0.15(0.09)	<b>0.08</b>
0.50	-1.80	-0.11(0.06)	-2.00	-0.12(0.07)	<b>0.93</b>
0.33	-2.83	-0.10(0.08)	-3.00	-0.11(0.10)	<b>0.63</b>
Pseudophakic group (implanted with monofocal IOL)					
5.00	0.00	0.00(0.08)	0.00	0.00(0.08)	-
3.50	-0.09	0.00(0.08)	-0.25	0.00(0.08)	<b>&gt;0.99</b>
1.00	-0.80	0.35(0.11)	-1.00	0.34(0.10)	<b>0.63</b>
0.66	-1.29	0.49(0.12)	-1.50	0.52(0.14)	<b>0.23</b>
0.50	-1.80	0.68(0.15)	-2.00	0.73(0.15)	<b>0.10</b>
0.33	-2.83	1.00(0.16)	-3.00	1.00(0.16)	<b>&gt;0.99</b>

<sup>†</sup> Corrected values for the starting position of the chart ( $-0.20$  D), defocus introduced by chart displacement;  
<sup>‡</sup> by adding a lens (add power in diopters); <sup>§</sup> corrected values for diminution of minus lenses (1.2% per diopter);  
<sup>†</sup> Wilcoxon test

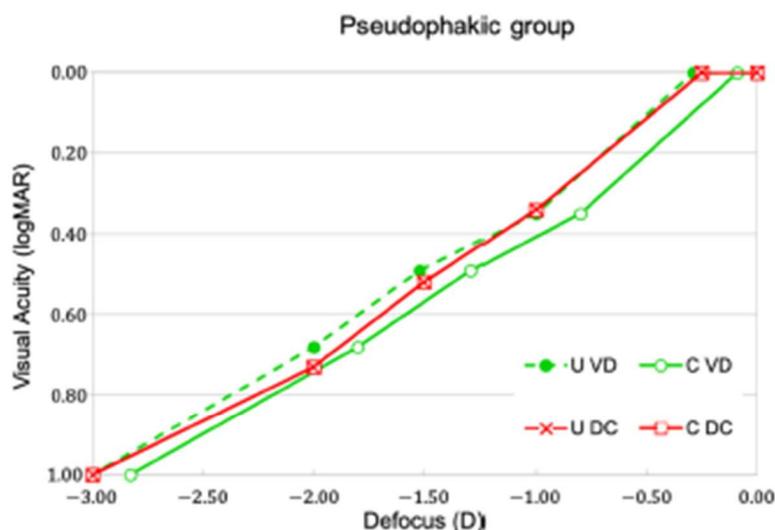
Despite the multiple comparisons, the Bonferroni correction was not applied because none of the VA differences reached statistical significance (all  $p > 0.05$  in Tables 1 and 2) [17].

Figure 3 shows the uncorrected and corrected VA values (from Tables 1 and 2, respectively) that were obtained with the VD and DC methods for the phakic group. The differences between the two methods, even considering the corrected values, are still minute and barely noticeable unless great magnification in the VA (logMAR) scale is introduced, as we have done in Figure 3. Likewise, Figure 4 shows the uncorrected and corrected VA values that were obtained with both the VD and DC methods for the pseudophakic group. In this case, the differences between the two methods, using the corrected values, are still

very small but greater than those that were obtained with the phakic group. The correction for the starting position of the chart in the VD plot seems to be the factor with stronger influence in this difference. As stated above, however, the overall differences between the two VD and DC methods are very little for both groups of subjects and no statistically significant differences were obtained at any distance.



**Figure 3.** Visual acuity (logMAR) versus defocus that was obtained with VD and DC methods for the phakic group (with accommodation preserved): uncorrected (U) results and results that were corrected (C) for the starting position of the chart (5 m) and the diminution of the minus lenses. All the measurements were taken with the best distance correction.



**Figure 4.** Visual acuity (logMAR) versus defocus that was obtained with VD and DC methods for the monofocal pseudophakic group: uncorrected (U) results and results that were corrected (C) for the starting position of the chart (5 m) and the diminution of minus lenses. All the measurements were taken with the best distance correction.

#### 4. Discussion

The defocus curve (DC) method has gained importance as one of the methods for evaluating the visual quality of IOLs, in particular the depth of focus of multifocal [7] and extended depth of focus [4] IOLs, from high-contrast VA outcomes in implanted patients. Hence the need for further checking if the VA that is measured at any distance by such a method is equivalent to the VA that would be obtained in natural vision conditions. We tested the fundamental equivalence of the VD and DC methods using a simple method that, in essence, reproduces the experiment that was conducted by Pieh et al. [9], but extended to two kinds of subjects: young phakics and monofocal pseudophakics. We paid particular

attention to the experimental conditions (such as the target illumination and size, among other details) in measurements that were involving visual psychophysics.

Our results (Figures 2–4 and Tables 1 and 2) show that the DC method, with the addition of minus trial lenses of different powers while the VA chart remains at a fixed distant position, correctly reproduces the VA that is obtained in natural conditions when the chart is placed at various distances (VD) from the subject whose VA is being assessed. The experiment that was conducted with a group of young phakic observers (age  $24.6 \pm 3.4$  years), with accommodation preserved, allowed us to verify the hypothesis with a very high level of coincidence in the distance range of 5 m to 33 cm from the subject. In this case, the observer was able to compensate the accommodative demand (or distance demand)—that was introduced by either the DC or VD method—with accommodation, and thus, to reach similar VA. The same experiment, repeated with a group of monofocal pseudophakic patients (age  $72.33 \pm 3.19$  years), with accommodation disabled, confirmed the validity of the hypothesis also for this sort of subject. In this latter case, however, the observer could not compensate the accommodative demand that was introduced by either the DC or VD method. For closer vision distances, defocus limited the VA of monofocal pseudophakic subjects, but this limitation was very similar with both methods, as derived from the lack of statistically significant differences between them at any tested distance.

The phakic group reached mean VA values that were higher than the pseudophakic group in general, also for distance vision. This result was expected from the great difference in age existing between both groups (mean age  $24.6 \pm 3.4$  years for the phakic and  $72.33 \pm 3.19$  years for the pseudophakic) and the natural decline of vision with age (see, for instance, [18,19]). In addition to this, unlike the phakic young observers with accommodation preserved, monofocal pseudophakic's VA decreased quite fast with close vision distances because of their incapacity for defocus compensation.

The young phakic observers' group showed a very subtle VA decrease at near distances using both methods. Either the accommodative demand in the DC method or the crowded effect in the VD method could have possibly discouraged subjects to make further effort at close vision distances. Although the analysis of this interesting trend is beyond the scope of the paper, the influence of the vision distance on the visual acuity that was reached by observers with accommodation preserved deserves further attention in future investigation.

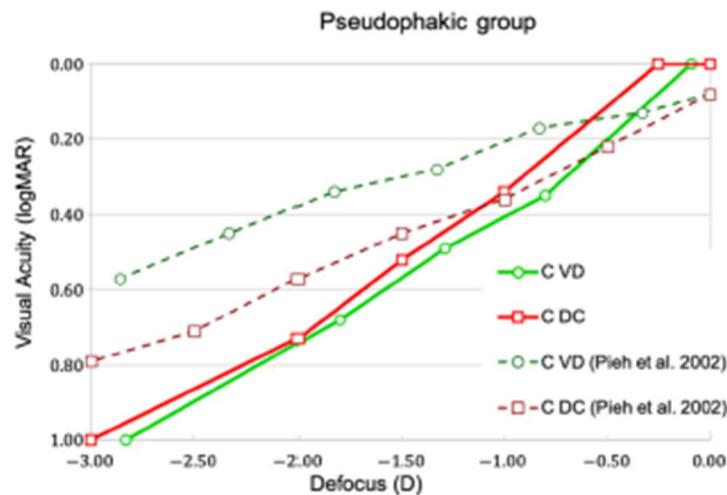
We have refined the VA results by introducing two considerations that were also considered by other authors in a former work [9]. One, the starting position of the chart at 5 m, which induces a vergence of  $-0.20$  D in the best distance correction and, therefore, in the subsequent measurements of VA at closer distances from the subject. Two, the diminution of the minus trial lenses that were used in the DC method, which has been estimated in 1.2% per diopter in our experiment. In the case of the  $-3$  D lens, which represents the most unfavourable case, the VA change is less than half a decimal line, which in logMAR corresponds to the same VA level. The corrected results (Table 2 and Figures 3 and 4) do not lead us to modify our previous analysis and interpretation. The changes with respect to the uncorrected results are unnoticeable for phakic group, whereas very small and by no means clinically relevant for the pseudophakic group.

Moreover, as they represent less than half a decimal line of VA, they are below the clinical threshold considered in the VA measurements [12].

We further compare our corrected VA results for the pseudophakic group with those that were reported by Pieh et al. [9]. The statistical power of the pseudophakic sample ( $n = 15$ ) is somewhat low in both studies, which can be pointed as a limitation. In their paper, Pieh et al. compared the same two methods we have studied, but there are some differences with respect to our experiment. They did not include any phakic group of young observers with accommodation preserved, but just a group of 14 monofocal (silicone 911A IOL, Pharmacia) pseudophakic patients that were aged  $67.9 \pm 9.7$  years on average (range 53.5 to 79.6 years). They assessed VA in 15 eyes (6 m distance test). For the VD method, they used only two tests, a near and a far ETDRS chart that was designed to test VA at two defined distances. They placed these charts at seven distances (6 m, 2 m,

1 m, 67 cm, 50 cm, 40 cm, and 33 cm) from the subject and calculated the corresponding VA (logMAR) taking into account the effective viewing in each case. For the DC method, they performed defocus using the 6 m chart in 0.5 D steps, from  $-3.0$  D to  $-0.5$  D. The comparison of the results that were obtained by Pieh et al. revealed that the DC method underestimated the VA, even after correcting the results that were obtained with the DC method for a starting position of  $-0.167$  D (6 m) of the chart and a diminution of the minus trial lenses with 1% per diopter. They suggested that pupillary constriction or miosis, which enlarges the depth of focus and occurs at near distances when the proximal triad (pupillary constriction, accommodation, and convergence) takes place, could be a reason for their results. Nevertheless, taking into account that VA was determined monocularly and that an overall reduction in the performance of the proximal triad occurs upon removal of binocular cues [20] and accommodation alone does not induce pupillary constriction [21] (not confirmed for pseudophakics), it is reasonable to think that the effects that are due to the pupil response would have been negligible.

Figure 5 shows our corrected VA results for the pseudophakic group with those that were obtained by Pieh et al. [9] after correcting them for diminution of minus glasses (1% per diopter) and a starting position of  $-0.167$  D.



**Figure 5.** The corrected VA results that were obtained with the VD and DC methods for the pseudophakic group of this study (C VD, C DC) and those that were obtained by Pieh et al. [9] after corrections for minus lenses and the starting position of the chart (data extracted from figure 2 of Ref. [9] and adapted to this figure for the sake of comparison).

From the figure, Pieh et al.'s results have similar magnitude as ours and show the same general trend: the VA reaches a maximum value in far vision, to which all the subjects were adjusted for best distance correction (0.0 D defocus) and decreases monotonously with defocus, until the vergence  $-3$  D (33 cm) examined in both works. However, it is worth remarking on an important difference. Pieh et al. reported statistically significant differences between the VA values that were obtained with the VD and DC methods that could not be explained after the correction for diminution of the minus lenses and the starting position of the chart. Therefore, Pieh et al. concluded that defocus curves do not constitute a suitable method for determining possible visual acuities at near-object distances. The results that were obtained in our experiment rebut that the DC method underestimates VA as reported by Pieh et al. [9]. In our study, we have obtained no statistically significant differences between both the VD and DC methods at any distance in two groups of subjects: a first group of 35 young phakic subjects with accommodation preserved, and a second group of monofocal pseudophakic patients with disabled accommodation. Concerning the

pseudophakic group, the patients that were recruited by Peh et al. were 4.4 years younger than ours on average. Although age has an influence on the pupil size (a decrease rate of around  $-0.17$  mm/decade [22]), the effect of such a difference in the pupil reduction can be neglected.

In consequence, we conclude that both the VD and DC methods are fairly equivalent in precision and accuracy for the phakic and pseudophakic subjects and can be used indistinctly in clinical studies and in the clinical practice. However, DC is more practical and clearly advantageous than VD in the clinics because it does not require any further control of the chart positioning and illuminance.

**Author Contributions:** Conceptualization, L.C., A.T. and M.S.M.; methodology, L.C., A.T. and M.S.M.; validation, L.C., A.T. and M.S.M.; formal analysis, L.C., A.T. and M.S.M.; investigation, L.C., A.T. and M.S.M.; resources, L.C., A.T. and M.S.M.; data curation, L.C.; writing original draft preparation, L.C., A.T. and M.S.M.; writing—review and editing, L.C., A.T. and M.S.M.; visualization, L.C., A.T. and M.S.M.; supervision, A.T. and M.S.M.; project administration, M.S.M.; funding acquisition, M.S.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research funded by the Agencia Estatal de Investigación, Ministerio de Ciencia e Innovación of the Spanish government (PID2020-114582RB-I00/AEI/10.13039/501100011033).

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee of the Hospital de Mataró (Consorci Sanitari del Maresme, Mataró, Barcelona, Spain), protocol code: 20/19, date of approval 24 April 2019.

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Data Availability Statement:** The datasets generated and analyzed during the study are available from the corresponding authors upon reasonable request.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Gupta, N.; Wolffsohn, J.S.W.; Naroo, S.A. Optimizing measurement of subjective amplitude of accommodation with defocus curves. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2008**, *34*, 1329–1338. [CrossRef] [PubMed]
- Plaza-Puche, A.B.; Alio, J.L. Analysis of defocus curves of different modern multifocal intraocular lenses. *Eur. J. Ophthalmol.* **2016**, *26*, 412–417. [CrossRef] [PubMed]
- MacRae, S.; Holladay, J.T.; Glasser, A.; Calogero, D.; Hilmantel, G.; Masket, S.; Stark, W.; Tarver, M.; Nguyen, T. *Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses*; American Academy of Ophthalmology: San Francisco, CA, USA, 2017. [CrossRef]
- ANSI Z80.35-2018; American National Standard Institute, Ophthalmics. Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. The Vision Council: Alexandria, VA, USA, 2018.
- Pedrotti, E.; Carones, E.; Aiello, E.; Mastropasqua, R.; Bruni, E.; Bonacci, E.; Talli, P.; Nucci, C.; Mariotti, C.; Marchini, G. Comparative analysis of visual outcomes with 4 intraocular lenses: Monofocal, multifocal, and extended range of vision. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2018**, *44*, 156–167. [CrossRef] [PubMed]
- Hayashi, K.; Manabe, S.; Hayashi, H. Visual acuity from far to near and contrast sensitivity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens with a low addition power. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2009**, *35*, 2070–2076. [CrossRef] [PubMed]
- ISO 11979-9:2006; Ophthalmic Implants. Intraocular Lenses. Part 9: Multifocal Intraocular Lenses. Annex B. ISO: Geneva, Switzerland, 2006.
- Vega, E.; Millán, M.S.; Garzón, N.; Altemir, I.; Poyales, F.; Larrosa, J.M. Visual acuity of pseudophakic patients predicted from in-vitro measurements of intraocular lenses with different design. *Biomed. Opt. Express* **2018**, *9*, 4893–4906. [CrossRef] [PubMed]
- Peh, S.; Kellner, C.; Hanselmayer, G.; Lackner, B.; Schmidinger, G.; Walkow, T.; Sticker, M.; Weghaupt, H.; Fercher, A.F.; Skorpik, C. Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2002**, *28*, 1964–1967. [CrossRef]
- Buckhurst, P.J.; Wolffsohn, J.; Naroo, S.A.; Davies, L.N.; Bhogal, G.K.; Kipoti, A.; Shah, S. Multifocal intraocular lens differentiation using defocus curves. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **2012**, *53*, 3920–3926. [CrossRef] [PubMed]
- Wolffsohn, J.S.; Jinabhai, A.; Kingsnorth, A.; Sheppard, A.; Naroo, S.A.; Shah, S.; Buckhurst, P.; Hall, L.A.; Young, G. Exploring the optimum step size for defocus curves. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2013**, *39*, 873–880. [CrossRef] [PubMed]
- EN ISO 8596:2018; Ophthalmic Optics—Visual Acuity Testing—Standard and Clinical Optotypes and Their Presentation. ISO: Geneva, Switzerland, 2018.
- Clavé, L.; Torrents, A.; Ralló, M.; Millán, M. Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination. *Optica Pura Appl.* **2020**, *53*, 1–10. [CrossRef]

14. International Council of Ophthalmology. *Visual Acuity Measurement Standard*; International Council of Ophthalmology: Brussels, Belgium, 1984.
15. Holladay, J.T. Visual acuity measurements. *J. Cataract. Refract. Surg.* **2004**, *30*, 287–290. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Rabbetts, R.B. *Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics*, 4th ed.; Butterworth Heinemann: Edinburgh, UK, 2007; Chapter 13; p. 246.
17. Armstrong, R.A. When to use Bonferroni correction. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **2014**, *34*, 502–508. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Elliot, D.B.; Yang, K.; Whitaker, D. Visual acuity changes throughout adulthood in normal, healthy eyes: Seeing beyond 6/6. *Optom. Vis. Sci.* **1995**, *72*, 186–191. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Sjöstrand, J.; Laatikainen, L.; Hirvelä, H.; Popovic, Z.; Jonsson, R. The decline in visual acuity in elderly people with healthy eyes or eyes with early age-related maculopathy in two Scandinavian population samples. *Acta Ophthalmol.* **2011**, *89*, 116–123. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Bharadwaj, S.R.; Wang, J.; Candy, T.R. Pupil responses to near visual demand during human visual development. *J. Vis.* **2011**, *11*, 1–14. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Feil, M.; Moser, B.; Abegg, M. The interaction of pupil response with the vergence system. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* **2017**, *255*, 2247–2253. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Winn, B.; Whitaker, D.; David, F.; Elliott, B.; Phillips; Nicholas, J. Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **1994**, *35*, 1132–1137.



**COMPARISON OF TWO METHODS FOR MEASURING VISUAL ACUITY AT DIFFERENT DISTANCES**

Laura Clavé<sup>(1)</sup>, Aurora Torrents<sup>(2)</sup>, María Millán<sup>(2)\*</sup>

1. *Consorci Sanitari del Maresme, Servicio de Oftalmología, Hospital de Mataró.*

2. *Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen, Departamento de Óptica y Optometría, Universitat Politècnica de Catalunya-BARCELONATECH, España*

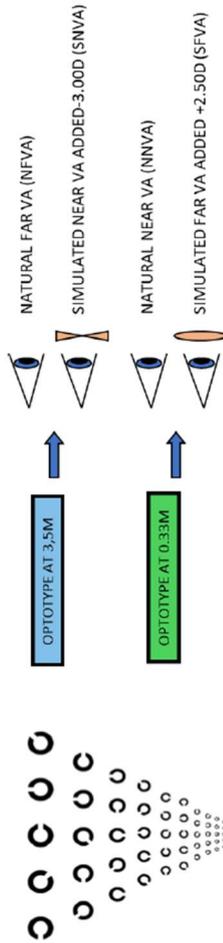


**PURPOSE**

According to the de U.S. Food and Drug Administration [1], defocus curves should be obtained by measuring the visual acuity (VA) between +1,50D and -2,50D in 0,5 or 0,25D defocus steps [2]. Theoretically, these measurements could be taken by placing physically the optotype either at far or at near distance from the subject and adding a series of spectacle lenses to cover the required defocus range. In this work, we will compare distance and near VA values by two methods: one, using the standard procedure that places the optotype at a far distance and two, placing the optotype at a near distance. With each configuration, we measure the VA at two representative points of a defocus curve: the best corrected distance VA and the near VA.

**MATERIAL AND METHOD**

Two optotypes have been used for the assessment of VA: one designed for testing at 3,5m and another at 33cm following the Bailey and Lovie criteria. Landolt rings were used as a stimulus for the measurement of VA, in accordance with the recommendations of the Universal Ophthalmological council of 1984 and the guidelines set by the ISO 8596 standard [3][4]. We assessed 31 subjects (23,06±5,11 years) with accommodation preserved. The test was performed monocularly with the best 3,5m distance correction. Four series of VA measurements were taken (Figure 1)





## COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS PARA LA MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL A DIFERENTES DISTANCIAS



Laura Clavé<sup>[1]</sup>, Aurora Torrents<sup>[2]</sup>, María Millán<sup>[2]</sup>  
1. *Consorci Sanitari del Maresme, Servicio de Oftalmología, Hospital de Mataró.*  
2. *Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen, Departamento de Óptica y Optometría, Universitat Politècnica de Catalunya-BARCELONATECH, España*

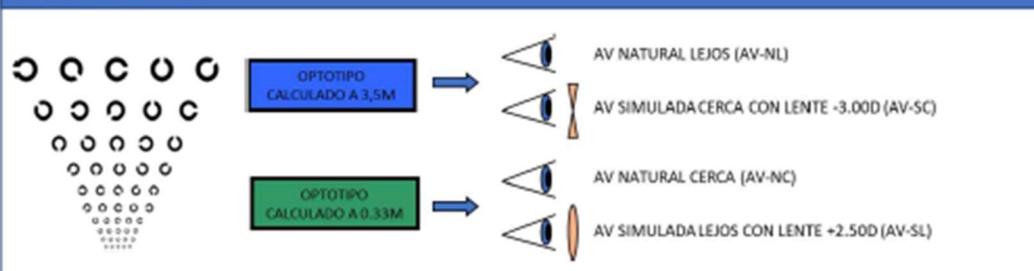
### INTRODUCCIÓN

Las compensaciones oftálmicas mixtas para la visión de lejos y de cerca ha llevado a considerar la medida de la agudeza visual (AV) para distintos valores de vergencia mediante curvas de desenfoque. La curva de desenfoque, según las recomendaciones de la (FDA) [1], se determina situando el test a una distancia lejana del sujeto y midiendo la AV para una serie de vergencias desde el infinito hasta 20cm (5,0 D) en pasos variables de 0,50 D o de 0,25 D [2] usando lentes para simular las vergencias. Desde un punto de vista teórico, la curva de desenfoque se podría realizar de dos modos: situando el optotipo a distancia lejana o cercana.

### OBJETIVOS

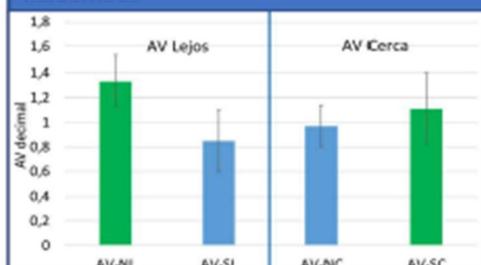
Comparar los valores de AVs de lejos (3,5m) y de cerca (33cm) obtenidos mediante dos métodos: según el procedimiento estándar, que sitúa el optotipo en distancia lejana, con un nuevo método que utiliza el optotipo situado en distancia cercana.

### MATERIAL Y MÉTODO



El diseño escogido ha sido el de Bailey y Lovie (Figura 1). Como estímulos se han usado los Anillos de Landolt (Recomendaciones del Consejo Internacional de Oftalmología de 1984 y directrices marcadas por la norma ISO 8596 [3][4])

### RESULTADOS



### CONCLUSIONES

- Valores más altos de AV con el optotipo en VL ( barras verdes)
- La simulación de AV de cerca (AV-SC) se aproxima más a la natural que la simulada de lejos (AV-SL)
- El optotipo de cerca no permite medir con tanta precisión como el de lejos
- Los resultados obtenidos nos llevan a optar por el método estándar ( optotipo en VL)

### REFERENCIAS

- [1] S. MacRae, J. Holladay, A. Glasser et al. *Ophthalmology*, 124, 139–141, 2017.
- [2] J. S. Wolffsohn, A. Jinabhai, A. Kingsnorth et al. *J. Cataract Refract. Surg.*, 39, 873–880, Jun. 2013.
- [3] International Council of Ophthalmology, "Visual Acuity Measurement Standard," 1984.
- [4] International Standard, "ISO 8596," 2017



XIII Spanish National Meeting on Optics, 22-24 November 2021

## Visual acuity in phakic and pseudophakic eyes under RGB light

Laura Clavé<sup>1,2</sup>, Aurora Torrents<sup>2</sup>, Miquel Ralló<sup>2</sup> y María S. Millán<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Hospital de Mataró, Servicio de Oftalmología, Consorci Sanitari del Maresme, Carretera Cirera s/n 08304Mataró, España)

<sup>2</sup> Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen, Departamento de Óptica y Optometría, Universitat Politècnica de Catalunya-BARCELONATECH, Terrassa, España

Contacto: lclave@csdm.cat

**Introduction:** Chromatic aberration of the human eye is produced by the dependence of the refractive index of the ocular media with the wavelength. The longitudinal chromatic aberration (LCA) of the human eye is estimated from the chromatic difference of refraction<sup>1</sup> corresponding to extreme wavelengths. The replacement of the natural lens of the eye by an intraocular lens might modify LCA of the pseudophakic eye, depending on the chromatic dispersion of the lens material as well as other design features of the implant.<sup>2</sup> Most studies report LCA data as chromatic difference of refraction, but the impact of LCA on the visual acuity (VA) has been scarcely studied, particularly in pseudophakic patients.<sup>3</sup>

**Purpose:** To assess the impact of quasi-monochromatic illumination on the VA of young phakic and monofocal pseudophakic subjects using red (R), green (G), and blue (B) wavelengths.

**Methods:** 31 young phakics (age 23.06 SD = 5,11) and 30 pseudophakics (age 68.64 SD=9.52) implanted with a monofocal intraocular lens participated in this study.<sup>3</sup> Distance VA was measured with custom optotype illuminated sequentially with B (455nm), G (530nm), R (625nm), and white (W) LED lights. Near VA was additionally assessed in young phakic eyes under the same illuminations. All VA measurements were taken monocularly and are reported in logMAR scale. Statistical analysis was performed and P-values under 0.05 were considered statistically significant.

**Results:** Best mean distance VA was obtained under R and W lights in young phakic eyes ( $VA^W = -0.104$  and  $VA^R = -0.108$ ), whereas it was best under W and G lights in pseudophakic eyes ( $VA^W = -0.012$  and  $VA^G = -0.009$ ). Although the interclass differences might be considered subtle, a further analysis of variance on repeated measures (within-subject) has allowed us to demonstrate its statistical significance. For both groups, the B illumination led to the worst mean distance VA outcomes (phakic  $VA^B = 0.258$ , pseudophakic  $VA^B = 0.258$ ) (Figure 1). No significant differences were found in young phakics among mean near VA for R, G and B lights (Figure 2).



## XIII Spanish National Meeting on Optics, 22-24 November 2021

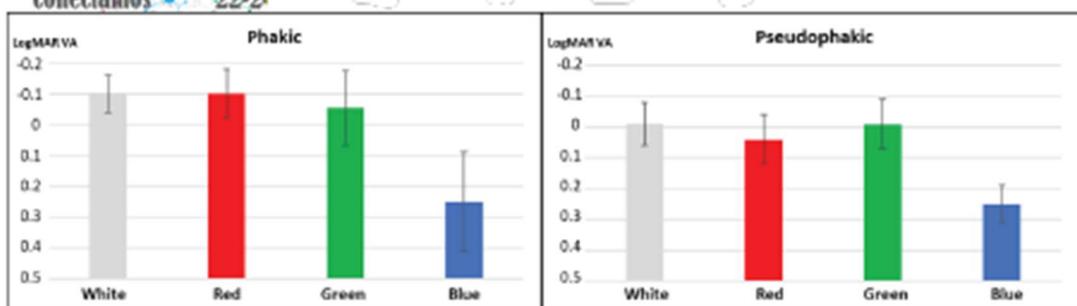


Figure 1. Distance VA under white, red, green, and blue light (mean, SD): (left) phakic group, (right) pseudophakic group.

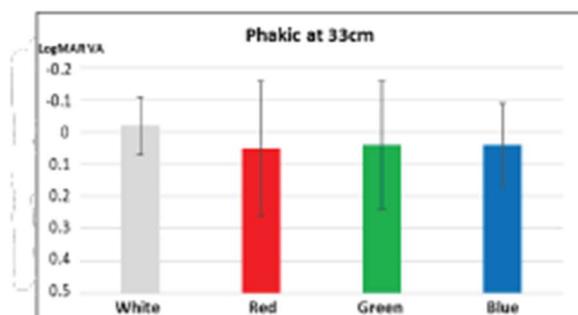


Figure 2: Phakic group near VA under white, red, green and blue light (mean, SD)

**Discussion:** Clinical VA assessment under R, G, and B lights allowed the detection of tiny variations in the chromatic difference of refraction existing in phakic and monofocal pseudophakic patients. Pseudophakic patients reached their maximum distance VA under G (used in intraocular power calculation to target postoperative refraction) and W lights. Young phakic subjects reached their maximum distance VA under R illumination (equal to the one obtained with white light) thanks to the combination of LCA and some accommodative effort. Yet for them, the mean near VAs showed balanced results under R, G, and B illuminations, thus adapting their accommodative effort to the chromatic difference of power.

#### References:

- [1] L. N. Thibos, A. Bradley, and X. X. Zhang, "Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance.," *Optom. Vis. Sci.*, **68**, (8), 599–607, (1991).
- [2] M. S. Millán, F. Vega, and I. Ríos-López, "Polychromatic image performance of diffractive bifocal intraocular lenses: Longitudinal chromatic aberration and energy efficiency," *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **57**, (4), 2021–2028, (2016).
- [3] L. Clavé, A. Torrents, M. Ralló, M.S. Millán, "Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination," *Opt. Pura Apl.* **53** (4) 1-10 (2020).

## Visual acuity in phakic and monofocal pseudophakic eyes under red, green, and blue lights

Laura Clavé<sup>1,2,\*</sup>, Aurora Torrents<sup>2</sup>, Miquel Ralló<sup>2</sup>, María S. Millán<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Hospital de Mataró, Servicio de Oftalmología, Consorci Sanitari del Maresme, 08304 Mataró, España.

<sup>2</sup>Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen, Departamento de Óptica y Optometría, Universitat Politècnica de Catalunya-BARCELONATECH, Terrassa, España.

\*e-mail: lclave@csdm.cat

**Introduction:** Chromatic aberration of the human eye is caused by the dependence of the refractive index of the ocular media on the wavelength. The replacement of the natural lens of the eye by an intraocular lens might modify the longitudinal chromatic aberration (LCA) of the pseudophakic eye, depending on the chromatic dispersion of the lens material as well as other design features of the implant.<sup>1</sup> Most studies report LCA data as chromatic difference of refraction, but the impact of LCA on the visual acuity (VA) has been scarcely studied, particularly in pseudophakic patients.<sup>2</sup>

**Purpose:** To assess and compare the impact of quasi-monochromatic illumination on the VA of young phakic and monofocal pseudophakic subjects using red (R), green (G), and blue (B) wavelengths.

**Methods:** 31 young phakics aged  $23.06 \pm 5.11$  years, with accommodation preserved, and 30 pseudophakics aged  $68.64 \pm 9.52$  years, implanted with a monofocal intraocular lens (Y601075, AJL Ophthalmic, Spain), participated in this study. Distance VA was measured with custom optotype illuminated sequentially with B (455nm), G (530nm), R (625nm), and white (W) LED lights.<sup>2</sup> Near VA was additionally assessed in young phakic eyes under the same illuminations. All VA measurements were taken monocularly and are reported in logMAR scale. Statistical analysis was performed and P-values under 0.05 were considered statistically significant.

### Results:

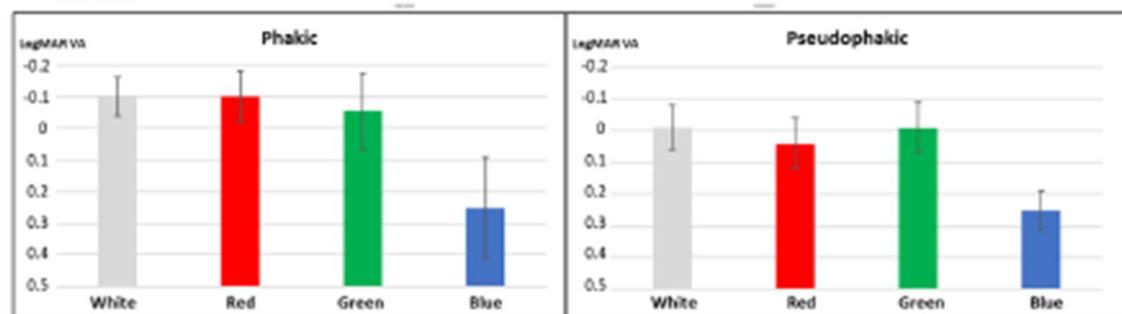


Figure 1: Distance VA under W, R, G, and B lights (mean, SD): (left) phakic group, (right) pseudophakic group.

**Discussion:** Clinical VA assessment under separated R, G, and B lights allowed the detection of tiny but significant variations in the chromatic difference of refraction existing in phakic and monofocal pseudophakic patients. Pseudophakic patients reached their maximum distance VA under G (used in intraocular power calculation to target postoperative refraction) and W lights. Young phakic subjects, however, reached their maximum distance VA under R illumination (equal to the one obtained with white light) thanks to the combination of LCA and some accommodative effort. Yet for them, the mean near VAs showed balanced results under R, G, and B illuminations,<sup>2</sup> thus adapting their accommodative effort to the chromatic difference of power.

[1] M. Vinas-Pena, A. de Castro, C. Dorronsoro et al., Understanding in vivo chromatic aberrations in pseudophakic eyes using on bench and computational approaches, *Photonics* 9, 226 (2022).

[2] L. Clavé, A. Torrents, M. Ralló, M.S. Millán, Visual acuity assessment in phakic and pseudophakic eyes under red, green, and blue illumination, *Opt. Pura Apl.* 53(4), (2020).

**Acknowledgements:** Agencia Estatal de Investigación (PID2020-114582RB-I00/AEI / 10.13039/501100011033)

## ESCRS 2022 - Posters

### CATARACT

#### Evaluation testing

ESCRSC22-PP-2356

#### Defocus Curves Do Not Underestimate Visual Acuity

Laura Clavé<sup>1,2</sup>, Aurora Torrents<sup>2</sup>, María Millán<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Ophthalmology, Consorci Sanitari del Maresme, Hospital de Mataró, Mataró, <sup>2</sup>Optics and Optometry, Universitat Politècnica de Catalunya-BarcelonaTech, Terrassa, Spain

**Purpose:** To evaluate the equivalence of two methods for assessing the visual acuity (VA): the method based on varying the test distance (VD) from the subject, and the defocus curve (DC) method, based on placing the chart at far distance and using trial negative lenses. Since some previous studies reported that DC underestimated VA, we aim to revisit the issue and extend the study to include young subjects with accommodation preserved and monofocal pseudophakic subjects. Our study is particularly relevant because the DC has become the gold standard method in the clinics to evaluate the depth of focus provided by modern presbyopia-compensating IOLs and compare their performances.

**Setting:** Group of Applied Optics and Image Processing, College of Optics & Optometry, Universitat Politècnica de Catalunya-BarcelonaTech, Spain.

Department of Ophthalmology, Consorci Sanitari del Maresme, Hospital de Mataró, Mataró (Barcelona), Spain.

**Methods:** Fifty subjects participated in the study in two groups: young phakics with accommodation preserved and pseudophakics implanted with a monofocal intraocular lens (IOL). Best-distance-corrected VA was measured monocularly, with the eye of better VA and under natural pupil. Each subject was tested with both the VD and DC methods. For the VD method, we used six high-contrast Landolt-C optotype charts made on purpose, consistent with the ISO 8596:2018 standard, and placed at six fixed positions from far to near. For the DC method, the chart was placed at 5m and defocus was introduced with negative lenses to simulate the six fixed vergences. The illuminance on the optotypes was constantly controlled with a photometer.

**Results:** The mean best distance corrected VA at 5m was  $-0.18 \pm 0.07$  logMAR for the young phakic group whereas  $0.00 \pm 0.08$  for the pseudophakic group. Mean pairwise VA values comparison at each distance showed no statistically significant differences between the two methods (VD and DC) in both groups even after applying two corrections for more accurate comparison. These corrections accounted for the diminution of minus lenses (1.2% per diopter) and the initial 5m-distance position of the test. Our results rebutted the fact that DC method underestimates VA as reported for monofocal pseudophakic subjects in other works.

**Conclusions:** The DC method, with the addition of trial negative lenses while the chart remains at a fixed distant position, reproduces correctly the VA obtained in natural conditions, when the chart is placed at various distances from the subject whose VA is being assessed. The VD and DC methods are equivalent in precision and accuracy for phakic and pseudophakic subjects and can be used indistinctly in clinical studies and in the clinical practice. However, DC is more practical than VD in the clinics because it does not require further control of the chart positioning and illuminance.

**What is your preferred presentation method?:** Presented Poster

**Do you want to apply for a Trainee Bursary?:** No

**I confirm that at least one of the co-authors is an ophthalmologist:** Yes