



Universidad de Murcia  
Departamento de Física  
Laboratorio de Óptica

# DESARROLLO DE UN SIMULADOR VISUAL DE ÓPTICA ADAPTATIVA PARA EL DISEÑO INTERACTIVO DE COMPONENTES OFTÁLMICOS

Trabajo presentado en la Facultad de Química  
de la Universidad de Murcia por:

**Silvestre Manzanera Román**

para aspirar al grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

Laboratorio de Óptica. Departamento de Física. Universidad de Murcia.  
Murcia, 10 de Octubre de 2006



D. Pablo Artal Soriano, Catedrático de Universidad del Área de Óptica en el Departamento de Física, AUTORIZA:

La presentación de la tesis doctoral titulada “Desarrollo de un Simulador Visual de Óptica Adaptativa para el diseño interactivo de componentes oftálmicos”, realizada por D. Silvestre Manzanera Román bajo mi inmediata dirección y supervisión, en el Departamento de Física, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

Murcia, 10 de Octubre de 2006



- Nadie puede poseer una puesta de sol como aquella que vimos una tarde –continuó- Así como nadie puede poseer una tarde con la lluvia golpeando las ventanas, o la serenidad que un niño durmiendo derrama alrededor, o el momento mágico de las olas rompiendo en las rocas. Nadie puede poseer lo más bello que existe en la Tierra, pero podemos conocer y amar. A través de estos momentos, Dios se muestra a los hombres.

Paulo Coelho, “Brida”

A mis padres



# Resumen

Un simulador visual (SV) es un sistema que permite modificar las propiedades ópticas a través de las cuales se lleva a cabo la visión, simulando diferentes condiciones, y permitiendo estudiar su efecto. Éste puede estar basado en sistemas de óptica adaptativa, en cuyo caso estamos ante el simulador visual de óptica adaptativa (SVOA).

En este trabajo se ha construido y probado un instrumento que funciona como SVOA cuando trabaja en luz monocromática, aplicado al testeo y diseño de perfiles de fase progresivos para extender la profundidad de foco como soluciones a la presbicia. Se ha puesto a punto también un SV en policromático, y en este caso ha sido empleado en el estudio del efecto sobre la visión de la aberración cromática longitudinal y su acoplamiento con la aberración esférica.

Como elemento activo generador de fases en el SVOA se ha empleado un modulador espacial de cristal líquido de alta resolución (PPM X8267UM-16 de Hamamatsu). Primeramente ha sido llevado a cabo un estudio de las capacidades del modulador (generación, corrección de aberraciones, tiempos de respuesta) para su aplicación sobre el ojo. Se han desarrollado procedimientos de simulación para la determinación de fases que incrementan la profundidad de foco. Diversos de los perfiles de fase progresivos encontrados, cuya profundidad de foco es conocida teóricamente, son inducidos por el modulador y analizados en el SVOA, tanto objetiva como visualmente, resultando en todos los casos un excelente acuerdo. Finalmente algunos de estos perfiles fueron implementados físicamente en lentes de contacto y se evaluó la profundidad de foco. La buena concordancia que se encontró entre esta evaluación y la obtenida simulando el perfil con el SVOA validan todo el procedimiento y el sistema.

El SV en policromático se ha utilizado para estudiar el efecto sobre la visión cuando se corrige la aberración cromática longitudinal (ACL) del ojo (con un nuevo corrector de tipo difraccional) y la aberración esférica residual promedio encontrada en sujetos pseudoafáquicos, con vistas a un nuevo diseño de lente intraocular. Para poder medir en cada caso la ACL existente se utilizó un nuevo dispositivo de medida objetiva basado en un sensor de frente de onda de Hartmann-Shack, que utiliza una lámpara de luz blanca, y una serie de filtros interferenciales, con el que es posible obtener las aberraciones monocromáticas a distintas longitudes de onda visibles y la ACL. También simultáneamente se empleó un método subjetivo de medida alternativo. Con estas herramientas se caracteriza y controla la ACL inducida por el corrector. Se han llevado a cabo medidas de agudeza visual y sensibilidad al contraste combinando la corrección de las aberraciones cromática y esférica. Los resultados indican que la mejor calidad de visión se produce al eliminar al mismo tiempo ambas aberraciones.

# Abstract

Visual simulators (VS) are systems that allow to modify the optics through which vision is carried out, simulating different conditions, to study its effects. When adaptive optics is used, these systems are called adaptive optics visual simulators (AOVS).

In this work we designed and built an instrument that works as an AOVS in monochromatic light, to be applied for testing progressive phase profiles that extends depth of focus for the correction of presbyopia. It can also be used as a VS in white light for studying the effect of the longitudinal chromatic aberration and its coupling with spherical aberration on vision.

As an active element for generating phases in the AOVS, a high resolution liquid crystal spatial light modulator (PPM X8267UM-16 from Hamamatsu) has been used. Initially, the performance (aberration generation and correction, response time) of the device was evaluated. We also developed computational techniques to search for phase profiles that increases depth of focus. Some of the progressive phase profiles found were generated by the modulator and tested in the AOVS, both, objectively and visually. The agreement between the evaluations and the expected behaviour was excellent. Finally, some of these profiles were manufactured as contact lens prototypes and the through-focus visual performance compared with that predicted by the AOVS. The good results of this comparison are a validation proof for the procedure and the system.

The white light VS is intended to study the effect of correcting the longitudinal chromatic aberration (LCA) in the eye (using a new diffractive corrector) and the average spherical aberration (SA). In particular, we tested the values found in pseudophagic patients ( $0.149 \mu\text{m}$  on  $4.8 \text{ mm}$  pupil) for the design of new intraocular lenses. A new white light Hartmann-Shack wave-front sensor was used for objectively measuring the monochromatic aberrations at different visible wavelengths and the LCA. A subjectively method for measuring the LCA was also used. The chromatic aberration induced by the corrector was measured using these two techniques. Then visual acuity and contrast sensitivity were measured for the combination of different amounts of both, LCA and SA. The best visual performance was obtained for the combined correction of both aberrations.

# ÍNDICE

## INTRODUCCIÓN

<b>1</b>	<b>Introducción</b> .....	<b>1</b>
1.1	Aberraciones monocromáticas en el ojo humano .....	1
1.2	Aberración cromática .....	4
1.3	Óptica adaptativa.....	8
1.4	Presbicia .....	12
1.5	Justificación, objetivos y estructura del trabajo .....	15

## PARTE I: SIMULADOR VISUAL DE OPTICA ADAPTATIVA PARA INVESTIGAR SOLUCIONES A LA PRESBICIA

<b>2</b>	<b>Sistema experimental</b> .....	<b>21</b>
2.1	Medida de las aberraciones con un sensor de H-S .....	21
2.2	Modulador espacial de cristal líquido .....	25
2.2.1	Modulación de fase con cristales líquidos .....	25
2.2.2	Estructura y funcionamiento del modulador .....	27
2.2.3	Control del modulador .....	29
2.3	Puesta a punto y calibrado del sistema de óptica adaptativa con el modulador .....	32
2.3.1	Descripción del sistema usado para calibración .....	32
2.3.2	Calibración de la fase .....	34
2.3.3	Control del tamaño de pupila y alineamiento .....	37
2.4	Capacidad del modulador como generador de fase.....	40
2.5	Respuesta temporal .....	43
2.6	Corrección de aberraciones en un ojo artificial.....	45
2.7	Corrección de aberraciones en ojos reales .....	47
2.8	Simulador visual de óptica adaptativa.....	51
2.9	Test informatizados para la medida de la calidad visual.....	56
<b>3</b>	<b>Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco</b> .....	<b>75</b>
3.1	Métodos de optimización .....	75
3.2	Simulación de la formación de imágenes en un ojo presbita .....	77
3.3	Búsqueda de perfiles de fase mediante algoritmos evolutivos.....	81
3.4	Búsqueda de perfiles de fase mediante Levenberg-Marquardt .....	87
3.5	Búsqueda combinada de perfiles de fase.....	90
3.6	Resultados de perfiles de fase .....	92

<b>4</b>	<b>Resultados.....</b>	<b>99</b>
4.1	Medidas objetivas de la profundidad de foco inducida .....	99
4.2	Medidas visuales de la profundidad de foco.....	104
4.3	Comparación entre medidas experimentales y predicciones .....	110
4.4	Efecto de las aberraciones .....	113
4.5	Validación del simulador: Comparación entre medidas de fases simuladas por el PPM y fases implementadas en lentes de contacto .....	119

## **PARTE II: SIMULADOR VISUAL EN LUZ POLICROMÁTICA**

<b>5</b>	<b>Sistema experimental y metodología .....</b>	<b>127</b>
5.1	Medida objetiva de la aberración cromática mediante un sensor de H-S.....	127
5.1.1	Descripción del sistema experimental.....	127
5.1.2	Procedimiento de medida.....	130
5.1.3	Calidad de las imágenes de H-S.....	133
5.1.4	Medidas en un ojo artificial .....	135
5.2	Medidas subjetivas de aberración cromática .....	137
5.2.1	Sistema de medida .....	137
5.3	Corrección de la aberración cromática .....	141
5.3.1	Descripción del corrector .....	141
5.3.2	Medida objetiva de la aberración cromática longitudinal y de las aberraciones monocromáticas del corrector .....	143
5.3.3	Medida subjetiva de la aberración cromática inducida por el corrector .....	147
5.4	Corrección de la aberración cromática y la esférica .....	149
5.4.1	Láminas de aberración esférica y medida .....	149
5.4.2	Sistema y procedimiento para la medida de la calidad visual.....	152
5.4.3	Cálculo de las MTF's .....	154
<b>6</b>	<b>Resultados.....</b>	<b>161</b>
6.1	Medidas de la aberración cromática longitudinal .....	161
6.1.1	Medidas objetivas mediante H-S .....	161
6.1.1.1	Dependencia de algunas aberraciones con la longitud de onda.....	161
6.1.1.2	Medidas de la aberración cromática .....	164
6.1.2	Medidas subjetivas .....	164
6.2	Corrección de la aberración cromática longitudinal .....	165
6.2.1	Medida de la corrección en el ojo .....	165
6.2.2	Efecto combinado de la corrección de las aberraciones esférica y cromática longitudinal sobre la visión. ....	166

## CONCLUSIONES

**7 Conclusiones..... 175**

**Bibliografía..... 177**

**Agradecimientos ..... 187**



# INTRODUCCIÓN



# 1 Introducción

El estudio de la visión humana es un campo de especial interés, tanto en lo que a investigación básica de su funcionamiento se refiere, como a las aplicaciones prácticas que se derivan. Entre éstas se incluyen nuevos instrumentos para la obtención de imágenes mejoradas de las estructuras internas del ojo que permiten diagnósticos precoces y más precisos de muchas patologías oculares, o también nuevos dispositivos que ayudan a mejorar la calidad de visión.

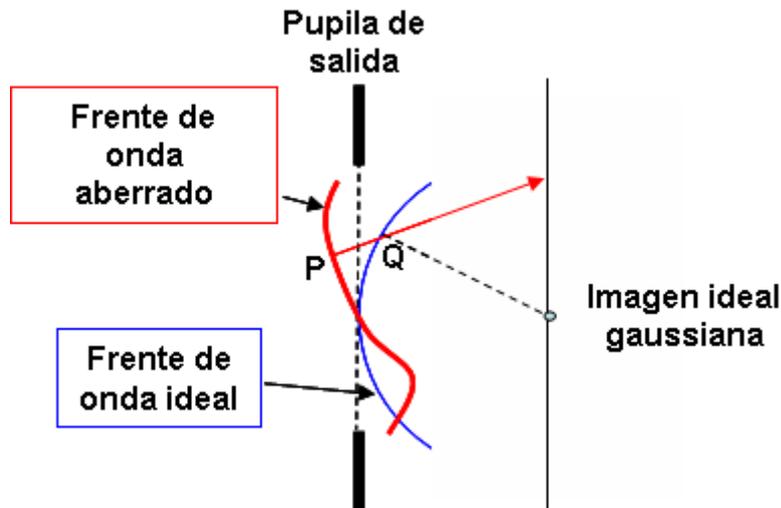
Uno de los principales obstáculos a salvar a la hora de construir estos nuevos dispositivos son las imperfecciones en la óptica del ojo, llamadas aberraciones, que deforman el frente de onda y por tanto hacen que la imagen generada sobre la retina no sea perfecta. En esta memoria se describe el diseño y utilización de un nuevo instrumento que mediante la manipulación de estas aberraciones permite simular diferentes condiciones ópticas sobre el ojo y estudiar cuál es su impacto sobre la visión. Por un lado, se ha aplicado al estudio del efecto de la corrección de la aberración cromática longitudinal, presente de manera natural en visión con luz blanca, y por otro, al diseño y testeo de perfiles de fase progresivos diseñados para corregir la presbicia. En este último caso, ayudándose de una nueva técnica, conocida como óptica adaptativa, que permite manipular con gran versatilidad y en tiempo real la forma del frente de onda.

Este primer capítulo es una introducción sobre los principales conceptos que van a ser utilizados en esta memoria, como son las aberraciones del ojo, la óptica adaptativa y la presbicia.

## 1.1 Aberraciones monocromáticas en el ojo humano

Como es sabido, todo sistema óptico presenta en mayor o menor grado ciertos defectos que hacen que las imágenes que éste produce de un objeto no sean perfectas. Estos defectos son conocidos como aberraciones. Más específicamente, (ver Figura 1.1) la aberración de onda se define [Born y Wolf, 1999], en cada punto de la pupila de salida del sistema, como el camino óptico entre el punto P del frente de onda real y el punto Q, resultado de la intersección entre el rayo de luz que pasa por P y el frente de onda ideal.

## 1. Introducción



**Figura 1.1:** la aberración de onda en el punto P de la pupila de salida viene dada por el camino óptico PQ, donde Q es la intersección entre el rayo procedente de P y el frente de onda ideal que daría una imagen perfecta.

El ojo humano, como cualquier otro sistema óptico formador de imágenes, también presenta aberraciones. En este apartado cuando se hable de aberraciones se estará haciendo referencia sólo a aquéllas producidas en luz monocromática, las llamadas aberraciones monocromáticas.

Han sido muchos los métodos que desde principios del siglo XVII se han utilizado para la determinación de la aberraciones oculares y que con el paso del tiempo se han ido perfeccionando, haciéndose más precisos y rápidos.

Básicamente se pueden clasificar en dos categorías: métodos objetivos y subjetivos. Los segundos utilizan a la retina como detector de los efectos causados por las aberraciones, y éstas son medidas, por tanto, a través de las respuestas del sujeto. Suelen ser más lentos que los objetivos, además de estar afectados por la diferente respuesta visual de cada sujeto ante un mismo estímulo óptico.

Comenzando por los subjetivos, un primer grupo de métodos se desarrolló a partir del de Scheiner [Scheiner, 1619] que trataba de medir el desenfoque colocando delante del ojo una lámina opaca con dos orificios separados una cierta distancia. La presencia de desenfoque provoca que el sujeto perciba dos imágenes, que con la colocación de la adecuada lente correctora se convierten en una sola. Inspirándose en este procedimiento, pudieron primero Smirnov [Smirnov, 1961], y posteriormente Webb [Webb et al., 1992] y He [He et al., 1998] medir incluso las aberraciones de alto orden, pidiendo al sujeto que alineara con una

determinada referencia un punto luminoso originado por un fino pincel de luz que barre toda su pupila, y cuya desviación está relacionada con sus aberraciones. Este método es conocido como refractómetro espacialmente resuelto.

El otro grupo de métodos subjetivos tiene su origen en el de Tscherning [Tscherning, 1894], que consistía en dibujar una rejilla sobre una lente de 4 dioptrías y proyectarla sobre la retina. Después se pedía al sujeto que dibujara la forma en que percibía dicha rejilla, obteniendo así una medida semi cuantitativa de las aberraciones. En lugar de utilizar una lente esférica, también se utilizaron dos lentes cilíndricas cruzadas [Howland, 1960] [Howland y Howland, 1976] [Howland y Howland, 1977].

Las otras técnicas de medida son las objetivas. Muchas de ellas derivan directamente de algunas de las subjetivas mencionadas anteriormente, como los métodos derivados del de Tscherning [Mierdel et al., 1997]. En éste, se registra, mediante una cámara CCD la distribución de puntos que es generada sobre la retina, y de la distorsión entre ellos se obtienen las aberraciones. También del método de cilindros cruzados se deriva otra técnica objetiva [Walsh et al., 1984].

Otro de los métodos objetivos es el basado en las técnicas de doble paso [Artal, 2000]. Introducida por primera vez por Flamant [Flamant, 1955] consiste en proyectar imágenes sobre la retina, que luego son registradas tras pasar por todos los medios oculares [Campbell et al., 1966] [Santamaría et al., 1987]. En un principio esto permitió la obtención de la función de transferencia de modulación del ojo (MTF, del inglés *Modulation Transfer Function*). Para poder calcular las aberraciones es necesario obtener la imagen sobre la retina de un punto en el infinito, la llamada PSF (término procedente del inglés, *Point Spread Function*), lo cual sólo fue posible colocando pupilas asimétricas a la entrada y salida del ojo, pues de otro modo no es posible estimar las asimetrías de la imagen [Artal et al., 1995.a] [Artal et al., 1995.b] [Iglesias et al., 1998.a]. A partir de la PSF y utilizando técnicas de recuperación de fase, fue posible obtener la aberración [Artal et al., 1988] [Iglesias et al., 1998.b].

Otra alternativa es el método de trazado de rayos por láser [Molebny et al., 1997] [Navarro y Moreno-Barriuso, 1999] que consiste en hacer un barrido de la pupila del ojo utilizando un fino haz láser y registrar los puntos generados sobre la retina, a partir de cuya posición se determina la aberración. También se deben citar el sensor de curvatura [Roddiér, 1988], o el piramidal [Ragazzoni, 1996], con su versión adaptada a la medida en ojo humano [Iglesias et al., 2002]. Pero sin duda, el más utilizado actualmente, y el que se empleará en este trabajo, es el llamado sensor de Hartmann-Shack (H-S) [Liang et al., 1994] [Prieto et al., 2000], que mediante una matriz de microlentes, analiza el frente de onda emergente del ojo cuando un fino pincel de luz se hace impactar sobre la retina. La conjunción de una serie de características como un

## 1. Introducción

coste razonable, posibilidad de medida en tiempo real y una relativamente sencilla implementación han hecho de este método uno de los más usados actualmente para la medida de aberraciones oculares [Liang y Williams, 1997]. Se describirá más detalladamente este método en el próximo capítulo.

Varios estudios se han llevado a cabo en grupos amplios y estadísticamente significativos de sujetos [Bradley et al., 2001] [Porter et al., 2001] [Cagigal et al., 2002] [Castejón-Mochón et al., 2002] para averiguar cuál es la tipología básica de las aberraciones del ojo normal. Estos estudios muestran que más del 99% del total de las aberraciones del ojo puede expresarse utilizando sólo los quince primeros polinomios de la base de Zernike, siendo el desenfoque y el astigmatismo los más importantes. Otros hechos constatados son la variabilidad entre sujetos, de forma que no es posible establecer un patrón común, y el aumento de las aberraciones con el tamaño de la pupila. También se han realizado otros trabajos que encontraron un crecimiento de las aberraciones con la excentricidad [Guirao y Artal, 1999] y con la edad [Artal et al., 1993] [Guirao et al., 1999].

Las fuentes principales de las aberraciones se hallan localizadas en la córnea y el cristalino. Las del cristalino pueden estimarse como la diferencia entre las oculares totales y las de la córnea, que se obtienen previamente a partir de medidas topográficas [Artal y Guirao, 1998] [Guirao y Artal, 2000]. Las aberraciones del cristalino compensan parcialmente las de la córnea [Artal et al., 2001], balance éste que se va rompiendo con la edad [Artal et al., 2002].

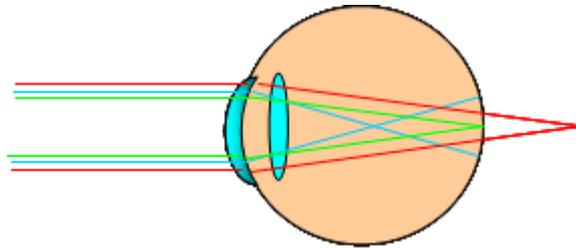
## 1.2 Aberración cromática

Como es conocido, el índice de refracción de los medios oculares depende de la longitud de onda. Los dos principales efectos de esto son que la potencia del ojo y la posición de la imagen sobre la retina dependen también de la longitud de onda. Al primer efecto se le conoce como aberración cromática longitudinal (ACL) y al segundo como aberración cromática transversal (ACT).

### *Aberración cromática longitudinal:*

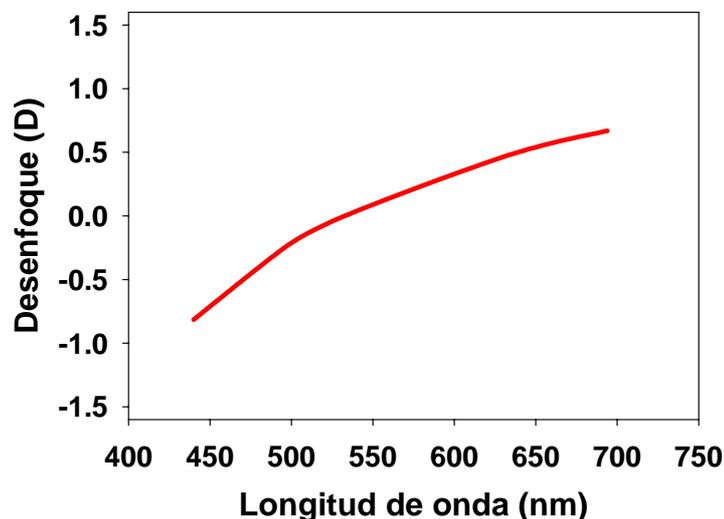
La ACL se origina por la diferente potencia del sistema óptico del ojo en cada longitud de onda. Esto

hace que para la luz azul se comporte como miope, mientras que lo hace como hipermetrope para la luz roja (ver Figura 1.2).



**Figura 1.2:** aberración cromática longitudinal. Según la longitud de onda de la luz, ésta focaliza en distintas posiciones respecto a la retina.

Desde mediados del siglo pasado existen estudios acerca del comportamiento de esta aberración en el ojo humano. Se han utilizado tanto técnicas subjetivas ( [Wald y Griffin, 1947] [Ivanoff, 1953] [Bedford y Wysecki, 1957] [Jenkins, 1963] [Howarth y Bradley, 1986] [Marcos et al., 1999] ) como objetivas ( [Charman y Jennings, 1976] [Rynders et al., 1998] ). Todos estos trabajos son coincidentes en afirmar que existe una diferencia de alrededor de 1.8 dioptrías (D) entre las longitudes de onda de 436 y 707 nm (Figura 1.3). Y además también coinciden en la poca variabilidad que presenta esta aberración entre sujetos.



**Figura 1.3:** comportamiento típico observado en la ACL en el ojo humano.

A mediados del siglo pasado, Emsley desarrolló un modelo muy simple de ojo [Emsley, 1952] que daba cuenta de los valores experimentales de ACL observados. Dicho modelo trata el ojo como si fuera una

## 1. Introducción

esfera rellena de agua, por lo que se le conoce como modelo del ojo de agua. Según éste, el error refractivo ( $\Delta R$ ) viene dado por

$$\Delta R = \frac{n_{\text{ref}} - n(\lambda)}{r \cdot n_D} \quad (1.1)$$

donde  $n_{\text{ref}}$  es el índice de refracción a la longitud de onda de referencia (555 nm),  $n_D=1.333$  y  $r$  es el radio de curvatura (5.5 mm), y  $n(\lambda)$  es el índice de refracción del agua, que utilizando la fórmula hiperbólica de Cornu, se expresa de la forma

$$n(\lambda) = a + \frac{b}{(\lambda - c)} \quad (1.2)$$

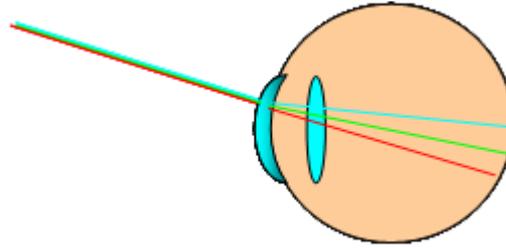
con  $a = 1.31848$ ,  $b = 0.006662$  y  $c = 0.1292$ . Este modelo tan simple da cuenta de los valores medidos de ACL en el ojo humano en prácticamente todo el rango visible, y sólo en la zona de los azules se presenta cierta discrepancia. Thibos [Thibos et al., 1992], intentando corregir esto y refinar el modelo, consideró que  $a$ ,  $b$  y  $c$  en (1.2) son parámetros cuyos valores se pueden ajustar en función de las medidas experimentales de ACL, resultando así los nuevos valores de  $a = 1.320535$ ,  $b = 0.004685$  y  $c = 0.214102$ . El error refractivo absoluto ( $R$ ), se expresa, a partir de (1.1) y (1.2), también como una función hiperbólica de la forma

$$R = p - \frac{q}{\lambda - c} \quad (1.3)$$

donde  $p$ ,  $q$  y  $c$ , que se obtienen a partir de  $a$ ,  $b$  y  $c$ , son  $p = 1.68524$ ,  $q = 0.63346$  y  $c = 0.21410$ . En (1.3) el error refractivo queda expresado en D cuando  $\lambda$  lo hace en  $\mu\text{m}$ .

### *Aberración cromática transversal:*

La aberración cromática transversal (ACT) es la diferencia en la posición de la imagen sobre la retina para las distintas longitudes de onda, tal y como ilustra la Figura 1.4.



**Figura 1.4:** aberración cromática transversal. Según la longitud de onda, la imagen se forma sobre distintas posiciones sobre la retina.

Tradicionalmente se ha medido utilizando técnicas de alineamiento de Vernier, en las que el sujeto debe alinear dos líneas, una roja y otra azul ( [Hartridge, 1947] [Kishto, 1965] [Ogboso y Bedell, 1987] [Simonet y Campbell, 1990] [Thibos et al., 1990] ). A diferencia de lo que ocurre con la ACL, la ACT presenta una gran variabilidad entre sujetos, que puede estar causada por diferentes motivos, como diferencias en el centrado de la pupila [Walsh, 1988] o diferentes posiciones del eje óptico respecto a la fovea [Le Grand, 1956]. También es conocido que la ACT aumenta con el descentramiento de la pupila ([Thibos et al., 1991] [Artal et al., 1996] ) y la excentricidad en la retina ( [Thibos, 1987] [Ogboso y Bedell, 1987] ).

#### *Dependencia de las aberraciones monocromáticas con la longitud de onda:*

Otro efecto, aunque de impacto menor, es la dependencia de las aberraciones monocromáticas con la longitud de onda, que ya Van Meeteren [Meeteren, 1974] o posteriormente Atchinson [Atchinson et al., 1998] supusieron constante. Todos los estudios llevados a cabo en este sentido se basan en medir las aberraciones monocromáticas a varias longitudes de onda utilizando alguna de las técnicas descritas en el anterior apartado.

Se empleó la técnica del doble paso para investigar posibles diferencias en la calidad de imagen entre la luz verde y la infrarroja [López-Gil y Artal, 1997]. Marcos [Marcos et al., 1999] usando un refractómetro espacialmente resuelto encontró sólo pequeños cambios, con una desviación cuadrática media respecto a un frente de onda plano o RMS (del inglés Root Mean Square), ligeramente mayor hacia longitudes de onda crecientes, y por ejemplo, un coma prácticamente constante y un pequeño aumento de la aberración esférica y del astigmatismo. Más recientemente, Llorente [Llorente et al., 2003] empleó dos técnicas objetivas, H-S y trazado de rayos por láser para medir las aberraciones a dos longitudes de onda, en el verde y en el infrarrojo, en un número amplio de sujetos, con resultados similares a los anteriores.

## 1. Introducción

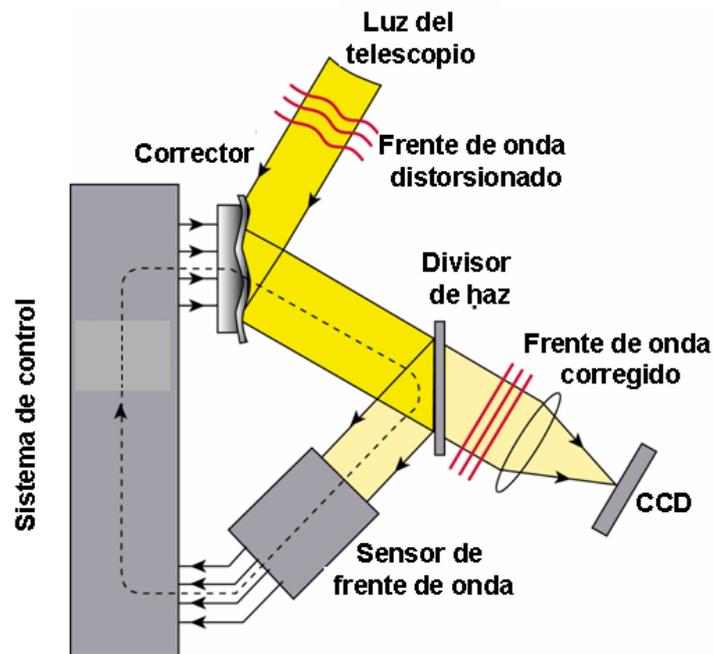
La importancia práctica de todos estos estudios radica en que en los métodos objetivos de medida de las aberraciones más empleados (H-S) se utiliza habitualmente luz infrarroja, tanto por su mayor reflectividad en la retina como por la comodidad para el sujeto. Sin embargo, el ojo es sensible sólo a la radiación en el rango visible, y por tanto, para conocer la calidad visual es necesario establecer primero la relación entre las aberraciones medidas en infrarrojo y las correspondientes a luz visible.

### 1.3 Óptica adaptativa

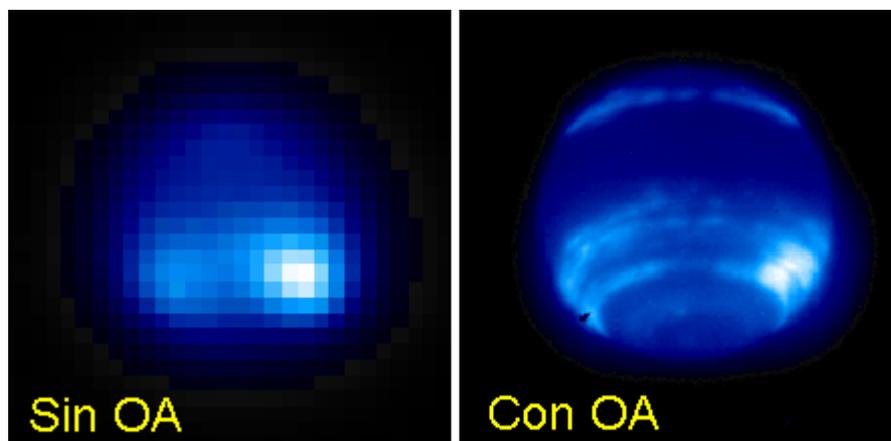
Desde el siglo XVIII ya era conocido el hecho de que las imágenes del cielo obtenidas por los telescopios estaban degradadas por la atmósfera terrestre. Las fluctuaciones locales en el espacio y en el tiempo de la temperatura y la presión del aire, que son las que generan movimientos del medio conocidos como turbulencias, son las responsables también de convertir a la atmósfera, a efectos del paso de la luz, en un medio muy inhomogéneo y cambiante. Esto produce efectos como el centelleo de las estrellas, motivado en parte por interferencias de la luz al atravesar columnas de aire con distinta densidad y por tanto camino óptico, el desplazamiento de la imagen de la estrella a causa de la evolución temporal de la densidad del aire, o la pérdida de intensidad y contraste en la imagen como consecuencia de las aberraciones de alto orden.

Las únicas soluciones a este problema son, o bien situar los telescopios en el espacio, fuera de la atmósfera, o medir y corregir simultáneamente las aberraciones originadas por las turbulencias. Esta segunda idea fue propuesta por Babcock [Babcock, 1953] a mediados del siglo pasado, y constituye el origen de la óptica adaptativa (OA). En ésta, la idea básica es contar con un sensor que mida la degradación del frente de onda, y un dispositivo óptico que sea capaz de modificar dicho frente, tal y como está ilustrado en la Figura 1.5.

Las posibles aplicaciones militares de esta técnica en comunicaciones, fotografía aérea y guiado de misiles, favorecieron el desarrollo de la tecnología necesaria para la OA. Actualmente todos los telescopios de primer nivel mundial la tienen incorporada, y ello ha permitido obtener imágenes de gran calidad, que de otra manera hubiera sido imposible con telescopios terrestres. La Figura 1.6 es un ejemplo de la potencia de la OA, en la que se puede apreciar la mejoría de una imagen de Neptuno cuando se utiliza esta técnica.



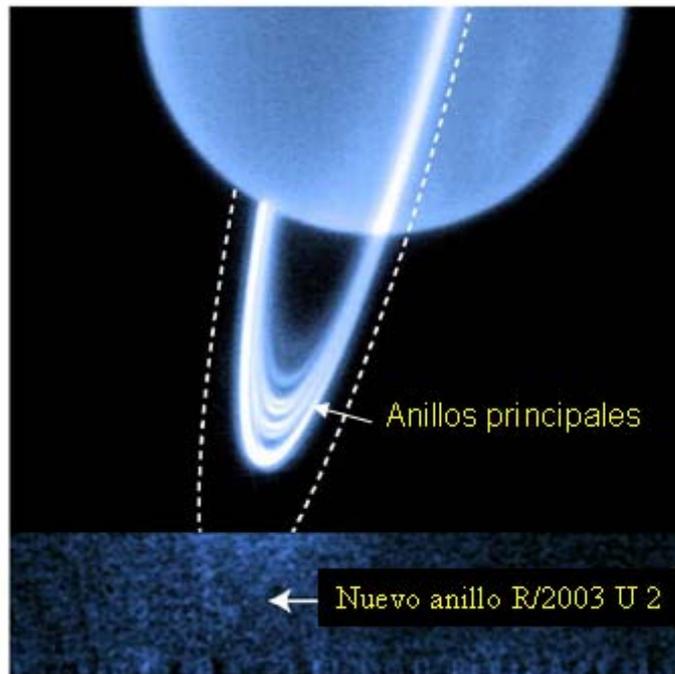
**Figura 1.5:** esquema de un sistema de OA. La luz procedente del telescopio es analizada por un sensor de frente de onda que envía la información adecuada a un corrector que modifica el frente de onda para que finalmente sobre una cámara CCD se forme la imagen libre de aberraciones.



**Figura 1.6:** izquierda: imagen del planeta Neptuno tomada por el telescopio Keck sin utilizar OA. Derecha: misma imagen de Neptuno pero con OA.

La Figura 1.7 es otro ejemplo reciente y espectacular de la utilización de la OA, con la que se ha podido detectar desde tierra un nuevo anillo alrededor del planeta Urano.

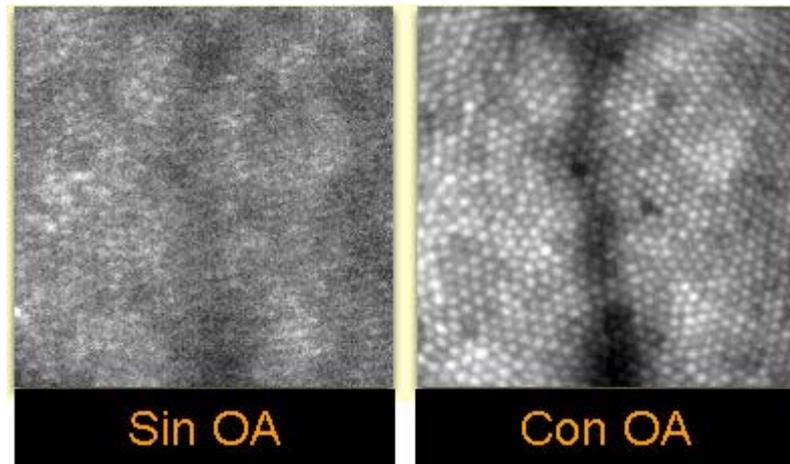
## 1. Introducción



**Figura 1.7:** imagen tomada desde el observatorio Keck el 23 de Agosto de 2005. La aplicación de OA ha permitido descubrir un nuevo anillo alrededor de Urano, mucho menos brillante que los anillos principales. El nuevo anillo es visible en el procesado de la imagen en su parte inferior, y está marcado por la línea discontinua.

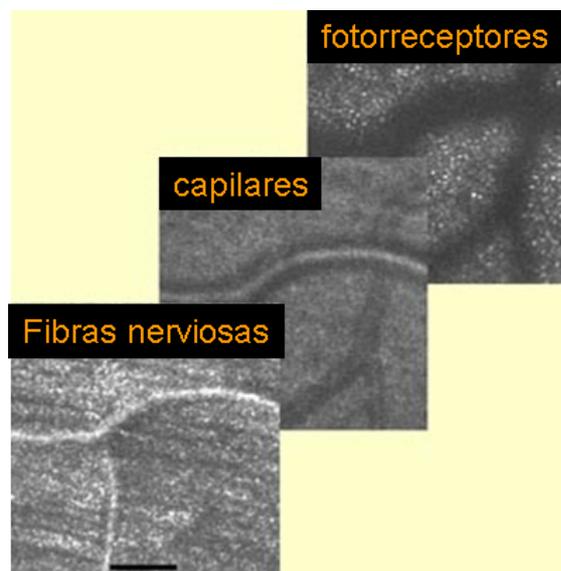
Pero las aplicaciones de la OA no se limitan al campo de la astronomía o las militares, sino que también se extienden a la biomedicina, inicialmente en el ámbito de la óptica visual. Como ya se ha reseñado en apartados anteriores, el ojo, como sistema formador de imágenes, presenta aberraciones que degradan la visión. Por ello, se pensó que se podía aplicar la OA para eliminar estas aberraciones y conseguir así una visión por encima de lo normal [Liang et al., 1997][Yoon y Williams, 2002].

Otro ámbito, dentro de la óptica visual, donde la OA está teniendo una gran repercusión es el registro de imágenes *in vivo* de la retina.. Dado que todas las imágenes del fondo de ojo se registran a través de los medios oculares, afectados de aberraciones, las imágenes que se consiguen de manera estándar no son las óptimas. La OA corrige estas aberraciones y permite obtener imágenes de alta calidad, impensables de otra manera. D. Williams aplicó esta técnica a cámaras de fondo, consiguiendo distinguir fotorreceptores individuales [Liang et al., 1997] [Vargas-Martín et al., 1998] [Roorda y Williams, 1999], como muestra la Figura 1.8.



**Figura 1.8:** imágenes del mosaico de fotorreceptores del ojo tomadas sin y con OA. (cortesía de A. Roorda).

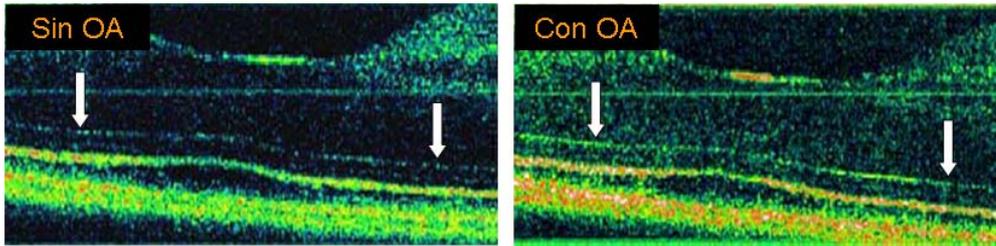
Aplicada a los oftalmoscopios de barrido láser [Webb et al., 1987] ha permitido visualizar incluso el flujo sanguíneo a través de los capilares [Roorda et al., 2002], y llevar a cabo tomografías de gran calidad, mostrando fibras nerviosas, capilares y fotorreceptores (ver Figura 1.9).



**Figura 1.9:** tomografía obtenida con un oftalmoscopio de barrido láser con OA. Son imágenes de la retina a 1.5 mm de la fovea, donde se muestra primero la capa de fibras nerviosas, a continuación la capa de capilares y por último la de fotorreceptores. La barra de escala en la primera imagen representa 100  $\mu\text{m}$ . (cortesía de A. Roorda).

También la OA ha sido utilizada en otra técnica para el registro de otro tipo de imágenes de la retina, la tomografía de baja coherencia [Huang et al., 1991], consiguiéndose importantes mejoras [Fernández et al., 2005]. Un ejemplo de estas imágenes se puede ver en la Figura 1.10.

## 1. Introducción



**Figura 1.10:** comparación de las imágenes obtenidas con tomografía de baja coherencia sin OA (izquierda) y con OA (derecha). Se aprecia un aumento de la relación señal-ruido en la estructura marcada por las flechas [Fernández et al., 2005].

Pero la investigación en óptica visual aplicando la OA no se limita sólo a corregir las aberraciones, ya que es posible también modificarlas, convirtiéndose así en un valioso instrumento para estudiar cuál es su papel en el complejo proceso de la visión [Fernández et al., 2002] [Artal et al., 2002.b] [Artal et al., 2004]. En esta memoria se describe un nuevo instrumento que, aplicando esta capacidad de la OA, permite diseñar y testear perfiles de fase progresivos pensados para ayudar a las personas que sufren de presbicia. El siguiente apartado está dedicado a describir detalladamente este problema visual.

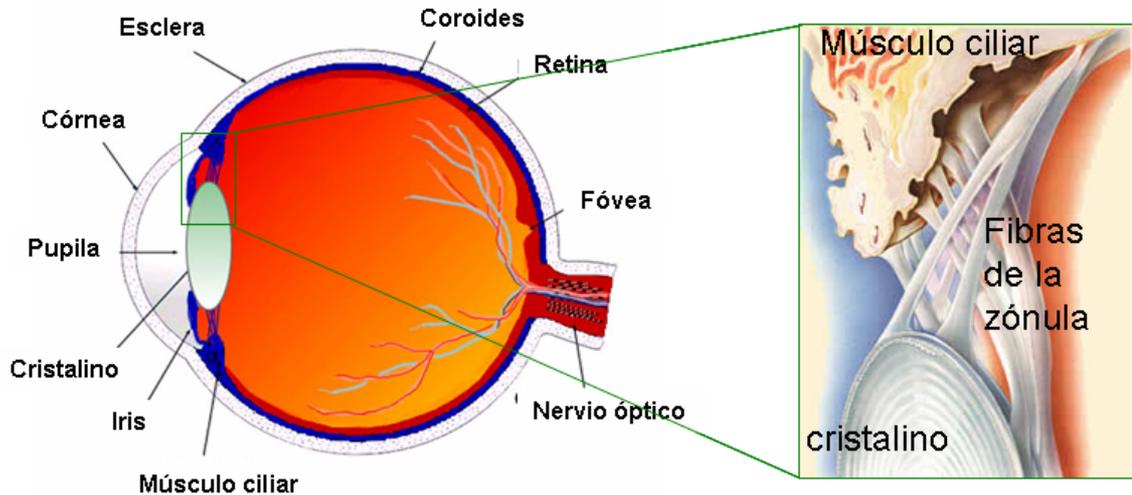
## 1.4 Presbicia

Para ver objetos cercanos, el ojo necesita cambiar su potencia, acción ésta conocida como acomodación. A la incapacidad para acomodar como consecuencia de procesos naturales de envejecimiento se le llama presbicia, del griego *presbyteros* (mayor). La persona nota cómo cada vez necesita alejar más los objetos cercanos para verlos nítidamente hasta que finalmente no es capaz de verlos. Es un proceso paulatino que comienza ya desde la niñez, produciendo una pérdida de la amplitud de acomodación (distancia mínima a la que puede verse un objeto), que empieza a resultar evidente entre los 40 y 50 años, y que afecta al 100% de la población. Antes de señalar los cambios que provocan esta situación, es conveniente entender primero cómo funciona el mecanismo de la acomodación.

### *Acomodación:*

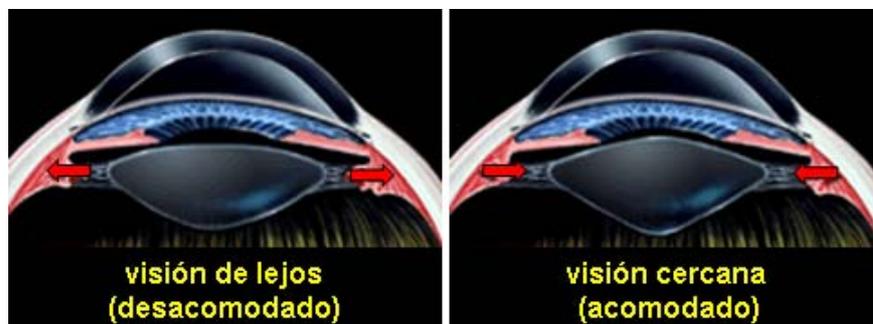
El cristalino es uno de los componente del ojo encargado de la formación de imágenes sobre la retina, y el que mediante la modificación de su forma, genera los cambios de potencia necesarios para

acomodar y enfocar objetos a diferentes distancias [Young, 1801] [Helmholtz, 1924]. Está formado de un tejido elástico y transparente que se encuentra detrás de la pupila, unida a un grupo de músculos que la rodean en forma de anillo (músculos ciliares) por medio de las fibras elásticas de la zónula, como se ilustra en la Figura 1.11.



**Figura 1.11:** izquierda: esquema de las distintas partes del ojo humano. Derecha: detalle de las partes fundamentales que intervienen en la acomodación. El cristalino está unido al músculo ciliar a través de las fibras de la zónula.

La teoría más ampliamente aceptada en la actualidad, sobre cómo el cristalino cambia su forma, es la debida a Helmholtz [Helmholtz, 1924]. Según ésta, durante el proceso de acomodación, los músculos ciliares se contraen y reducen el espacio que queda en su centro, relajando así la tensión a la que se encuentran sometidas las fibras de la zónula. Esto hace que el diámetro ecuatorial del cristalino disminuya y su espesor aumente haciendo al mismo tiempo su superficie anterior más curvada (Ver Figura 1.12).



**Figura 1.12:** izquierda: ojo desacomodado. Los músculos ciliares están relajados y la tensión de la zónula mantiene al cristalino aplanado formando así imagen de objetos lejanos. Derecha: ojo acomodado. Los músculos ciliares se contraen y se cierran, liberando la tensión de la zónula, lo que permite al cristalino recuperar su forma y crear imagen de objetos cercanos.

## 1. Introducción

Se aumenta así la potencia y se pueden enfocar objetos cercanos. La relajación de los músculos ciliares provoca el proceso inverso (la desacomodación) y posibilita formar imagen de objetos lejanos.

No hay acuerdo completo acerca de que el mecanismo de acomodación descrito arriba sea el verdadero. Así por ejemplo, Tscherning y otros ( [Tscherning, 1920] [Schachar et al., 1995] [Schachar et al., 1996] ) han afirmado que la contracción de los músculos ciliares hace aumentar la tensión de la zónula provocando un aumento en la curvatura de la superficie anterior del cristalino pero también un aumento en su diámetro ecuatorial (al contrario que Helmholtz). Pero recientes estudios, utilizando las más diversas técnicas [Glasser y Kaufman, 1999] [Wilson, 1997], incluida la resonancia magnética [Strenk y Semmlow, 1995] parecen dar validez finalmente a la teoría original de Helmholtz.

### *Causas de la presbicia:*

La teoría más aceptada sobre la causa de la presbicia es la que afirma que se produce como consecuencia de la pérdida de elasticidad del cristalino ([Fisher, 1973] [van Alphen y Graebel, 1991] [Glasser y Campbell, 1999] [Heys et al., 2004] [Weeber et al., 2005] ). Sin embargo, no existe consenso general al respecto, y se postulan otras, como por ejemplo que la presbicia es debida al incremento del espesor del cristalino [Strenk et al., 2005], a cambios en el ángulo con el que se conectan las fibras de la zónula al cristalino ( [Farnsworth y Shyne, 1979] [Koretz y Handelman, 1988] ), a la disminución en el movimiento del cuerpo ciliar [Croft et al., 1998], o a una reducción en la elasticidad de la coroides ( [van Alphen y Graebel, 1991] [Wyatt, 1993] ).

### *Soluciones a la presbicia:*

No existe hasta la fecha ninguna solución definitiva a la presbicia. Todas las existentes, tanto ópticas como quirúrgicas, presentan ventajas, pero también inconvenientes que hacen que cada una de ellas tenga éxito en un grupo determinado de población de acuerdo a su adaptabilidad, gustos y condiciones. Pero aún no se ha encontrado la solución universal.

Entre las soluciones de tipo óptico utilizadas están las lentes monofocales, que la persona se coloca sólo cuando desea ver de cerca, las lentes bifocales, que tienen distinta potencia en la parte superior e inferior, las lentes progresivas, en las que la potencia se incrementa gradualmente desde la parte de arriba de la lente hasta la de abajo [Villegas y Artal, 2003] [Villegas y Artal, 2004], lentes de contacto progresivas,

que permiten ver simultáneamente de cerca y de lejos al poseer zonas adaptadas a visión cercana y lejana, y lentes de contacto monovisión, en las que un ojo se utiliza para ver de cerca y el otro de lejos.

Existen también soluciones de tipo quirúrgico, la mayor parte de ellas todavía en fase de experimentación. Una de ellas es la sustitución del cristalino por lentes intraoculares multifocales o la sustitución del cristalino por una lente para visión cercana en un ojo, y por otra para visión lejana en el otro. También se ha utilizado la técnica de cirugía refractiva de la córnea, conocida como LASIK, para tallar sobre ella perfiles progresivos multifoco, o dejar un ojo miope para visión de cerca y el otro para visión de lejos. Se puede citar también la técnica de Schachar en la que se implantan una serie de prótesis entre la esclera y el cristalino a fin de aumentar la distancia entre ambos y recuperar la tensión de la zónula (cuya pérdida, por aumento del tamaño del cristalino, algunos creen que es la causa de la presbicia).

## **1.5 Justificación, objetivos y estructura del trabajo**

### *Justificación:*

La forma en que los seres humanos percibimos el mundo exterior y nos comunicamos con él está condicionada en su mayor parte por la forma en que lo vemos. Nuestra forma de relacionarnos, de recordar, de conceptualizar y un sin fin más de capacidades están profundamente influidas por el modo en que funcionan nuestros ojos y nuestro sistema neuronal de percepción. Por todo ello es importante la investigación básica en este campo. De ella, además, pueden derivar, y de hecho ya lo hacen, nuevos avances en el campo de la oftalmología y de la optometría, que permiten diagnósticos más precisos y tempranos de numerosas enfermedades que afectan al ojo, y el desarrollo de nuevos dispositivos que proporcionan una mayor calidad de visión.

En este sentido, la óptica adaptativa ha abierto una puerta a un nuevo mundo de posibilidades tanto en la investigación básica como en la aplicada. La presencia de aberraciones en el ojo impone un límite a la calidad, tanto de las imágenes que llegan a la retina, como a las que salen de ella y permiten observar el fondo de ojo. La óptica adaptativa, gracias al desarrollo de sensores para medir aberraciones, sencillos de implementar y relativamente baratos como el de H-S [Liang et al., 1994] [Prieto et al., 2000], junto con los nuevos elementos correctores como espejos deformables y moduladores de cristal líquido, ha permitido tanto la corrección como la manipulación en tiempo real de las aberraciones del ojo. Gracias a la corrección se ha

## 1. Introducción

conseguido lograr supervisión [Liang et al., 1997] y la obtención de imágenes de la retina con una calidad sin precedentes [Roorda y Williams, 1999] [Roorda et al., 2002] [Drexler et al., 2004], con lo que esto puede suponer para el diagnóstico precoz de las enfermedades oculares. Mientras que gracias a la manipulación de las aberraciones es posible comenzar el estudio de cómo éstas afectan a todo el proceso de la visión [Artal et al., 2004], y también ayudar en el diseño de nuevos productos oftálmicos.

En esta última línea, la óptica adaptativa permite controlar en tiempo real la óptica a través de la cual se lleva a cabo la visión, de forma que es posible simular la presencia de casi cualquier elemento oftálmico y comprobar sus prestaciones visuales, sin necesidad de haberlo fabricado previamente, con el consiguiente ahorro en tiempo y dinero que ello implica. A los sistemas encargados de llevar a cabo esta tarea se les conoce como *simuladores visuales de óptica adaptativa* (SVOA) [Fernández et al., 2002]. Este trabajo es la memoria de la construcción y uso de un SVOA trabajando, por un lado en luz monocromática aplicado al diseño y testeo de perfiles de fase progresivos como solución a la presbicia, y por otro con luz policromática para la evaluación de nuevos dispositivos para la corrección de la aberración cromática longitudinal del ojo.

Ambos trabajos, aparte del interés puramente científico, tienen una importante componente práctica. El número de personas que sufren de presbicia, por el envejecimiento paulatino de la población, supone cada vez un mercado mayor. Hasta el momento no hay una solución definitiva que satisfaga a todo el mundo, y existe un importante grupo de personas que prefieren el uso de lentes de contacto progresivas, a las tradicionales gafas bifocales y progresivas. Por otro lado, es claro desde hace tiempo que la aberración cromática degrada la calidad de visión. De existir un corrector para esta aberración lo suficientemente pequeño y eficaz como para ser incorporado, por ejemplo, en una lente intraocular, podría empezar siendo utilizado en pacientes operados de cataratas.

### *Objetivos:*

Primeramente desarrollar el software necesario para implementar la serie de test visuales que van a ser empleados en todos los experimentos para medir la capacidad visual de los sujetos en distintas condiciones. Test de agudeza visual, test de sensibilidad al contraste y test de reconocimiento de palabras, utilizando como base las librerías estándar del sistema de estímulos visuales desarrolladas por Cambridge Research Systems Ltd [Cambridge].

A continuación caracterizar, calibrar y medir las capacidades de un modulador espacial de cristal líquido de alta resolución (XGA) fabricado por Hamamatsu, para su aplicación al ojo. A partir de él construir un sistema de óptica adaptativa para ser empleado como simulador visual para el testeo y diseño de perfiles de fase, y en particular de perfiles de fase progresivos para aumentar la profundidad de foco. Encontrar algunos de estos perfiles y medir sus prestaciones utilizando el simulador visual.

Tomando como base el sistema óptico ya existente, contruir otro que nos permita, con una lámpara de luz blanca y una serie de filtros interferenciales, medir objetivamente, usando un sensor de H-S, la aberración cromática longitudinal en el ojo. Después medir la capacidad de un nuevo dispositivo para corregir esta aberración y emplearlo en comprobar el impacto sobre la visión.

### *Estructura del trabajo:*

La estructura en la que se presenta este trabajo es la siguiente:

La primera sección, formada por el capítulo 1, es una introducción a los conceptos fundamentales que después se van a manejar.

En la siguiente, señalada como Parte I, se describe el simulador visual de óptica adaptativa con luz monocromática y los experimentos llevados a cabo con él. Comprende los capítulos del 2 al 4. En el capítulo número 2 se muestran cuáles son las prestaciones del modulador de cristal líquido (el elemento fundamental del simulador), su calibración y puesta a punto, y cómo es el sistema final de óptica adaptativa. En el tercero, se describen los algoritmos y la programación necesaria para encontrar los perfiles de fase para presbicia que van a ser empleados en el simulador. Finalmente, en el capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos en esta sección.

La Parte II, que incluye los capítulos 5 y 6, está dedicada a los experimentos llevados a cabo con luz policromática, de medida y corrección de la aberración cromática. El capítulo quinto trata enteramente de la descripción del sistema experimental y los procedimientos que es necesario llevar a cabo, mientras que el sexto se dedica exclusivamente a mostrar los resultados que se obtienen.

En el capítulo 7 se resumen las principales conclusiones del trabajo.



# PARTE I

## SIMULADOR VISUAL DE ÓPTICA ADAPTATIVA PARA INVESTIGAR SOLUCIONES A LA PRESBICIA



## 2 Sistema experimental

En este capítulo se describe un nuevo instrumento que permite simular cualquier condición óptica en el ojo. El desarrollo normal de un nuevo producto oftálmico empieza por una fase de diseño, y posteriormente una de pruebas, para la que debe ser fabricado un prototipo en forma de lente, lente intraocular o de contacto. Tras las pruebas, se añaden correcciones que obligan de nuevo a fabricar los prototipos y a probarlos, en un proceso iterativo. Con el uso de este sistema se pueden probar los diseños sin necesidad de implementarlos físicamente. Esto hace que el testeo de un nuevo diseño o la corrección de otro, sea sólo cuestión de minutos, y no semanas como es habitual. Todo el sistema óptico, con ayuda de la óptica adaptativa, actúa como un simulador de la lente real, por lo que se le llama simulador visual de óptica adaptativa (SVOA). En este trabajo, el SVOA ha sido aplicado al diseño y testeo de perfiles de fase progresivos para presbicia. Dichos perfiles son inducidos por un modulador espacial de fase de cristal líquido de alta resolución (PPM, **P**rogrammable **P**hase **M**odulator), mientras que un optómetro motorizado controlado por ordenador es el encargado de recrear las condiciones de visión de lejos y de cerca a las que debe enfrentarse un presbita en su vida cotidiana. Este sistema es heredero de otro prototipo de parecidos objetivos diseñado en el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM) que utilizaba un espejo deformable OKO de 37 actuadores como elemento activo [Fernández et al., 2002].

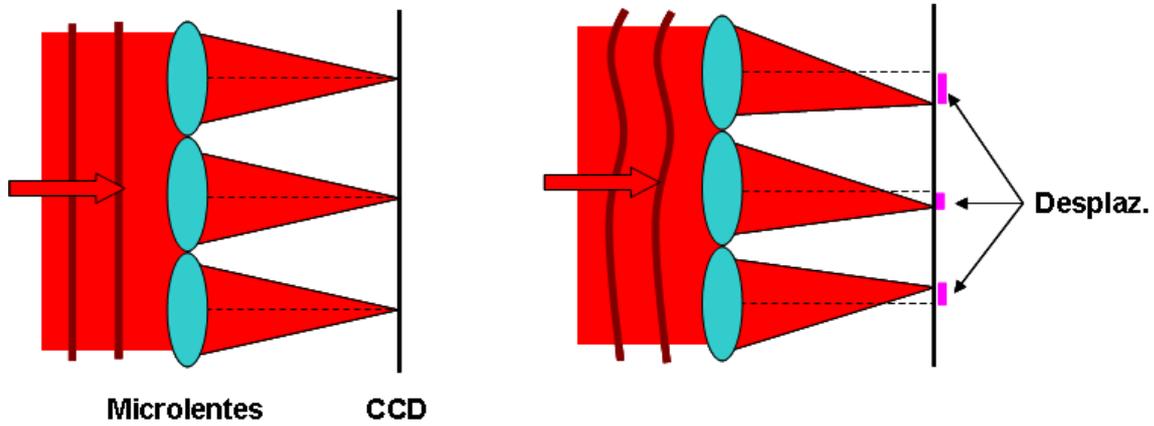
### 2.1 Medida de las aberraciones con un sensor de H-S

Uno de los elementos fundamentales en un sistema de óptica adaptativa es el sensor encargado de medir las aberraciones.

Un sensor de H-S consta de una matriz compacta de pequeñas lentes de un tamaño del orden de décimas de milímetro, llamadas por ello microlentes. Cuando el frente de onda que incide sobre dicha matriz es perfectamente plano, sin aberraciones, cada una de las microlentes genera una imagen puntual (spot) en su plano focal en posiciones que podemos llamar de referencia. Pero cuando hay presentes aberraciones, la

## 2. Sistema experimental

posición de la imagen que forma cada microlente está desplazada respecto a la de referencia (Figura 2.1). A partir de dicho desplazamiento es posible calcular la pendiente promedio del frente de onda en la posición de cada microlente, y a partir de ésto reconstruirlo completamente.



**Figura 2.1:** fundamentos del funcionamiento del sensor de H-S. **Izquierda:** frente de onda sin aberraciones que genera imágenes puntuales, que se registran en una cámara CCD, en posiciones de referencia. **Derecha:** frente de onda aberrado que produce imágenes puntuales desplazadas.

La forma cómo se suele llevar a la práctica la reconstrucción del frente de onda es utilizando lo que se conoce como reconstrucción modal, en la que el frente se expresa en términos de una combinación lineal de algún conjunto de funciones ortogonales definidas sobre la pupila del sistema. Es común utilizar los polinomios de Zernike ( $\{Z_k\}$ ). De este modo, la aberración ( $W$ ) se expresa como

$$W(x, y) = \sum_{k=1}^M c_k Z_k(x, y) \quad (2.1)$$

y el problema se reduce a encontrar el conjunto de coeficientes  $c_k$ . Para ello se escribe la aberración como una suma, extendida a todas las microlentes, de funciones  $W_n(x, y)$  cuyo valor en las posiciones ocupadas por la microlente  $n$  es el de  $W$ , y vale cero fuera de esa región. Si consideramos las microlentes cuadradas de lado  $L$ , ésto se expresa matemáticamente como:

$$W(x, y) = \sum_{n=1}^N W_n(x - x_n, y - y_n), \quad W_n(x, y) = \begin{cases} W(x - x_n, y - y_n) & \text{si } x, y \in [-L/2, L/2] \\ 0 & \text{si } x, y \notin [-L/2, L/2] \end{cases} \quad (2.2)$$

que daría una intensidad en el plano focal de las microlentes, que puede ser calculada utilizando la aproximación de Fraunhofer.

La posición  $(\mu_n, \eta_n)$  del spot generado por la microlente n-esima viene dada experimentalmente por el centro de gravedad o centroide de la distribución de intensidad de dicho spot:

$$\mu_n = \frac{\int \mu I(\mu, \eta) d\mu d\eta}{\int_n I(\mu, \eta) d\mu d\eta} \quad \eta_n = \frac{\int \eta I(\mu, \eta) d\mu d\eta}{\int_n I(\mu, \eta) d\mu d\eta} \quad (2.3)$$

Esta posición también está relacionada teóricamente, mediante una expresión de proporcionalidad, con el promedio sobre cada microlente de la primera derivada local de la aberración:

$$\mu_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \frac{\int_n \frac{\partial W_n(x, y)}{\partial x} dx dy}{\int_n dx dy} \quad \eta_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \frac{\int_n \frac{\partial W_n(x, y)}{\partial y} dx dy}{\int_n dx dy} \quad (2.4)$$

que a su vez se puede escribir en términos de los coeficientes  $c_k$  [Prieto et al., 2000] teniendo en cuenta la representación modal de la aberración (2.1):

$$\mu_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \sum_{k=1}^N c_k \frac{\int_n \frac{\partial Z_k}{\partial x} dx dy}{\int_n dx dy} \quad \eta_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \sum_{k=1}^N c_k \frac{\int_n \frac{\partial Z_k}{\partial y} dx dy}{\int_n dx dy} \quad (2.5)$$

Estas ecuaciones representan un doble sistema lineal de ecuaciones que comparten las mismas incógnitas, los coeficientes  $c_k$ . Por lo tanto, pueden mezclarse para formar uno sólo, que puesto en forma compacta se puede escribir como

$$\vec{d} = M\vec{c} \quad (2.6)$$

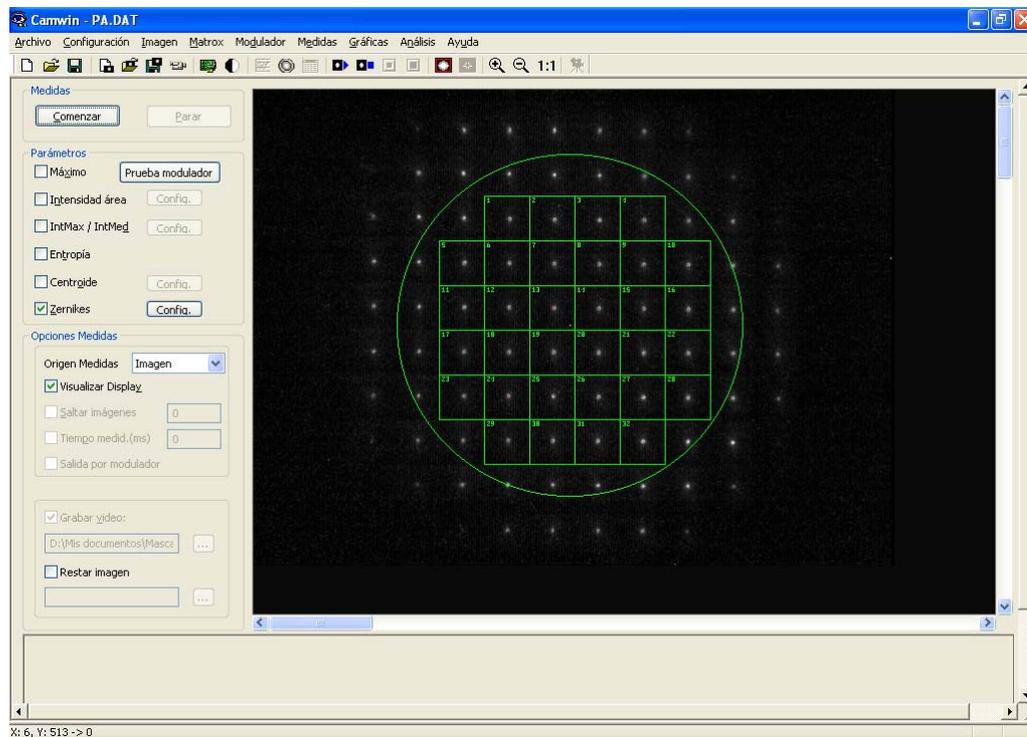
donde  $\vec{d}$  es un vector columna de tamaño  $2M$  formado por los desplazamientos  $x$  e  $y$ ,  $\vec{c}$  es otro vector columna formado por los  $N$  coeficientes a determinar, y  $M$  es la matriz  $2M \times N$  definida por

## 2. Sistema experimental

$$M = \frac{\lambda f}{2\pi L^2} \begin{pmatrix} \int_1 \frac{\partial Z_1}{\partial x} dx dy & \int_1 \frac{\partial Z_2}{\partial x} dx dy & \dots & \int_1 \frac{\partial Z_N}{\partial x} dx dy \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \int_M \frac{\partial Z_1}{\partial x} dx dy & \int_M \frac{\partial Z_2}{\partial x} dx dy & \dots & \int_M \frac{\partial Z_N}{\partial x} dx dy \\ \int_1 \frac{\partial Z_1}{\partial y} dx dy & \int_1 \frac{\partial Z_2}{\partial y} dx dy & \dots & \int_1 \frac{\partial Z_N}{\partial y} dx dy \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \int_M \frac{\partial Z_1}{\partial y} dx dy & \int_M \frac{\partial Z_2}{\partial y} dx dy & \dots & \int_M \frac{\partial Z_N}{\partial y} dx dy \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

La tarea final es invertir la matriz  $M$  a fin de resolver  $\vec{c}$  y reconstruir el frente de onda.

En la práctica, un sensor de H-S se construye acoplado la matriz de microlentes a una cámara CCD, de modo que el plano focal de las microlentes esté sobre el plano del chip CCD. Las imágenes, formadas por un conjunto de spots, son registradas por la cámara y llevadas a un ordenador mediante una tarjeta digitalizadora de imágenes para su procesamiento por el programa adecuado. En el LOUM se cuenta con una aplicación específica desarrollada para tal fin, llamada Camwin. La Figura 2.2 muestra el aspecto de esta aplicación y de una de las típicas imágenes de matriz de spots obtenida del sensor, preparada para ser procesada.



**Figura 2.2:** ejemplo de imagen devuelta por la matriz de microlentes y registrada por la cámara CCD, típica en el sensor de H-S. El programa Camwin se encarga de procesar la imagen y a partir de ella reconstruir la aberración.

## 2.2 Modulador espacial de cristal líquido

### 2.2.1 Modulación de fase con cristales líquidos

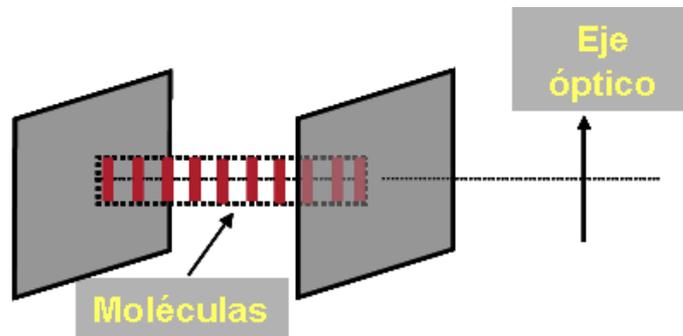
Los cristales líquidos son una serie de compuestos con propiedades muy interesantes y útiles. Fueron descubiertos por el botánico F. Reitzner en 1888 al hallar una sustancia que parecía tener dos puntos de fusión y propiedades entre las de un cristal y un líquido. Sus moléculas tienen forma alargada o de disco en algunos casos, y son altamente anisótropas. Según el tipo de molécula pueden pasar por varias fases intermedias entre la líquida y la cristalina, como las fases nemática, esméctica, colestérica o columnar. En cada una de ellas, los grados de libertad de las moléculas y su ordenación son distintas. Algunas de ellas presentan un alto momento dipolar, con lo que su orientación puede ser controlada mediante campos eléctricos, lo que las hace especialmente útiles, puesto que sus propiedades ópticas dependen de esa orientación.

Una de las múltiples utilidades de estos cristales es que se puede controlar eléctricamente el desfase inducido en la luz que los atraviesa. Para ello, básicamente, es necesario encerrar una cantidad de estas sustancias entre dos láminas transparentes paralelas entre las que se establece una diferencia de potencial eléctrico.

Son dos las configuraciones de las moléculas de cristal líquido que permiten la modulación de fase. Una de ellas es la girada en fase nemática, en la que la orientación de las moléculas va girando gradualmente desde la primera lámina hasta la segunda. En esta configuración es posible modular la fase, pero también va acompañada de cambios no deseados en la intensidad de la luz. La otra posible configuración, y la utilizada por el PPM, es la de moléculas alineadas paralelamente en fase nemática, en la que sí es posible modificar únicamente la fase.

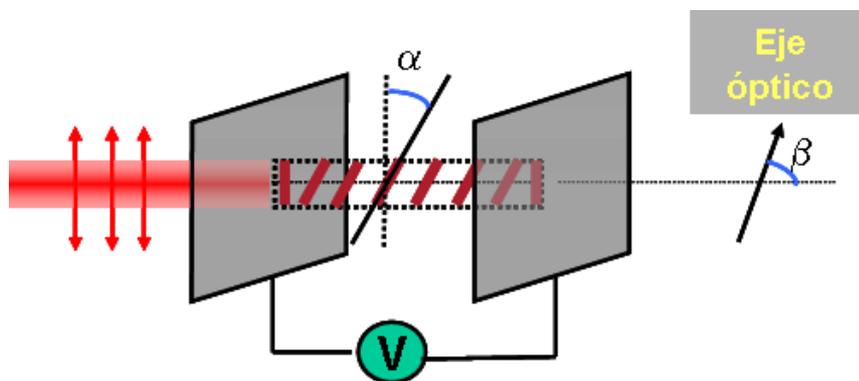
En esta última configuración el cristal líquido se comporta ópticamente como un medio anisótropo uniaxial con el eje óptico orientado en la dirección de las moléculas de cristal líquido, como está esquematizado en la Figura 2.3

## 2. Sistema experimental



**Figura 2.3:** orientación de las moléculas de cristal líquido entre las dos láminas en la configuración de alineamiento paralelo. El eje óptico tiene la misma dirección de las moléculas.

El cambio en la fase se produce cuando entre las dos láminas se establece una diferencia de potencial. En ese caso, las moléculas rotan en la dirección del campo eléctrico aplicado, y con ellas la dirección del eje óptico, como se muestra en la Figura 2.4



**Figura 2.4:** cuando se aplica un campo eléctrico las moléculas de cristal líquido se orientan en su dirección, y por consiguiente el eje óptico

El ángulo girado, llamémosle  $\alpha$ , es una función creciente del potencial  $V$  aplicado. La expresión explícita de esta dependencia viene dada según [Gennes, 1974] y [Saleh et al., 1991] por

$$\alpha(V) = \begin{cases} 0 & \text{si } V \leq V_c \\ \frac{\pi}{2} - 2\text{tg}^{-1} \left( e^{\frac{V-V_c}{V_0}} \right) & \text{si } V > V_c \end{cases} \quad (2.8)$$

donde  $V_0$  es una constante de normalización y  $V_c$  es un voltaje crítico por debajo del cual no hay ningún efecto.

Cuando se incide perpendicularmente a las láminas con luz linealmente polarizada en la dirección indicada en la Figura 2.4 sólo se tiene la componente extraordinaria, cuya velocidad de propagación depende del ángulo  $\beta$  formado por el eje óptico y la dirección de propagación. De la teoría de medios anisótropos, y expresada dicha velocidad en términos del índice de refracción, se puede escribir

$$\frac{1}{n_\beta^2} = \frac{\cos^2\beta}{n_e^2} + \frac{\sin^2\beta}{n_o^2} \quad (2.9)$$

donde  $n_\beta$  es el índice de refracción asociado a la componente extraordinaria para el ángulo  $\beta$ ,  $n_e$  es el índice cuando la dirección de propagación es perpendicular al eje óptico y  $n_o$  es el correspondiente a la componente ordinaria. Conocido el valor de  $n_\beta$ , el desfase ( $\Gamma$ ) inducido en la luz al atravesar el medio, que vamos a suponer de espesor  $d$ , es

$$\Gamma = \frac{2\pi}{\lambda_0} dn_\beta \quad (2.10)$$

## 2.2.2 Estructura y funcionamiento del modulador

Una vez explicadas las bases teóricas de cómo el cristal líquido es capaz de producir modulación de fase, es interesante describir los elementos adicionales del PPM.

El esquema de la estructura interna del PPM se muestra en la Figura 2.5. Un diodo láser de 690 nm de longitud de onda genera un haz colimado de 30 mm de diámetro, que ilumina un pequeño LCD de 1024x768 píxeles funcionando en transmisión. Sobre este LCD se muestra una imagen que es una representación en niveles de gris de la fase que se desea inducir, de lo que se hablará con mayor profundidad en el siguiente apartado sobre control del PPM. Un sistema óptico se encarga de proyectar esta imagen sobre

## 2. Sistema experimental

una capa fotoconduktiva de silicio. Este sistema de lentes, además, se ocupa de filtrar espacialmente la estructura de píxeles originada en el LCD, suavizando así los posteriores efectos de difracción tan presentes en otros dispositivos similares usados anteriormente [Love, 1997]. En las zonas de la capa de silicio en las que no hay luz incidente, llamada luz de escritura, la impedancia es extremadamente alta, y la diferencia de potencial que se establece entre los dos electrodos transparentes que encierran el cristal líquido es cero. Pero cuando existe dicha luz de escritura, el potencial aumenta con el logaritmo de su intensidad, pudiendo así controlar espacialmente la orientación de las moléculas de cristal líquido, y por tanto, el desfase inducido sobre la luz, llamada luz de lectura, que atraviesa los dos electrodos transparentes y que es reflejada en el espejo dieléctrico. El área activa de modulación es una capa continua de cristal líquido que forma un cuadrado de  $20 \times 20 \text{ mm}^2$ , que llamaremos ventana de modulación.

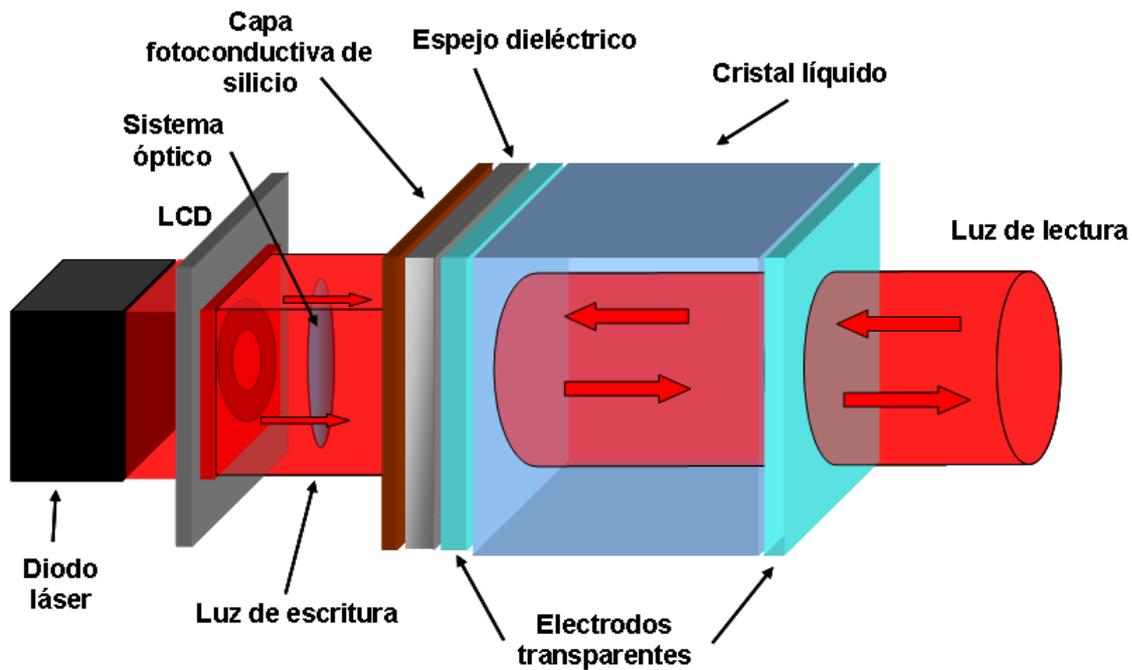
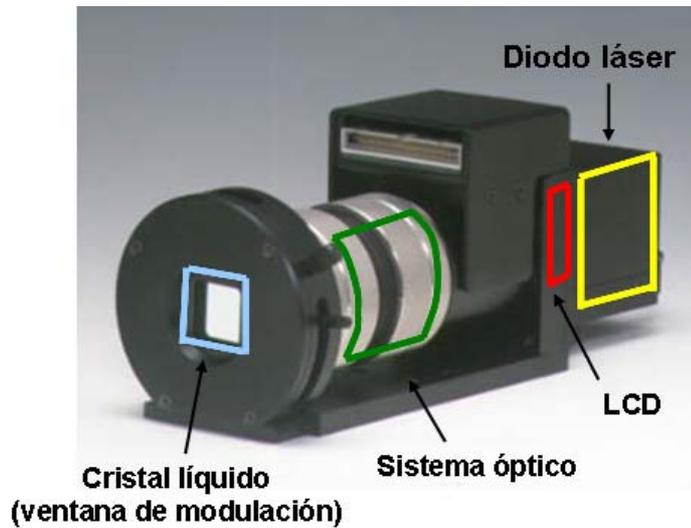


Figura 2.5: estructura interna del PPM.

La Figura 2.6 muestra el aspecto exterior del PPM y la situación de los principales componentes descritos.



**Figura 2.6:** imagen del PPM y situación de los principales componentes internos.

### 2.2.3 Control del modulador

Una de las características más apreciadas del PPM, junto con su alta resolución, es la facilidad con la que se lleva a cabo el control de la distribución espacial de fase que induce en el frente de onda de la luz incidente.

Un esquema de cómo se realiza este control se muestra en la Figura 2.7. Una vez decidida la fase que se desea inducir, ésta se representa en forma de imagen en niveles de gris (8 bits), cuyo valor está relacionado con el desfase a introducir mediante un calibrado previo del que se hablará posteriormente en el

## 2. Sistema experimental

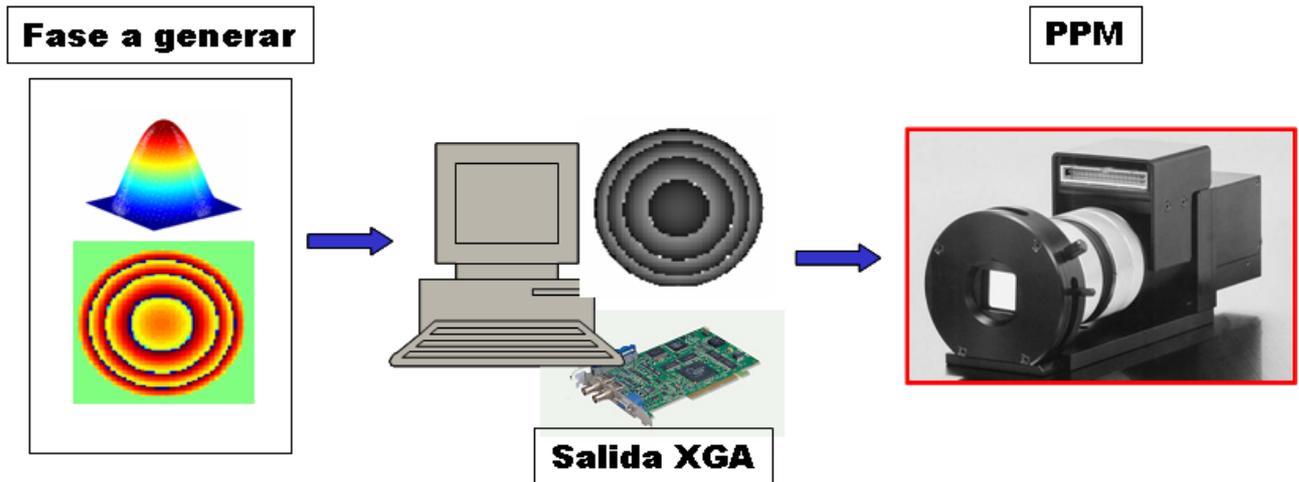


Figura 2.7: esquema del control del PPM.

apartado de calibrado de fase del PPM. Dicha imagen debe estar construida con la misma resolución, 1024x768 píxeles (XGA), que posee el LCD interno del PPM sobre el que se va a plasmar. Aunque posteriormente, por construcción del modulador, sólo el cuadrado interior de 768x768 píxeles, que se corresponde con la ventana activa de cristal líquido de 20x20 mm, puede ser utilizado. Dicha imagen es enviada al PPM mediante la salida de vídeo auxiliar XGA de una tarjeta digitalizadora de imágenes (“frame grabber”) Matrox Orion insertada en un PC, cuya salida de vídeo está configurada en modo de monitor dual. Sobre uno de los monitores se muestra la aplicación de control, y sobre el otro “monitor” virtual, que en realidad es el PPM, la fase a inducir. La Figura 2.8 es una imagen capturada de lo enviado a las dos salidas.

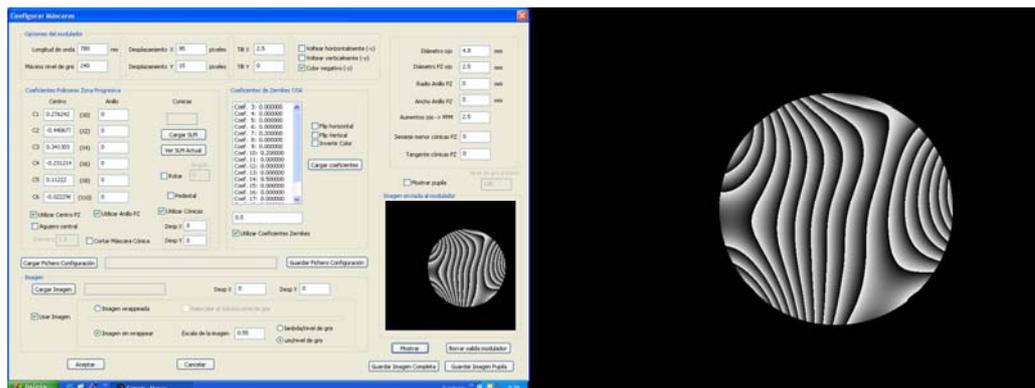


Figura 2.8: captura de pantalla en la configuración de monitor dual. La imagen de la izquierda corresponde al monitor que muestra la aplicación de control, y la de la derecha es lo enviado al PPM.

Para generar y manipular la imagen que se envía al PPM en la forma descrita arriba, se cuenta con un módulo de software desarrollado a tal fin y que permite una gran versatilidad en el control del PPM. Este módulo se halla incrustado en Camwin, la aplicación general de medida de aberraciones con el sensor de H-S. La Figura 2.9 muestra la ventana mediante la que es posible modificar el tamaño y posición de la pupila circular que contiene la fase a inducir, si se desean generar inversiones verticales u horizontales, si se quieren invertir los niveles de gris de la imagen, cuál es la relación entre niveles de gris y desfase obtenida de los calibrados previos, etc... Los parámetros de creación de la imagen enviada al PPM son introducidos a través de la ventana que se muestra en la Figura 2.10. Las formas posibles de generar la imagen de control son numerosas: se pueden usar polinomios de Zernike, o imágenes previamente generadas, o procedimientos específicos adaptados a tipos muy concretos de experimentos.

**Figura 2.9:** ventana de configuración de la salida hacia el PPM.

## 2. Sistema experimental

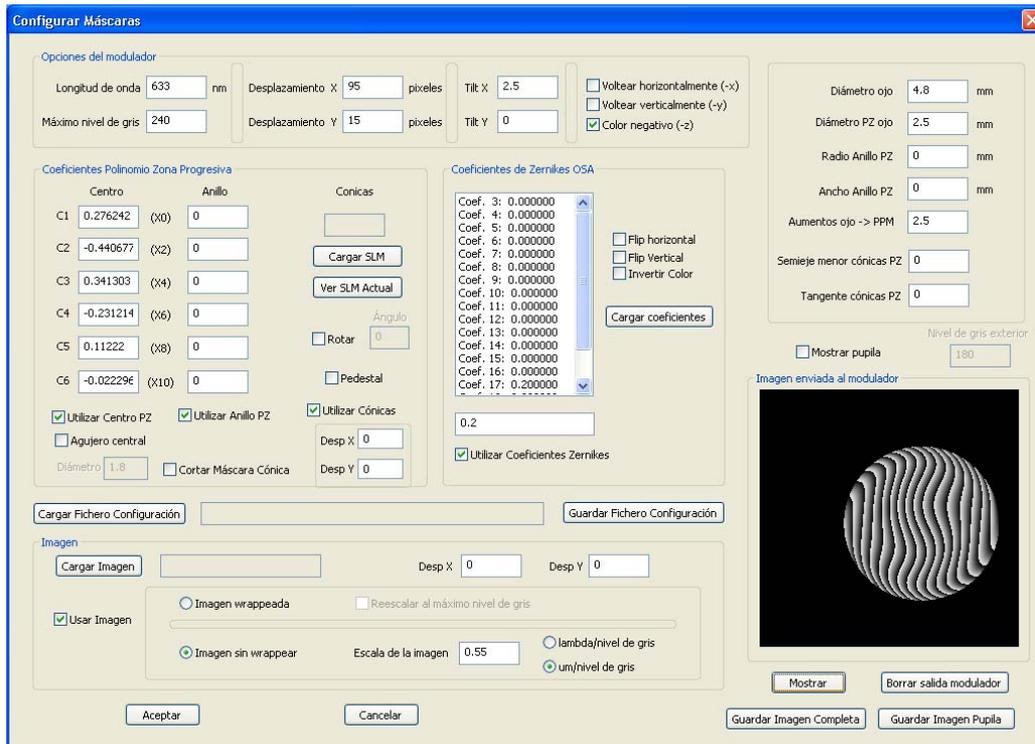


Figura 2.10: ventana de generación de la imagen que es enviada al PPM para su control.

## 2.3 Puesta a punto y calibrado del sistema de óptica adaptativa con el modulador

### 2.3.1 Descripción del sistema usado para calibración

Antes de empezar a trabajar realmente con el PPM, es necesario hacer una serie de ajustes y calibrados previos, como por ejemplo, establecer la relación entre el nivel de gris de la imagen enviada al modulador y el desfase inducido, y otros más que se describirán con más detalle en los próximos apartados. Para llevar a cabo estas tareas, y al mismo tiempo testear las capacidades del PPM, se construyó un montaje reducido que fue el germen del sistema final de óptica adaptativa. Los calibrados se volverán a repetir cuando el PPM esté montado sobre dicho sistema final.

La Figura 2.11 es una imagen del sistema utilizado para calibración y testeo, sobre el que se han

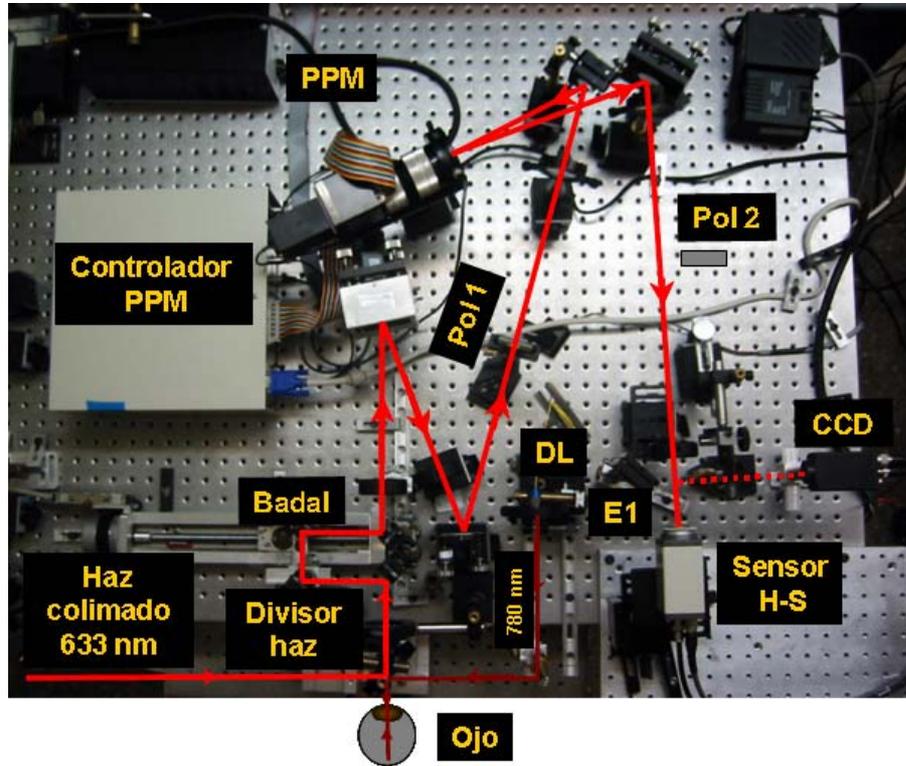


Figura 2.11: imagen del sistema óptico utilizado para calibrar y testear el PPM.

marcado en rojo las trayectorias de la luz y se han nombrado los elementos principales. Mediante un láser de He-Ne de 633 nm, un filtro espacial y una lente colimadora (no mostrados en la imagen), se genera un haz colimado con frente de onda plano, que mediante un divisor de haz es conducido hacia el interior del sistema. Un sistema de lentes con los aumentos adecuados conjuga ópticamente el plano de pupila del ojo con el plano del modulador. Pero antes de incidir sobre el PPM, la luz atraviesa un polarizador lineal (Pol 1), necesario para producir luz polarizada en la dirección de las moléculas de cristal líquido y así poder producir modulación de fase, como fue detallado en el apartado 2.2.1. Dicha dirección es conocida, en este caso paralela a la mesa óptica, pues la indica el fabricante mediante unas marcas sobre el PPM. Se procura que la luz que atraviesa el modulador lo haga formando el menor ángulo posible entre la luz incidente y reflejada, a fin de que la modulación se produzca en las condiciones óptimas. Idealmente dicho ángulo debería ser nulo, pero el fabricante da un margen de unos 10 grados. En este caso, el ángulo formado es de sólo 6 grados. Finalmente, el plano del PPM se conjuga ópticamente con el sensor de H-S, donde se mide la fase modificada. O también mediante la inserción del espejo E1, se puede registrar la PSF correspondiente o formar imágenes del plano del modulador, mediante la cámara CCD situada al final de esta vía. El desenfoque se controla con un sistema de espejos en configuración de Badal.

## 2. Sistema experimental

Otra forma de hacer uso del sistema es situando un ojo (artificial o real) en la posición indicada en la figura. En este caso la iluminación se realiza con un láser de diodo (DL) emitiendo en 780 nm de longitud de onda. Tras entrar en el ojo y ser reflejada en la retina, la luz sigue el mismo camino que el descrito para la luz procedente del láser de He-Ne en el párrafo anterior.

### 2.3.2 Calibración de la fase

El desfase inducido por el modulador sobre el frente de onda incidente depende del nivel de gris de la imagen de control que se le envía. Por tanto, es fundamental establecer dicha relación mediante un calibrado.

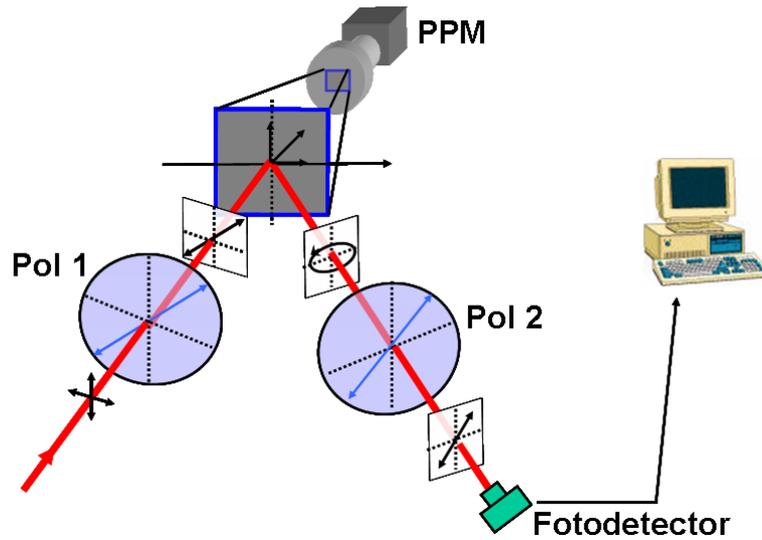
El fabricante ya proporciona tablas con la relación entre nivel de gris y desfase. Por éstas, ya es sabido que la relación entre ambas magnitudes es casi lineal, por lo que podemos expresar la relación como:

$$\varphi - \varphi_0 = \alpha(g - g_0) \quad (2.11)$$

donde  $\varphi$  y  $\varphi_0$  son los desfases inducidos respectivamente por los niveles de gris  $g$  y el de origen  $g_0$ . No es importante cuál sea este valor de origen, pues sólo estamos interesados en las diferencias de fase, no en los valores absolutos. El factor de proporcionalidad  $\alpha$ , llamado ganancia, es un valor muy pequeño en la práctica, y el que es necesario encontrar.

Ello es posible hacerlo si se coloca al modulador en lo que el fabricante denomina configuración en intensidad, que simplemente consiste en colocarle delante y detrás sendos polarizadores lineales (Pol 1 y Pol 2) orientados a 45 grados de la dirección definida por el eje de las moléculas de cristal líquido, tal y como se muestra en el esquema de la Figura 2.12. De este modo, la luz linealmente polarizada que incide sobre el modulador se descompone en la componente ordinaria y la extraordinaria, paralela al eje óptico

### 2.3. Puesta a punto y calibrado del sistema de óptica adaptativa con el modulador



**Figura 2.12:** esquema del sistema para la calibración de la fase en el PPM.

y marcada con una flecha en la figura. En la luz de salida, el desfase inducido entre ambas componentes dependerá del nivel de gris de la imagen plana mostrada en el PPM, y que en general dará una configuración de luz elíptica de características dependientes de ese desfase. Un fotodetector recoge esta luz tras atravesar el segundo polarizador lineal (Pol 2), que actúa de analizador. Siguiendo cada uno de los pasos descritos arriba y teniendo en cuenta la relación (2.11) se encuentra que la intensidad final se relaciona con la ganancia mediante la siguiente expresión:

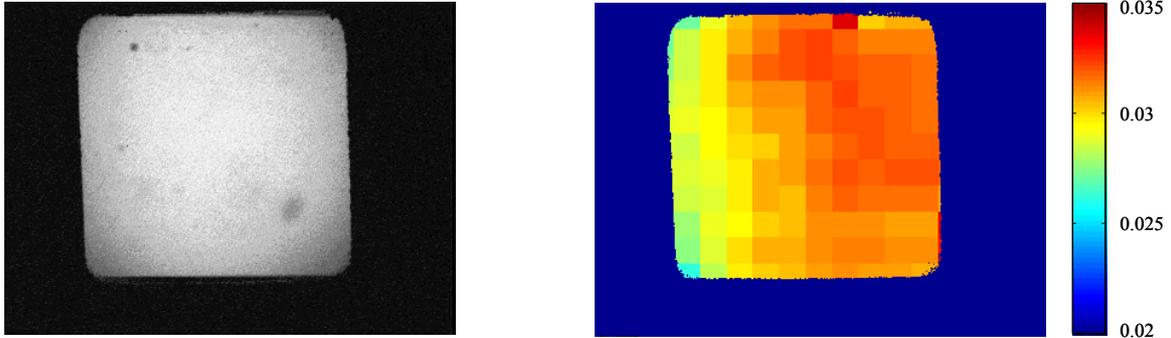
$$I = I_1 + I_2 \cos[\alpha (g - g_0)] \quad (2.12)$$

Donde  $I_1$  es la intensidad de fondo,  $I_2$  es la mitad de la intensidad de la luz polarizada y el resto de parámetros son ya conocidos. De todos ellos, el único que interesa es la ganancia  $\alpha$ , que puede ser obtenida tomando varias medidas de intensidad para varios niveles de gris y haciendo un ajuste por mínimos cuadrados.

Pero es sabido que, tanto por el carácter dispersivo del cristal líquido, como por la relación entre fase y camino óptico, el desfase inducido es dependiente de la longitud de onda de la luz empleada. De modo que es necesario hacer un calibrado distinto para cada una de las longitudes de onda utilizadas. En este caso se hicieron dos, uno para 633 nm con la luz procedente del láser de He-Ne, y otra para 780 nm. Para este último caso, en el sistema de la Figura 2.11 se introduce un ojo artificial en la posición ocupada por el ojo. El resto del sistema se ilumina entonces con la luz, procedente del láser de diodo (DL), que es reflejada por la retina artificial. En cualquiera de los dos casos, es necesario introducir el polarizador (Pol 2), con la orientación

## 2. Sistema experimental

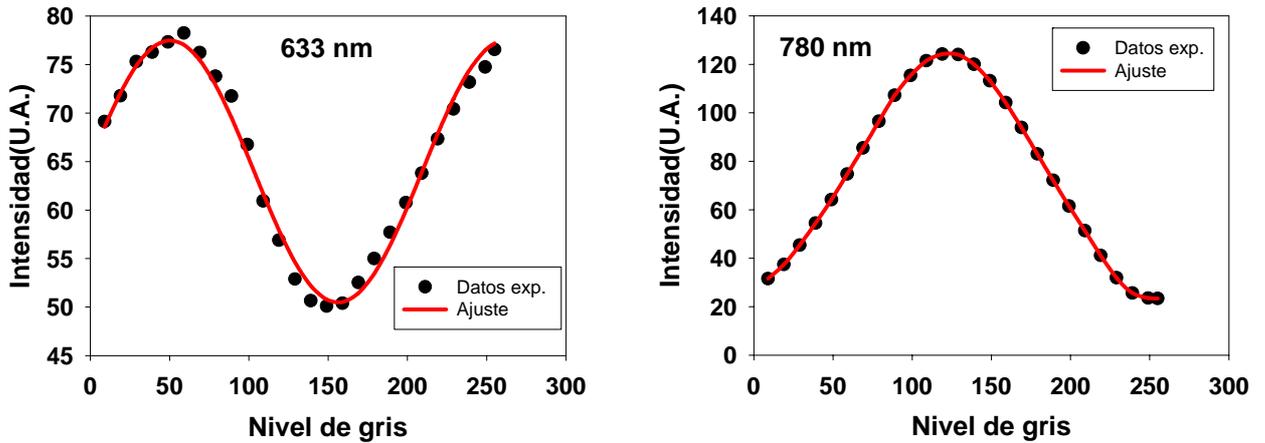
descrita arriba, a la salida del modulador. También hay que introducir el espejo E1, que permite que la cámara que hay a continuación pueda tomar imágenes del plano del modulador. Para llevar a cabo el ajuste necesario para obtener la ganancia, se toma una de estas imágenes cada 10 niveles de gris desde 0 hasta 255. Una de ellas se muestra en la Figura 2.13 izquierda:



**Figura 2.13:** **izquierda:** ejemplo de imagen obtenida de la superficie del PPM para la calibración de la fase. **Derecha:** ganancia local en regiones de 2x2 mm para luz de 633 nm. En esta representación se ha empleado un falso color con la intención de resaltar las, en la práctica, pequeñas diferencias locales de ganancia.

En ella se puede apreciar que la intensidad de luz resultante en la superficie del modulador no es uniforme, y por tanto, tampoco lo es la fase inducida. Este hecho es probable que se deba a imperfecciones en la construcción, que hace que la tensión o esfuerzo al que se ven sometidas las distintas zonas de la capa de cristal líquido sean diferentes. Se puede tratar de calcular una ganancia local, dividiendo toda la superficie en cuadrados de 2x2 mm (sobre plano de PPM) y promediando en cada uno de ellos la intensidad. La Figura 2.13 derecha es una representación en falso color creada con la intención de resaltar las diferencias entre estas ganancias locales. Pero en la práctica, como sólo se utiliza la parte central del modulador, donde la variabilidad local de la ganancia es ya muy pequeña, se puede tomar entonces como valor final de ganancia el obtenido como resultado de hacer los ajustes sobre la intensidad promedio en esta región, que se toma como un cuadrado de 15x15 mm de lado.

La Figura 2.14 muestra los resultados de la intensidad promedio medida en la región central para distintos niveles de gris en las longitudes de onda de 633 y 780 nm:



**Figura 2.14:** intensidad promedio (unidades arbitrarias) recogida en las imágenes del plano del modulador frente al nivel de gris de la imagen plana enviada al PPM. **Izquierda:** para 633 nm. **Derecha:** para 780 nm.

La curva roja es el resultado de hacer el ajuste necesario para obtener la ganancia. Éstas resultan ser  $\alpha = 0.0308$  rad/(nivel gris) para 633 nm, y  $\alpha = 0.0238$  rad/(nivel gris) para 780 nm.

Hacer notar también que este tipo de moduladores están diseñados para funcionar de manera óptima dentro de un rango determinado de longitudes de onda. Para el modelo utilizado aquí, este rango es el comprendido aproximadamente entre 450 y 750 nm. El empleo de longitudes de onda fuera de este rango, como la de 780 nm que se ha utilizado aquí, hace que no sea posible alcanzar un desfase completo de  $2\pi$ . En este caso, el desfase máximo es de  $1.93\pi$ , que sin embargo, debido a lo insignificante de la diferencia, no tiene un efecto apreciable dentro del rango en el que el PPM produce correctamente aberraciones.

### 2.3.3 Control del tamaño de pupila y alineamiento

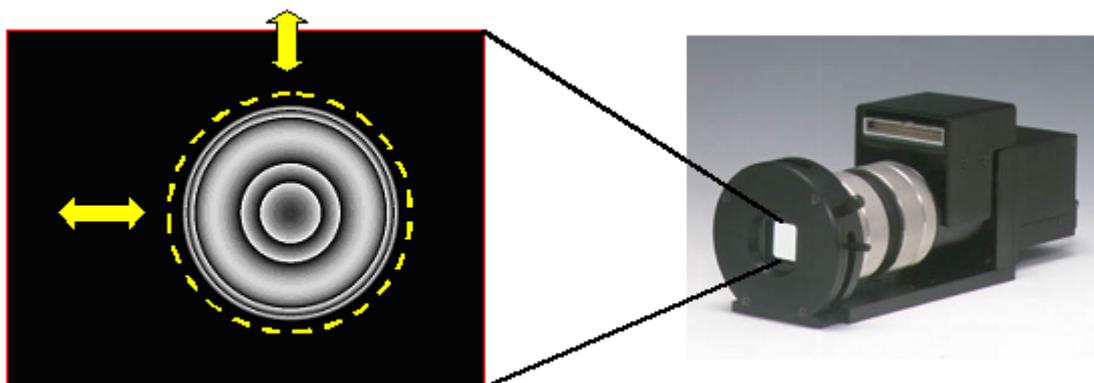
*Alineamiento:*

Es fundamental que el modulador esté alineado con el resto de componentes ópticos del sistema en el que se encuentre. Un primer alineamiento a *grosso modo* es llevado a cabo durante el montaje del sistema, utilizando un fino haz láser que es el que define el eje óptico del sistema. Se coloca entonces el modulador de

## 2. Sistema experimental

forma que este haz impacte en el centro geométrico de la ventana de modulación del PPM. Pero este procedimiento de alineamiento no es lo suficientemente preciso para el tipo de experimentos en los que va a ser utilizado el PPM, en los que va a ser necesario alinear de forma precisa fases inducidas en el modulador con la pupila del ojo, o con el sensor de H-S.

El alineamiento fino se lleva a cabo aprovechando el hecho de que no se utiliza toda la superficie de la ventana de modulación (20x20 mm de lado) del PPM. Los aumentos entre planos conjugados del sistema óptico donde se inserta el PPM se escogen de forma que sólo es necesario utilizar un cuadrado de 15x15 mm de lado. De esta manera, es posible, al generar la imagen que controla la fase en el PPM, “dibujar” la forma circular que representa a la fase a inducir, en un amplio rango de posiciones dentro del marco de la imagen. A esta forma circular la llamaremos pupila del modulador. En la Figura 2.15 se muestra una imagen de control, de la que se hablará más a continuación, en la que se puede apreciar la pupila del modulador (rodeada por la línea discontinua amarilla) y cómo es posible “moverla” por la imagen .

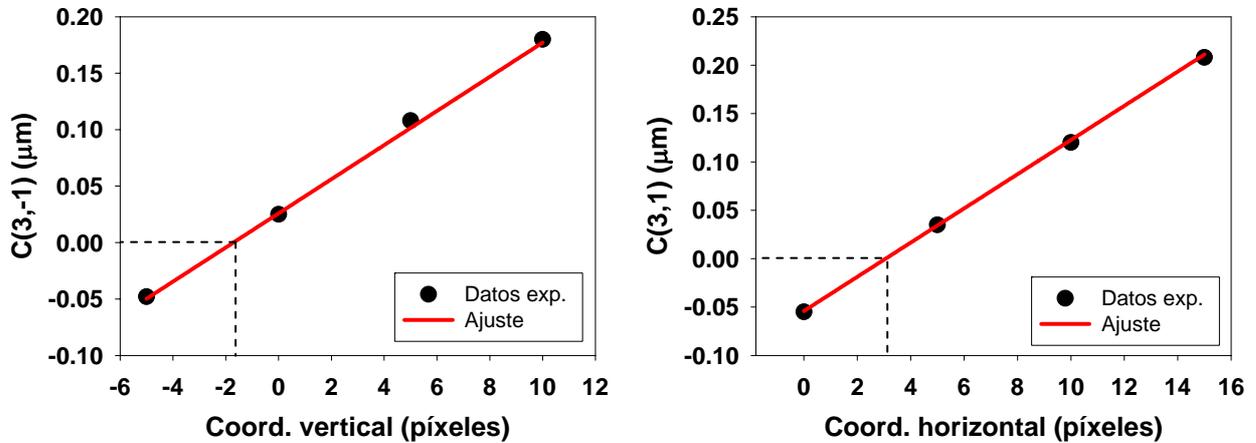


**Figura 2.15:** imagen de control enviada al PPM en la que se ha marcado en amarillo la pupila del modulador. En este caso, induce una aberración esférica que permite su alineación con el sensor de H-S.

El procedimiento final para alinear esta pupila con el resto del sistema consiste en alinearla con la pupila del sensor de H-S (ver Figura 2.11). Para ello, se aprovecha el hecho de que si sobre el sensor incide una onda con una fase que contiene sólo aberración esférica (Zernike  $C(4,0)$ ) pero está descentrada respecto a la pupila del sensor, entonces también se induce coma ( $C(3,-1)$  y  $C(3,1)$ ). Por lo tanto, el procedimiento consiste en inducir una fase con sólo aberración esférica en la pupila del PPM, ir moviéndola vertical y horizontalmente (como está mostrado en la Figura 2.15), e ir midiendo el coma generado. De esta forma, se va acotando la posición correcta de centrado, a la que se puede considerar que se ha llegado cuando los comas horizontal y vertical medidos son indistinguibles del ruido en la medida. La Figura 2.16 es un ejemplo de la alta sensibilidad en la generación de coma al desplazar la pupila del modulador, al inducir una

### 2.3. Puesta a punto y calibrado del sistema de óptica adaptativa con el modulador

aberración esférica de  $0.63 \mu\text{m}$  en una pupila de  $5.5 \text{ mm}$  de diámetro en el plano de pupila de ojo. En este caso el centro de la pupila debe estar en la posición  $(3, -2)$  píxeles.



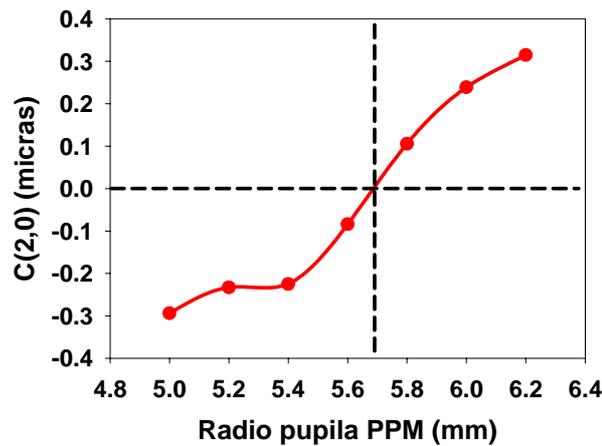
**Figura 2.16:** variación de los valores de coma medidos al desplazar una aberración esférica de  $0,63 \mu\text{m}$  para pupila de  $5.5 \text{ mm}$  . La posición teórica correcta de alineamiento es la correspondiente al valor 0.

#### *Tamaño de pupila:*

En el sistema de la Figura 2.11, una vez alineada la pupila del modulador con la zona del frente de onda que mide el sensor de H-S (pupila del sensor), la siguiente cuestión importante es asegurarse que ambas pupilas, que están conjugadas ópticamente, se corresponden en tamaño cuando el sistema forma imagen de una sobre la otra.

Un primer ajuste puede llevarse a cabo simplemente teniendo en cuenta los aumentos entre los planos del modulador y del sensor. Una vez hecho éste, es posible hacer uno más preciso aprovechando el hecho de que cuando se trata de medir una aberración esférica ( $C(4,0)$ ), definida sobre una pupila diferente en tamaño a la del sensor, aparecen valores residuales del término  $C(2,0)$ , que es el asociado a desenfoque. En la Figura 2.17 se muestra un ejemplo de la dependencia de dicho desenfoque cuando se induce con el modulador una aberración esférica de valor arbitrario en una pupila de tamaño variable. La línea discontinua marca el tamaño correcto, para el que dicho desenfoque es nulo. En la práctica, el procedimiento consiste en probar con varios radios de pupila de modulador alrededor del valor esperado por los aumentos entre planos, para tratar de acotar el tamaño que se corresponde con desenfoque cero.

## 2. Sistema experimental



**Figura 2.17:** ejemplo del desfoco residual obtenido al medir una aberración esférica que es inducida por el PPM en varios tamaños de pupila. La línea punteada marca el tamaño correcto para el que el desfoco es cero.

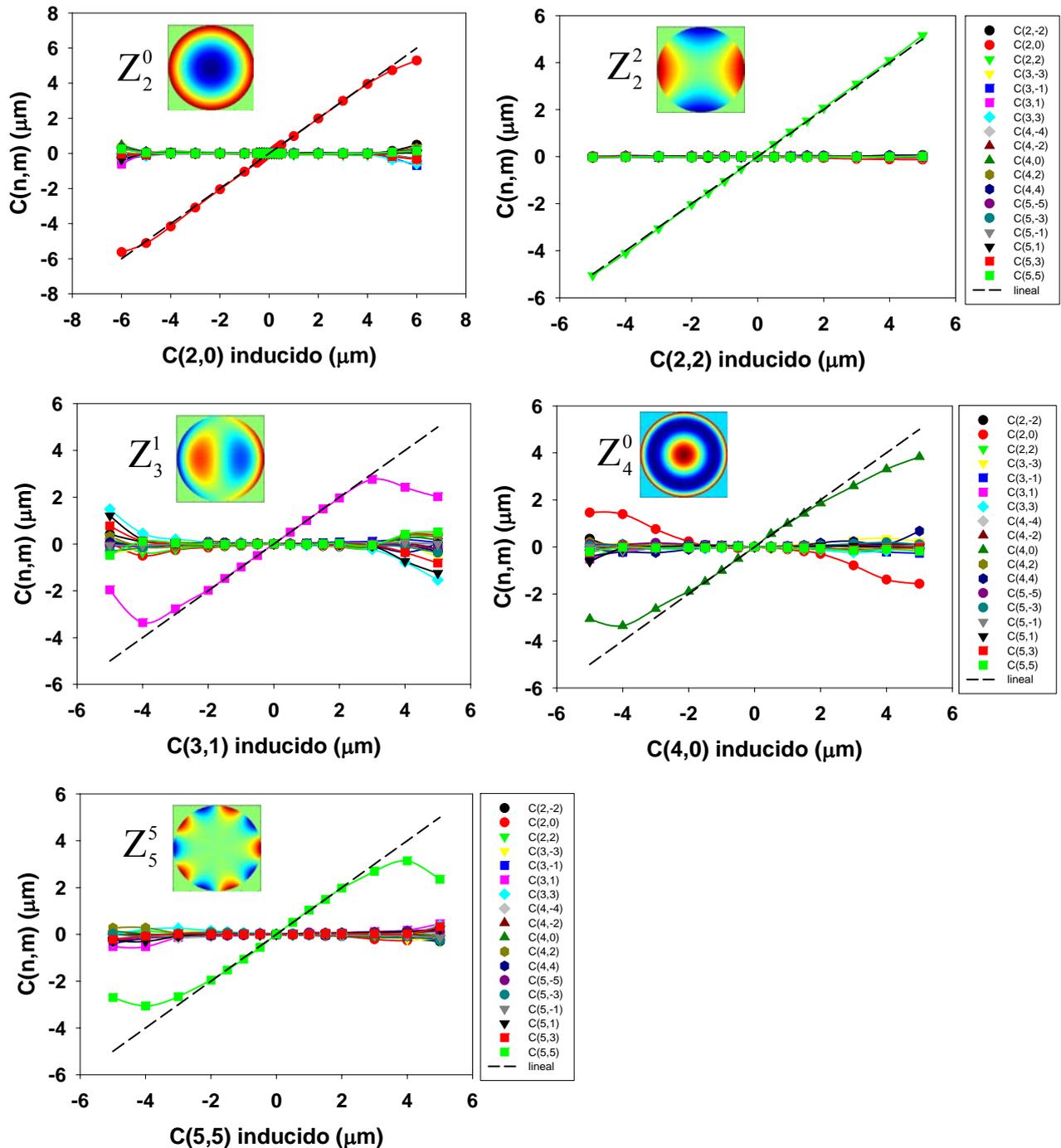
## 2.4 Capacidad del modulador como generador de fase

Una de las principales pruebas que han de realizarse al PPM, es comprobar la capacidad que posee en la generación de fases y su fidelidad. Es necesario ver cuál es el rango de producción de aberraciones, y con qué fidelidad es capaz de generarlas, en el sentido de si la fase realmente inducida se corresponde con la esperada.

En otros dispositivos activos de óptica adaptativa, como los espejos deformables, la estructura y amplitud de las aberraciones que se pueden generar está fuertemente condicionada por las condiciones físicas de continuidad que establece la superficie reflectante [Fernández y Artal, 2003]. En el caso del PPM, el cristal líquido apenas impone esas condiciones de continuidad, por lo que se puede generar cualquier tipo de fase con cualquier discontinuidad. Esto permite, entre otras cosas, producir valores altos de aberraciones mediante la técnica conocida en su expresión inglesa como “*phase wrapping*”. Ésta consiste en transformar el mapa de fase que se desea generar mediante una operación módulo  $2\pi$ . De esta forma, la producción de cualquier valor de aberración, se puede llevar a cabo induciendo desfases de hasta  $2\pi$ , que está dentro de las posibilidades del modulador.

## 2.4. Capacidad del modulador como generador de fase

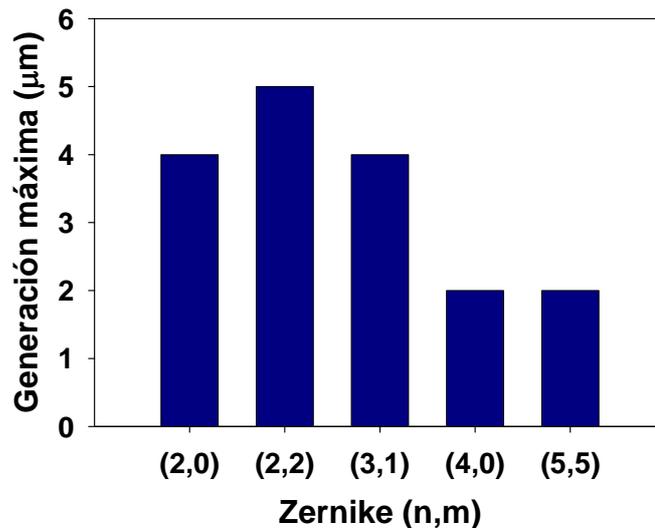
Usando el PPM en el sistema para testeo de la Figura 2.11, con la iluminación procedente del haz colimado de 633 nm de longitud de onda, se indujeron varios modos de aberraciones correspondientes a diferentes términos de los polinomios de Zernike ( $Z_2^0$ ,  $Z_2^2$ ,  $Z_3^1$ ,  $Z_4^0$  y  $Z_5^5$ ). Con el sensor de H-S se midió la aberración completa para una pupila de 5.5 mm en el plano de pupila del ojo. La Figura 2.18 muestra los resultados para cada uno de los modos inducidos.



**Figura 2.18:** valores medidos de aberración con el sensor de H-S cuando se inducen diferentes términos de Zernike con el PPM. Los datos corresponden a 5.5 mm de pupila en el plano del ojo. La línea punteada representa el comportamiento lineal.

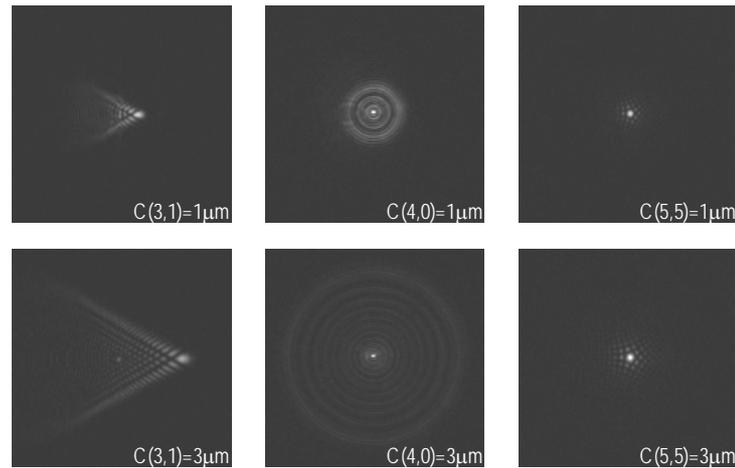
## 2. Sistema experimental

Para todos los modos, se aprecia cómo el valor medido del término de aberración que se intenta inducir en cada caso, se comporta de manera lineal en un amplio rango, con valores prácticamente nulos del resto. Esto quiere decir que se puede generar de forma muy fiel cualquier tipo de fase con amplitudes dentro de un amplio margen, superior al que pueden alcanzar espejos deformables de bajo o medio coste [Fernández y Artal, 2003], [Doble et al., 2002]. La Figura 2.19 muestra los valores máximos de generación.



**Figura 2.19:** valores máximos en los que se mantienen la linealidad y fidelidad en la generación de cada uno de los modos de Zernike indicados. La generación de valores negativos es muy aproximadamente simétrica a la positiva, por lo que aquí sólo se muestran los segundos.

También es importante comprobar que la PSF generada por algunos de los anteriores modos se corresponde con la esperada. Utilizando de nuevo el sistema de la Figura 2.11, e insertando el espejo E1 se registran las PSF's para los modos  $Z_3^1$ ,  $Z_4^0$  y  $Z_5^5$ , para valores de 1 y 3  $\mu\text{m}$  referidos al igual que antes a una pupila de 5.5 mm sobre el plano de pupila del ojo. Ambos valores están dentro de la región lineal de producción, según las gráficas anteriores de la figura, aunque ya cerca del límite para el valor de 3  $\mu\text{m}$ . La Figura 2.20 muestra las PSF's para los modos señalados, que se corresponden respectivamente con coma, aberración esférica y pentafoil.



**Figura 2.20:** PSF's obtenidas al inducir con el PPM los términos de Zernike  $Z_3^1$ ,  $Z_4^0$  y  $Z_5^5$  con valores de sus coeficientes de 1 y 3  $\mu\text{m}$ .

En todos los casos existe concordancia entre la PSF teórica esperada y la obtenida experimentalmente, aunque aparece, sin embargo, un pico anómalo en la PSF correspondiente a 3  $\mu\text{m}$  del modo  $Z_3^1$ . Debido a la asimetría de este modo, es donde este pico se hace notar, aunque de igual manera está presente en el resto. Se comprueba también que se hace más patente cuando se inducen valores altos de aberración y cuando el alineado o el calibrado del PPM no es el óptimo. Es interpretable como la consecuencia de una componente de difracción de orden cero, debido a las discontinuidades en la fase producidas por el “*phase wrapping*“, o a un muestreo insuficiente en zonas de gran pendiente del mapa de fase, debido al número limitado de píxeles.

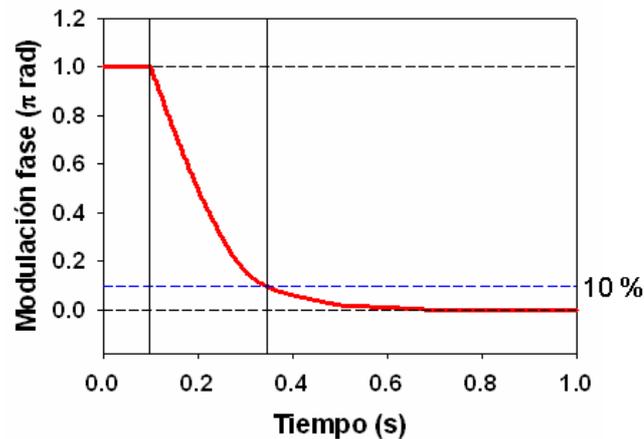
## 2.5 Respuesta temporal

Es interesante estudiar la respuesta temporal del PPM, es decir, el tiempo que necesita para generar completamente una determinada fase.

Para ello se vuelve a utilizar el sistema de la Figura 2.11, de nuevo iluminado con el haz procedente del láser de 633 nm de He-Ne. Para poder medir el cambio de fase, se coloca el modulador en el modo de modulación de intensidad introduciendo el polarizador Pol 2. Funcionando en este modo, se puede calcular la fase que está induciendo el PPM a través de las medidas en intensidad, como ya fue explicado en el

## 2. Sistema experimental

apartado 2.3.2. Para llevar a cabo éstas, es necesario introducir el espejo E1, que envía el haz hacia un fotodetector (no mostrado en la imagen) que estaría en lugar de la cámara CCD, y que envía medidas a un 1 kHz a una tarjeta de adquisición de datos conectada a un PC. Una vez configurado el sistema, el procedimiento consiste en enviar una imagen plana de control al PPM y mantenerla durante unos segundos para asegurarse que la fase generada está estable. A continuación se cambia esta imagen por una segunda, también plana, de la que se sabe por el calibrado previo que va a hacer que el PPM genere una fase con una diferencia de  $\pi$  radianes con la primera. Durante todo el proceso, mediante el fotodetector, se registra la intensidad de la luz, que convertida en fase se muestra en la Figura 2.21. La evolución temporal de la fase presenta un comportamiento asintótico, por lo que se puede admitir que se ha llegado al valor pedido cuando sólo falta por completar el 10% del cambio realmente pedido. Sobre la Figura 2.21 se ha marcado este instante, que muestra que el tiempo necesario es de 0.26 segundos.



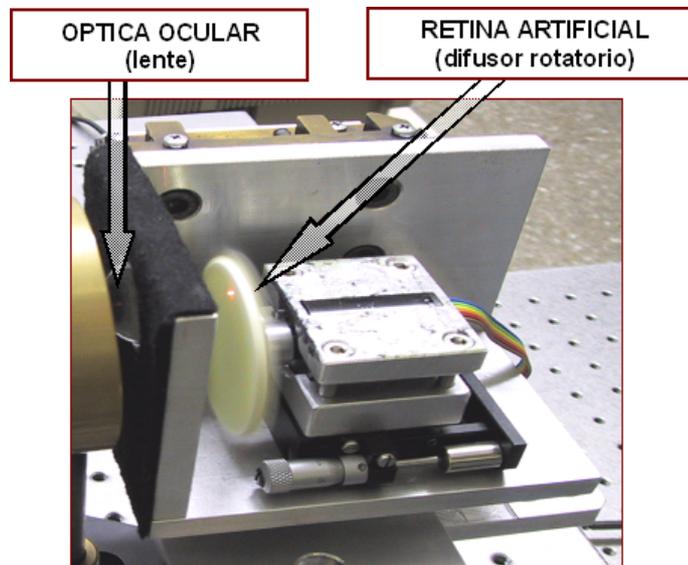
**Figura 2.21:** variación temporal de la fase inducida por el PPM cuando se le obliga a dar un salto de  $\pi$  radianes. Las líneas punteadas negras marcan los estados inicial y final, y la punteada azul marca la fase para la que sólo queda un 10% para completar el salto.

Por tanto, el PPM puede funcionar en una corrección de aberraciones en bucle cerrado a unos 4 Hz. Aunque más lento que los espejos deformables es, sin embargo, suficiente para cerrar el bucle en un ojo real. Esto es posible gracias a que la principal componente de frecuencia en las fluctuaciones de las aberraciones en el ojo humano es de tan sólo 2 Hz [Hofer et al., 2001], inferior a la alcanzada por el PPM.

## 2.6 Corrección de aberraciones en un ojo artificial

Una vez realizados todos los calibrados y alineamientos previos necesarios, antes de probar la corrección de aberraciones en un ojo real, es conveniente hacerlo primero sobre un ojo artificial.

El ojo artificial utilizado para estas medidas y que aparece en la Figura 2.22, consta de una lente convergente de alta potencia, que simula la óptica del ojo (córnea y cristalino), y un elemento difusor situado detrás, en la focal de la lente. El difusor rota continuamente accionado por un pequeño motor eléctrico. La razón por la que se le hace girar es para romper la coherencia de la luz láser que incide sobre él, y de esta manera evitar que se genere speckle.

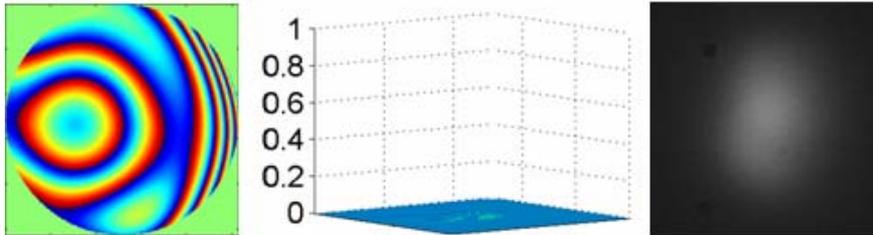


**Figura 2.22:** imagen del ojo artificial utilizado que consta de una lente que simula la óptica ocular y un difusor rotatorio que hace las veces de retina.

Este ojo artificial se sitúa sobre el sistema en la posición en la que aparece el ojo en la imagen de la Figura 2.11 y es iluminado por la luz de 780 nm procedente del láser de diodo. La óptica del sistema transporta las aberraciones contenidas en el frente de onda del plano de pupila del ojo, al plano del modulador, donde van a ser corregidas, y de ahí al plano del sensor, donde van a ser medidas.

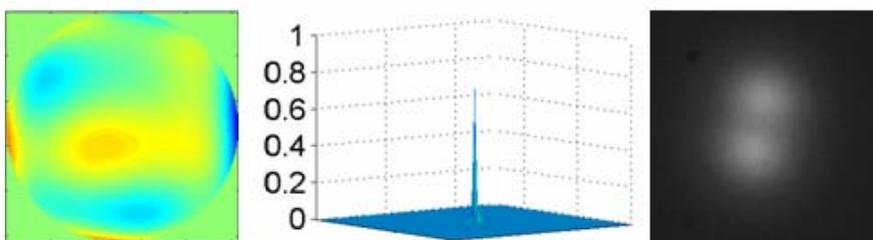
## 2. Sistema experimental

La Figura 2.23 muestra cuáles son las aberraciones iniciales del ojo artificial ( $0.518 \mu\text{m}$  de RMS) para una pupila de 5.5 mm, la PSF calculada a partir de dicha aberración, con una razón de Strehl de 0.043, y la imagen de doble paso registrada en la cámara CCD tras introducir el espejo E1.



**Figura 2.23:** mapa de aberración, representación de la PSF asociada, e imagen de doble paso respectivamente, del ojo artificial.

La corrección de aberraciones se lleva a cabo en un solo paso, enviando al modulador como imagen de control el negativo del mapa de fase mostrado en la Figura 2.23. Los resultados de esta corrección se pueden ver en la Figura 2.24. Se ha bajado hasta un RMS de  $0.067 \mu\text{m}$ , que puede apreciarse por la uniformidad del mapa de fase, lo que trae como consecuencia que se logre un Strehl de 0.75. También es de destacar que en la imagen de doble paso recogida ahora, se puede apreciar la presencia de dos máximos de intensidad, que no eran distinguibles antes de la corrección, y que se corresponden con uno de los modos de propagación en la fibra óptica que conduce la luz desde el diodo láser hasta la salida.



**Figura 2.24:** mapa de aberración, representación de la PSF asociada, e imagen de doble paso respectivamente, tras una sólo iteración en la corrección de aberraciones del ojo artificial.

En definitiva, y debido a la fidelidad en la producción de aberraciones que manifiesta el PPM, es posible llevar a cabo buenas correcciones de aberraciones mediante una sólo iteración. De hecho, no se consiguen correcciones perfectas en un solo paso porque es inevitable que existan pequeñas imperfecciones en el alineamiento o en el calibrado del modulador. Pero con sólo 2 iteraciones más se alcanza ya una razón de Strehl de 0.90.

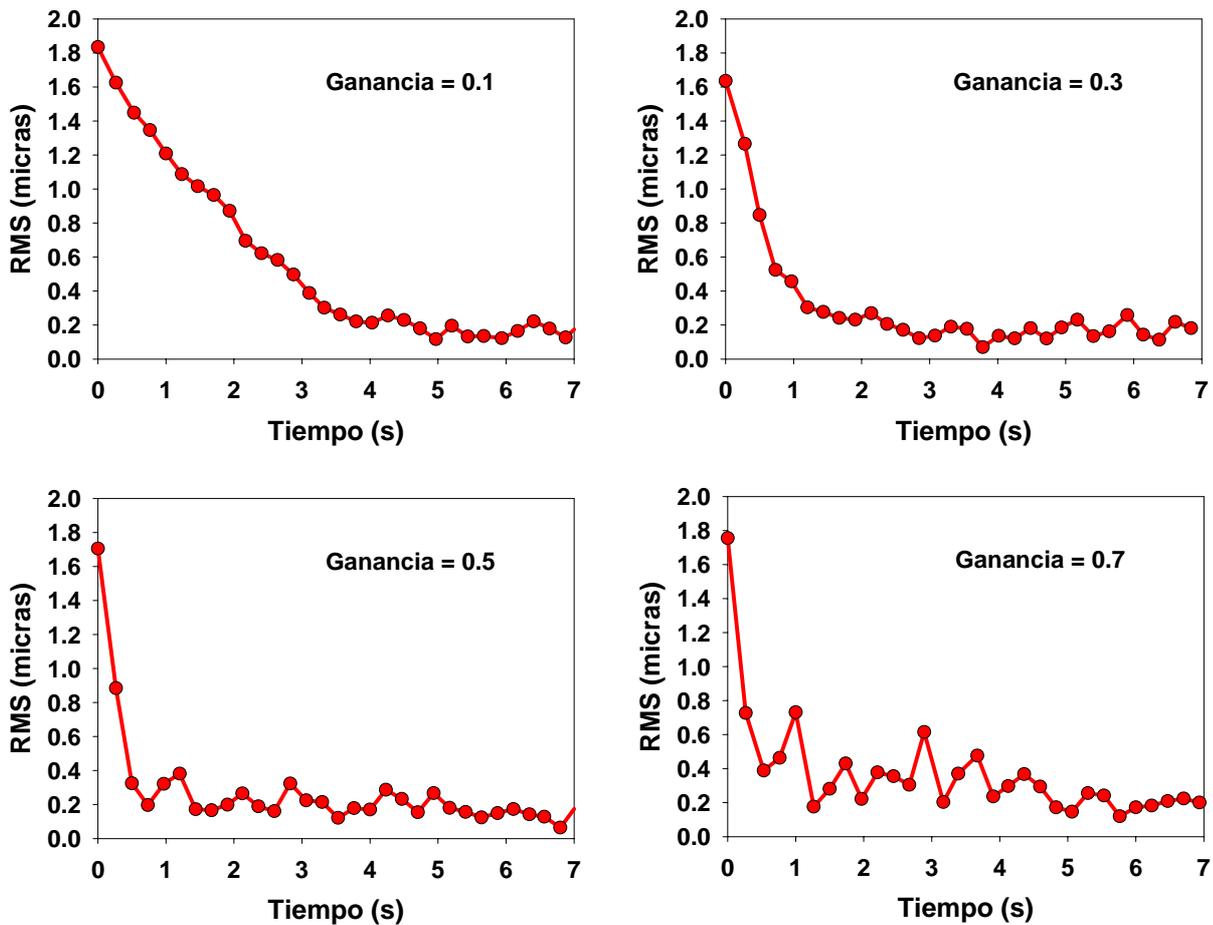
## 2.7 Corrección de aberraciones en ojos reales

La corrección de aberraciones en un ojo real es la prueba definitiva que es necesario llevar a cabo para establecer la utilidad del PPM como elemento activo en un sistema de óptica adaptativa en aplicaciones de óptica oftálmica.

Al contrario de lo que ocurre cuando se trabaja con un ojo artificial en el que las aberraciones son estáticas, en un ojo real son dinámicas, cambiando con el tiempo con componentes de frecuencia de hasta 5 Hz [Hofer et al., 2001]. Esto obliga a que para lograr una corrección efectiva sea necesario llevarla a cabo en bucle cerrado. En este modo, idealmente, se debe estar midiendo continuamente la aberración y enviando la información al modulador, que debe inducir la fase necesaria para anularla. Pero como se ha visto, el tiempo de respuesta del PPM es relativamente largo, unos 0.2 segundos, por lo que se hace imprescindible introducir algunas modificaciones en el funcionamiento del bucle cerrado para que éste sea efectivo. En primer lugar, la frecuencia de medida del sensor de H-S del sistema representado en la Figura 2.11 debe reducirse para adaptarse a la velocidad de cambio del modulador. Y en segundo lugar la aberración medida no puede enviarse directamente al modulador para corregir, sino que debe ser atenuada mediante el llamado factor de ganancia. De otra manera, como la fase inducida por el modulador, por su retardo, no es la correspondiente a la existente en el sistema justo en ese preciso instante, el bucle se vuelve inestable y no se logran buenas correcciones mantenidas en el tiempo.

Se estudió cuál es el valor de ganancia que produce una corrección óptima. Para ello se llevaron a cabo varias correcciones con distintos valores de este parámetro en el sujeto JB. El experimento se llevó a cabo con pupila y acomodación naturales, y el desenfoque consecuencia de su ametropía fue aproximadamente corregido utilizando el sistema Badal. El desenfoque residual, el astigmatismo, y por supuesto, todas las aberraciones de alto orden se dejaron libres para ser corregidas por el PPM. Las correcciones se llevaron a cabo sobre una zona en la pupila del ojo de 5.5 mm de diámetro, con valores de ganancia de 0.1, 0.3, 0.5 y 0.7. Como valor representativo de la calidad de las correcciones, en la Figura 2.25, se muestra la evolución del RMS.

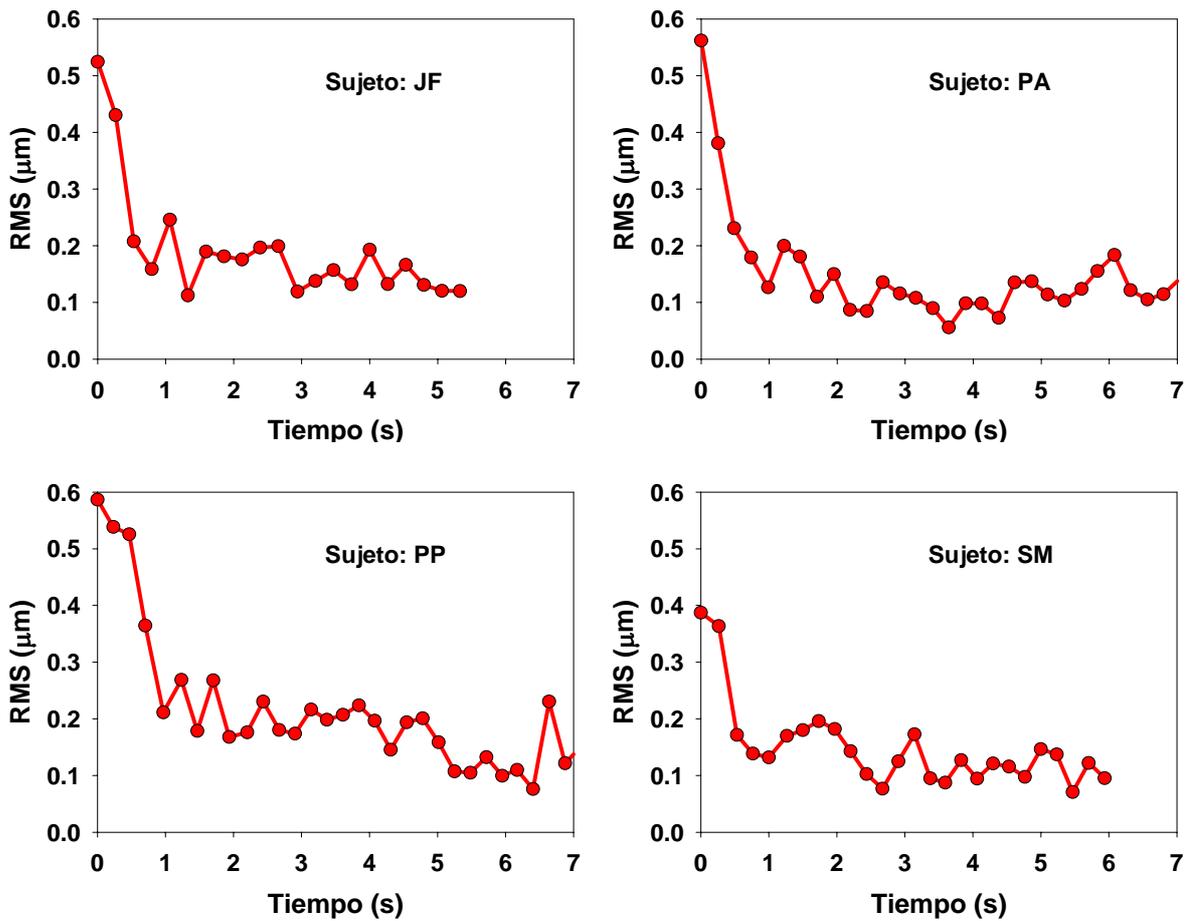
## 2. Sistema experimental



**Figura 2.25:** evolución temporal del RMS de la aberración del sujeto JB en pupila de 5.5 mm durante las correcciones llevadas a cabo con el PPM para distintos valores de ganancia.

Para los distintos valores de ganancia, partiendo de un RMS inicial de alrededor de  $1.7 \mu\text{m}$ , se acaba llegando a valores entre  $0.1$  y  $0.2 \mu\text{m}$ . La influencia del parámetro de ganancia se hace patente en la rapidez con la que se llega al estado final y en la estabilidad una vez llegado a este punto. Cuanto mayor es la ganancia antes se llega al estado corregido, pero éste también es mucho más inestable. Como compromiso, se eligió 0.3 como el valor a utilizar en el resto de correcciones.

Una vez elegido el mejor valor de ganancia, se llevaron a cabo correcciones sistemáticas en varios sujetos (JF, PA, PP, SM) en las mismas condiciones y de la misma forma en que fueron llevadas a cabo anteriormente sobre el sujeto JB para determinar los efectos de la ganancia. Todos ellos tienen edades comprendidas entre los 30 y 42 años y poseen valores normales de aberraciones de alto orden. Sobre aquellos que son amétropes (PA y PP) se realiza una primera corrección de foco con el sistema Badal. La evolución de los valores de RMS durante estas correcciones son los que aparecen en la Figura 2.26.



**Figura 2.26:** evolución temporal del RMS de la aberraciones de diversos sujetos en pupila de 5.5 mm durante las correcciones llevadas a cabo con el PPM.

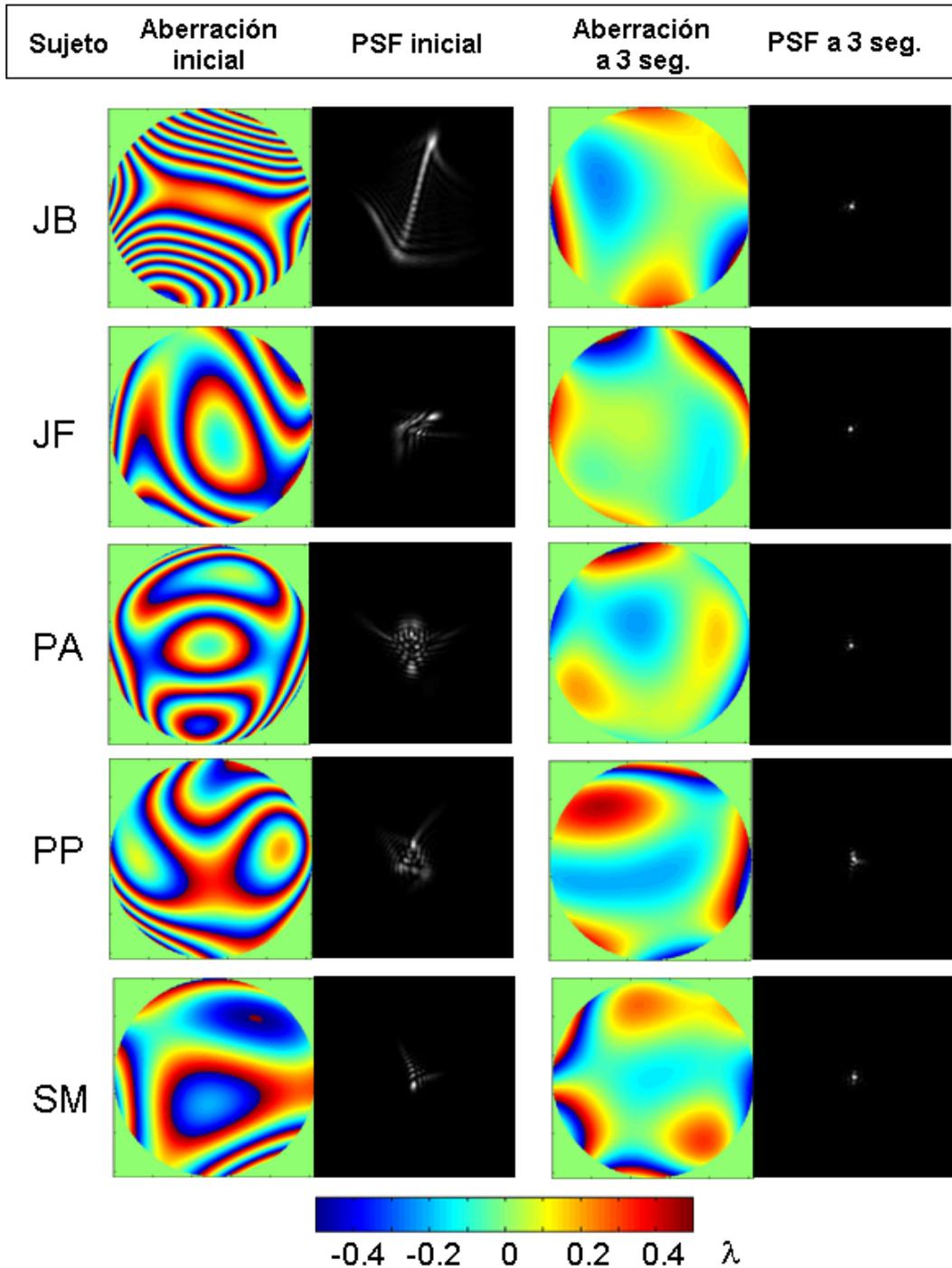
En todos los casos, la corrección es llevada a término en un tiempo algo menor de un segundo, estabilizándose entre valores de RMS de 0.1 y 0.2  $\mu\text{m}$ . Algunos datos numéricos interesantes sobre estas correcciones están contenidos en la Tabla 2.1.

Sujeto	Inicio		Corrección promedio (después de 2 s)		Mejor valor	
	RMS( $\mu\text{m}$ )	Strehl	RMS( $\mu\text{m}$ )	Strehl	RMS( $\mu\text{m}$ )	Strehl
JB	1.636	0.012	0.168	0.353	0.069	0.763
JF	0.525	0.040	0.152	0.343	0.120	0.534
PA	0.562	0.027	0.112	0.515	0.056	0.840
PP	0.587	0.037	0.166	0.322	0.076	0.738
SM	0.363	0.109	0.111	0.536	0.071	0.767

**Tabla 2.1:** datos numéricos de RMS y razón de Strehl de las correcciones llevadas a cabo sobre los diferentes sujetos. Datos al inicio sin corregir, valores promedios de la corrección descartando los dos segundos iniciales, y finalmente, mejores números obtenidos.

## 2. Sistema experimental

También se puede apreciar visualmente la calidad de las correcciones en la Figura 2.27, en la que se representan los mapas de aberración y las PSF's correspondientes, al inicio y a los 3 segundos de iniciada la corrección.



**Figura 2.27:** mapas de aberración y PSF's asociadas para los distintos sujetos al inicio y a los 3 segundos de iniciada la corrección en bucle cerrado con el PPM.

## 2.8 Simulador visual de óptica adaptativa

En este apartado se describe el sistema completo integrado que forma el SVOA. La Figura 2.28 es un esquema del sistema, que a su vez forma parte de uno más amplio. La parte del SVOA dedicada a la simulación de perfiles de fase que generan profundidad de foco está coloreada para resaltarla frente al resto de elementos, en azul claro, que se describirán en el capítulo 5, y que se emplean en la medida objetiva de la aberración cromática. Algunos componentes son comunes a ambos usos.

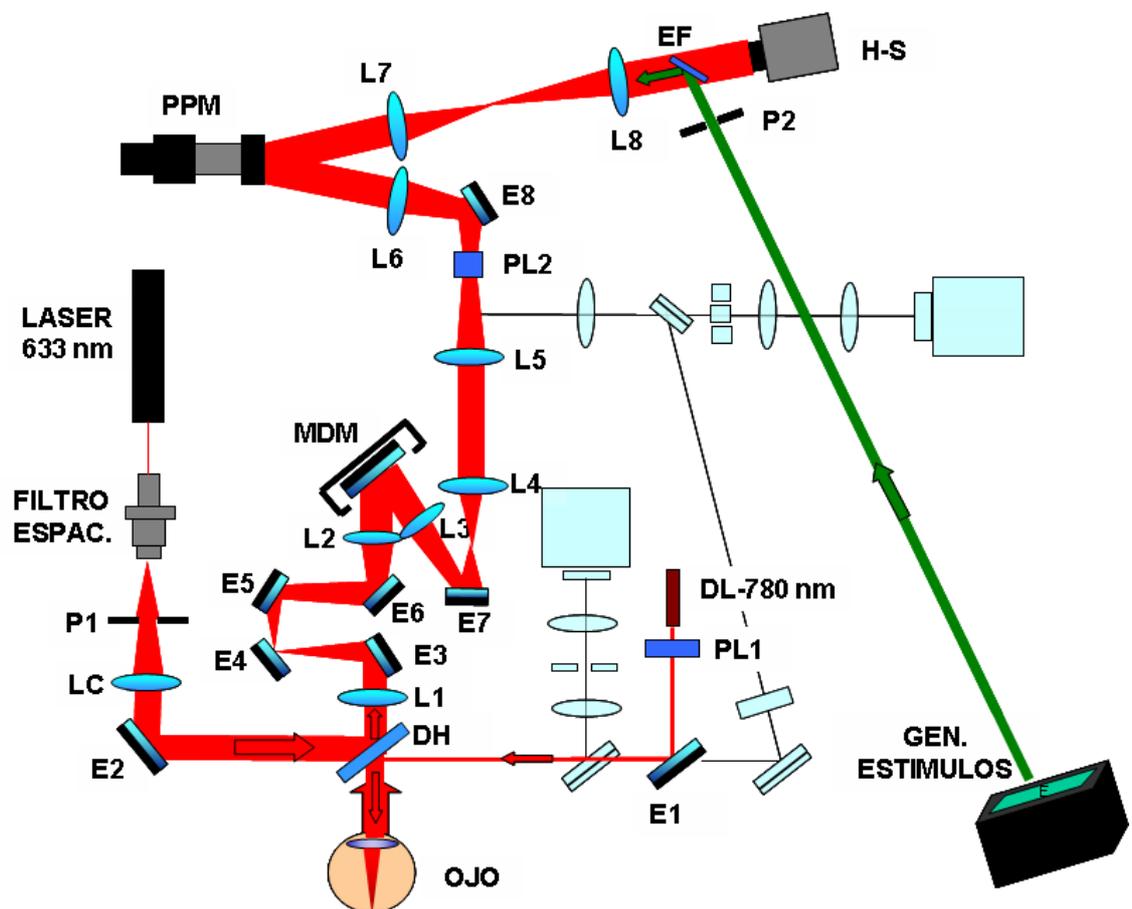


Figura 2.28: esquema del SVOA (elementos coloreados).

Como fue explicado en la introducción, todo sistema de óptica adaptativa debe constar básicamente de un sensor que mida el frente de onda, de un corrector que sea capaz de modificarla, y de un sistema de

## 2. Sistema experimental

control de los dos anteriores. En este caso se cuenta con dos correctores, un espejo deformable (MDM **M**embrane **D**eformable **M**irror), y el PPM. El MDM ya fue objeto de amplio estudio [Fernández et al., 2001], [Fernández et al., 2002], [Fernández y Artal, 2003] y en los experimentos descritos aquí actúa sólo como un simple espejo. El sensor de frente de onda es del tipo H-S.

El esquema básico del sistema se puede explicar como formado por el ojo, los sistemas correctores (MDM y PPM), el sensor, y los pares de lentes (todas ellas dobletes) formando sistemas 4-f necesarios para transportar el frente de onda de un componente al siguiente.

El ojo se ilumina con luz proveniente de un diodo láser de 780 nm, en el infrarrojo cercano para comodidad del sujeto. A la salida de la fibra, a esta luz se la hace pasar por el polarizador lineal PL1 y se hace llegar al ojo tras reflejarse en el espejo E1 y en el divisor de haz (DH). La luz reflejada en la retina es la que entra en el resto del sistema tras atravesar ahora el divisor de haz. El PPM trabaja con luz linealmente polarizada, con lo que es necesario anteponerle el polarizador PL2, y para minimizar la pérdida de luz a su paso proveniente del ojo, se coloca PL1 con el eje de transmisión alineado con el de PL2. El frente de onda en el plano de pupila del ojo es entonces transportado al plano del MDM mediante el par de lentes L1 y L2. Entre ambas se sitúan los espejos E3 a E6, que crean un sistema Badal con el que se controla el desenfoque en el sistema. Para ello, los espejos E4 y E5 se mueven solidariamente cambiando la distancia entre L1 y L2, mediante un sistema motorizado controlado por un PC [Fernández, 2004]. A continuación las lentes L3 y L4 vuelven a crear un nuevo plano conjugado con el de pupila, situado entre L4 y L5, y que no se ha señalado en el esquema porque no es utilizado en estos experimentos de óptica adaptativa. De ahí, el frente en este plano es transportado nuevamente hasta el plano del modulador por L5 y L6, pasando previamente a través del polarizador lineal PL2, necesario para que el PPM pueda modular. Finalmente, L7 y L8 se encargan de conjugar el plano del modulador con el del sensor de H-S, donde se miden las aberraciones.

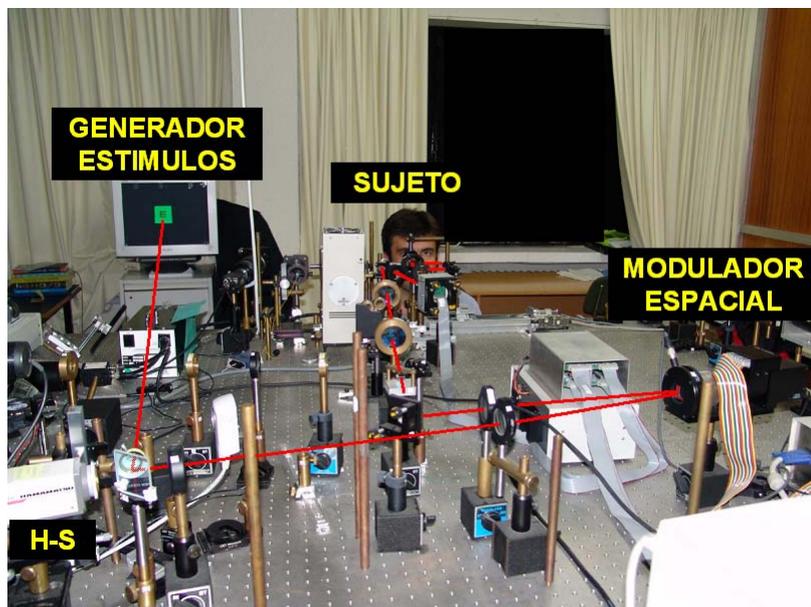
Una vía adicional de iluminación mediante un láser de He-Ne a 633 nm, permite medir las aberraciones únicamente del sistema, llevar a cabo numerosos experimentos que serán descritos en los capítulos siguientes, así como los alineamientos y calibrados del PPM en la forma en que fueron explicados en el apartado 2.3. La vía está formada por el láser de He-Ne, por un filtro espacial para eliminar las irregularidades en el haz, de un tambor giratorio de pupilas (P1) para controlar el tamaño del haz para los diferentes usos, y una lente colimadora (LC) cuidadosamente situada para crear un frente de onda plano, libre de aberraciones.

La posición del ojo del sujeto en el sistema se puede controlar de manera precisa gracias a que se usa como elemento de fijación una impronta dental. Un sistema mecánico de precisión permite al sujeto moverse horizontal y verticalmente en el momento de alinearse.

Al mismo tiempo que es posible medir y modificar las aberraciones, el sujeto puede llevar a cabo test visuales. Para ello se utiliza el monitor o generador de estímulos mostrado en el esquema, cuyas imágenes pueden ser captadas por el sujeto por la presencia del espejo frío EF delante del sensor de frente de onda. Este tipo de espejo transmite muy bien las radiaciones infrarrojas (como la de medida), pero refleja las visibles procedentes del monitor. La pupila P2, conjugada ópticamente con la pupila del ojo, sirve para controlar artificialmente el tamaño de pupila a través del cual el sujeto realiza los test.

El alineamiento de la pupila del PPM con la del sensor de H-S, el calibrado de la fase y de tamaño de pupila del modulador, fueron llevados a cabo de nuevo sobre este sistema final de óptica adaptativa, utilizando los procedimientos descritos en el apartado anterior 2.3.

En la Figura 2.29 se muestra una vista del sistema con sus principales componentes señalados.



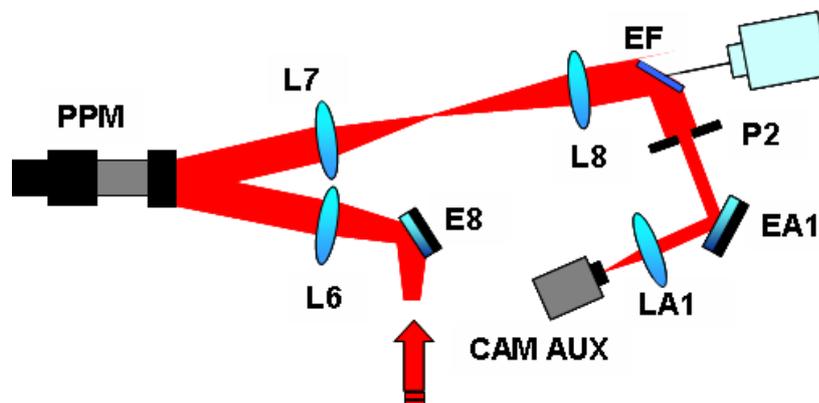
**Figura 2.29:** imagen del sistema completo, con los principales elementos de óptica adaptativa señalados, y marcada en rojo la trayectoria de la luz desde el monitor para los estímulos visuales hasta el ojo del sujeto.

## 2. Sistema experimental

### Alineamiento de pupilas:

En el sistema de óptica adaptativa es fundamental asegurar que las pupilas del ojo, del modulador, del sensor de H-S y la pupila artificial P2 están todas perfectamente alineadas.

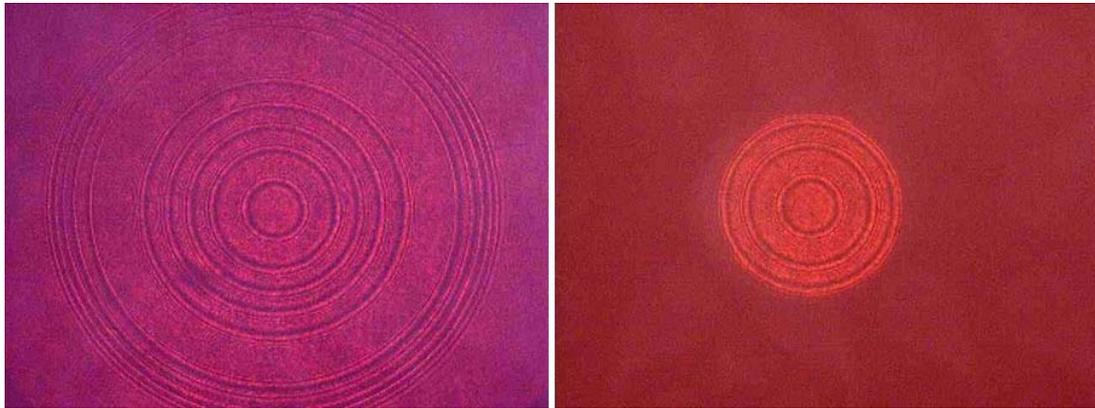
Primero se establece la posición de la pupila del sensor, centrándola con el eje óptico del sistema. Éste viene definido por la trayectoria de la luz procedente del láser de 633 nm de longitud de onda. A continuación se alinea la pupila del PPM con la pupila de H-S, procedimiento que ya fue descrito en el apartado 2.3.3. El siguiente paso es alinear la pupila artificial P2 con las otras dos ya alineadas. Para ello, se aprovecha el hecho de que cuando se toma una imagen de la ventana del PPM con los suficientes aumentos, es posible apreciar las discontinuidades de la fase producidas por “*phase wrapping*”. Una fase con simetría circular, como una aberración esférica, con suficientes discontinuidades, es suficiente para dibujar el perfil y la posición de la pupila. Como además los planos del modulador y el de P2 son conjugados uno respecto a otro, es posible tomar imágenes simultáneamente de ambos y ver la posición de una pupila respecto a la otra. La Figura 2.30 es una representación de parte del sistema de óptica adaptativa (Figura 2.28) con los elementos que es necesario añadir a continuación de P2 para tomar dichas imágenes. Al introducir el espejo móvil (EA1), se permite que la lente LA1 forme imagen sobre la cámara auxiliar (Cam aux) de los planos de PPM y de la pupila P2.



**Figura 2.30:** representación de parte del sistema de óptica adaptativa, con los elementos que es necesario añadir (EA1, LA1 y CAM AUX) para tomar imágenes de los planos de P2 y del PPM, a fin de alinear las pupilas de ambos.

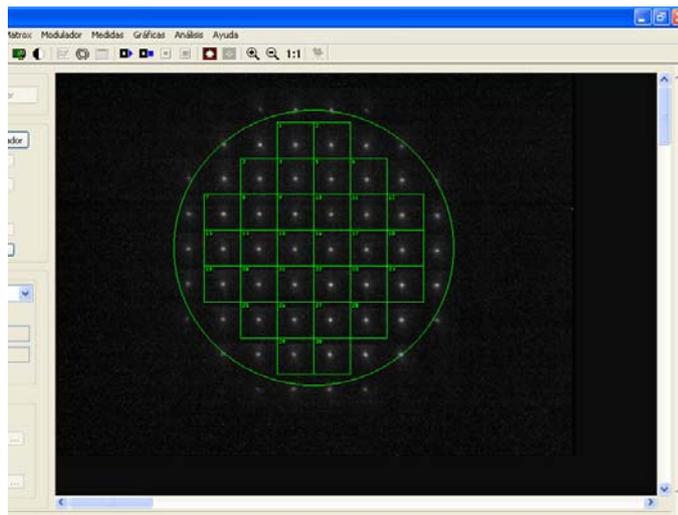
La Figura 2.31 izquierda es la imagen que se obtiene de la pupila del modulador cuando éste genera una aberración esférica. Se puede apreciar perfectamente cuál es la posición del centro de la pupila. Si ahora se introduce la pupila P2, al ser planos conjugados como se ha dicho antes, se pueden ver simultáneamente

ambas pupilas y cómo se desplaza una respecto a la otra cuando se mueve P2. Una vez alineada, la imagen que se debe obtener es la mostrada en la Figura 2.31 derecha.



**Figura 2.31:** imágenes de la pupila del modulador tomadas cuando está generando una aberración esférica. **Izquierda:** sólo la pupila del modulador. **Derecha:** con la pupila artificial (P2) de 2 mm alineada con la del PPM.

Por último, y no menos importante, se debe alinear la pupila del ojo con el resto de pupilas. Como éstas ya lo están entre si, es suficiente con alinearla con la pupila de H-S. Como se ve en la Figura 2.32, la aplicación encargada de medir las aberraciones es capaz de mostrar simultáneamente la pupila



**Figura 2.32:** procedimiento para alinear las pupilas de ojo y de H-S. La pupila de ojo queda definida por las imágenes puntuales generadas por las microlentes, y la pupila de H-S por la circunferencia de color verde. Ambas están alineadas.

## 2. Sistema experimental

de H-S, definida por la circunferencia de color verde, y la pupila del ojo, que queda definida por el conjunto de spots producidos por cada una de las microlentes. Se mueve entonces el ojo del sujeto, hasta que ambas pupilas quedan perfectamente centradas una respecto a la otra.

### 2.9 Test informatizados para la medida de la calidad visual

La finalidad última del SVOA es estudiar el efecto que sobre la calidad de visión tienen los distintos diseños oftálmicos que simula. Por tanto, es imprescindible contar con los instrumentos adecuados para medir dicha calidad. Para ello se construyeron tres test informatizados diseñados para medir la agudeza visual, la sensibilidad al contraste y la capacidad de reconocimiento de palabras respectivamente.

Pero sea cual sea la capacidad visual que se intenta medir, existen básicamente dos formas de determinarla, dos modos de llevar a cabo el test para obtener del sujeto la información que deseamos. Una de ellas es por *ajuste* y la otra es por *elección forzada*:

*Método de ajuste*: al sujeto se le presentan unos estímulos (letras, franjas,...) y se le pide que aumente o disminuya la intensidad (tamaño, contraste,...) de la magnitud que se quiere medir hasta que subjetivamente crea haber encontrado la intensidad umbral, de forma que valores por debajo no le permitan discernir el estímulo.

*Método de elección forzada*: en este caso, al sujeto se le presentan estímulos y tras cada uno de ellos se le pide que escoja una de entre varias posibilidades (orientación de la letra, existencia o no del estímulo,...). La curva que representa el porcentaje de aciertos del sujeto en función de la intensidad del estímulo es lo que se conoce como curva psicométrica, y a partir de ella es posible determinar el valor umbral de la magnitud a medir.

La mayor ventaja del método de ajuste frente al de elección forzada es el poco tiempo necesario en completar el test. La desventaja fundamental es que tiene una fuerte componente subjetiva, que se elimina en gran parte mediante la elección forzada.

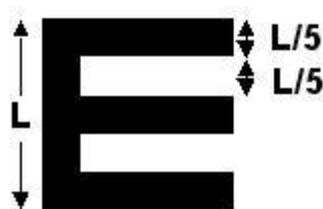
En esta tesis, las magnitudes que se medirán son la agudeza visual, la sensibilidad al contraste y la capacidad de reconocimiento de palabras.

Toda la programación de estos test ha sido desarrollada en Delphi a partir de las librerías estándar del sistema de presentación de estímulos visuales producidas por Cambridge Research Systems Ltd [Cambridge]. Los estímulos se presentan en un monitor SONY GDM-500 de altas prestaciones mediante la tarjeta gráfica VSG 2/5, diseñada especialmente para dar soporte a aplicaciones de generación de estímulos visuales.

*Test para la medida de la agudeza visual:*

La agudeza visual de un individuo determina el tamaño del mínimo detalle que visualmente es capaz de resolver.

Entre los muchos estímulos posibles para medir la agudeza visual se ha elegido la letra "E" de Tumbling. Es una "E" inscrita en un cuadrado, y cada una de las barras, o detalle, que forman la letra tiene una anchura de  $1/5$  del lado de dicho cuadrado (Figura 2.33). El tamaño de la letra se expresa como el ángulo subtendido por el detalle desde la posición del sujeto.



**Figura 2.33:** proporciones de la "E" de Tumbling.

El test incorpora los métodos de ajuste y de elección forzada. En el de ajuste, el sujeto, por medio del teclado, disminuye o aumenta el tamaño de la letra hasta que cree haber encontrado el tamaño mínimo en el que es capaz aún de discernir la orientación de la "E". Para evitar adaptaciones, dicha orientación cambia

## 2. Sistema experimental

aleatoriamente entre una presentación y la siguiente cada vez que el sujeto hace cambiar el tamaño. Una imagen del programa de control se muestra en la Figura 2.34.

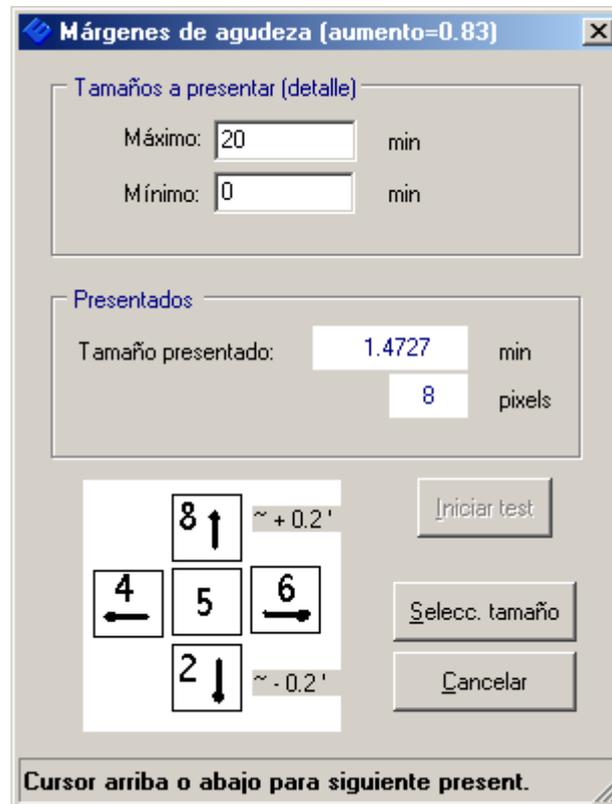


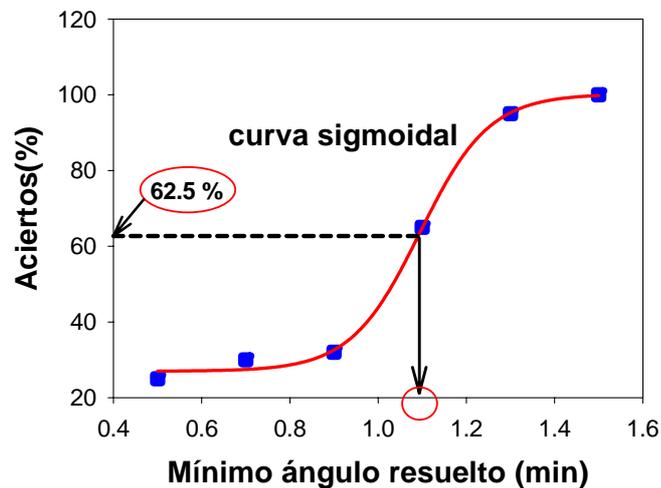
Figura 2.34: interfaz del test de agudeza visual en el modo de ajuste.

En el test de elección forzada, la letra “E” se presenta repetidas veces con orientaciones aleatorias para una serie de tamaños elegidos. Las presentaciones son de corta duración para evitar adaptaciones, y las orientaciones posibles son cuatro (arriba, abajo, izquierda, derecha). El número de tamaños, el número de presentaciones por cada tamaño, etc.,... son parámetros que es necesario optimizar para conjugar una medida lo más precisa posible con un tiempo de duración del test que sea cómodo y razonable para el sujeto. Los mejores valores para estos parámetros están reflejados en la Tabla 2.2, y permiten llevar a cabo el test completo en unos 3 minutos.

PARÁMETRO	VALOR
Nº de tamaños explorados	5
Diferencia entre tamaños consecutivos	1 minuto de arco
Repeticiones por tamaño	12
Tiempo de presentación de cada letra	300 ms

Tabla 2.2: valores óptimos encontrados para los parámetros de funcionamiento del test de agudeza visual.

Aquí, la misión del sujeto es indicar, mediante la pulsación de la tecla correspondiente, la orientación correcta de cada letra. De esta forma se extrae cuál es el porcentaje de aciertos para cada tamaño de letra explorado, y se genera la curva psicométrica que se ajusta a una función sigmoïdal de cuatro parámetros. Para un test de 4 opciones, el tamaño umbral que el sujeto es capaz de discernir se determina como el tamaño que se corresponde con un 62.5 % de aciertos según la curva anterior. [Bach, 1996]. Gráficamente, el proceso está representado en la Figura 2.35. Este test es importante llevarlo a cabo de forma que el tamaño umbral esperado esté aproximadamente en el centro del rango de tamaños de letra que se exploran o que se muestran al sujeto. De otro modo, lo que ocurre es que si los tamaños son demasiado grandes, o demasiado pequeños, la curva que se consigue es prácticamente plana con valores altos o bajos respectivamente, porque el sujeto distingue perfectamente todas las letra o no ve ninguna, lo cual no aporta información útil sobre el mínimo tamaño discernible.



**Figura 2.35:** curva psicométrica (porcentaje de aciertos de la orientación de la letra en función de su tamaño) y esquema de la obtención a partir de ella del mínimo tamaño discernible por el sujeto.

El protocolo seguido en la medida de la agudeza visual es una combinación de los métodos de ajuste y elección forzada. En primer lugar se lleva a cabo un test de ajuste, de forma que tenemos una primera estimación del tamaño de letra umbral para el sujeto. A continuación se realiza el test de elección forzada explorando una serie de tamaños de letra por encima y por debajo de esa umbral, incluyendo también a ésta. Se toma como agudeza visual la inversa del mínimo tamaño de detalle resuelto expresado en minutos de arco que se obtiene de este último test de elección forzada. Los resultados obtenidos suelen presentar cierta variabilidad de un test a otro, por lo que éste se repite varias veces, normalmente 3, y se toma como resultado final el promedio de los valores medidos en la serie de repeticiones. También, para evaluaciones rápidas, es

## 2. Sistema experimental

posible promediar los resultados de varias repeticiones sólo en el modo de ajuste, siempre que el sujeto sea coherente en sus respuestas y sus medidas no presenten una excesiva variabilidad.

La aplicación permite que el test se lleve a cabo mirando directamente al monitor de estímulos, o mirando a través de un sistema óptico. Para ello lleva implementadas opciones en las que se informa al programa de los aumentos y las inversiones de la imagen final. Permite también realizar la medida para cualquier valor de contraste de la letra (típicamente 100% para contraste alto, y 15% para bajo). Y durante todo el proceso se muestran todos los datos relativos al número de presentación, el tamaño de letra, la respuesta del sujeto, etc... Estas características se aprecian en la imagen de la ventana principal de la aplicación en la Figura 2.36.

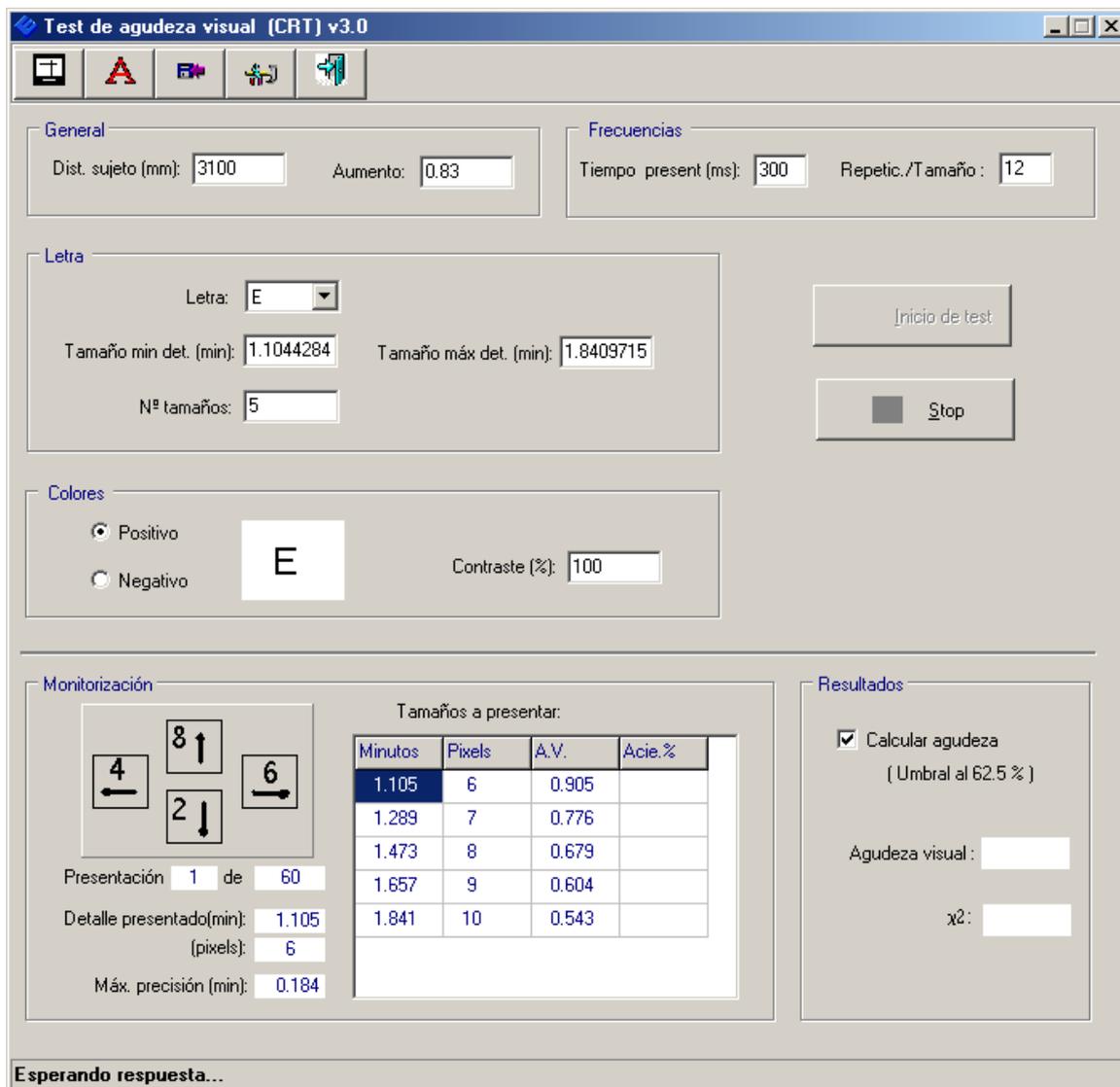


Figura 2.36: ventana principal del test de medida de la agudeza visual.

No es posible mostrar cualquier tamaño de letra, pues el detalle de cada una de ellas debe estar constituido por un número entero de píxeles en el monitor, ya que un píxel es el área mínima que éste es capaz de dibujar. Con esta consideración, el tamaño final del detalle de la letra mostrada depende del tamaño de píxel ( $t_p$ ), del número ( $n$ ) de píxeles empleados, y por supuesto también de la distancia a la que se encuentra el sujeto del test ( $D$ ) y de los aumentos del sistema óptico a través del cual el sujeto mira al monitor ( $\Gamma$ ). La agudeza visual ( $AV$ ) correspondiente a un determinado tamaño se determina por la siguiente expresión:

$$AV = \frac{\pi}{60 \cdot 180} \frac{D}{n \cdot t_p \cdot \Gamma} \quad (2.13)$$

En las condiciones en las que habitualmente fue utilizado el test son  $D = 3100$  mm,  $\Gamma = 0.83$  y  $t_p = 0.2$  mm. Con estos valores, la agudeza visual máxima que es posible evaluar se obtiene de (2.13) haciendo  $n=1$ , y resulta ser de 5.43, muy por encima del máximo alcanzable por el ojo humano. Por otro lado, la diferencia entre valores consecutivos de agudeza que es posible evaluar va creciendo a medida que tratamos de medir agudezas altas ( $n$  pequeño). De (2.13) se obtiene

$$AV(n) - AV(n+1) = \frac{AV(n=1)}{n(n+1)} \quad (2.14)$$

En la Tabla 2.3 se muestran algunos de estos valores para las condiciones habituales de utilización del test.

n	AV	AV(n)-AV(n+1)
1	5.43	2.71
2	2.72	0.91
3	1.81	0.45
4	1.36	0.27
5	1.09	0.18
6	0.91	0.13
7	0.78	

**Tabla 2.3:** valores de agudeza visual ( $AV$ ) que es posible explorar y diferencia entre valores consecutivos en función del número de píxeles ( $n$ ) empleados en la construcción del detalle de la letra.

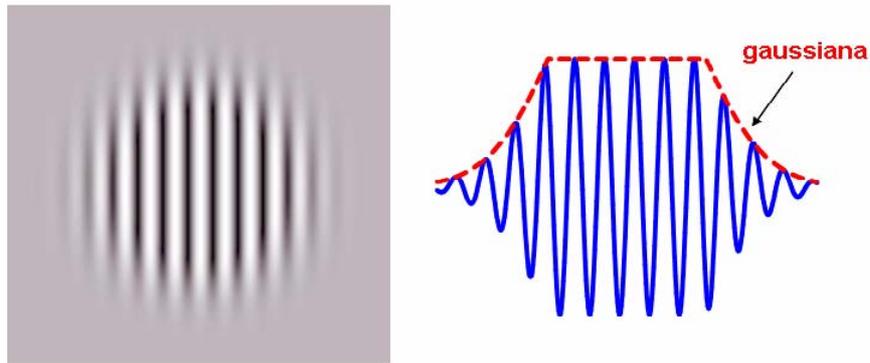
## 2. Sistema experimental

Para las agudezas normalmente medidas, que van a ser alrededor de 1 ( $n=5$ ), los saltos en agudeza son de alrededor de 0.2. Este número, sin embargo, no indica la precisión con la que es posible medir la agudeza, pues como ya se dijo arriba, ésta se obtiene como resultado de elegir el valor que marca el 62.5% de aciertos sobre la curva que ajusta los valores de aciertos obtenidos por el sujeto. La precisión debe ser, por tanto, mejor que 0.2, aunque la obtención del valor exacto de precisión es un cálculo bastante más complejo. Pero en cualquier caso, este valor de 0.2 es sólo una cota superior para la precisión que es posible alcanzar.

### *Test para la medida de la sensibilidad al contraste:*

Como es conocido [Meeteren, 1966], la capacidad del ojo humano para detectar perfiles sinusoidales de intensidad depende de la frecuencia de éstos y de su contraste. La estimación del contraste umbral por debajo del cual las franjas son indetectables, constituye la medida de la función de sensibilidad al contraste. Si se mide este contraste umbral para todas las frecuencias y se calcula su inversa, se genera la llamada función de sensibilidad al contraste, o CSF (acrónimo del inglés **C**ontrast **S**ensitivity **F**unction) [Campbell et al., 1968]. La forma típica de esta función es de paso banda con un máximo alrededor de 6-8 ciclos por grado (c/g).

El estímulo utilizado en el test para medir la CSF está formado básicamente por franjas con variación de intensidad sinusoidal. También se procura que no haya cambios bruscos en los bordes del estímulo, y por tanto, que aparezcan frecuencias altas que no son a las que originalmente se pretende medir la sensibilidad al contraste. Para evitar esto, la amplitud en los bordes está modulada por una envolvente gaussiana que progresivamente lleva la luminancia hasta el valor promedio de todo el estímulo. En el centro, dicha envolvente es plana. La Figura 2.37 muestra, a la izquierda, el aspecto del estímulo mostrado, y a la derecha, el perfil de intensidad a lo largo de una sección horizontal.



**Figura 2.37:** **izquierda:** estímulo que es presentado al sujeto en la medida de la CSF. **Derecha:** perfil de intensidad del estímulo, medido a lo largo de una línea horizontal imaginaria que pase por su centro. La línea roja discontinua muestra la envolvente aplicada.

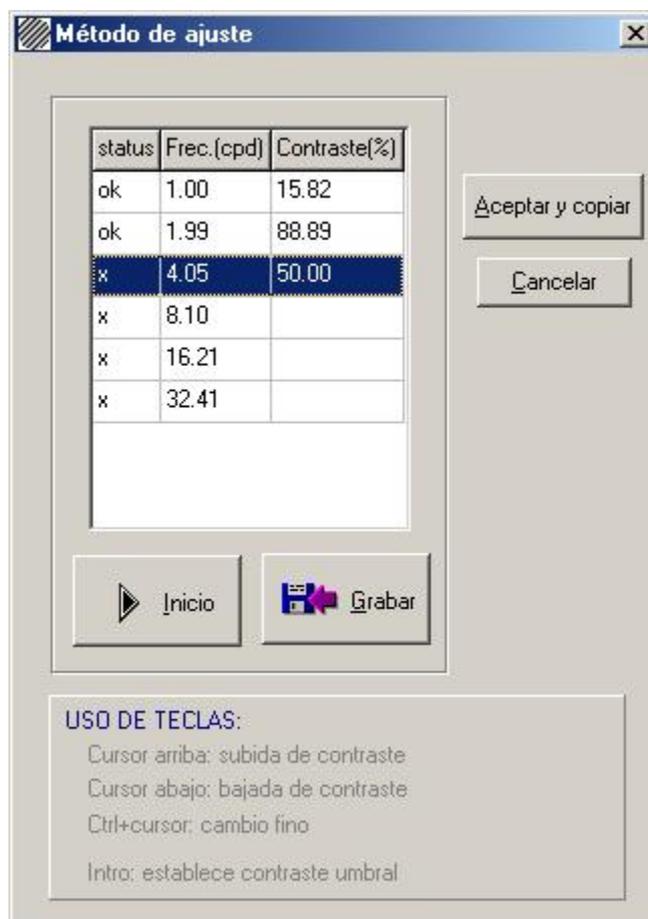
Se ha desarrollado una aplicación específica que permite controlar, entre otras cosas, el radio a partir del cual se empieza a aplicar la envolvente gaussiana, su anchura, o el tamaño completo que va a tener el estímulo. Todas estas características y otras se introducen a través de la ventana de configuración. Ver Figura 2.38.



**Figura 2.38:** ventana de configuración de las propiedades de las franjas.

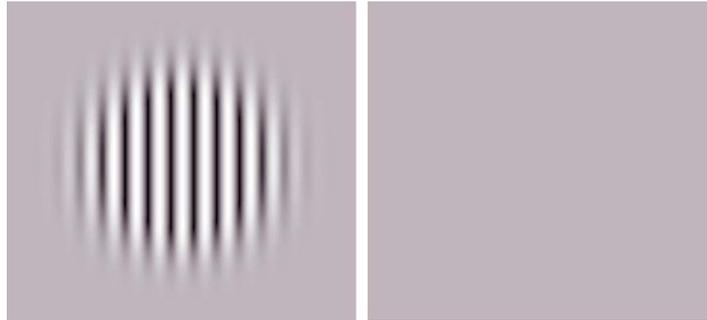
## 2. Sistema experimental

En el modo de ajuste, el test funciona de la siguiente manera: para cada frecuencia a determinar la sensibilidad al contraste, al sujeto se le presentan las franjas a dicha frecuencia. Debe modificar el contraste, subiéndolo o bajándolo, hasta alcanzar su umbral, por debajo del cual deja de percibir franjas. Cada vez que el sujeto cambia el contraste, también se cambia aleatoriamente la orientación de las franjas que pueden estar orientadas a 0, 45, 90 y 135 grados. De esta manera el sujeto no sabe de antemano qué es lo que va a ver, y se evitan los efectos de adaptación. También, si existieran pequeños astigmatismos en el sujeto, esto hace que el resultado del test no dependa de la orientación de las franjas, sino que obtenemos un promedio para varias orientaciones. La Figura 2.39 muestra el aspecto de la aplicación en este modo de ajuste.



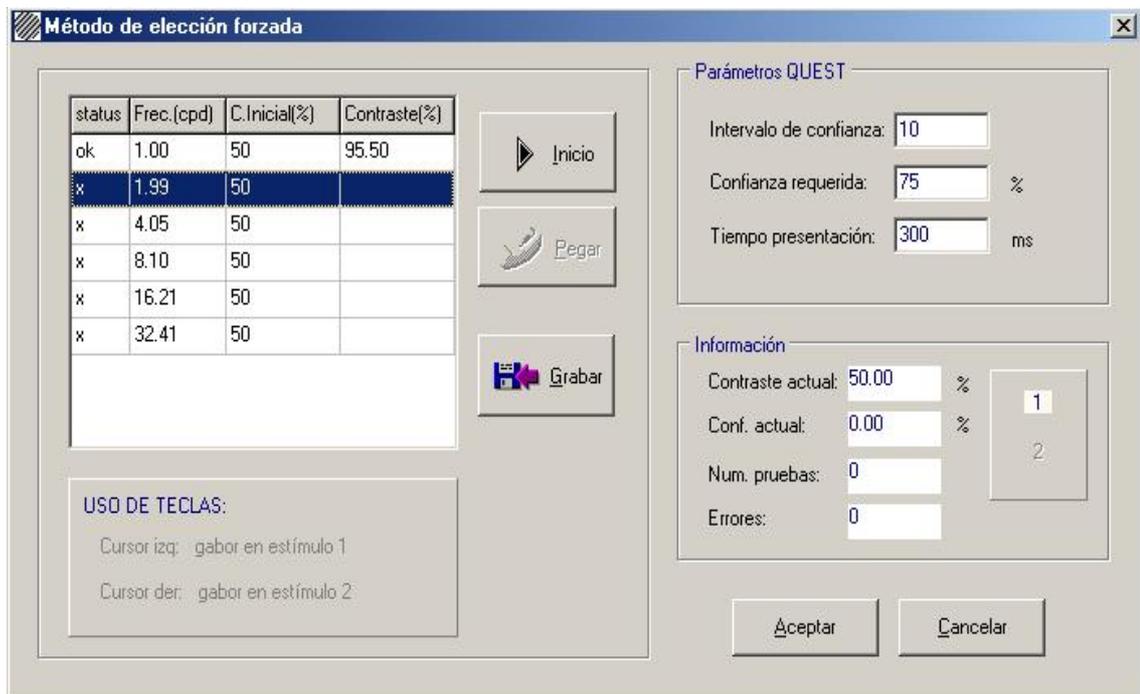
**Figura 2.39:** ventana de la aplicación para la medida de la CSF en el modo de ajuste.

En el modo de elección forzada, al sujeto se le presentan dos estímulos, uno a continuación del otro. Pero sólo en uno de ellos existen franjas. El otro es simplemente un cuadrado con una luminancia constante igual al promedio de la luminancia del estímulo en el que sí hay franjas (Figura 2.40). Obviamente, aquí el sujeto debe indicar en cuál de los dos, primero o segundo, están las franjas.



**Figura 2.40:** aspecto de los dos estímulos entre los que tiene que decidir el sujeto sobre en cuál de ellos están las franjas en el test de elección forzada.

En cada test completo, el número de veces que aparecen este par de estímulos y el contraste de las franjas en la siguiente presentación son controlados según el procedimiento psicométrico adaptativo conocido como QUEST [Watson y Pelli, 1983]. Según éste, el contraste en cada nueva presentación es el estimado como valor de umbral más probable teniendo en cuenta las respuestas anteriores del sujeto. Y las presentaciones continúan hasta que el procedimiento considera que existe un nivel de confianza adecuado en que el valor de umbral que maneja es el valor correcto dentro de un cierto margen de error. La Figura 2.41 muestra cómo son modificables los parámetros de funcionamiento de QUEST, y la monitorización del test.



**Figura 2.41:** ventana del modo de elección forzada, mostrando los parámetros necesarios para el funcionamiento del método QUEST, y el estado en todo momento del proceso.

## 2. Sistema experimental

Entre la presentación de uno y otro estímulo, al sujeto se le muestra durante 1 segundo un pequeño círculo que actúa como test de fijación, y al mismo tiempo ayuda a evitar la aparición de postimagen. El tiempo durante el que se muestra cada estímulo es de 300 ms, que es tiempo suficiente para observarlo claramente, y a la vez, hace que la duración total del test (entre 3 y 4 minutos) esté dentro de lo razonable para la comodidad del sujeto.

Al igual que ocurre con el tamaño de las letras en el test de agudeza, no es posible mostrar perfiles sinusoidales de cualquier frecuencia. Cada uno de los períodos que forman las franjas debe estar constituido por un número entero de píxeles. De forma que la frecuencia ( $f$ ) expresada en c/g de las franjas que se muestran se calcula como

$$f = \frac{\pi}{180} \frac{D}{n_{\text{per}} \cdot t_p \cdot \Gamma} \quad (2.15)$$

donde  $n_{\text{per}}$  es el número de píxeles que forman cada período. La máxima frecuencia que es posible mostrar, para las condiciones habituales de utilización del test ( $D = 3100$  mm,  $\Gamma = 0.83$  y  $t_p = 0.2$  mm) se calcula de (2.15), haciendo  $n_{\text{per}} = 2$ , resultando ser de 161.42 c/g, muy por encima de los valores habituales que se evalúan. La diferencia entre frecuencias consecutivas que pueden ser mostradas se calcula también a partir de (2.15) y es

$$f(n_{\text{per}}) - f(n_{\text{per}} + 1) = \frac{\pi}{180} \frac{D}{t_p \cdot \Gamma} \frac{1}{n_{\text{per}}(n_{\text{per}} + 1)} \quad (2.16)$$

Por tanto, cuanto menor es  $n_{\text{per}}$  (mayor frecuencia) mayores son los saltos. Dentro del rango de valores habituales de frecuencias que suelen ser evaluadas, el cambio porcentual en frecuencia que es posible lograr oscila entre el 0.3% para 1 c/g y el 7.1% para 25 c/g.

Los distintos posibles valores de contraste con el que las franjas pueden ser mostradas vienen determinados por los 15 bits del sistema de conversión digital-analógico con el que cuenta la tarjeta gráfica VSG 2/5 utilizada para mostrar los estímulos. Esto implica que son representables hasta  $2^{15}$  niveles de gris diferentes, lo que permite cambios de contraste del 0.003%.

El proceso completo de medida de la CSF, tras la elección de las frecuencias a las que se va a medir la sensibilidad al contraste, comienza realizando el test de ajuste. Los valores umbrales obtenidos de este modo son utilizados después, en el test de elección forzada, como valores iniciales de contraste. De esta manera, al comenzar el test con un valor próximo al valor umbral, se minimiza el tiempo necesario para

llevarlo a término. Se llevan a cabo a continuación varias repeticiones (normalmente 3) del test en el modo de elección forzada, y se toma como resultado final el promedio de los valores obtenidos en la serie de repeticiones. Al igual que en el test de agudeza, para evaluaciones rápidas, es posible quedarse con el resultado de promediar los resultados de varias repeticiones sólo en el modo de ajuste.

### *Test de reconocimiento de palabras:*

En el caso específico de la evaluación de dispositivos de corrección de la presbicia, uno de los objetivos fundamentales es la visión de cerca, principalmente para tareas de lectura.

Existen test destinados a medir la capacidad de lectura. Uno de los más usados es el conocido como *MNread* [Legge et al., 1989], [Mansfield et al., 1993], [Ahn y Legge, 1995]. Fue desarrollado en la Universidad de Minesota en 1989. Apareció primero como test informatizado y después como carta. En él se presentan al sujeto frases que debe leer, con tamaños de letras variable. Permite la medida de diversas capacidades, como el tamaño mínimo de letra que se puede leer, la velocidad de lectura, y el tamaño de letra crítico (mínimo tamaño de letra al que se puede leer a la máxima velocidad). El test trata de emular al máximo posible la situación real, incluso en el tipo de letra usado en el test, que debe ser la más habitual en periódicos, revistas o libros. Normalmente es el tipo Times New Roman. El uso normal de este test y otros parecidos, exige que el sujeto pueda leer y hablar en voz alta. Pero en el tipo de experimentos que llevamos a cabo, eso es imposible, el sujeto no puede hablar, puesto que se utiliza una impronta dental con el fin de que la posición del ojo respecto al sistema óptico sea muy estable. Por esta razón desarrollamos un test propio, inspirado en el *MNread*, con el que si bien no es posible evaluar por completo el complejo proceso de la lectura, sí al menos una de sus componentes fundamentales, el reconocimiento del significado de las palabras. Por ello se ha llamado a este test como de reconocimiento de palabras, aunque a veces, por brevedad y abusando del lenguaje, lo mencionemos simplemente como test de lectura.

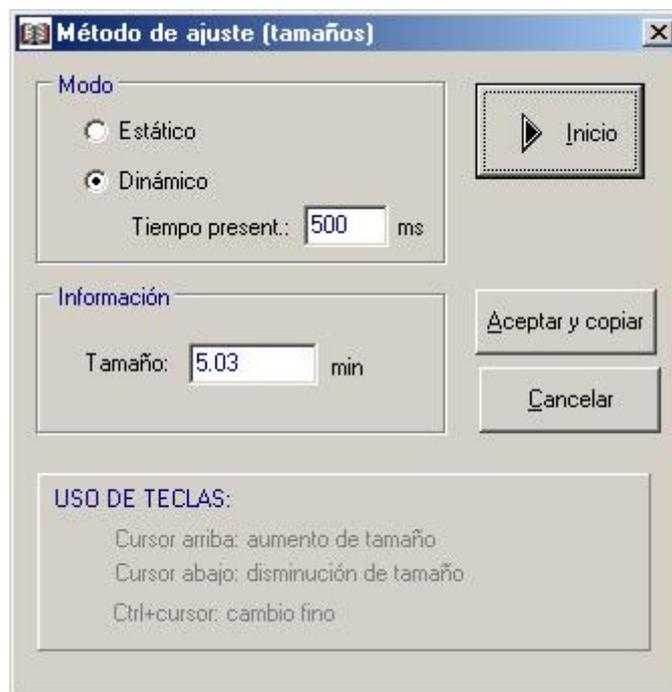
De todas las posibles capacidades que se pueden medir, se limitó el test a la sensibilidad al contraste de lectura (para un determinado tamaño de letra, contraste umbral que permite la lectura) y a la agudeza de lectura (mínimo tamaño de las letras que forman la palabra que puede leerse). Al igual que en el caso de la agudeza visual, la agudeza de lectura puede expresarse en logMAR, en fracciones de Snellen, o en notación decimal. Dado que existen letras con distintos tamaños (a, b, por ejemplo) se toma como tamaño de letra la altura de una "x" minúscula, como se refleja en la Figura 2.42.

## 2. Sistema experimental



**Figura 2.42:** la altura de una "x" minúscula es la medida del tamaño de letra.

Una primera implementación del test está basada en el procedimiento de ajuste (Figura 2.43). Al sujeto se le presentan palabras y su misión es la de cambiar el tamaño o el contraste (según lo que se pretenda medir) de las letras, mediante un teclado, hasta encontrar el valor umbral, por debajo del cual no es capaz de reconocer la palabra presentada. A partir de ahora se hablará sólo de tamaños, pero todo es igualmente válido para contrastes. Este test puede llevarse a cabo en una modalidad estática en la que la palabra cambia sólo cuando el sujeto varía el tamaño, o una modalidad dinámica en la que las palabras cambian continuamente cada cierto tiempo constante y prefijado independientemente de lo que haga el sujeto.



**Figura 2.43:** ventana de control en el modo de ajuste para el test de lectura.

Este tiempo se fija en 500 ms, lo que permite al sujeto leer la palabra. Si ésta fuera siempre la misma el sujeto podría caer en el error de creer que está realmente viendo y leyendo correctamente la palabra,

cuando en realidad puede ser sólo el efecto de recordar cuál es dicha palabra. En el modo estático es necesario cambiar de tamaño para cambiar la palabra presentada, mientras que eso no es necesario en el dinámico.

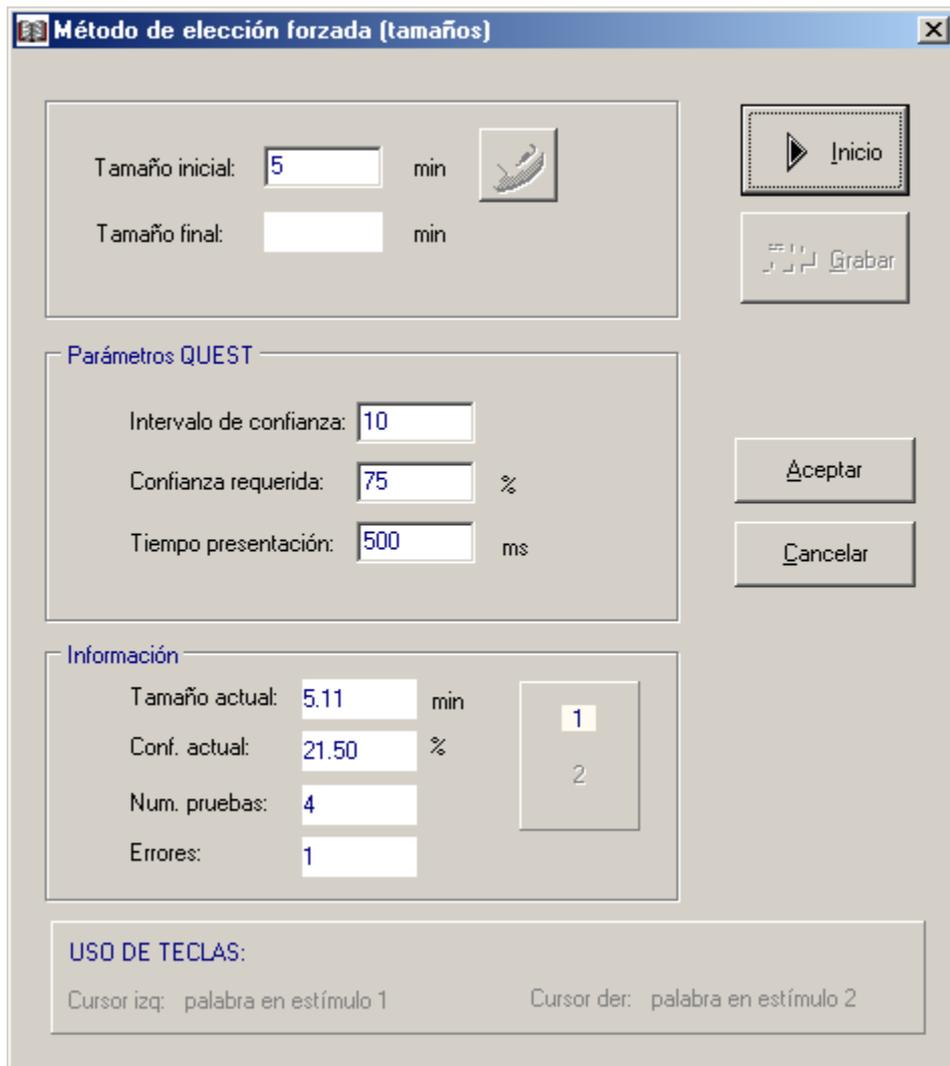
Una segunda forma de implementar el test es por el método de elección forzada. En este caso, al sujeto se le presentan dos palabras, una a continuación de la otra, separadas por un intervalo determinado de tiempo. Pero sólo una de ellas es realmente una palabra con significado, ya que la otra está formada simplemente por una permutación de las letras que forman la primera, pero que carece de significado. La podemos llamar una "*no palabra*". La Tabla 2.4 muestra algunos ejemplos.

PALABRA	NO PALABRA
adios	osdia
plaza	pazal
guapo	opagu
arbol	blaro
.....	.....

**Tabla 2.4:** ejemplos de palabras y *no palabras* mostradas en el modo de elección forzada del test de lectura.

Lo que se pide al sujeto es que identifique, en cuál de los dos estímulos, primero o segundo, se encuentra la verdadera palabra, mediante la pulsación de la tecla adecuada. El número de repeticiones que son necesarias para completar el test y el tamaño de letra en cada nueva presentación es controlado por el algoritmo QUEST, ya explicado en el apartado dedicado al test de sensibilidad al contraste. En la Figura 2.44 se puede observar la ventana de control del QUEST y la monitorización de todo el procedimiento.

## 2. Sistema experimental



**Figura 2.44:** ventana de control y monitorización del test de lectura en el modo de elección forzada.

El tiempo que cada estímulo (palabra o *no palabra*) se muestra al sujeto es de 500 ms, que es el que se encuentra más adecuado para dar tiempo a leer la palabra, y al mismo tiempo, reducir al mínimo la duración total del test, que puede oscilar entre 3 y 4 minutos. Las palabras utilizadas deben ser sencillas, de uso muy común, y con un total de 200 es suficiente para evitar que el sujeto llegue a memorizarlas en un número razonable de sesiones. La aplicación permite el mantenimiento de la tabla de palabras y permite también generar la *no palabra* de manera casi totalmente automática a partir de cada palabra. No es totalmente automático el proceso porque al final hay que comprobar que la *no palabra* carece de significado. Esta parte de la aplicación está mostrada en la Figura 2.45.



**Figura 2.45:** ventana de mantenimiento de palabras usadas en el test de palabras.

La aplicación cuenta con diversas opciones necesarias para su uso cuando el sujeto no mira directamente al test, sino a través de un sistema óptico. Así permite tener en cuenta los aumentos, o la existencia de una inversión izquierda-derecha. Para esta última situación se diseñó un tipo de fuente especial en la que el diseño de cada letra es idéntico al diseño de Times New Roman pero cada letra está invertida respecto a un eje vertical que pase por su centro. Pero también es necesario, en este caso, la existencia de una opción para invertir el orden de las letras. Aparte de estas opciones, la aplicación cuenta con otras, como el poder elegir si lo que se mide en el test es el tamaño umbral o el contraste, si se lleva a cabo en español o inglés, o si se quiere letra clara sobre fondo oscuro o viceversa. La Figura 2.46 muestra la ventana de configuración de todas estas opciones.

El procedimiento completo de medida se inicia realizando un test rápido de ajuste. El valor de tamaño umbral devuelto por el sujeto en este test es utilizado como valor de inicio en el siguiente de elección forzada. De este modo, comenzando con un valor próximo al umbral, se reduce el tiempo total. Se llevan a

## 2. Sistema experimental



**Figura 2.46:** ventana de configuración del test de lectura.

cabo varias repeticiones y se toma como valor final el promedio de los resultados obtenidos en la serie. Como en los otros test, para evaluaciones rápidas, es posible promediar los resultados de varias repeticiones empleando sólo el modo de ajuste. Previamente es necesario comprobar que el sujeto es coherente en sus respuestas y sus medidas no son excesivamente dispersas.

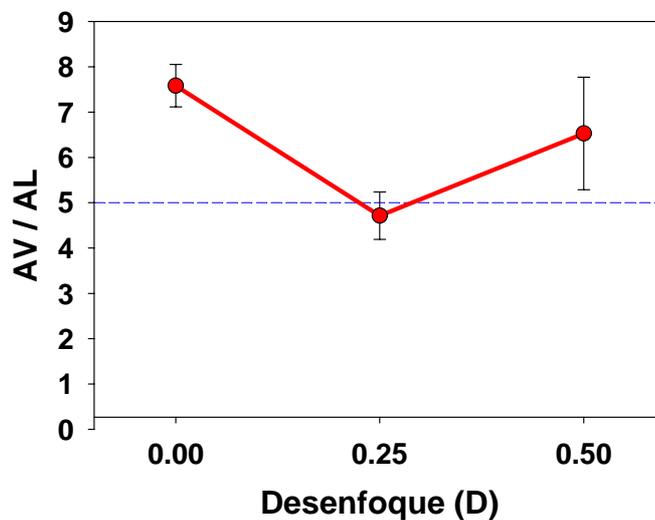
La precisión en el tamaño con la que pueden ser mostradas las distintas palabras viene condicionada, al igual que en los dos anteriores test, por la distancia de observación ( $D$ ), los aumentos del sistema ( $\Gamma$ ), el tamaño de píxel ( $t_p$ ) y por el hecho de que se necesitan un número entero de píxeles para construir cada letra de la palabra. En función de los píxeles ( $n$ ) empleados en la representación de una letra  $x$ , las posibles agudezas de lectura ( $AL$ ) evualuables, expresadas en notación decimal, vienen dadas por:

$$AL = \frac{\pi}{60 \cdot 180} \frac{D}{n \cdot t_p \cdot \Gamma} \quad (2.17)$$

La  $AL$  máxima no es posible ahora determinarla directamente de (2.17) haciendo, como en el caso de la  $AV$  máxima,  $n=1$ , porque con un solo píxel no es posible representar una letra. Debido a la gran variedad de las formas de las distintas letras, es difícil concretar el número de píxeles necesarios para poder representar fidedignamente todas ellas. Lo que sí se ha comprobado es que en las condiciones habituales de

utilización del test ( $D = 3100$  mm,  $\Gamma = 0.83$  y  $t_p = 0.2$  mm) las AL de todos los sujetos evaluados están siempre por debajo de los valores de AL en los que podrían empezar a aparecer problemas de representación. Por ejemplo, en un sujeto normal, con agudeza visual de 1.3, su agudeza de lectura es 0.18, lo que requiere la utilización (despejando  $n$  en 2.17) de 30 píxeles, que son más que suficientes para poder representar cualquier letra.

La relación entre agudezas visuales y de lectura está condicionada por diferentes factores, desde geométricos hasta neuronales. Mientras que en el test de agudeza el sujeto sólo debe indicar la orientación de la letra “E”, en el de lectura el proceso es más complicado puesto que hay que darle significado al conjunto de letras mostrado, es decir, se debe reconocer la palabra. Atendiendo sólo a condicionantes geométricos, se podría decir que la AV debe ser 5 veces la AL, puesto que mientras que en el test de AV el tamaño de la “E” se especifica por el tamaño de uno de sus detalles (1/5 de su altura), en el de AL se especifica por la altura de la letra. A fin de comprobar en primera aproximación esta relación se midió la AV y la AL de un mismo sujeto para varios desenfoques inducidos. La Figura 2.47 muestra los resultados obtenidos. El promedio de esta relación es de 6.3, ligeramente por encima de 5, lo que pone de manifiesto la mayor complejidad de los procesos implicados en el reconocimiento de palabras.



**Figura 2.47:** relación entre las AV y AL medidas en un sujeto para varios valores de desenfoques inducidos. Atendiendo sólo a condicionantes geométricos, esta relación debería ser aproximadamente igual a 5, marcado por la línea azul discontinua.



## 3 Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

En Óptica es frecuente encontrarse ante situaciones (recuperación de fase, diseño de elementos ópticos difractivos, etc,... ) que deben ser tratadas como un problema de optimización. En éstos, el objetivo es encontrar el conjunto de valores de las variables que controlan el sistema que minimiza la función, llamada de mérito, que cuantifica el objetivo que se desea lograr. La búsqueda de perfiles de fase como solución a la presbicia es otra de las situaciones en las que pueden ser empleadas las técnicas propias de los problemas de optimización. Estas técnicas son el objeto de este capítulo, y en él se dará una visión general de ellas y se describirán en más detalle aquéllas que se utilizaron en la búsqueda de perfiles de fase para la presbicia.

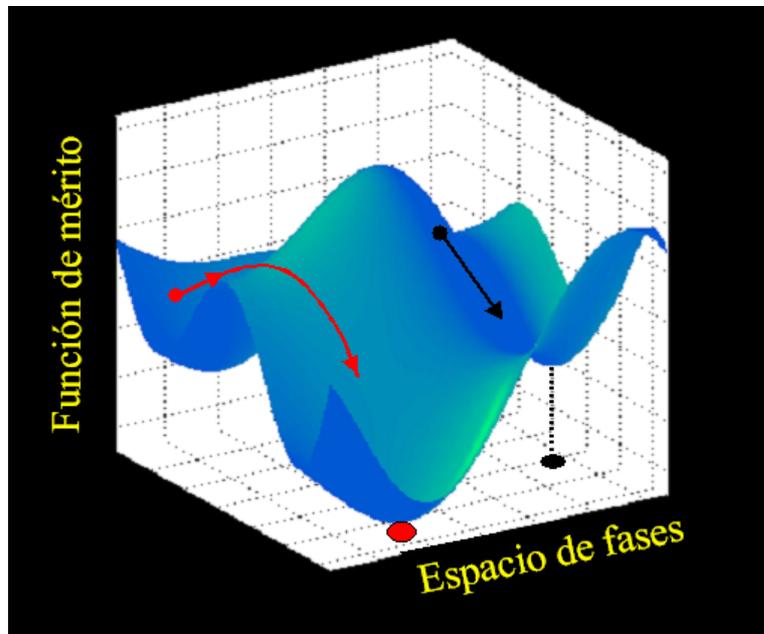
### 3.1 Métodos de optimización

Una primera clasificación de los métodos de optimización es la que los divide en globales y locales. Un método global es el que en teoría permite obtener la mejor solución de entre todas las posibles, o sea, un mínimo global, mientras que un método local sólo proporciona mínimos locales. Será útil posteriormente visualizar la diferencia entre ambos tipos utilizando la analogía del explorador ciego [O'Shea et al., 2004]. Para ello, imagínese una situación simplificada en la que sólo se tuvieran dos variables que es necesario ajustar. Los valores que tomaría la función de mérito en el espacio de las variables o de fases darían lugar a una superficie con valles (mínimos) y montañas (máximos) (Figura 3.1). Un explorador ciego situado en algún punto de esa superficie no podría ver dónde están los valles, pero sí tantee el terreno en busca de la dirección descendente. Si es un explorador asociado a un método local (flecha negra) no puede más que descender al valle más próximo al punto en el que ha sido colocado. Pero si es global (flecha roja), en cierto momento tiene la capacidad de saltar por encima de las colinas y explorar una zona más amplia en busca de un mejor mínimo.

En la práctica, sin embargo, los métodos globales no aseguran el conseguir un mínimo absoluto cuando se trabaja con sistemas complejos de muchas variables. Porque aunque exploran una región extensa

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

del espacio de variables, obviamente, por razones de tiempo computacional no pueden abarcarlo en su totalidad.



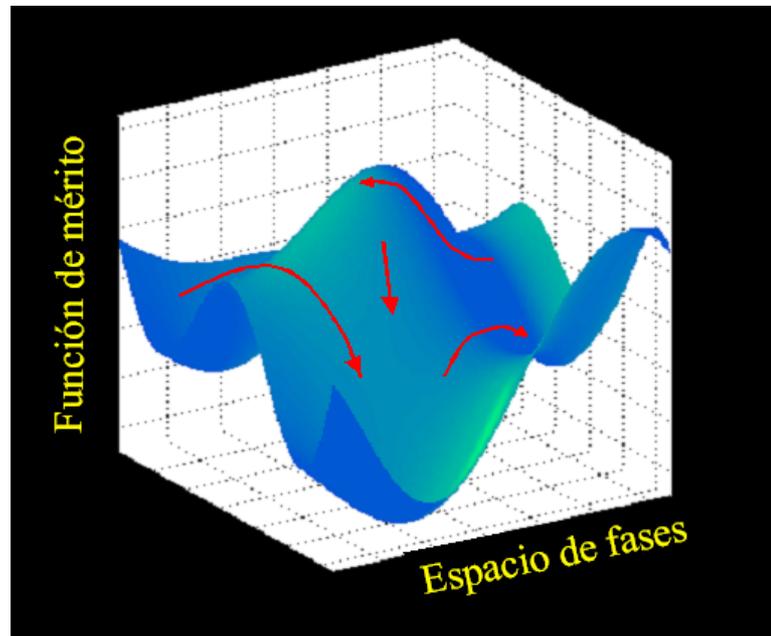
**Figura 3.1:** analogía del explorador ciego para los métodos globales y locales. La superficie azul es la formada por los valores que la función de mérito tomaría en un espacio de fases con dos variables. El explorador ciego local (flecha negra) acaba siempre en el valle más próximo, mientras que el global (flecha roja) es capaz de saltar colinas para encontrar valles más profundos.

La gran ventaja de un método global frente a uno local es que el primero es capaz normalmente de generar mejores soluciones, pero a costa también de emplear un tiempo más largo que el local.

Existen, sin embargo, multitud de algoritmos que utilizan combinaciones de ambos tipos de métodos tratando de sacar partido de las mejores cualidades de ambos. Son conocidos genéricamente con el nombre de GLUSA (acrónimo de **G**lobal/**L**ocal **U**nited **S**earch **A**lgorithm) [Jinhui et al. 1998]. El método utilizado aquí para encontrar los perfiles de fase que generen profundidad de campo es una variedad de esta última categoría. En concreto, como método global se utilizará un algoritmo evolutivo (AE) [Bäck, 1996], y como local el método de Levenberg-Marquardt (LM) [Marquardt, 1963]. Ambos procedimientos y la forma de combinarlos se describirán en los próximos apartados de este capítulo. Cuando, como en este caso, el método global utilizado es evolutivo, se está ante una nueva subcategoría, llamada GLSA (**G**enetic **L**ocal **S**earch **A**lgorithm) [Zhou et al., 1999], o también llamado algoritmo memético (AM).

Existen quizá otras opciones similares de minimización, con las que probablemente se hubiera llegado a resultados similares. La ventaja de utilizar algoritmos evolutivos respecto a otros globales,

utilizando de nuevo la analogía del explorador ciego, es que aquí hay un número grande de exploradores recorriendo el espacio de variables, y que además son capaces de comunicarse entre si en su búsqueda del valle más profundo, por lo que existe la posibilidad de encontrar mejores soluciones.



**Figura 3.2:** analogía del explorador ciego para los algoritmos evolutivos. En estos métodos, en lugar de existir un solo explorador, existe una multitud de ellos que abarcan un territorio mayor y además se comunican entre si.

## 3.2 Simulación de la formación de imágenes en un ojo présbita

Para poder encontrar y testear los perfiles de fase que generen profundidad de foco utilizando los algoritmos de minimización descritos en el apartado anterior, es necesario previamente ser capaz de evaluar la profundidad de foco inducida por éstos. Dicho de otra manera, es necesario poder simular la formación de imágenes sobre la retina en un ojo présbita.

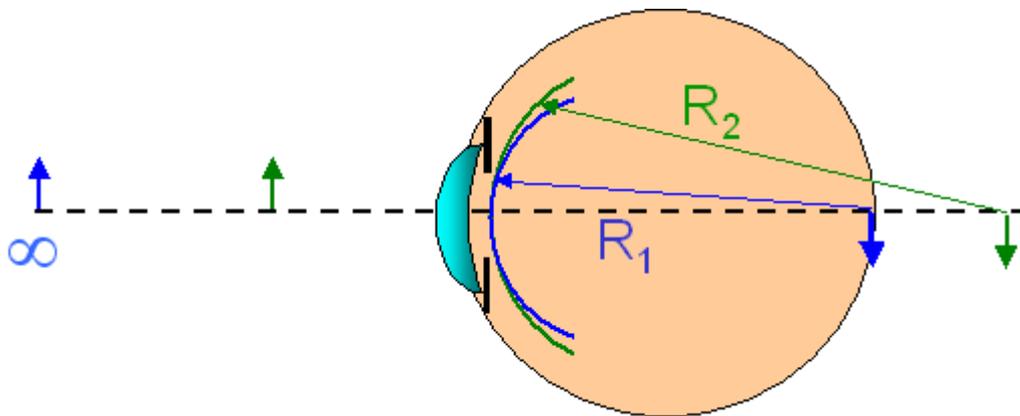
La presbicia, como ya se mencionó en el capítulo 1, es la incapacidad del ojo para acomodar y cambiar su potencia en función de la distancia a la que esté el objeto que se pretende observar. Esto hace que la imagen que forma el ojo de objetos próximos se forme detrás del plano de retina, y que por tanto aparezca desenfocada. De ahí que para simular la óptica en un ojo présbita, baste con añadir a sus aberraciones propias una cantidad de desenfoco que es función de la posición del objeto respecto al ojo.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

En el plano de la pupila de salida, tomando como frente de onda de referencia el que produce imagen sobre el plano de retina (azul en la Figura 3.3 ), ese desenfoque producirá una aberración ( $W$ ) en el frente de onda del objeto próximo que se puede determinar [Mahajan, 1991] por la expresión

$$W(r) = \frac{n'}{2} \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) r^2 \quad (4.1)$$

donde  $n'$  es el índice de refracción en el espacio imagen,  $r$  es la posición radial en el plano de la pupila de salida, y  $R_1$  y  $R_2$  son los radios de curvatura de los frentes de onda referencia y desenfocado respectivamente, como se observa en la Figura 3.3.



**Figura 3.3:** formación de imágenes en un ojo presbita. Para objetos en el infinito (azul) la imagen se forma sobre la retina y el frente de onda tiene un radio de curvatura  $R_1$ . Para objetos próximos (verde) se forma detrás y tiene un radio  $R_2$ .

La expresión (4.1) puede escribirse en forma más compacta y adecuada si se utiliza la coordenada radial ( $\rho$ ) normalizada al radio ( $a$ ) de la pupila de salida,

$$\rho = r/a \quad (4.2)$$

y se agrupan el resto de términos. De esta manera, (4.1) se convierte en

$$W(\rho) = A_d \cdot \rho^2 \quad (4.3)$$

### 3.2. Simulación de la formación de imágenes en un ojo présbita

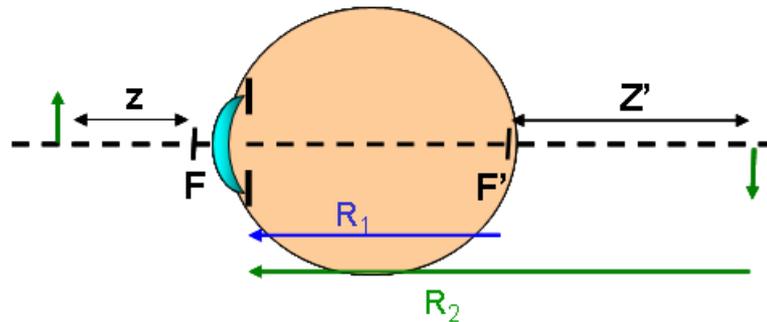
que es claramente el término del desarrollo de Seidel correspondiente a un desenfoque puro, donde  $A_d$  que es el coeficiente de dicho término, o la amplitud de desenfoque, vale

$$A_d = \frac{a^2}{2} n' \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) \quad (4.4)$$

Lo que queda ahora es expresar  $A_d$ , que está básicamente en términos de  $R_1$  y  $R_2$ , en función de la distancia del objeto al ojo. Para ello se comienza desarrollando el factor que contiene los radios de curvatura:

$$\left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) = \frac{R_2 - R_1}{R_1 \cdot R_2} \quad (4.5)$$

Según la Figura 3.4,  $R_2 - R_1 = z'$ . Además  $R_1$  y  $R_2$  son muy similares, como mucho la diferencia será de unas décimas de milímetro, aunque en las figuras aparezcan muy desiguales por cuestiones gráficas.



**Figura 3.4:** esquema de las posiciones en el ojo de los focos objeto e imagen ( $F, F'$ ) y de las distancias del objeto y la imagen a dichos focos ( $z, z'$ ).

Por esto podemos hacer la aproximación  $R_1 \approx R_2$ . Una segunda aproximación que es posible hacer es tomar  $R_1 \approx f'$ , puesto que en el ojo el plano principal imagen está muy próximo a la pupila (unos 2 mm). Con todo, (4.5) quedaría

$$\left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) = \frac{R_2 - R_1}{R_1 \cdot R_2} = \frac{z'}{f'^2} \quad (4.6)$$

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

Y teniendo en cuenta que  $z \cdot z' = -(f'/n')^2$ ,

$$\left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) = -\frac{1}{z \cdot n'} \quad (4.7)$$

Finalmente, el desenfoque se expresa en dioptrías del espacio objeto,  $R = 1/z$ , que llevado a (4.7) y esto sobre (4.4) daría la forma de la amplitud de desenfoque expresada en términos de la distancia del objeto al ojo en dioptrías:

$$A_d = -\frac{1}{2} a^2 R \quad (4.8)$$

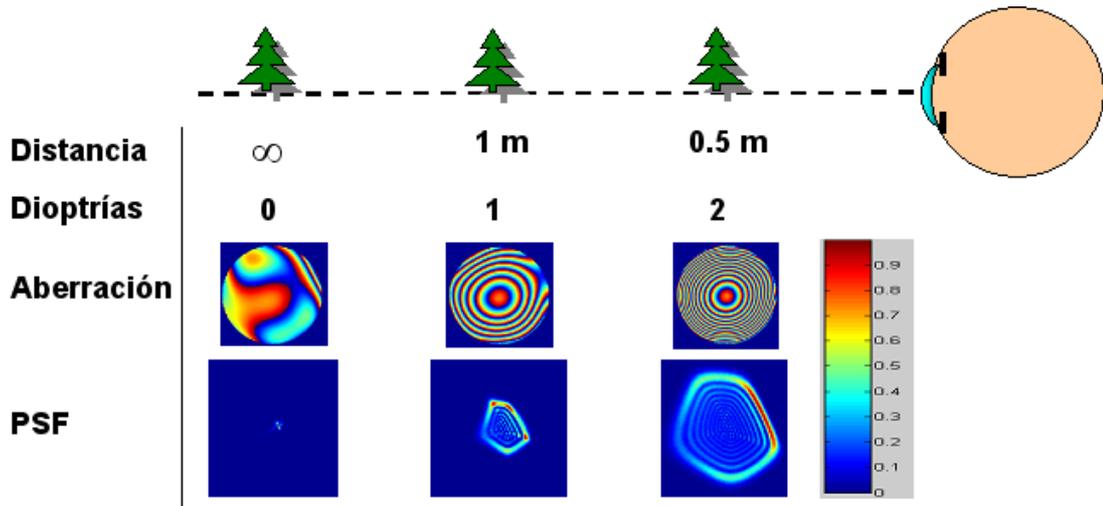
Una vez conocidas las aberraciones en el plano de pupila, es fácil determinar la calidad de la imagen retiniana estudiando la PSF, que se obtiene como el módulo cuadrado de la transformada de Fourier (TF) de la función pupila generalizada [Goodman, 1996]:

$$PSF = \left| \text{TF} \left( A(\rho, \theta) e^{j \frac{2\pi}{\lambda} W(\rho, \theta)} \right) \right|^2 \quad (4.9)$$

En nuestro caso, la amplitud en la pupila es constante e igual a 1, y la aberración  $W(\rho, \theta)$  es la suma de las aberraciones propias ( $W_0$ ) del ojo más las que induce (4.3) el desenfoque extra en el ojo présbita:

$$A(\rho, \theta) = 1 \quad ; \quad W(\rho, \theta) = W_0 + A_d \cdot \rho^2 \quad (4.10)$$

La Figura 3.5 es un esquema de las PSF's que se obtienen simulando un ojo présbita por el procedimiento explicado arriba, para tres posiciones distintas del objeto. Se muestran también los mapas de aberración correspondientes, en los que se ve cómo conforme se acerca el objeto, predomina el desenfoque sobre las aberraciones propias del sujeto. En todo el anterior desarrollo hemos supuesto que las aberraciones no cambian con la vergencia.



**Figura 3.5:** mapas de aberración (entre 0 y 1 lenda) y PSF's (normalizadas a 1) correspondientes a distintas posiciones del objeto, en un ojo présbita, en pupila de 4.8 mm de diámetro. La aberración para 0 D es la propia del sujeto.

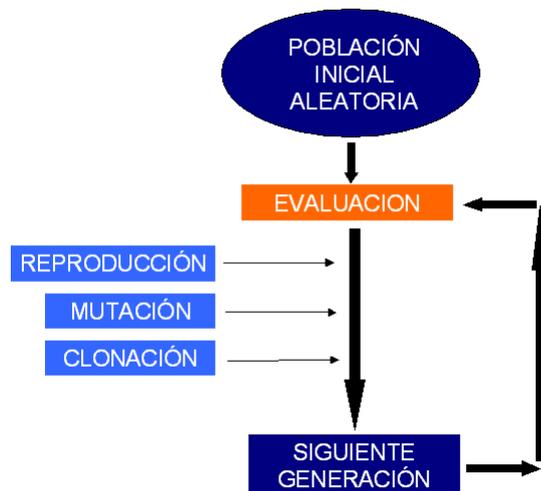
### 3.3 Búsqueda de perfiles de fase mediante algoritmos evolutivos

Los algoritmos evolutivos (AE) son un método de búsqueda global para conseguir optimizar, de acuerdo a una función de mérito, sistemas que dependen de un número elevado de variables. El funcionamiento básico de los AE está inspirado en los mecanismos de selección natural empleados por la Naturaleza y que han dado lugar a la variedad de especies vivas, perfectamente adaptadas a su medio, que existen hoy día. Los AE tratan de emular al máximo la evolución natural, por lo que incluso la terminología utilizada es la misma que la correspondiente biológica. Los AE forman una familia muy grande de métodos que se han utilizado en infinidad de situaciones prácticas y con multitud de variantes en su aplicación. El subgrupo más interesante para este trabajo es el conocido como algoritmos genéticos (AG) [Holland, 1975], en el que la solución al problema se busca en la forma de una cadena de números que refleja las características del sistema, aplicando operadores de recombinación o reproducción, junto a selección y mutación, que se verán a continuación.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

La implementación de un AG es relativamente simple. Dado un sistema concreto a optimizar, lo primero que debe hacerse es ver cuáles son las variables cuyos valores determinan las propiedades del sistema, y con las que se puede jugar para conseguir el sistema óptimo de acuerdo a la función de mérito que se ha establecido previamente. Se puede identificar entonces cualquier conjunto de valores de estas variables como un *individuo*, y a cada una de estas variables como un *gen*, cuyo conjunto forma el *genotipo* que determina unívocamente la *adaptación al medio* de ese individuo. Dicha adaptación al medio viene medida por la evaluación hecha por la función de mérito.

Una vez establecidos quiénes son los individuos, el procedimiento (ver Figura 3.6) comienza por generar una población inicial formada por un conjunto de individuos con un genotipo aleatorio. Sobre cada uno de los individuos se realiza entonces una evaluación mediante la aplicación de la función de mérito, que permite establecer una gradación de los individuos según su adaptación al medio.



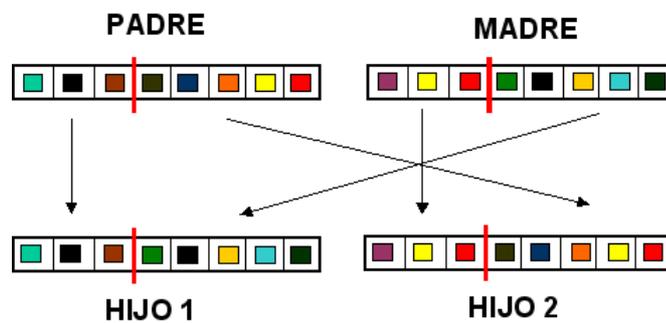
**Figura 3.6:** esquema general del funcionamiento de un algoritmo genético. Partiendo de una población inicial, se construyen las siguientes generaciones en un bucle continuo mediante las operaciones de reproducción, mutación y clonación en función de la evaluación llevada a cabo sobre cada uno de los individuos.

El siguiente paso consiste en crear la siguiente generación, para lo cual, sobre los individuos originales se llevan a cabo una serie de operaciones llamadas reproducción, clonación y mutación, (explicadas a continuación), que producen nuevos individuos mejor adaptados que sus predecesores de la generación anterior. Sobre esta nueva población se vuelve a realizar una evaluación y el proceso se repite indefinidamente hasta que se encuentre un individuo con un valor de la función de mérito suficientemente bueno. Este individuo, constituye la solución del problema de optimización.

Se pasa ahora a explicar detalladamente el funcionamiento de las tres operaciones básicas mencionadas anteriormente:

*Reproducción:*

En la reproducción biológica, el genotipo de un individuo resulta de una mezcla de genes procedentes del padre y de la madre. En un AG, la reproducción funciona de manera totalmente similar. El proceso comienza por dividir los genes del padre y la madre en varios grupos o secuencias. Por claridad en la explicación nos vamos a limitar como ejemplo a sólo dos grupos, que pueden ser llamados anterior y posterior. Se mezclan entonces estos grupos de genes de los progenitores para dar lugar a dos hijos, en el que el primero posee los grupos anterior del padre y posterior de la madre, y el segundo el anterior de la madre y el posterior del padre, como se muestra en la Figura 3.7.



**Figura 3.7:** ejemplo de la operación de reproducción. A partir de dos individuos (padre, madre) se generan dos descendientes mezclando en cada uno de ellos grupos de genes (cuadros de colores) procedentes del padre y la madre.

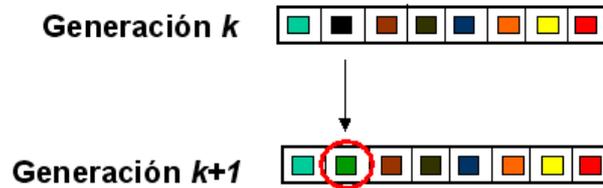
La reproducción es la operación más importante de las que contribuyen a generar la siguiente generación, porque propicia que los genes que permiten una buena adaptación de los progenitores puedan combinarse para dar lugar a un nuevo individuo que posea lo mejor de sus padres. Por esto, el número de descendientes de cada individuo debe estar correlado con el grado de adaptación al medio que posea. Hablando en términos de la analogía del explorador ciego de la que se habló en el apartado 3.1, la reproducción es lo que permite la comunicación entre los exploradores.

*Mutación:*

Mediante esta operación se crea un nuevo individuo cambiando aleatoriamente el valor de un reducido número de genes del individuo original (Figura 3.8). Es el análogo biológico de las mutaciones producidas por errores de copia del ADN por accidente o agentes externos. En la mayor parte de los casos se crean individuos pocos adaptados, pero en un pequeño porcentaje se logran mejoras que pueden ser significativas. En poblaciones pequeñas, tras un cierto número de procesos de reproducción llega un punto en el que el algoritmo se estanca y no hay mejoras en los individuos. Con un nivel de mutaciones adecuado, se

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

puede evitar esta situación. Volviendo a la analogía del explorador ciego, las mutaciones son las que permiten saltar las colinas para explorar nuevos valles.



**Figura 3.8:** ejemplo de la operación de mutación. El individuo de la siguiente generación ( $k+1$ ) se obtiene de cambiar o mutar aleatoriamente alguno de los genes de un individuo en la generación anterior.

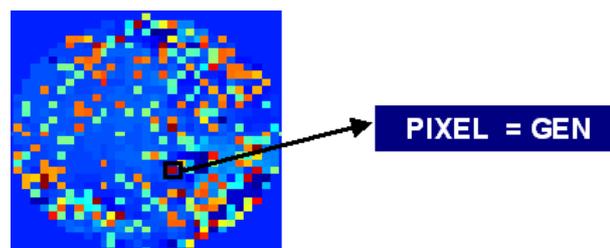
#### Clonación:

Con la clonación se permite que un reducido número de individuos pasen intactos a la siguiente generación. Deben estar elegidos entre los mejor adaptados, y de esta forma se asegura que en ningún caso, en la siguiente generación la adaptación sea menor.

Evidentemente, cuanto mayor sea la población inicial, mayor será la variedad genética, y por tanto mayor la probabilidad de encontrar una muy buena solución. El inconveniente es que el tiempo de computación aumenta claramente con el tamaño de la población que se maneja. Por tanto debe encontrarse siempre un compromiso entre ambos factores.

Existen también otros factores internos del algoritmo que es necesario ajustar para conseguir una buena solución en el mínimo tiempo posible. Entre ellos cabe citar, por ejemplo, el porcentaje de individuos mutados y la extensión de la mutación, la proporción de clonaciones, el número de veces que un individuo se puede reproducir, etc,...

La implementación práctica de un AG para encontrar perfiles de fase que generen profundidad de foco se llevó a cabo comenzando por discretizar la fase en píxeles (Figura 3.9).



**Figura 3.9:** discretización de la fase en píxeles que son identificados como los genes que dictan las propiedades del perfil de fase.

### 3.3. Búsqueda de perfiles de fase mediante algoritmos evolutivos

Como los valores de fase contenidos en cada uno de los píxeles determina el comportamiento de todo el perfil, es natural identificar a cada uno de ellos con un gen.

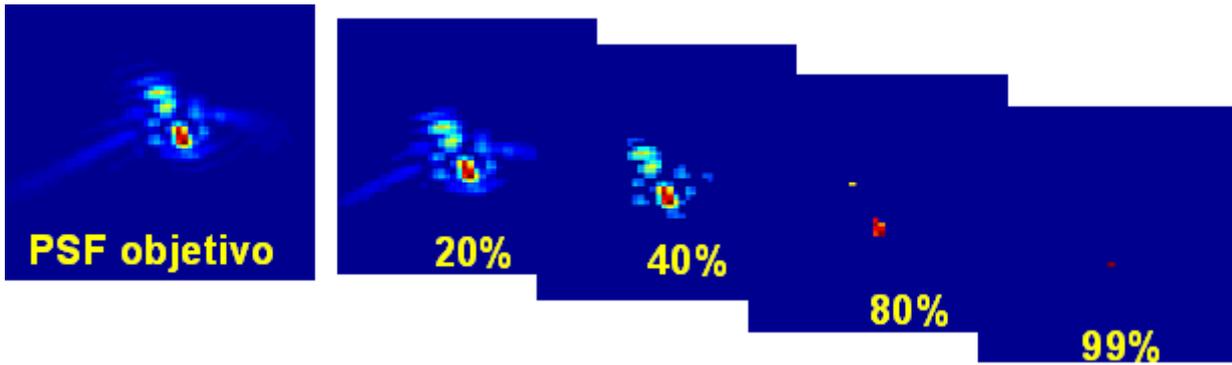
De esta manera, un individuo es el perfil completo, y una población está formada por un conjunto de perfiles, como se trata de ilustrar en la Figura 3.10.



**Figura 3.10:** en el AG cada perfil de fase se identifica como un individuo, y al conjunto de ellos con una población.

Otro elemento importante que es necesario especificar en un AG es la forma de la función de mérito que permite evaluar la capacidad de cada individuo para adaptarse al medio. El algoritmo selecciona como solución a individuos con valores elevados de esta función, por lo que ésta debe ser construida de manera que se premien con valores altos a individuos con las características buscadas. Una característica fundamental que debe poseer una buena máscara de fase para presbicia es la de producir PSF's con alta razón de Strehl para todos los desenfoques añadidos como consecuencia de las diferentes distancias a la que esté el objeto. Es más, se podría ser más específico y pedir que esas PSF's fueran similares a una determinada PSF que puede ser llamada *objetivo*, y que podría ser la propia del sujeto en visión de lejos. Pero la región que debe compararse entre las PSF's puede ser modificada si se umbraliza y sólo se tienen en cuenta los píxeles cuya intensidad pasa de un determinado tanto por ciento del valor máximo. La Figura 3.11 es un ejemplo de umbralización de una PSF objetivo. Como caso particular límite de umbralización al 99% se estaría comparando sólo el pixel más intenso, con lo que en realidad se está buscando sólo una determinada razón de Strehl, que era lo exigido al comienzo. De esta manera, simplemente cambiando el parámetro de umbralización, se pasa de manera continua de ser muy exigente y pedir una similitud con una PSF a ser más inespecífico y sólo querer una determinada razón de Strehl.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco



**Figura 3.11:** ejemplo de PSF objetivo con la que podría compararse la PSF asociada a una máscara de fase. El resto de imágenes son el resultado de umbralizar (hacer 0 todos los píxeles con intensidades por debajo de un tanto por ciento del valor máximo) al 20, 40, 80 y 99% la PSF objetivo.

Como medida de la similitud entre las PSF's generadas por la máscara de fase y la PSF objetivo se utiliza el error cuadrático medio definido de la siguiente forma [Iglesias, 1997]:

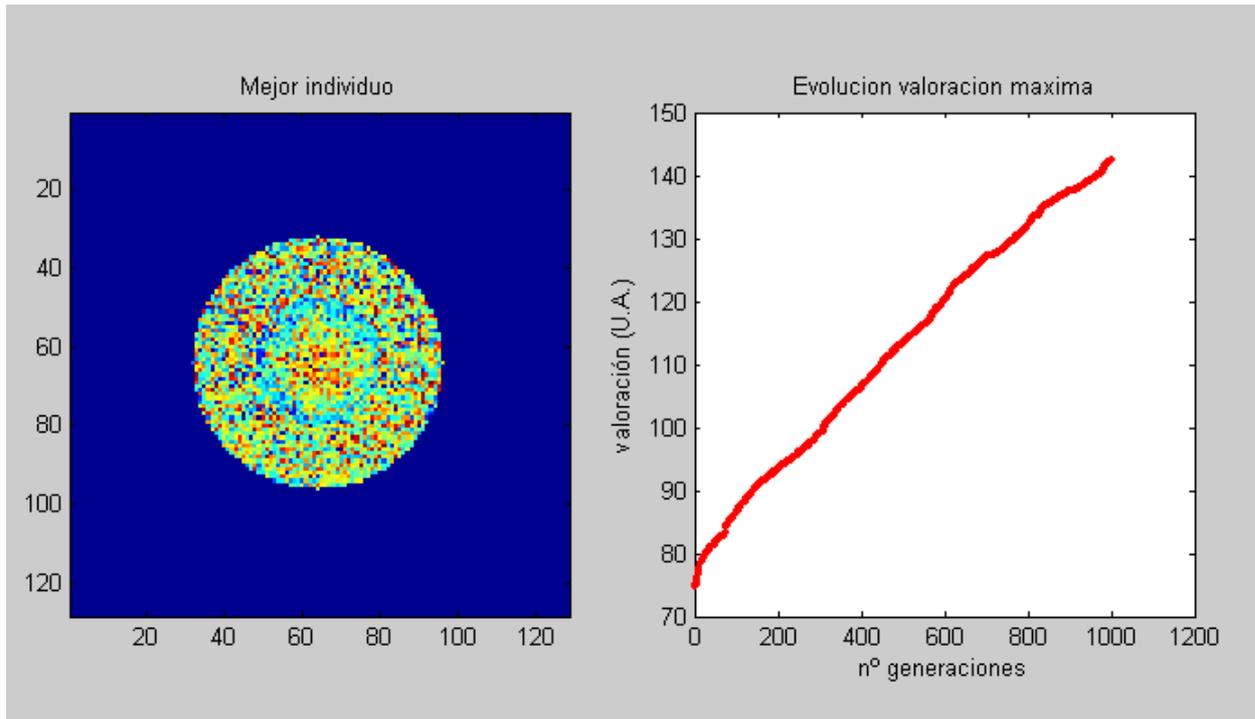
$$\text{errCM} = \frac{\sqrt{\sum_{\text{pixel}} (\text{PSF}_0 - \text{PSF})^2}}{\sqrt{\sum_{\text{pixel}} (\text{PSF}_0)^2}} \quad (4.11)$$

Donde  $\text{PSF}_0$  es la objetivo, y la suma se extiende sobre aquellos píxeles que no han sido umbralizados. A partir de (4.11) se construye, teniendo en cuenta lo dicho arriba, la función de mérito que valora la adaptación de cada máscara de fase a las características exigidas:

$$\text{valoración} = 100 * \left( \frac{1}{\sqrt{\sum_{\text{desenfoques}} \text{errCM}^2}} \right) \quad (4.12)$$

Así pues, para valorar un perfil de fase se calculan sus PSF's asociadas para unos determinados valores de desenfoque añadidos (apartado 3.2), se compara cada una de ellas con la PSF objetivo, y con sus errores cuadráticos medios se realiza la operación indicada por 4.12 . Como es lógico, cuanto menores son estos errores, mayor es la valoración. El factor 100 no tiene más cometido que amplificar las pequeñas diferencias de adaptación que puede haber entre individuos y premiar así las pequeñas mejoras. Es un valor que se ajusta en función del comportamiento y resultados del algoritmo.

Una vez determinados y especificados todos los elementos que conforman el AG, éste se implementó en Matlab<sup>®</sup>. La Figura 3.12 muestra el estado del algoritmo en un determinado momento. La imagen de la izquierda es la fase del mejor individuo encontrado, y a la derecha se representa la evolución de la valoración del mejor individuo encontrado en cada generación. Como se puede ver en este ejemplo, la adaptación de cada generación es siempre mayor que la anterior, demostrando así el correcto funcionamiento del método.



**Figura 3.12:** ventana del programa que implementa el AG para encontrar máscaras de fase para presbicia. La imagen de la izquierda es la fase correspondiente al mejor individuo encontrado hasta el momento, y la de la derecha es la evolución de la valoración del mejor individuo encontrado para cada generación.

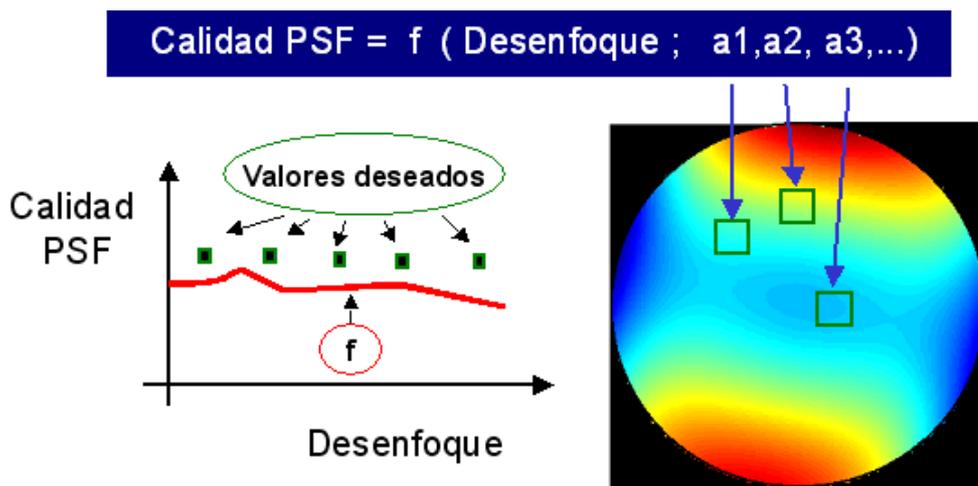
### 3.4 Búsqueda de perfiles de fase mediante Levenberg-Marquardt

El método de Levenberg-Marquardt (LM), desarrollado en 1963 por Marquardt [Marquardt, 1963] a partir de una idea previa de Levenberg [Levenberg, 1944], permite ajustar una curva  $y=f(x;a_1,a_2,a_3,\dots)$  a una serie de valores conocidos  $(x_i,y_i)$ . Es especialmente adecuado cuando la función que se pretende ajustar depende de manera no lineal del conjunto de sus parámetros  $a_i$ .

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

Para llevar a cabo el ajuste, el método trata de minimizar una función de mérito,  $\chi^2$ , definida como la suma de los cuadrados de las distancias de la curva a los puntos a ajustar, y que sirve para medir de manera global la proximidad de la curva a esos puntos. Para encontrar un mínimo de  $\chi^2$  es posible seguir dos estrategias dependiendo de la proximidad a él. Cuando se está muy próximo, se puede aproximar su forma por una expresión cuadrática conocida, por lo que en un solo salto se podría llegar a él. Cuando aún se está lejos, sólomente se puede aprovechar la información del gradiente, para en varias etapas dirigirse hacia el mínimo utilizando el método de descenso escalonado [Press et al., 1992]. Lo realmente interesante del método LM es que ambas estrategias están combinadas de forma que el cambio de una a otra cuando es necesario no se lleva a cabo de forma brusca, sino que se hace de forma continua. De esta forma la aproximación cuadrática o la aproximación por el gradiente resultan ser sólo casos extremos del comportamiento del algoritmo. Para detalles matemáticos, ver por ejemplo [Press et al., 1992].

Como ya se mencionó en el apartado 3.3, lo que se pretende que haga un perfil de fase para presbicia es que la calidad de sus PSF's se mantenga aproximadamente constante dentro de un determinado rango de desenfoques. Por tanto, lo esperado para uno de estos perfiles en una representación gráfica calidad PSF vs desenfoque sería algo como lo mostrado en la Figura 3.13. Como la función que determina la calidad de PSF depende del desenfoque, pero también, obviamente del valor de la fase en cada punto de la máscara, y que pueden ser considerados como sus parámetros, si se obliga a ajustarla a los valores deseados mediante LM, se habrá encontrado un conjunto de valores de parámetros, o sea una máscara de fase, que satisface lo exigido.



**Figura 3.13:** forma de usar LM para encontrar máscaras de fase para presbicia. Se fijan los valores deseados de calidad de PSF dentro del rango de desenfoque escogido. Y se ajusta a dichos puntos la función de calidad de la PSF, que tiene por parámetros los valores de fase de cada pixel del perfil.

### 3.4. Búsqueda de perfiles de fase mediante Levenberg-Marquardt

En la Figura 3.13 está esquematizado el proceso completo. Sólo resta especificar cuál es la función utilizada para medir la calidad de la PSF, que va a ser el error cuadrático medio con una PSF objetivo umbralizada a un determinado valor, como quedó expresado por (4.11).

El algoritmo completo para la búsqueda de fases mediante LM fue implementado usando lenguaje de programación C++, utilizando rutinas contenidas en la serie de libros Numerical Recipes [Press et al., 1992]. En la Figura 3.14 se puede ver la ventana principal de la aplicación durante su funcionamiento. En todo instante se muestran los valores e imágenes que marcan la evolución del algoritmo. Así, por ejemplo, en la parte superior se visualizan el mapa de aberración del sujeto presbita con sus PSF's asociadas en visión de lejos (PSF objetivo) y de cerca. Y en la parte inferior se representa la máscara de fase obtenida en cada iteración y las PSF en visión de lejos y de cerca que se obtendrían si dicha máscara se colocara en la pupila del ojo del sujeto. En la parte inferior se puede ver la evolución de  $\chi^2$  para cada iteración.

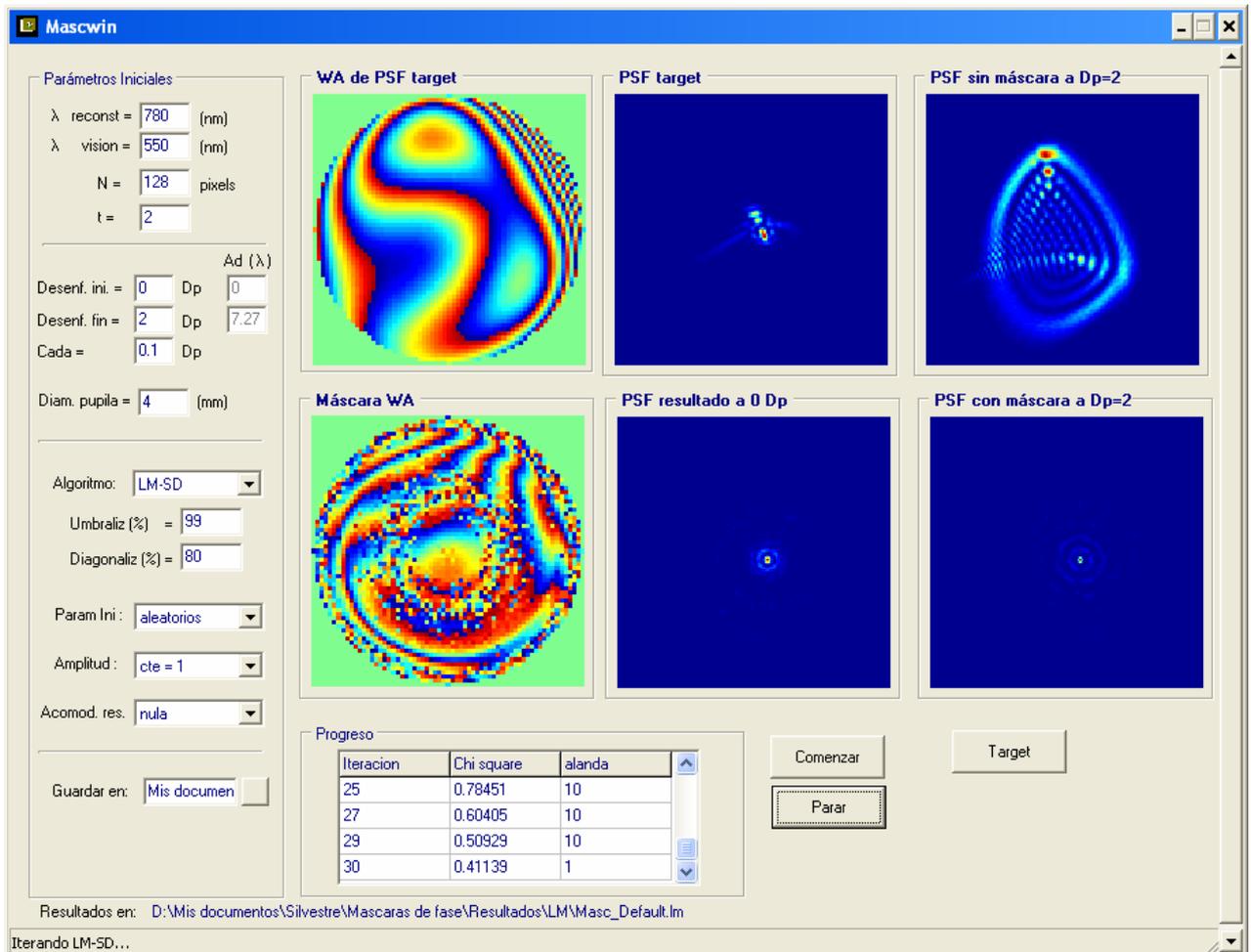
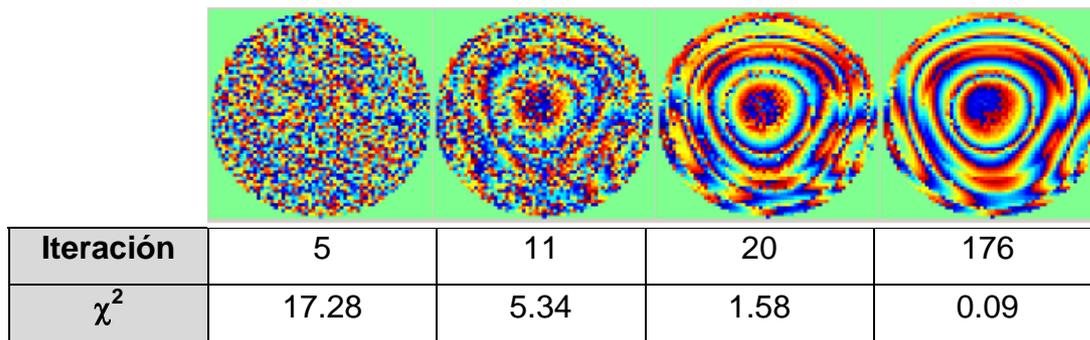


Figura 3.14: aspecto de la aplicación que implementa LM para la obtención de perfiles de fase para presbicia.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

En la Figura 3.15 se muestra un ejemplo de la evolución que sigue la máscara para cada iteración de LM, y el valor de  $\chi^2$ . Se aprecia cómo partiendo de un perfil de fase con valores aleatorios, sólo con 11 iteraciones se empieza a apreciar ya un patrón que en el que se vislumbrar ya cuál va a ser la forma definitiva, que se puede considerar que se ha alcanzado en la cuarta imagen correspondiente a la iteración 176. A partir de aquí ya no hay cambios significativos en el valor de  $\chi^2$ .



**Figura 3.15:** evolución de las máscaras de fase para cada iteración llevada a cabo mediante LM. Se muestran el número de iteración correspondiente y el valor de la función de mérito.

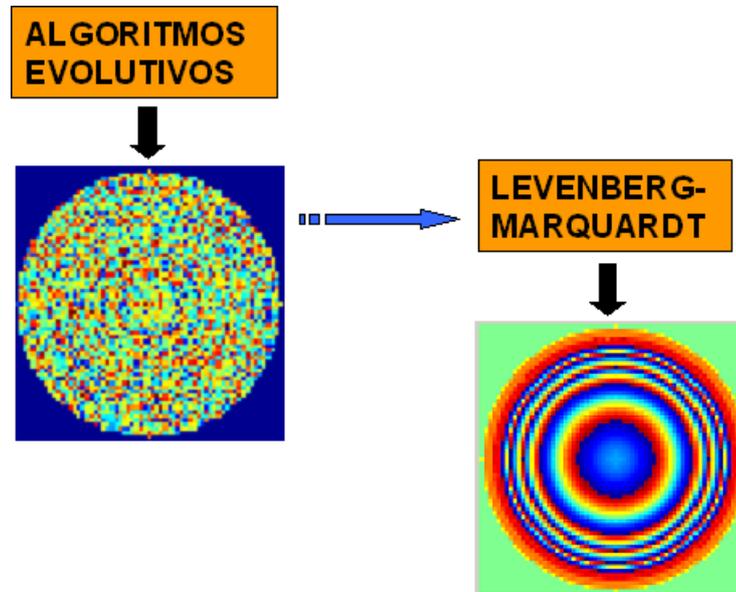
## 3.5 Búsqueda combinada de perfiles de fase

El procedimiento final que es utilizado para encontrar los perfiles de fase para presbicia es una combinación de AG y LM. Como ya se comentó en el 3.1, la utilización conjunta de AG con otros de búsqueda local, da lugar a los algoritmos GLSA.

La forma de elaborar finalmente el GLSA depende del método de búsqueda local escogido y de la manera de combinar los métodos global y local. El procedimiento que se sigue aquí consta sólo de dos etapas. En la primera se utiliza el AG para obtener una solución próxima a un mínimo, y en la segunda etapa se utiliza esta solución como punto de partida para LM, que es el que devuelve la solución definitiva.

En la Figura 3.16 se muestra el esquema del procedimiento descrito, con un ejemplo del tipo de soluciones que se obtienen en cada etapa. En la devuelta por el AG se puede apreciar ya la existencia de un

cierto patrón, que indica que se está ya en las proximidades de un mínimo, pero como el algoritmo se ha detenido antes de llegar a él, todavía hay mucho ruido en la fase. Ruido que está totalmente eliminado en la solución devuelta por LM porque ya se está justo en el mínimo.



**Figura 3.16:** esquema del GLSA implementado para la búsqueda de máscaras de fase para la presbicia. La solución aproximada devuelta por el AG es utilizada como punto de partida por LM para conseguir la solución final.

En la búsqueda mediante el GLSA descrito se deben establecer los valores de los diferentes parámetros que configuran tanto el AG como el método de LM, de manera que se pueda llegar al mejor resultado en el menor tiempo posible. Se llevaron a cabo diferentes pruebas que dieron como resultado que el mejor conjunto de valores de estos parámetros son los que se recogen en la Tabla 3.1 (La función de cada uno de ellos dentro del algoritmo se explicó en el 3.3)

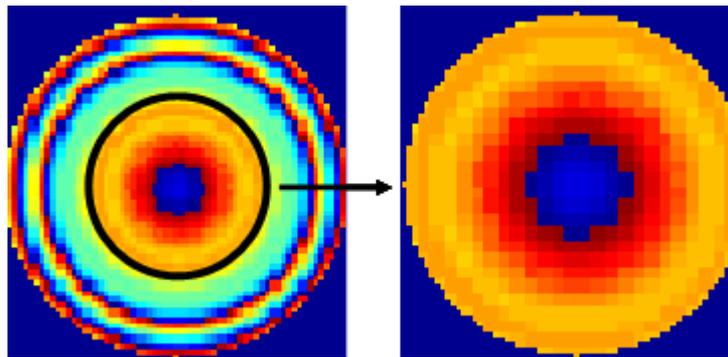
Parámetro	valor
umbralización de la PSF objetivo	99 %
individuos en la población	30
divisiones del genotipo en reproducción	3 % del nº de genes
individuos clonados	5 %
individuos mutados	5 %
cantidad de genes mutados	0.25 %

**Tabla 3.1:** valores utilizados en los principales parámetros del GLSA y que permiten los mejores resultados en el menor tiempo de cómputo posible.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

Al grupo de programas que implementa el GLSA se les añadió la capacidad para tener en cuenta dos efectos importantes relacionados con la acomodación y la presbicia. El primero de ellos es la reducción en el tamaño de pupila al tratar de enfocar objetos cercanos, que se sigue produciendo incluso aunque ya se haya perdido totalmente la capacidad de acomodación. Y el segundo es el hecho de que la acomodación no esté totalmente perdida, y que el sujeto aún tenga capacidad de enfocar objetos próximos hasta cierta distancia, lo cual es habitual entre personas de mediana edad.

Los cambios que es necesario llevar a cabo sobre el GLSA son relativamente sencillos. Sólo es necesario incluir modificaciones en el momento de calcular la PSF asociada a la máscara para cada posición del objeto en cada iteración (apartado 3.2). Si el tamaño de la pupila es variable, entonces se recorta el perfil de fase de acuerdo al cambio de pupila (Figura 3.17).



**Figura 3.17:** ejemplo de cambio en el perfil de fase con el cambio en el tamaño de pupila. En la imagen de la izquierda, la circunferencia negra marca el tamaño de la nueva pupila. La imagen de la derecha muestra la fase a tener en cuenta ahora.

Y si existe acomodación residual, el desenfoque que hay que sumar a la máscara es el resultado de restarle al inducido por la posición del objeto el que produce la acomodación residual.

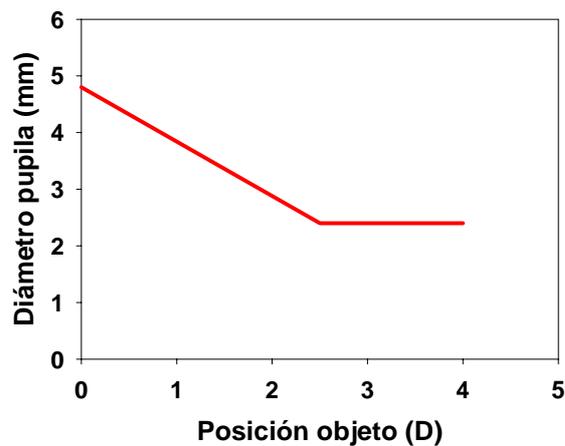
## 3.6 Resultados de perfiles de fase

Utilizando el algoritmo GLSA descrito, se generó una batería de máscaras de fase que generan cierta profundidad de campo en diversas situaciones y que van a ser utilizadas para testear el SVOA en su aplicación para presbicia. En este apartado se describirá la forma y el comportamiento de estas fases.

Se buscaron máscaras que presentaran 2 y 3 máximos dentro del rango de vergencias de interés (0-3 D), es decir, bifocales y trifocales. Esto se logra fácilmente sin más que exigir al algoritmo buena calidad de imagen sólo en las dos o tres vergencias deseadas.

Además, se tuvieron en cuenta algunas de las diferentes situaciones reales con las que es posible encontrarse en présbitas. En primer lugar, el hecho de que al enfocar objetos próximos la pupila tiende a cerrarse incluso cuando ya no exista capacidad de acomodación. El otro hecho a tener en cuenta es que la pérdida de la capacidad acomodativa es un proceso gradual, por lo que hay présbitas en estado inicial que aún son capaces de enfocar a ciertas distancias. Por el contrario, los présbitas en estado avanzado han perdido totalmente esta capacidad.

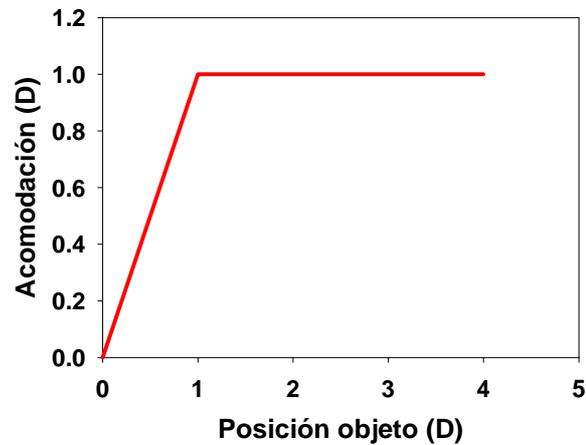
El modelo de cambio de tamaño de pupila que se introduce en el GLSA es el que se muestra en la Figura 3.18. En él se admite que la pupila cambia linealmente desde 4.8 mm de diámetro para objetos en el infinito hasta 2.4 mm para objetos a 2.5 D. A partir de este punto, ya no cambia.



**Figura 3.18:** modelo de cambio de tamaño de pupila del ojo con la posición del objeto que se utilizó en el GLSA para obtener máscaras en las que se admite una pupila variable.

Respecto al otro hecho a tener en cuenta, la acomodación residual, el modelo empleado es el que se muestra en la Figura 3.19. En éste se supone que el ojo es capaz aún de enfocar objetos lejanos hasta 1 D. Para situaciones de mayor proximidad simplemente se mantiene esa dioptría de acomodación.

### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

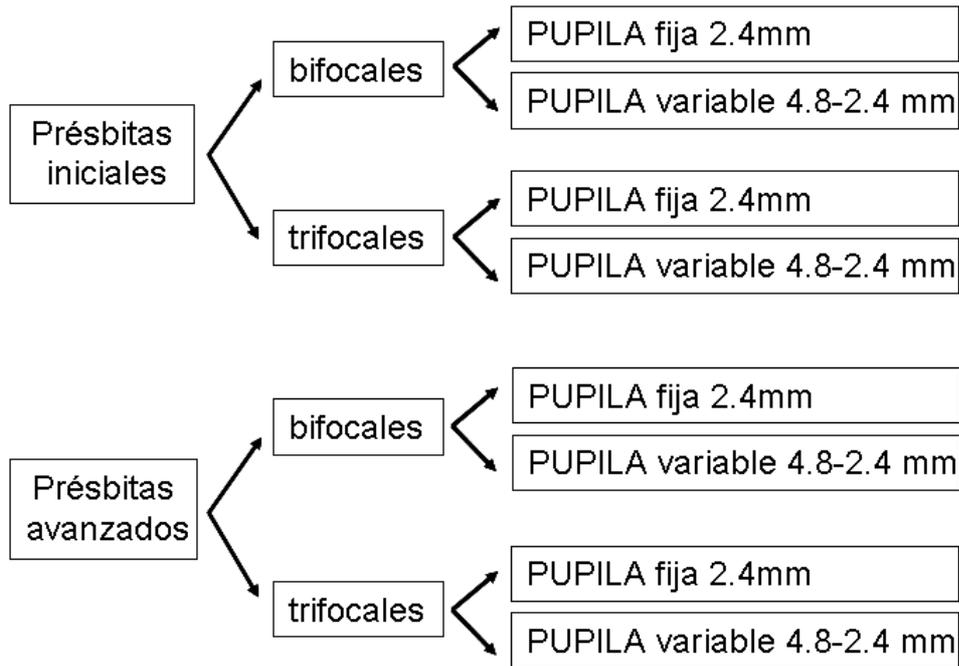


**Figura 3.19.:** modelo de acomodación residual utilizado en el GLSA para obtener máscaras de fase para presbítas iniciales (PI).

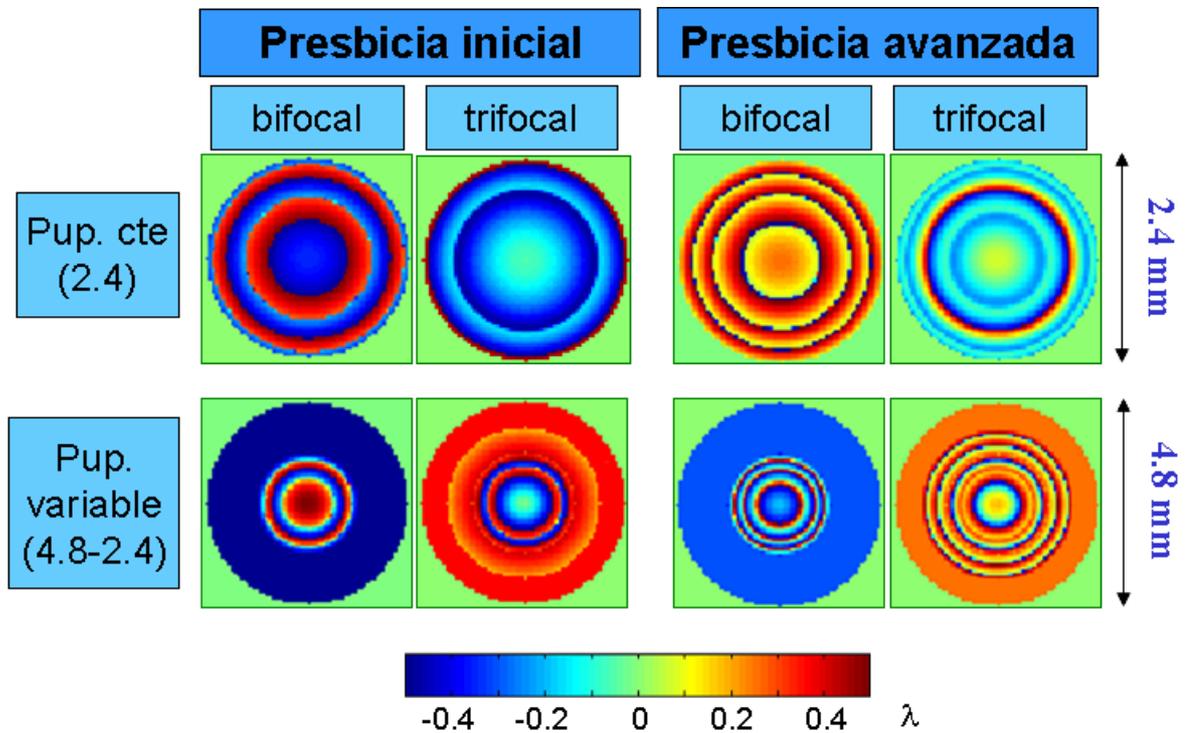
Se obtuvieron así una batería de máscaras de fase bifocales y trifocales tanto para presbítas iniciales según el modelo explicado, como para presbítas avanzados. Y para cada uno de estos casos se consideró pupila de diámetro constante de 2.4 mm y variable de 4.8 mm a 2.4 mm en la forma descrita en la Figura 3.19. El esquema de los diferentes casos para los que se obtuvieron máscaras de fase se muestra gráficamente en la Figura 3.20.

Todas ellas se diseñaron para un ojo ideal limitado por difracción y para una longitud de onda de 550 nm, teniendo como PSF objetivo la mancha de difracción de Airy umbralizada al 99%, con lo que en la práctica sólo se le está exigiendo al algoritmo máscaras de fase con PSF's asociadas de razón de Strehl igual a 1 (ver apartado 3.3).

Los mapas de fase de la batería de máscaras obtenidas para cada una de las situaciones descritas arriba se muestran en la Figura 3.21. La profundidad de foco generada por cada una de ellas se puede ver en la Figura 3.22 para presbicia inicial y en la Figura 3.23 para presbicia avanzada. Ahí está representado, para cada una de las situaciones, la razón de Strehl teórica en función de la vergencia, de las PSF's asociadas a cada una de las máscaras de fase mostradas en la Figura 3.21.



**Figura 3.20:** esquema de los objetivos para los que se diseñan las máscaras de fase. Tanto para présbitas en estado inicial o avanzado se generarán máscaras bifocales y trifocales, y para cada caso con pupila constante de 2.4 mm de diámetro, o variable de 4.8 a 2.4 mm.

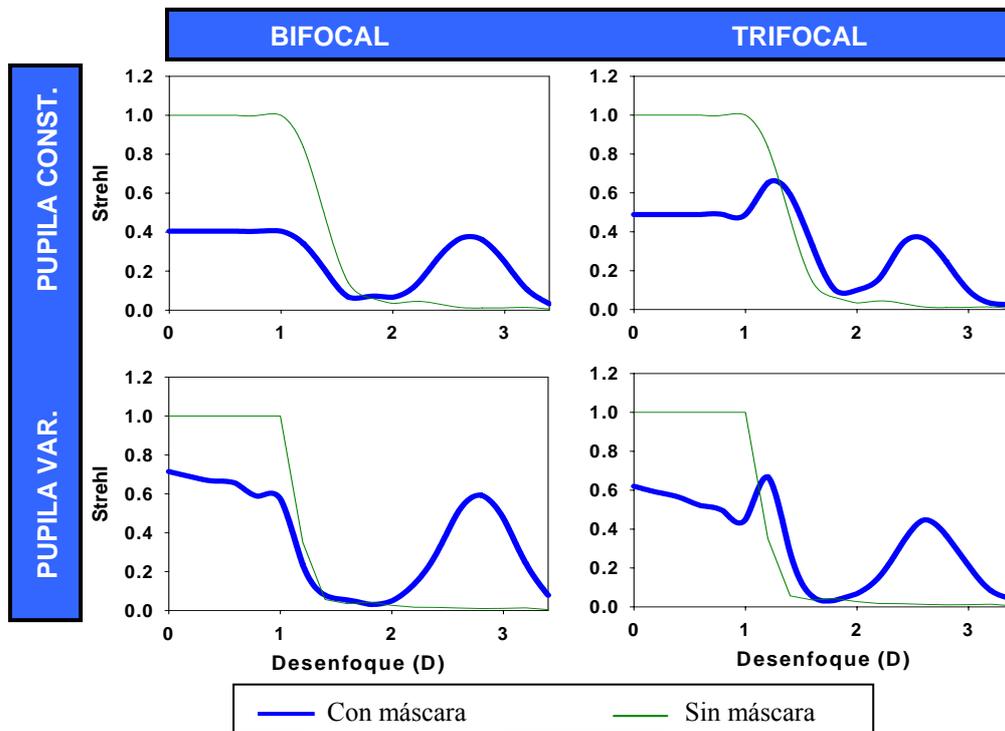


**Figura 3.21:** mapas de fase de las máscaras para presbicia devueltas por el algoritmo GLSA como solución en cada una de las situaciones señaladas: presbicia inicial o avanzada, pupila constante o variable, bifocales y trifocales.

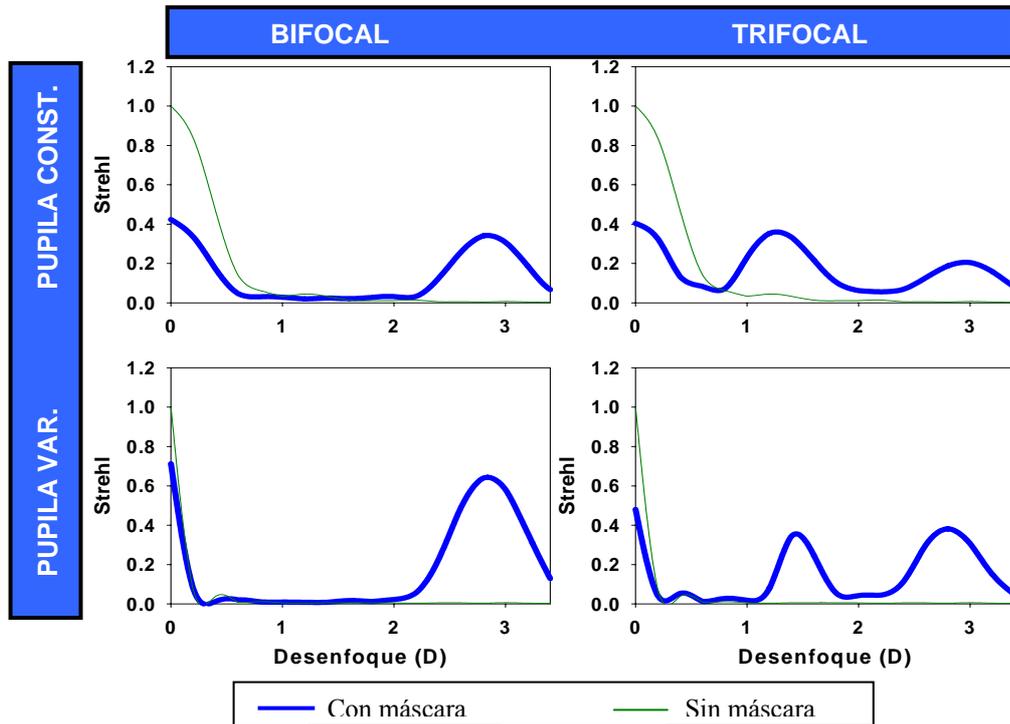
### 3. Perfiles de fase que incrementan la profundidad de foco

del objeto. También se muestra, para que sirva de referencia, la razón de Strehl teórica obtenida en caso de no existir la máscara. Aunque fueron diseñadas para una longitud de onda de 550 nm, las evaluaciones teóricas contenidas en estas figuras fueron obtenidas suponiendo una luz de 633 nm. La razón para ello es que para la comprobación experimental de estas curvas, que será detallada en el siguiente capítulo, sólo se dispone de una fuente de luz adecuada para hacerlo a 633 nm. El diferente resultado que se obtiene al evaluarlas a una longitud de onda u otra, es sólo un desplazamiento en la posición de los focos o máximos.

En las figuras para presbítas en estado inicial, se aprecia cómo existe una zona hasta 1 D, en la que existe una constancia en la razón de Strehl. Ello lógicamente es debido a la ayuda que presta la acomodación residual. Esta zona plana sustituye a alguno de los focos que deberían aparecer ahí.



**Figura 3.22:** cálculo teórico de la razón de Strehl de las PSF's asociadas a las máscaras para **presbicia inicial** de la Figura 3.21. La curva azul muestra el comportamiento con máscara, y para comparar, la verde lo muestra sin ella.



**Figura 3.23:** cálculo teórico de la razón de Strehl de las PSF's asociadas a las máscaras para **presbicia avanzada** de la Figura 3.21. La curva azul muestra el comportamiento con máscara, y para comparar, la verde lo muestra sin ella.



## 4 Resultados

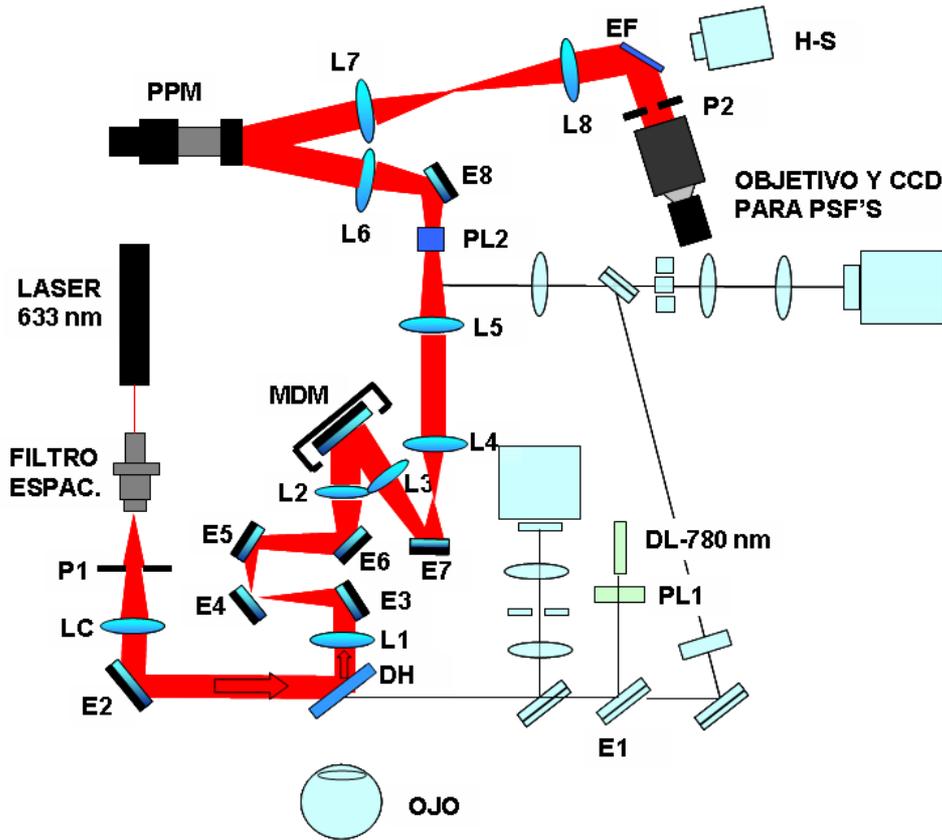
Este capítulo está dedicado a la validación experimental tanto del SVOA como de los procedimientos teóricos de obtención de perfiles de fase progresivos. Para ello, empleando el SVOA, se llevaron a cabo medidas objetivas y visuales de la profundidad de foco producida por algunos perfiles de fase obtenidos con los algoritmos de optimización descritos en el capítulo anterior, y se comparan con su comportamiento teórico. En la validación final del SVOA, se comprobó que la medida visual de la profundidad de foco de un determinado perfil de fase es la misma cuando éste es simulado en el sistema que cuando está físicamente implementado sobre una lente de contacto real.

### 4.1 Medidas objetivas de la profundidad de foco inducida

A fin de comprobar la validez de las simulaciones teóricas de profundidad de foco de las máscaras de fase descritas en el capítulo anterior, se registraron las PSF's experimentales asociadas con ellas para distintos valores de la vergencia del objeto. La única modificación que es necesario llevar a cabo en el sistema experimental descrito en el apartado 2.8 es introducir tras la pupila P2 un objetivo enfocado al infinito y una cámara CCD adicional. La Figura 4.1 muestra estos cambios, resaltando los elementos del sistema que se utilizan para el registro de la PSF.

El punto situado en el infinito que sirve de iluminación para generar la PSF proviene del láser de 633 nm de longitud de onda, el filtro espacial que crea la fuente puntual, y la lente colimadora LC. Mediante el conjunto de pares de lentes formando sistemas 4-f, como ya fue explicado, el frente de onda plano es llevado hasta el PPM, donde se introduce la fase que se desea testear. El plano del PPM está conjugado con la pupila P2, de donde se forma finalmente imagen utilizando el objetivo enfocado a infinito y la cámara CCD. Para simular las distintas distancias a las que puede estar el objeto, en este caso la fuente puntual de luz, se utiliza el optómetro Badal formado por los espejos E3 a E6.

#### 4. Resultados



**Figura 4.1:** esquema del SVOA con las modificaciones necesarias (objetivo y cámara CCD) tras P2 necesarias para registrar PSF's experimentales. Sólo están resaltados los elementos utilizados para esta labor.

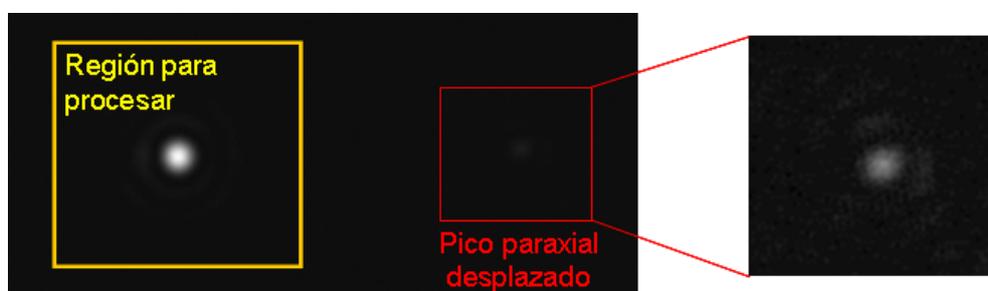
Para la simulación de la presbicia en su etapa inicial en la que aún queda cierta capacidad de enfocar, hay que tener en cuenta el modelo de acomodación residual descrito en el apartado 3.6. Hasta 1 dioptría, el ojo del présbita sería capaz de enfocar perfectamente, por lo que el optómetro Badal debe permanecer fijo en la posición en la que no se induce desenfoque en el sistema. A partir de 1 D, se introduce el valor de desenfoque diferencia entre el que debiera inducirse de no haber acomodación, y esa dioptría.

Para la simulación de la condición de pupila variable, la pupila P2 se sustituye por un iris. Para cada posición del objeto, se utiliza el modelo de la figura 3.18 para establecer su tamaño. Como los tamaños de pupila referidos en dicho modelo lo son para el plano del ojo, hay que tener en cuenta también los aumentos del sistema.

Otro factor a considerar en el registro de las PSF's generadas en cada momento, es la presencia del llamado pico paraxial descrito en el apartado 2.4 y consecuencia del pixelado del PPM. No es muy intenso, y sólo está presente cuando el objeto está en el infinito. Conforme se induce desenfoque en el sistema, se va

desenfocando y desaparece. Aún así, y para poder hacer un cálculo más exacto de la razón de Strehl es conveniente eliminarlo de algún modo. La solución escogida consiste en añadir un pequeño tilt a la fase que se está testeando. De esta manera, se desplaza la PSF generada por la máscara, mientras que el pico no deseado permanece fijo (ver Figura 4.2.) La zona donde queda el pico se descarta para el procesamiento posterior de la imagen.

El cálculo de la razón de Strehl se lleva a cabo dividiendo la intensidad máxima de la PSF del sistema cuando está sólo limitado por difracción, por la intensidad máxima de la PSF obtenida tras inducir la máscara y el desenfoque adecuados. Como es un cálculo relativo, las condiciones en que se toman ambas PSF's deben ser las mismas. En consecuencia, si se ha de añadir un determinado tilt a las máscaras, por las

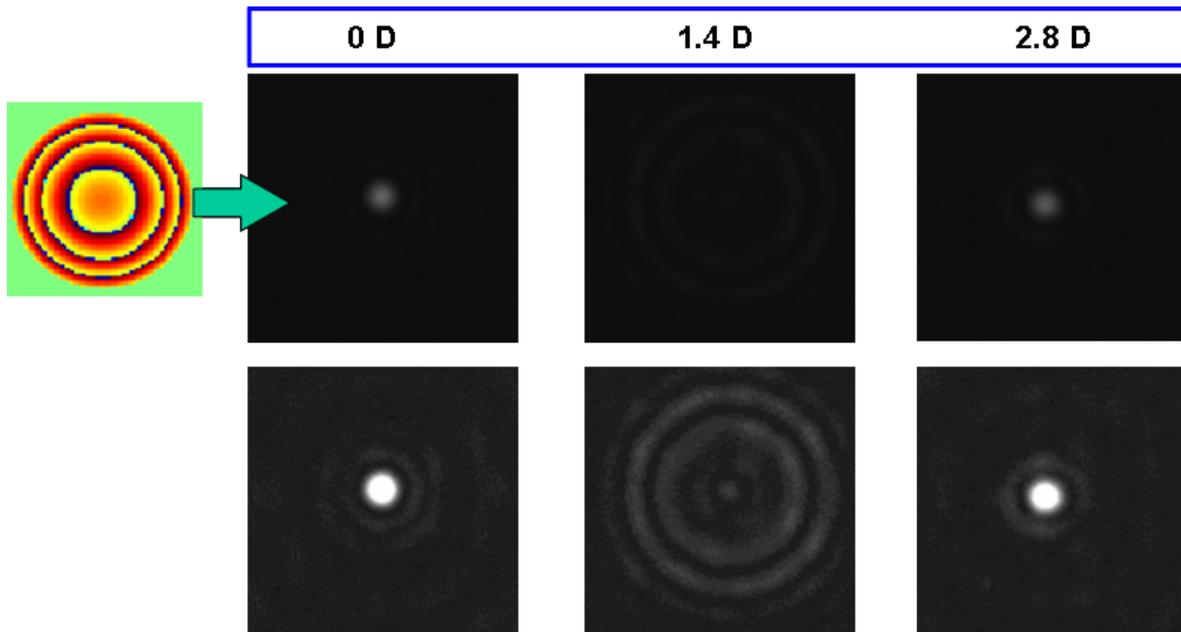


**Figura 4.2:** ejemplo de imagen obtenida de la PSF asociada a una máscara tras añadirle un tilt para separar el pico paraxial. Queda señalada la región que se procesa para determinar la razón de Strehl, y se resalta la zona de la imagen donde se encuentra dicho pico modificando contraste y luminosidad para hacerlo más visible.

razones expuestas arriba, ese mismo tilt debe ser inducido por el PPM cuando se registra la PSF del sistema limitado por difracción, porque al añadir el tilt cambia también ligeramente la intensidad de las imágenes. Para tomar la imagen de difracción, previamente se ha de ajustar la intensidad de la iluminación de forma que se tenga una señal alta pero sin llegar a saturar la cámara. Manteniendo siempre dicha iluminación se toman el resto de imágenes con la máscara en el modulador y con el desenfoque correspondiente en cada caso. Dichas imágenes se procesan, se obtienen los máximos de intensidad y se obtiene la razón de Strehl. Para los casos de pupila variable, la PSF limitada por difracción debe registrarse para cada tamaño de pupila.

La Figura 4.3 muestra algunas de estas PSF's, asociadas al perfil de fase bifocal mostrado, registradas en la posición de los focos (0 y 2.8 D) y en la zona intermedia a 1.4 D.

#### 4. Resultados



**Figura 4.3:** ejemplos de las PSF's registradas para la máscara mostrada a 0, 1.4, y 2.8 D. Las imágenes de la fila inferior son las mismas que las correspondientes superiores modificando contraste y luminosidad, para poder apreciar mejor los detalles.

Siguiendo el procedimiento indicado, se obtuvieron las razones de Strehl experimentales de las PSF's asociadas a las máscaras de fase encontradas en el apartado 3.6 para cada una de las distintas situaciones supuestas. En la Figura 4.4 están representados los resultados experimentales junto con los teóricos correspondientes a las máscaras para presbicia inicial. En la Figura 4.5 se muestran las correspondientes a presbicia avanzada.

En todos los casos se puede apreciar el buen acuerdo existente entre las medidas experimentales y las predicciones teóricas en cuanto a intensidad y posición de los focos. Sin embargo, comparando punto a punto (medida-teoría), el error relativo es grande para algunas vergencias. Varios factores pueden estar provocando estas diferencias, como imprecisiones en el establecimiento del tamaño de la pupila P2, en el alineamiento del objetivo de la cámara que registra las PSF's, o en el alineamiento entre P2 y la pupila del PPM, entre otros. Sin embargo es destacable el hecho de que los mayores errores se producen fundamentalmente en el rango de vergencias en los que la razón de Strehl esperada es muy pequeña. Esto es causado principalmente por los pequeños (aunque existentes) niveles de luz de fondo registrados conjuntamente con las PSF's. Efectivamente, se midió la luz de fondo para el caso de la máscara de fase bifocal de pupila 2.4 mm para presbíteros maduros, se restó a todas las imágenes y se volvió a calcular la razón de Strehl para todas las vergencias. El resultado se muestra en la Figura 4.6. Al tener en cuenta la presencia de la luz de fondo, el acuerdo global entre los valores medidos y los teóricos se incrementa significativamente.

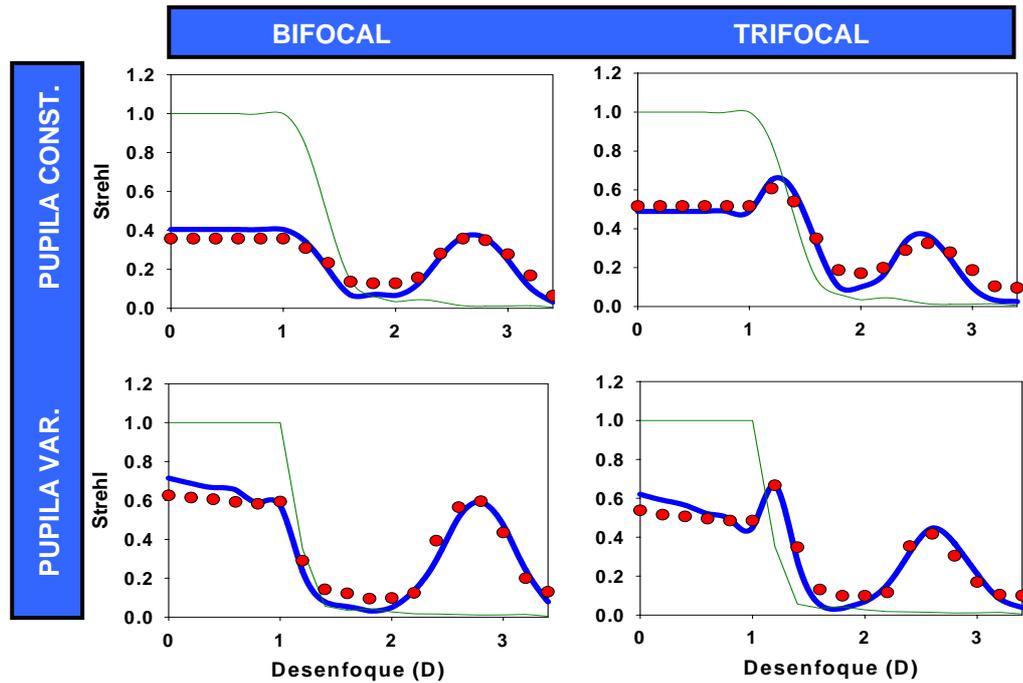


Figura 4.4: comparación de las razones de Strehl teóricas y experimentales de las máscaras de fase encontradas para **presbicia en estado inicial** para cada una de las situaciones señaladas.

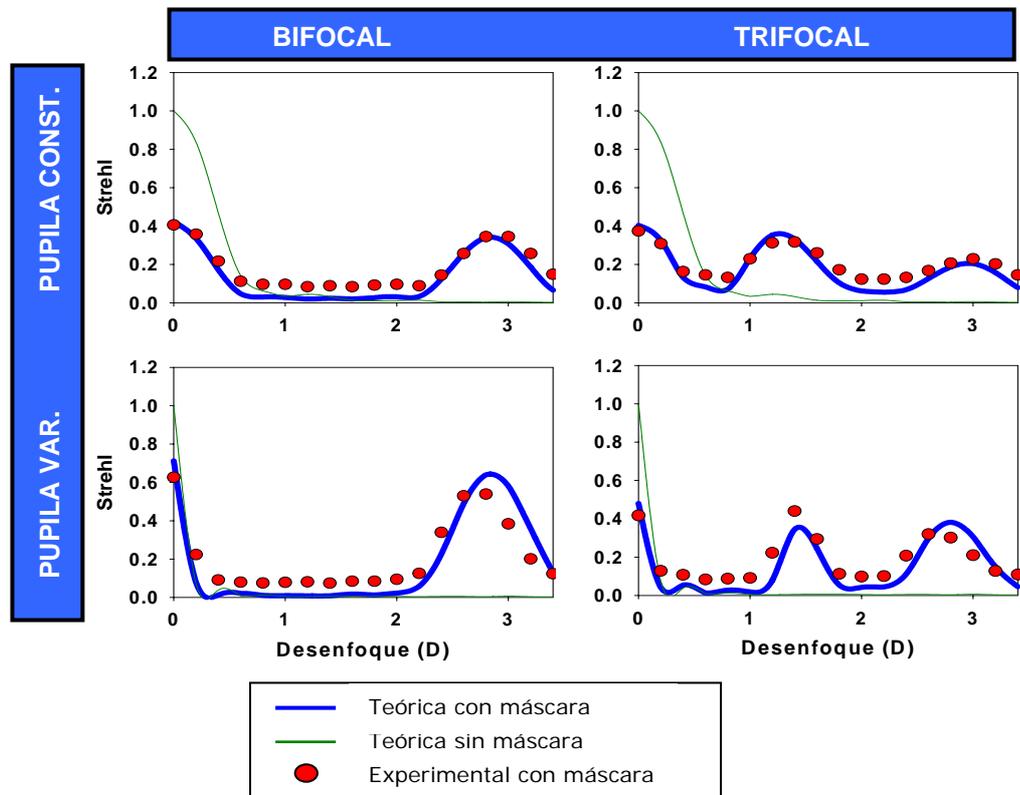
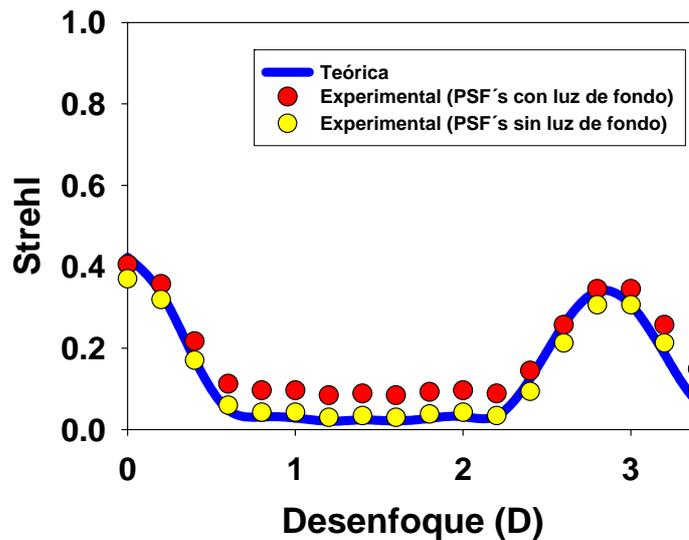


Figura 4.5: comparación de las razones de Strehl teóricas y experimentales de las máscaras de fase encontradas para **presbicia en estado avanzado** para cada una de las situaciones señaladas.



**Figura 4.6:** para la máscara bifocal de 2.4 mm para presbíteros avanzados, comparación entre los valores de razón de Strehl teóricos y los medidos. En los medidos, en un caso se ha tenido en cuenta la presencia de luz de fondo en las PSF's registradas, y en el otro no. Al eliminar la luz de fondo en las imágenes los valores experimentales y teóricos se ajustan mejor.

Pero visualmente esas diferencias no son significativas. Lo importante es que, primero, el SVOA permite determinar objetivamente la posición e intensidad de los focos de una determinada máscara, y segundo, que las predicciones teóricas de los procedimientos de búsqueda y evaluación de máscaras de fase están de acuerdo con las medidas realizadas. Esto último permitiría, en algunas situaciones, pasar por alto la evaluación objetiva del comportamiento de una máscara.

## 4.2 Medidas visuales de la profundidad de foco

Los sujetos participantes en el experimento fueron PA (44 años, 1.5 D de miopía) y SM (32 años, 2.75 D de miopía). Ambos sin patologías oculares y con valores normales de aberraciones de alto orden. En el caso de SM se paraliza la acomodación para evitar las fluctuaciones. No es necesario para PA que tiene un buen control voluntario de su acomodación facilitado por su condición de presbiteria inicial.

Tras el alineamiento de las pupilas del ojo con la pupila del modulador y con P2 (ver Figura 2.28), en la forma explicada en el apartado 2.8, el sujeto se busca su mejor posición de foco subjetivo. Para ello, sobre

el monitor de estímulos se le presenta una letra de tamaño adecuado, y se le permite desplazar el optómetro Badal, en saltos de 0.1 D. El proceso se repite tres veces, y se escoge como posición final la media de las tres. El desenfoque inducido para simular las diferentes posiciones del objeto respecto al ojo presbita empieza a contar a partir de esta posición subjetiva de foco cero.

La evaluación se lleva a cabo hasta las 3 D en saltos de 0.5 D. El test elegido para medir las prestaciones visuales de las máscaras es el de reconocimiento de palabras o de lectura (apartado 2.9), para tratar de simular lo máximo posible una situación cotidiana de la vida real. Se midió la agudeza de lectura, que por razones de tiempo y comodidad para el sujeto, sólo se lleva a cabo en el modo de ajuste dinámico con tiempo de presentación de cada palabra de 500 ms. Para cada posición de foco se toman tres medidas de las que se obtiene la media, y el error como la desviación estándar.

Como el desfase que puede inducir el PPM para simular las máscaras de fase depende de la longitud de onda de la luz empleada, los test visuales deben ser llevados a cabo con una luz lo más monocromática posible. Para ello se opta por utilizar sólo el cañón G (verde) del monitor que sirve para presentar los estímulos. El espectro de emisión de cada tipo de fósforo es bastante independiente del modelo concreto de monitor. Dicho espectro [Bass et al., 1995] es un pico de anchura a mitad de altura de unos 70 nm, centrado en 532 nm. Se hubiera podido conseguir un espectro más reducido utilizando, por ejemplo, un filtro interferencial, pero eso reduciría demasiado la luminancia.

El tipo de máscaras que se eligió en primera instancia fue el que permite una más fácil evaluación visual, que son las diseñadas para presbicia avanzada con pupila constante. De esta manera se evita que efectos derivados de imprecisiones en el control de tamaño de pupila y de la acomodación residual (para los casos de pupila variable y presbitas iniciales) puedan enmascarar los resultados fundamentales de la evaluación. Otro objetivo que se buscó fue que dentro del limitado número de máscaras que se pueden evaluar hubiera la mayor variedad posible en cuanto a número de focos y tamaños de pupila. Se decidió entonces por utilizar una máscara bifocal de 2.4 mm y dos trifocales, una para 2.4 mm y otra para 3.6 mm. El acuerdo entre los resultados teóricos del comportamiento de cualquier máscara y su evaluación objetiva, demostrado en el apartado anterior, permite confiar en las predicciones de las simulaciones y obviar la evaluación de las PSF's. Aún así, para completar el proceso de evaluación (objetivo y subjetivo) al menos en una máscara, la bifocal de 2.4 mm es la misma que ya se evaluó objetivamente en el apartado anterior.

Las máscaras se obtuvieron utilizando el GLSA, en las mismas condiciones y forma ya explicados en apartado 3.6. Para referirnos a ellas abreviadamente, se denominan máscaras A, B y C, y la Tabla 4.1 resume sus especificaciones.

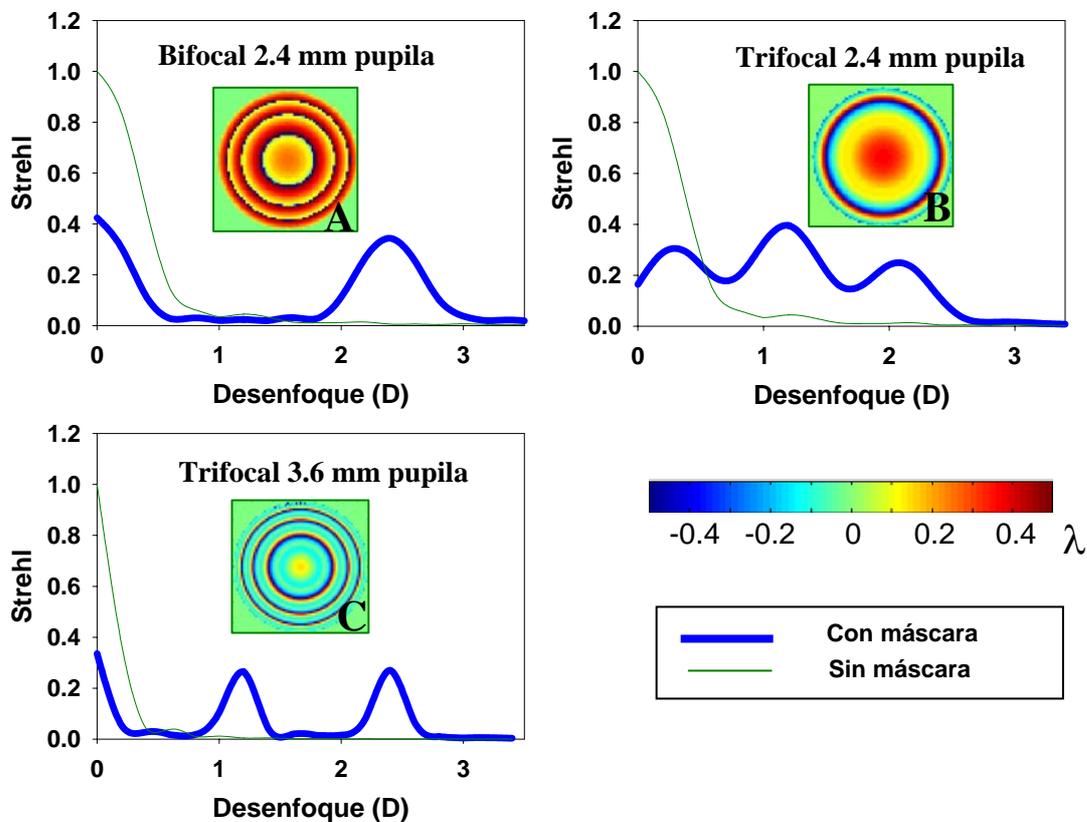
4. Resultados

MÁSCARA	CARACTERÍSTICAS
A	bifocal, pupila cte 2.4 mm, presbicia avanzada
B	trifocal, pupila cte 2.4 mm, presbicia avanzada
C	trifocal, pupila cte 3.6 mm, presbicia avanzada

**Tabla 4.1:** denominación y características principales de las máscaras de fase testeadas visualmente.

La Figura 4.7 muestra los mapas de fase de A, B y C y la profundidad de foco teórica inducida por cada una de ellas en 532 nm.

Siguiendo el procedimiento descrito arriba, se lleva a cabo la evaluación visual de estas tres máscaras. En las figuras 4.8, 4.9 y 4.10 se muestra la agudeza de lectura de los dos sujetos, PA y SM, para las máscaras de fase A, B y C respectivamente. Como referencia, se midió también la agudeza en ausencia de máscaras. En este caso, la degradación de la agudeza es tan alta que sólo es necesario medir hasta 2 D.



**Figura 4.7:** mapas de fase y profundidad de foco teórica de las máscaras de fase A, B y C.

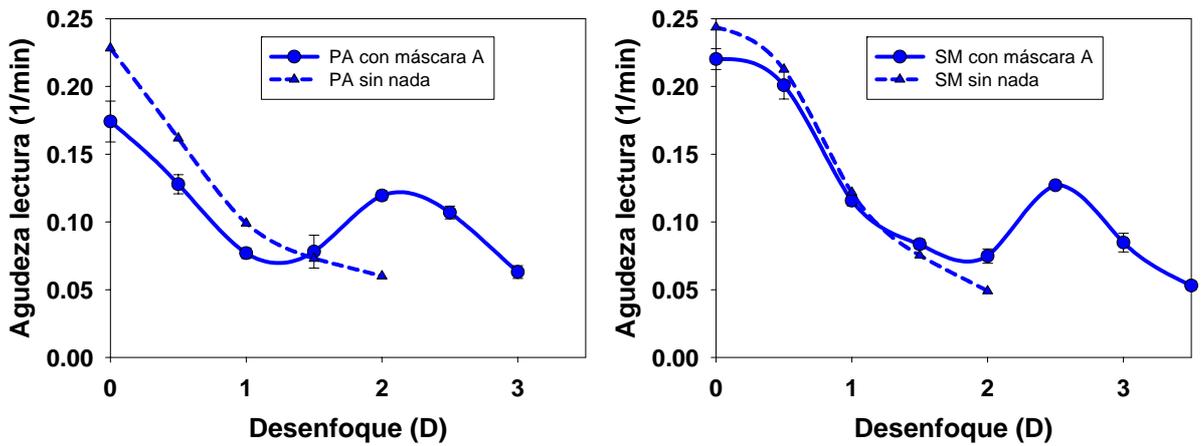


Figura 4.8: resultado de la evaluación visual de la máscara A para los sujetos PA y SM. En línea punteada se muestra el comportamiento sin máscara de cada uno de ellos.

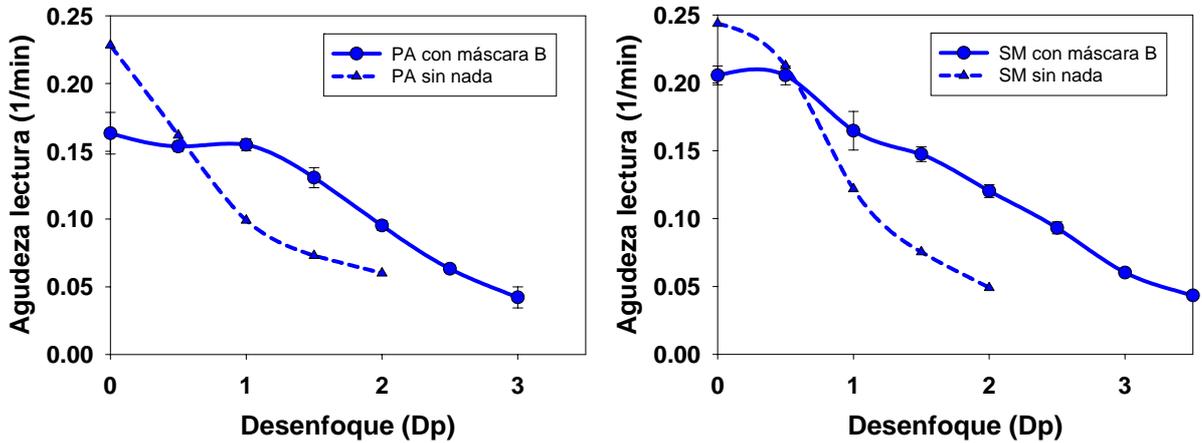


Figura 4.9: resultado de la evaluación visual de la máscara B para los sujetos PA y SM. En línea punteada se muestra el comportamiento sin máscara de cada uno de ellos.

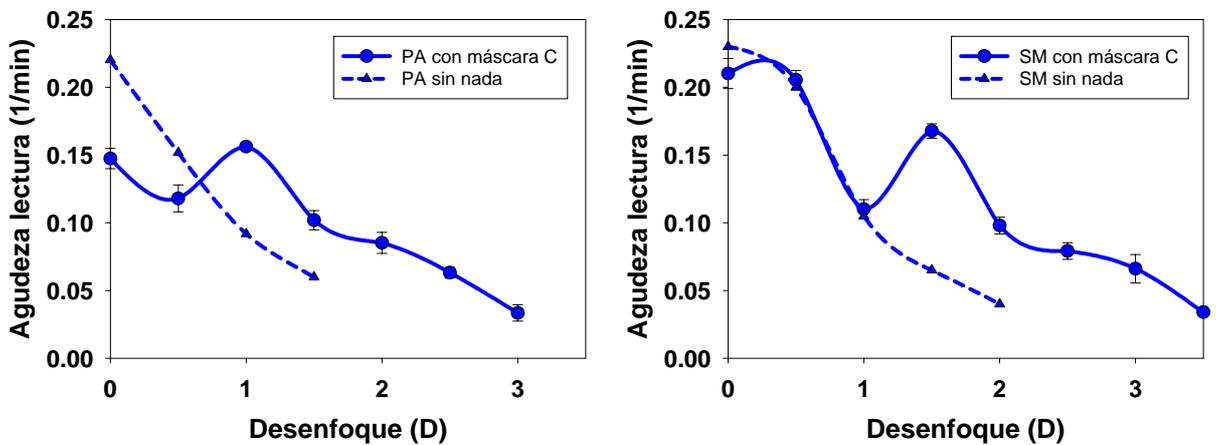


Figura 4.10: resultado de la evaluación visual de la máscara C para los sujetos PA y SM. En línea punteada se muestra el comportamiento sin máscara de cada uno de ellos.

#### 4. Resultados

Tras observar estos resultados varios hechos pueden ser destacados:

Para los dos sujetos, los resultados son bastante consistentes, dentro de las diferencias que pueden esperarse entre un individuo y otro.

Es también notorio un pequeño desplazamiento entre las curvas asociadas a ambos sujetos, probablemente debido a imprecisiones en la búsqueda del mejor foco subjetivo o a que la mejor visión no se da para desenfoque cero en alguno de ellos o en ambos. El desenfoque residual puede ser distinto para los dos, y eso provoca el desplazamiento de las curvas.

El efecto de las máscaras se hace notar en todo el rango de vergencia explorado. La visión de lejos empeora ligeramente, como por otro lado era de esperar puesto que como se muestra en las gráficas de la Figura 4.7 la razón de Strhel en todos los casos es bastante menor que 1 a 0 D. El beneficio de utilizar las máscaras empieza a hacerse notar a partir de 0.5 o 1 D, según el caso.

Dado que la agudeza de lectura no es un parámetro habitual de medida de la calidad visual, es posible interpretarla de manera más intuitiva buscando cuál es la vergencia que corresponde a la misma agudeza pero en visión normal, sin máscara. De esta manera se podría decir, por ejemplo, que la calidad visual a 2 D con máscara es la misma que se tiene a 0.5 D sin ella. Esto se ha hecho para las máscaras A, B y C en los sujetos PA y SM para dos puntos significativos: para visión de lejos (0 D) y visión de cerca, que se ha considerado a 2 D o en el foco de la máscara más próximo a esas 2 D. La Tabla 4.2 recoge esta información para visión de lejos, mientras que la correspondiente a visión de cerca está en la Tabla 4.3. En esta última, las vergencias que han sido elegidas como de visión cercana están en negro, mientras que las correspondientes a éstas para visión sin máscara están en rojo.

	A	B	C
PA	0.4	0.5	0.5
SM	0.4	0.5	0.4

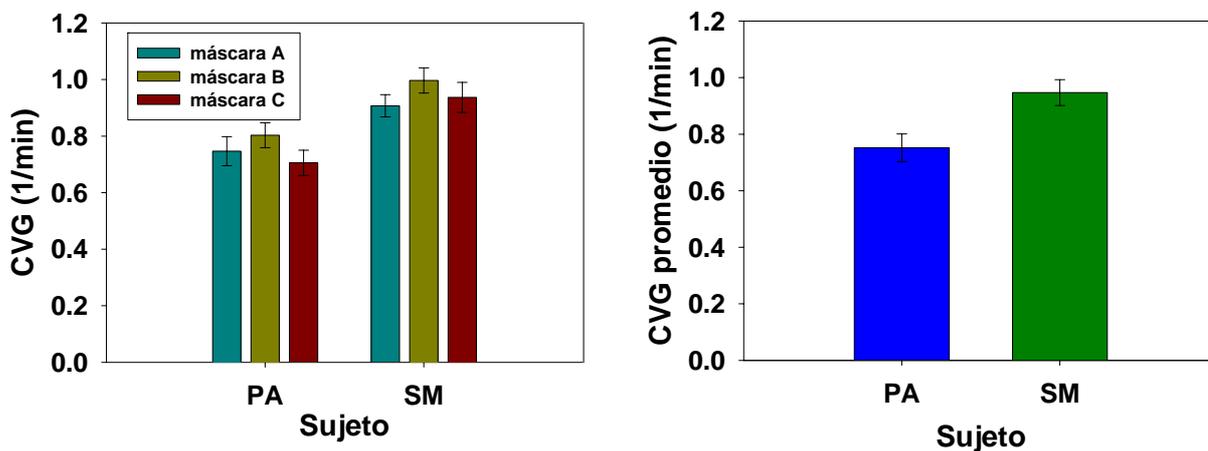
**Tabla 4.2:** valores de desenfoque (D) en visión natural, sin máscara, que dan la misma agudeza de lectura que en visión de lejos (0 D) con máscara. Para las máscaras A, B y C, y los sujetos PA y SM.

	A		B		C	
PA	2.1	0.7	2.0	1.0	1.0	0.5
SM	2.5	1.0	2.0	1.0	1.5	0.6

**Tabla 4.3:** valores de desenfoque (D) en visión natural, sin máscara (en rojo), que dan la misma agudeza de lectura que en visión con máscara a la vergencia indicada (en negro). Para las máscaras A, B y C, y los sujetos PA y SM.

Lo que se aprecia es que la visión de lejos con las máscaras sufre un deterioro prácticamente igual para todas las máscaras y sujetos, y es equivalente a media dioptría de desenfoque. Y en visión de cerca el efecto de las máscaras es equivalente aproximadamente a la corrección de 1 D de desenfoque, o lo que es lo mismo, alejarle el objeto 1 D al prósbita.

Otro efecto interesante es que las diferencias en lo que podemos definir como calidad visual global (CVG), o integral de las curvas de agudeza de lectura, son mayores entre sujetos que entre las diferentes máscaras para un mismo sujeto. La CVG de las máscaras A, B y C da valores muy similares para cada sujeto, pero éstos son distintos entre sujetos. La Figura 4.11 muestra el promedio de la calidad visual global de las tres máscaras en PA y SM hasta 3 D. Las barras de error son la desviación estándar y las diferencias son estadísticamente significativas ( $p < 0.01$ ), lo que demuestra lo dicho. Sí hay grandes diferencias locales entre máscaras, pero no globales.

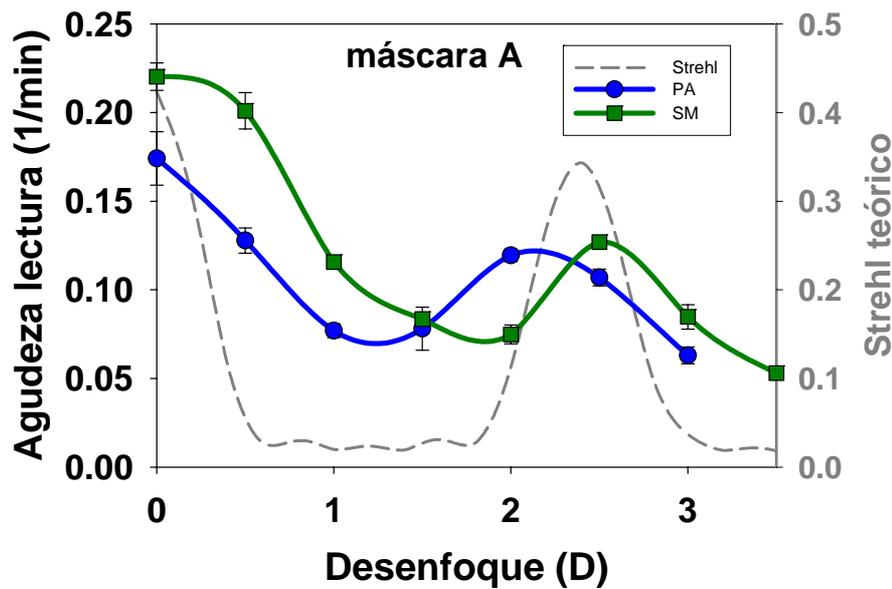


**Figura 4.11:** izquierda: CVG (calidad visual global o integral de las curvas de agudeza de lectura) de las máscaras A, B y C en los sujetos PA y SM Derecha: promedios de la CVG de las tres máscaras para los dos sujetos. Las barras de error son la desviación estándar.

### 4.3 Comparación entre medidas experimentales y predicciones

Tras medir y analizar en el apartado anterior cuál es el efecto sobre la visión de las máscaras A, B y C descritas en el apartado 4.2, es interesante estudiar la relación entre el comportamiento objetivo de las máscaras y el visual.

En las figuras siguientes, 4.12, 4.13 y 4.14, se muestran superpuestos el comportamiento objetivo obtenido de las simulaciones de la razón de Strehl de las PSF's en función de la vergencia, y las medidas de agudeza de lectura para las máscaras A, B y C respectivamente. En ambos sujetos, PA y SM. La razón de Strehl teórica está calculada para la longitud de onda de 532 nm, que es en la que fundamentalmente se llevaron a cabo los test visuales.



**Figura 4.12:** comparación de la capacidad de lectura de los sujetos PA y SM con la razón de Strehl teórica de las PSF's para cada desenfoque asociadas a la máscara de fase A.

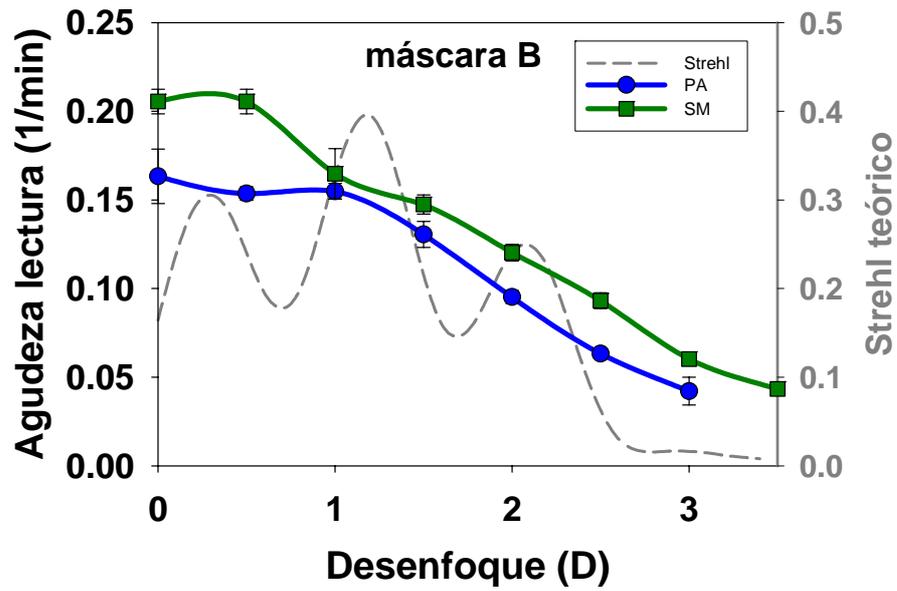


Figura 4.13: comparación de la capacidad de lectura de los sujetos PA y SM con la razón de Strehl teórica de las PSF's para cada desenfoque asociadas a la máscara de fase B.

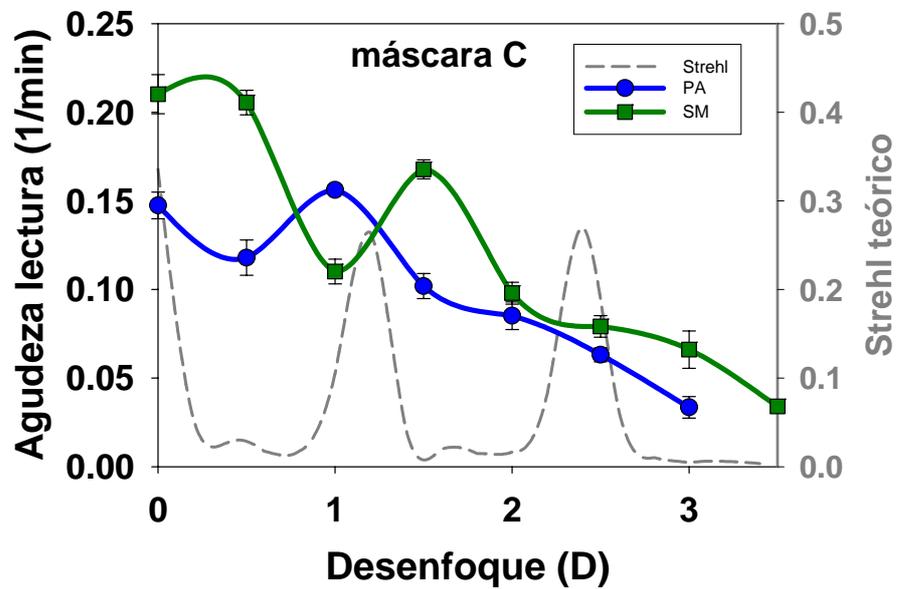


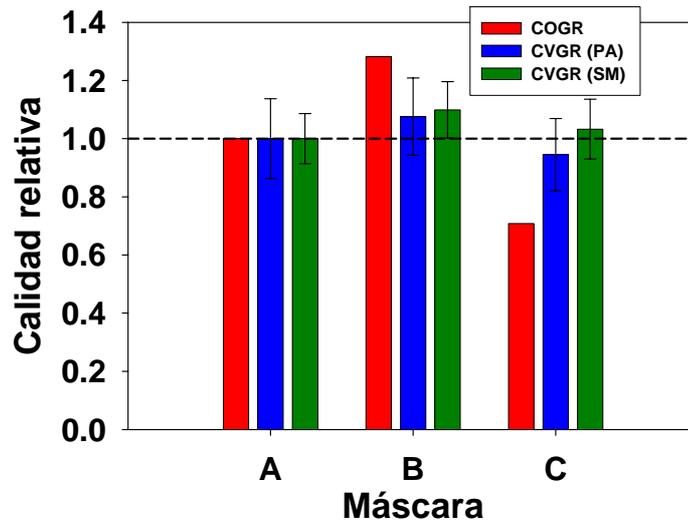
Figura 4.14: comparación de la capacidad de lectura de los sujetos PA y SM con la razón de Strehl teórica de las PSF's para cada desenfoque asociadas a la máscara de fase C.

#### 4. Resultados

Se puede decir que, como es obvio, la calidad objetiva de las PSF's influye en la calidad visual percibida por los sujetos. Por ejemplo, en la Figura 4.12 se ve cómo los dos máximos en la razón de Strehl son claramente detectados por ambos sujetos, aunque en la respuesta visual los cambios resulten más suaves, probablemente debido en parte a la profundidad de foco natural en el ojo. Ésto, la amortiguación de los cambios, junto con el limitado muestreo (1 medida cada 0.5 D) y la proximidad entre máximos en la razón de Strehl, es lo que hace que en la respuesta visual a la máscara B no se aprecien focos claramente, sino sólo una tendencia. Igualmente, para la máscara C, los sujetos responden a las variaciones en la razón de Strehl, salvo para el máximo a 2.4 D. Su ausencia puede ser explicada por el muestreo, las aberraciones o por la segura influencia en la calidad visual de otros factores aparte de la razón de Strehl de la PSF.

Una cuestión importante es cómo afecta la calidad óptica global (COG) de una máscara, entendida como la integral de la razón de Strehl en el rango de vergencias considerado, a la CVG. Esta relación, en principio, cabría esperar que fuera de proporcionalidad. Para analizarla, es preferible expresar ambas, tanto la calidad óptica como la visual, en relación a la de una máscara de referencia. De esta forma las comparaciones y el estudio de las relaciones resultan más intuitivas y sencillas. Así, llamamos calidad óptica global relativa (COGR) al cociente entre la COG de cada máscara y la de la máscara de referencia. Y análogamente definimos la calidad visual global relativa (CVGR) de un sujeto para una cierta máscara, como el cociente entre la CVG y la correspondiente a la de referencia. Ésta arbitrariamente se ha decidido que sea la máscara A. Pero en el cálculo de la CVG, el muestreo que se hace para determinar la integral de la curva de agudeza de lectura es siempre limitado (en este caso 1 muestra cada 0.5 D). Esto hace que no sea totalmente correcto decir que de esta forma se mide el comportamiento global, y siendo precisos, lo que realmente se mide es el comportamiento en el conjunto de las vergencias muestreadas. Por tanto, para estudiar la relación entre la calidad óptica y la visual, la primera debe limitarse también a las mismas vergencias con las que fue muestreada la segunda. De esta forma se evita que el análisis de la relación se contamine por problemas de posible submuestreo de las vergencias a las que se midió la agudeza de lectura.

En la Figura 4.15 se muestra el valor de las calidades ópticas y visuales relativas, considerando las aclaraciones anteriores, para las máscaras A, B y C en los sujetos PA y SM. Un valor por encima de 1 significa mejores prestaciones que A, y peores en caso de ser menor que 1.



**Figura 4.15:** COGR (calidades ópticas globales relativas) y CVGR (calidades visuales globales relativas) de las máscaras A, B y C en los sujetos PA y SM.

Las calidades relativas de la máscara A no aportan ninguna información, puesto que por definición, todas ellas deben valer 1. Lo que sí es importante destacar es que hay una notable diferencia en las calidades ópticas que después no se refleja en las calidades visuales. La COGR de B es bastante superior a la de A y ésta mayor que la de C, pero sin embargo, las CVGR de A, B y C tanto en el sujeto PA como en SM son todas ellas muy similares. De nuevo, al igual que cuando se analizaban los cambios locales en la calidad visual, se muestra que el proceso de visión actúa de amortiguador de los cambios ópticos. Esto sigue reforzando la idea, también apuntada antes, de la importancia de otros factores, aparte de los meramente de diseño óptico de las máscaras, que juegan un papel importante. Entre ellos, es posible que la razón de Strehl no sea el único parámetro óptico que determine la respuesta visual.

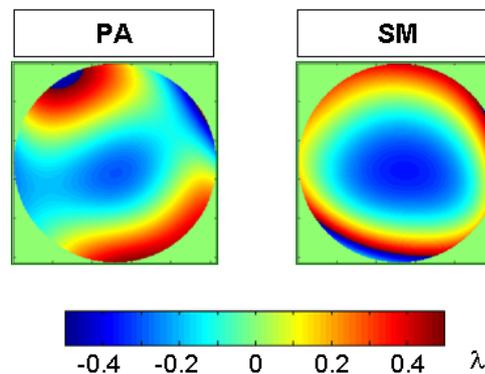
## 4.4 Efecto de las aberraciones

En el momento de evaluar teórica y visualmente la profundidad de foco generada por una determinada máscara de fase debe tenerse en cuenta que la imagen formada por la óptica del ojo no está condicionada sólo por el perfil de fase de dicha máscara sino que también lo está por las aberraciones propias de cada ojo. En este apartado se va a estudiar la magnitud del efecto de éstas, que dependerá lógicamente del patrón particular de aberraciones, y también del diseño de la propia máscara, que puede ser más o menos sensible a pequeñas perturbaciones.

#### 4. Resultados

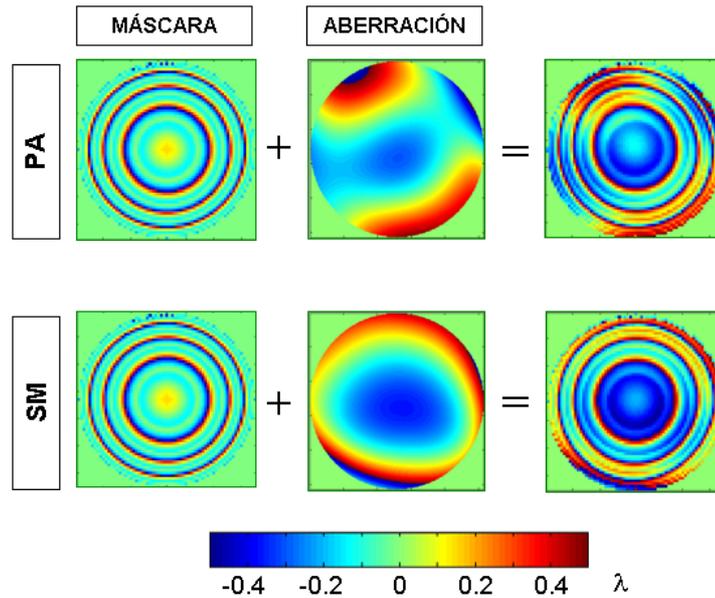
Se compararán los resultados obtenidos en las evaluaciones teórica y visual de la máscara C (apartado 4.2) en los casos en que están presentes las aberraciones de los sujetos PA y SM, y cuando están corregidas. Se eligió C porque tiene un tamaño, 3.6 mm de diámetro, en el que las aberraciones pueden empezar a afectar. Para A y B, de 2.4 mm de diámetro, la magnitud de las aberraciones es tan pequeña, que no cabe esperar un efecto significativo.

La evaluación teórica para el caso libre de aberraciones ya fue hecha en el apartado 4.2. Si se pretende conseguirla para el caso en que sí están presentes, es necesario disponer de ellas en los dos sujetos. Para obtenerlas, se utiliza el sensor de H-S incluido en el sistema óptico del SVOA iluminando el ojo con el láser de diodo de 780 nm. A fin de poder entender posteriormente el efecto de estas aberraciones sobre la calidad visual, las medidas se toman en las mismas condiciones en las que está el ojo en el momento de llevar a cabo el test visual, es decir, una vez que el sujeto ha encontrado su posición de mejor foco subjetivo (ver apartado 4.2). Y las aberraciones se miden para el mismo tamaño de pupila que ocupa la máscara C, o sea, 3.6 mm de diámetro. En la Figura 4.16 se pueden ver los mapas de aberración de PA y SM, con valores de RMS respectivo de 0.17 y 0.19 micras.



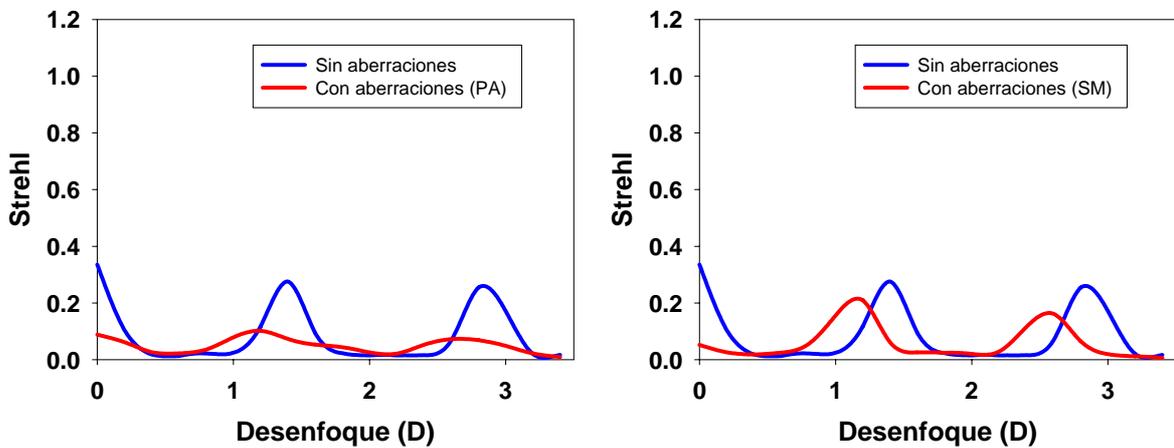
**Figura 4.16:** mapas de aberración de los sujetos PA y SM para pupila de 3.6 mm de diámetro. RMS de PA: 0.17 micras; RMS de SM: 0.19 micras.

La fase final se obtiene entonces como la suma de de la máscara C y las aberraciones del sujeto. El resultado es una máscara “deteriorada”, que se puede apreciar en la Figura 4.17.



**Figura 4.17:** para los sujetos PA y SM, fase resultante de sumar sus aberraciones propias para 3.6 mm de pupila con la máscara C.

Como cabía esperar, tras la evaluación teórica de estas máscaras deterioradas, se puede ver que la profundidad de foco es diferente a la obtenida para la máscara C sólo, y también diferente para PA y SM (Figura 4.18).



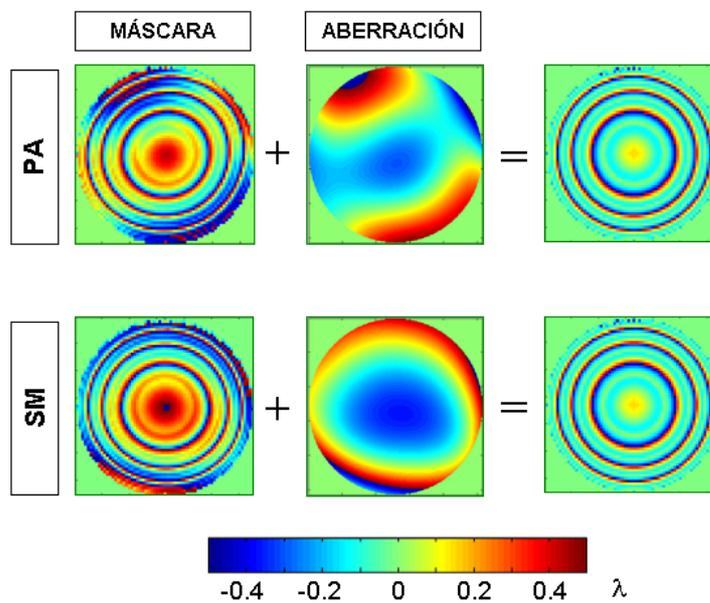
**Figura 4.18:** comparación de las evaluaciones teóricas de la máscara C con y sin aberraciones añadidas para los sujetos PA y SM.

Al contaminar la máscara con aberraciones, lo que se espera en general, es una calidad óptica ligeramente más uniforme a lo largo de la profundidad de campo, pero a costa de empobrecerla en todo el rango. Es lo que sucede para PA: al considerar las aberraciones, los máximos en la razón de Strehl disminuyen su altura y se ensanchan. Pero esto es en general, porque en particular dependerá de la aberración

#### 4. Resultados

que se añada. Para SM, en el que la aberración predominante es desenfoque, sólo se produce un desplazamiento en la posición de los focos.

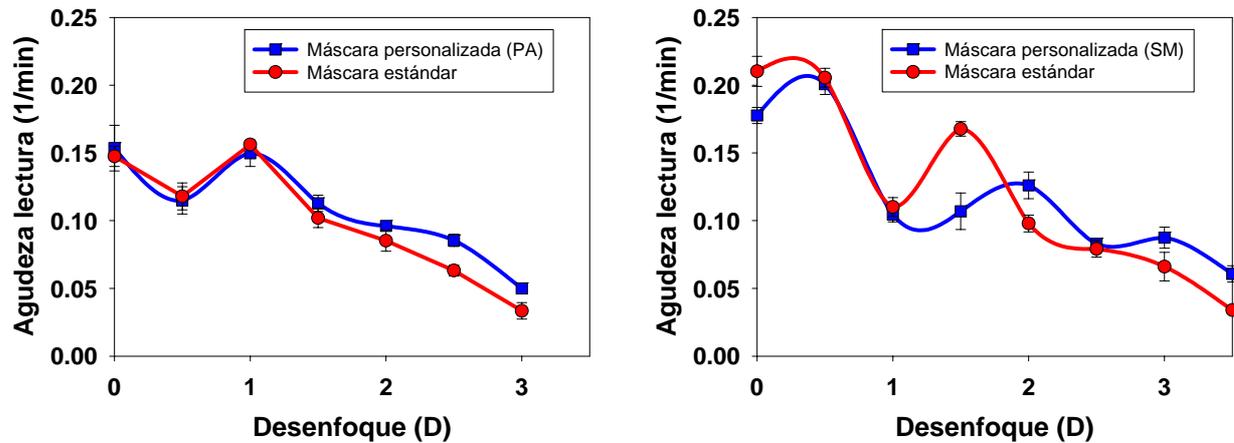
El siguiente paso es obtener la evaluación visual en ambos sujetos, en los dos casos, corrigiendo sus aberraciones y manteniéndolas, a fin de comparar. Para llevar a cabo la evaluación sin aberraciones, es necesario modificar el perfil de la máscara de modo que al sumarse a las aberraciones del ojo el resultado sea la máscara C original, como se muestra en la Figura 4.19. Esto implica el uso de una máscara personalizada para cada sujeto. Al inducir esta nueva máscara con el SVOA, la óptica del sujeto está afectada sólo por la máscara original, y no por sus aberraciones. Para el caso con aberraciones no es necesario hacer nada, pues la evaluación ya se llevó a cabo en el apartado 4.2.



**Figura 4.19:** máscaras personalizadas para los sujetos PA y SM de modo que al sumarse a sus aberraciones dan como resultado la máscara C

En la Figura 4.20 se muestran finalmente los resultados de las evaluaciones visuales de PA y SM, comparando las prestaciones con y sin aberraciones. Con aberraciones cuando la máscara que induce el simulador es la C original, estándar, y sin aberraciones cuando la que se induce es la personalizada.

Comparando localmente ambas curvas, se puede ver cómo existe sólo una ligera mejoría al utilizar la máscara personalizada en el caso de PA a partir de 2 D, y como en el caso de SM lo más destacable es el desplazamiento de una curva respecto a la otra, en concordancia con la simulación mostrada en la Figura 4.18 derecha.

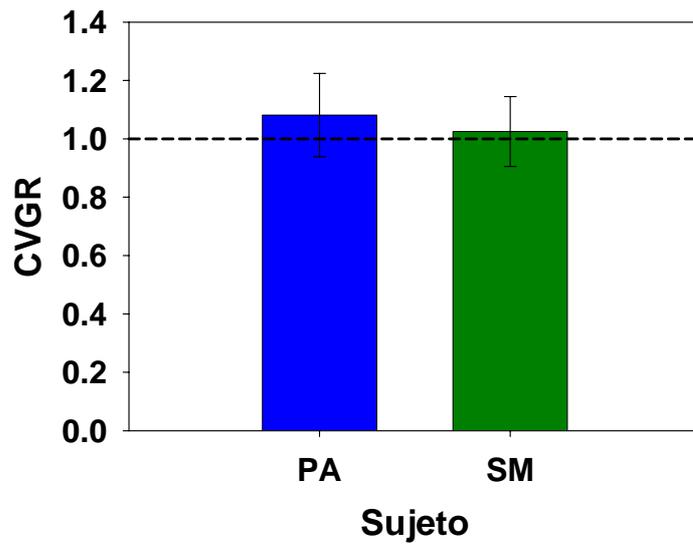


**Figura 4.20:** comparación de las evaluaciones visuales de la máscara C con aberraciones (máscara estándar) y sin aberraciones (máscara personalizada) para los sujetos PA y SM.

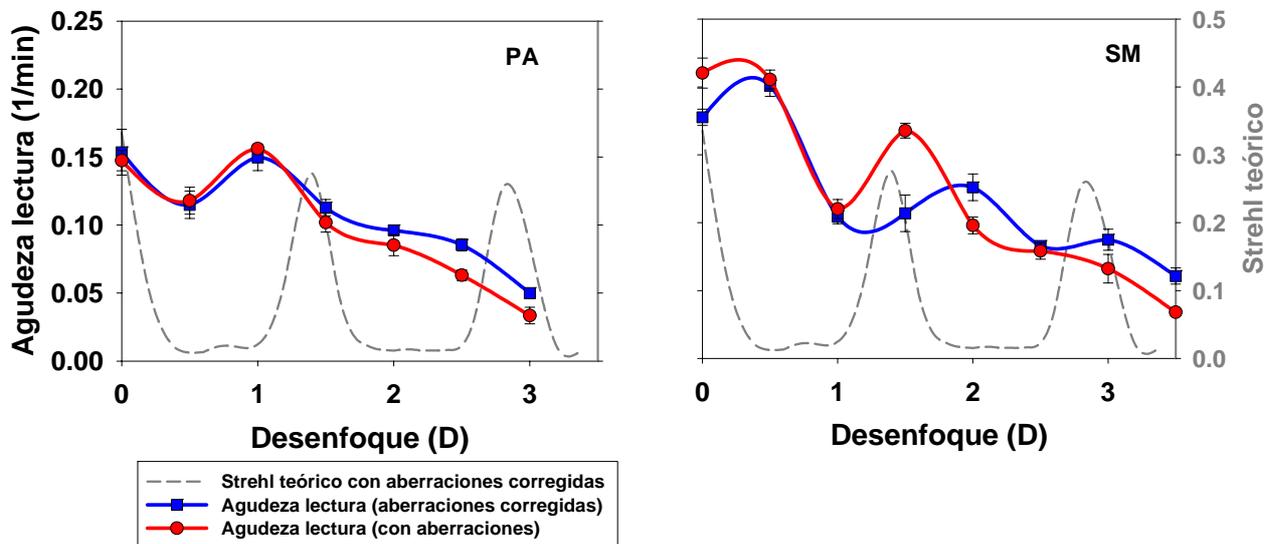
También existe una mejora en la calidad visual global con la utilización de la máscara personalizada, aunque ésta es pequeña. La Figura 4.21 muestra el valor de la CVGR de la máscara personalizada que corrige las aberraciones respecto a la estándar, para cada uno de los sujetos. Los valores por encima de 1 indican esta mejoría, más pronunciada en el caso de PA, y prácticamente inapreciable en SM. En este último caso era de esperar, puesto que si para el tamaño de pupila considerado, la aberración fundamental es desenfoque, su corrección sólo afecta a la posición de los focos, pero no a su intensidad y extensión.

Sólo una pequeña parte de las diferencias entre el comportamiento esperado de la máscara, y las evaluaciones visuales, pueden atribuirse a la presencia de las aberraciones oculares. En la Figura 2.13 se muestran las evaluaciones visuales de las máscaras personalizadas (corrigiendo aberraciones) y de la máscara C estándar para ambos sujetos, junto con la razón de Strehl esperada. Uno de los efectos que se señalaron en el apartado 4.3. fue la nula repercusión visual que tenía el foco esperado alrededor de las 2.8 D. Cuando se han corregido las aberraciones, este último foco empieza a dibujarse en la curva de agudeza, principalmente en la de SM. Aún así no llega a tener la intensidad de los dos focos previos, como cabría esperar según la curva teórica de la razón de Strehl. Ello indica que las diferencias entre teoría y medidas visuales son debidas a varios factores, y la presencia de las aberraciones oculares es sólo uno de ellos, como ya se comentó en el apartado 4.3.

#### 4. Resultados



**Figura 4.21:** calidad visual global relativa de la máscara personalizada (corrigiendo aberraciones), respecto a la máscara estándar . Para los sujetos PA y SM utilizando la máscara C.



**Figura 4.22:** comparación de las agudezas de lectura de los sujetos PA (izquierda) y SM (derecha) con aberraciones corregidas y mantenidas, con la razón de Strehl esperada para la máscara C.

Estos resultados muestran que, valores normales de aberraciones como los encontrados en PA y SM, tienen un efecto sobre el comportamiento visual de las máscaras de fase para presbicia, aunque éste es pequeño y depende de las aberraciones de cada sujeto.

Al analizar estos resultados también hay que tener en cuenta que tanto la medida de aberraciones como los alineamientos del ojo con las pupilas del PPM y del sensor de frente de onda deben ser muy precisos, pues de otro modo, el posible beneficio esperado de eliminar las aberraciones se puede convertir en un perjuicio.

## **4.5 Validación del simulador: Comparación entre medidas de fases simuladas por el PPM y fases implementadas en lentes de contacto**

El objetivo fundamental del SVOA para presbicia es el testeo de perfiles de fase sin necesidad de implementarlos físicamente sobre lentes de contacto, por ejemplo. La prueba definitiva del correcto funcionamiento del sistema y procedimientos descritos en este capítulo sería comprobar que la respuesta visual a determinadas máscaras de fase es la misma tanto cuando es simulada por el SVOA como cuando realmente están implementadas físicamente sobre una lente.

Para llevar a cabo esta comprobación se emplea una lente de contacto para presbicia fabricada por CIBA Vision en Duluth (EE.UU.) cuyo perfil de fase es conocido.

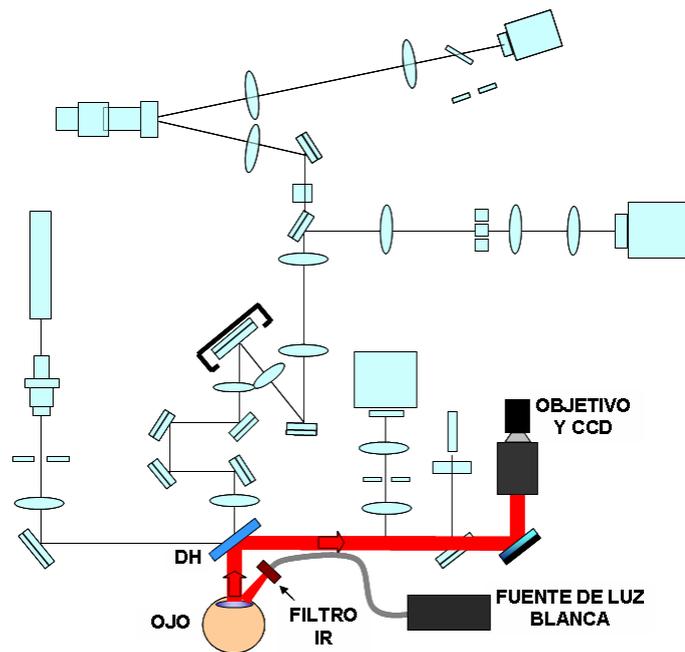
Para que las evaluaciones visuales sean comparables, es necesario que las condiciones en las que se llevan a cabo, tanto cuando la fase es simulada como cuando es real, sean las mismas. Eso implica en primer lugar que si en el caso de la simulación el sujeto mira a través de todo el sistema óptico, debe hacer lo mismo también cuando lleva puesta la lente de contacto. En este caso, por supuesto, no debe ser inducida ninguna fase por el PPM. En segundo lugar, implica que si durante la simulación el perfil de fase se coloca justo

#### 4. Resultados

sobre el centro de la pupila del ojo, la lente de contacto debe estar situada también en esa misma posición. Obviamente eso no es fácil de controlar, pero sí se puede tratar de comprobar que en ningún caso las desviaciones sean excesivas.

Para ello se utiliza una cámara que toma imágenes del ojo cuando sobre él está la lente de contacto. Los elementos que es necesario añadir al sistema básico del SVOA están dibujados en la Figura 4.23. Para iluminar el ojo se utiliza una fuente de luz blanca que envía un haz de luz directamente a la pupila después de haber pasado por un filtro infrarrojo. De esta manera se puede estar enviando una gran cantidad de luz sin deslumbrar al sujeto.

Antes de registrar las imágenes del ojo con la lente de contacto, se le pide al sujeto que parpadee y se espera un tiempo prudencial hasta que la lente se ha estabilizado en su posición final. De esta forma se toman tres imágenes que después son procesadas para obtener la posición de los centros de la pupila del ojo y de la lente de contacto. La Figura 4.24 es un ejemplo de las imágenes conseguidas y del procesado posterior que se lleva a cabo.



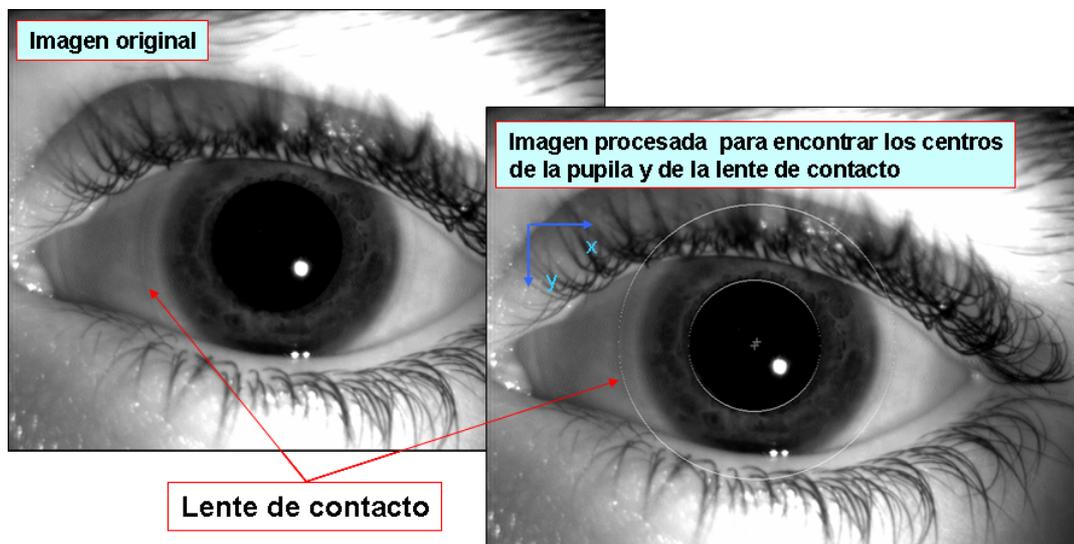
**Figura 4.23:** elementos añadidos al SVOA para tomar imágenes del ojo con la lente de contacto puesta. Un objetivo acoplado a una CCD registran la imagen del ojo que es iluminado con luz infrarroja mediante una fuente de luz blanca y el filtro adecuado.

Los sujetos participantes en este experimento fueron TD (47 años, miope de 2.6 D) y PA, ya presentado en el apartado 4.2. Ambos sin patologías oculares y con valores normales de las aberraciones de

alto orden. Para cada sujeto, se mide primero la capacidad de lectura cuando la fase es inducida por el PPM, y después cuando dicha fase está realmente sobre la lente de contacto en la pupila del sujeto. Para ambas situaciones, el procedimiento seguido es el mismo que ya se describió en 4.2. En el segundo caso, antes de proceder con el test visual, se mide el desplazamiento de la lente de contacto como ya se explicó arriba. En la Tabla 4.4 se pueden ver estos valores de desplazamiento para cada sujeto, tomando como valor final el promedio de las tres mediciones hechas y como error la desviación estándar. El sistema de referencia utilizado es el mostrado en la Figura 4.24.

Sujeto PA		Sujeto TD	
Desplaz. x (mm)	Desplaz. y (mm)	Desplaz. x (mm)	Desplaz. y (mm)
$-0.22 \pm 0.05$	$-0.14 \pm 0.13$	$-0.09 \pm 0.07$	$-0.13 \pm 0.05$

**Tabla 4.4:** desplazamientos medidos de la posición de la lente de contacto A respecto a la pupila del ojo para los sujetos PA y TD. Los valores de desplazamiento sobre los ejes x e y se obtienen de: Desplaz. x = posiciónx(lc) – posiciónx (pup) ; Desplaz. y = posicióny(lc) – posicióny(pup).



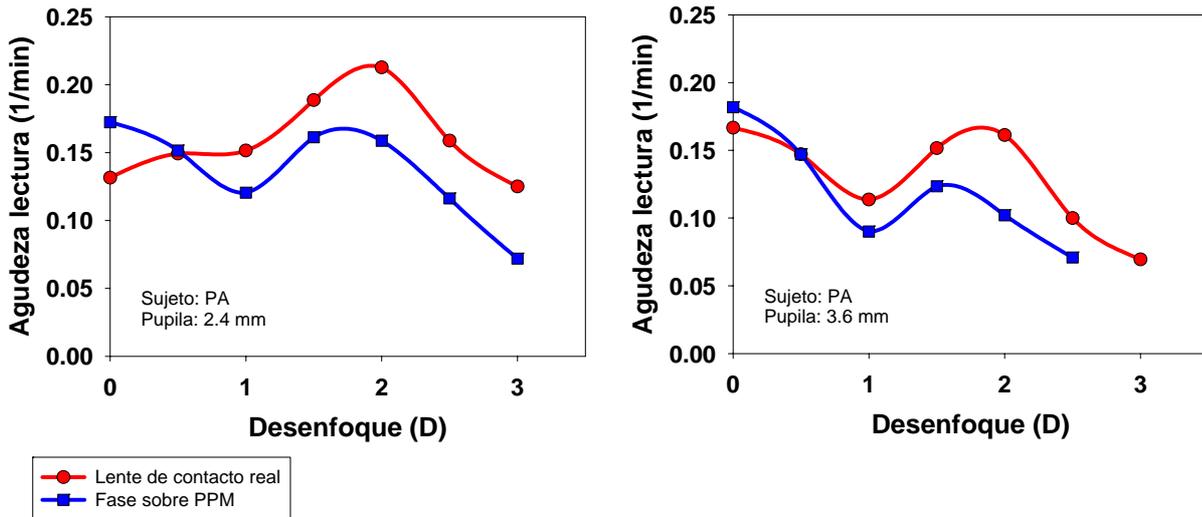
**Figura 4.24:** ejemplo de imágenes de un ojo izquierdo con la lente de contacto puesta. La de la izquierda es la original, en la que se puede apreciar el borde de la lente, y la de la derecha es la procesada en la que se han dibujado los contornos de pupila y lente.

Como se puede apreciar, la lente de contacto tiene tendencia a desplazarse en la misma dirección en ambos sujetos, hacia abajo y temporal (los dos sujetos usaron el ojo derecho). Pero lo importante es darse cuenta de que dicho desplazamiento es como mucho de 0.22 mm, que es una fracción muy pequeña del

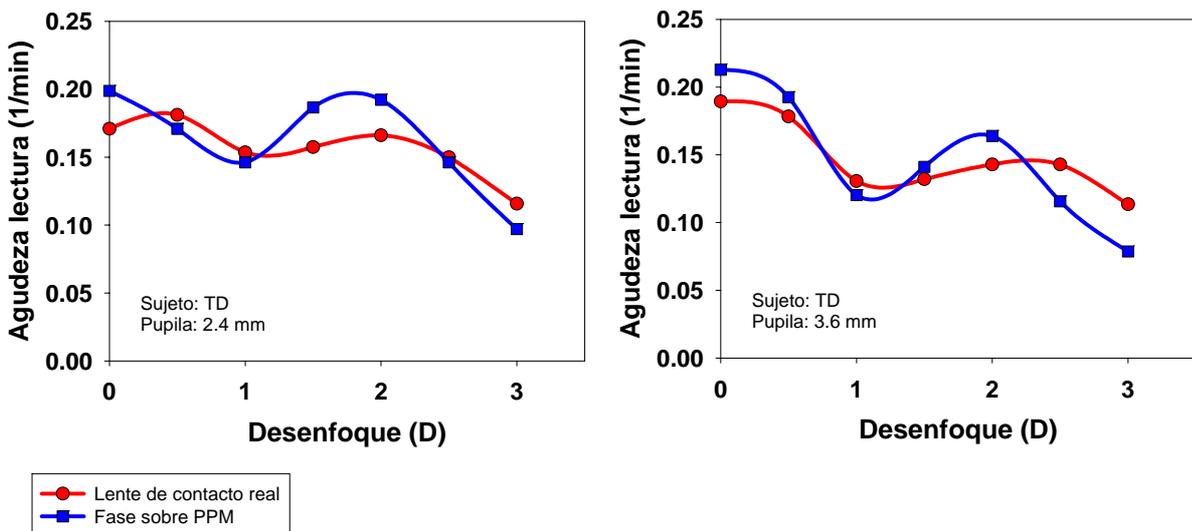
#### 4. Resultados

tamaño de la lente. En cualquier caso, si esto supone un descentramiento excesivo, se hará notar en las medidas posteriores en forma de merma en la calidad visual. Se puede adelantar ya que no será así.

Finalmente se llevan a cabo las medidas, con lente de contacto real y fase simulada por el SVOA. Se repiten para dos tamaños de pupila de ojo, 2.4 y 3.6 mm de diámetro. En la Figura 4.25 están los resultados de PA, y en la Figura 4.26 los de TD.



**Figura 4.25:** comparación de las capacidades de lectura medidas con la fase inducida por el SVOA y por la lente de contacto real. Los datos corresponden al sujeto **PA** en pupilas de ojo de 2.4 y 3.6 mm de diámetro.



**Figura 4.26:** comparación de las capacidades de lectura medidas con la fase inducida por el SVOA y por la lente de contacto real. Los datos corresponden al sujeto **TD** en pupilas de ojo de 2.4 y 3.6 mm de diámetro.

Observando estas dos figuras, lo primero a destacar es la concordancia existente entre la fase simulada y la implementada sobre la lente de contacto real. En ambos sujetos, y para los dos tamaños de pupila, las curvas que representan ambas situaciones siguen la misma tendencia, que es lo verdaderamente importante. No es especialmente relevante para validar el SVOA que existan diferencias de valor entre ambas curvas o que para un sujeto la visión con lente de contacto sea siempre mejor que con fase simulada, y en el otro no. Estas diferencias pueden ser explicadas por la diferente adaptación de cada sujeto a la lente de contacto, por pequeñas imprecisiones de alineamiento, por diferente criterio a la hora de llevar a cabo el test, etc... Lo realmente importante, como ya se ha dicho, es que para un mismo sujeto las variaciones en la calidad de visión sean las mismas, ya sea con fase simulada o con lente real.

Así pues, estos últimos datos representan el corolario que permite apoyar la validez del SVOA como instrumento útil para diseñar y testear soluciones para la presbicia sin necesidad de implementarlas físicamente.



# PARTE II

## SIMULADOR VISUAL EN LUZ POLICROMÁTICA



## **5 Sistema experimental y metodología**

Se ha construido un simulador visual para llevar a cabo experimentos en luz blanca que ha sido aplicado en el estudio de los efectos de la corrección de la aberración esférica y de la ACL, orientado hacia el posible diseño de nuevas lentes intraoculares. El simulador cuenta con un sensor de H-S adaptado para la medida de las aberraciones a diferentes longitudes de onda visibles, lo que permite obtener de forma objetiva la ACL. También es posible obtener ésta subjetivamente mediante la búsqueda del mejor foco. La corrección de la ACL se lleva a cabo mediante un nuevo dispositivo difractivo, mientras que un conjunto de láminas capaces de inducir sólo aberración esférica se encargan de la corrección de ésta última. En este capítulo se describen el simulador visual, los elementos correctores y la metodología empleada posteriormente en la medida de los efectos visuales de la ACL y de la aberración esférica.

### **5.1 Medida objetiva de la aberración cromática mediante un sensor de H-S**

#### **5.1.1 Descripción del sistema experimental**

En este apartado se describe el sistema experimental utilizado para medir de manera objetiva la ACL y la dependencia de las aberraciones de alto orden con la longitud de onda dentro del rango visible, utilizando un sensor de H-S en luz blanca. La base del sistema es la misma que se describió en 2.8 para el SVOA en luz monocromática, al que se le han añadido los elementos necesarios. Estos se muestran en la Figura 5.1, donde se han resaltado los que van a ser utilizados en estos experimentos.



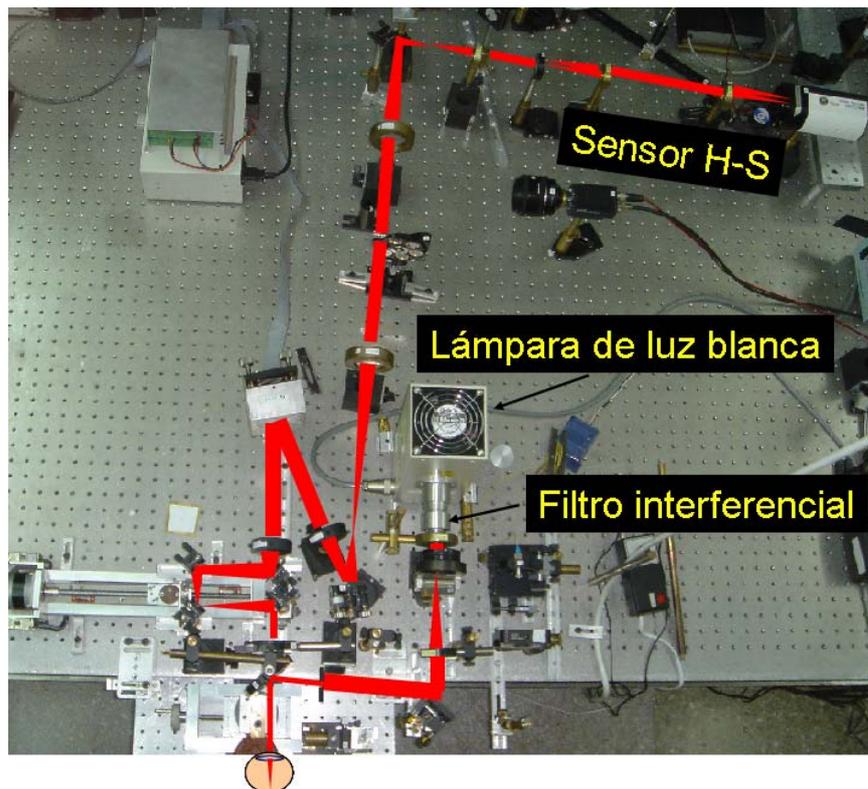
### 5.1. Medida objetiva de la aberración cromática mediante un sensor de H-S

detectar bajos niveles de intensidad de la luz, y posee características como *binning* hasta 8x8 y control de la ganancia y tiempo de exposición. Su eficiencia cuántica en función de la longitud de onda es un pico ancho cubriendo todo el espectro visible, con un máximo del 40% a 500 nm.

El desenfoque global se controla mediante un sistema Badal motorizado y controlado por ordenador formado por los espejos E3 a E6, y del que ya se habló en 2.8.

Previo a la medida de las aberraciones del ojo, es necesario determinar las del sistema. Para ello, éste se ilumina colocando el espejo móvil EM, que junto con el divisor de haz envían la luz hacia el sensor. Huelga decir que EM sólo se coloca en la posición indicada cuando se miden sólo las aberraciones del sistema.

La Figura 5.2 es una fotografía del sistema real, en la que se han indicado las posiciones de los elementos principales: lámpara de luz blanca, filtro interferencial y sensor de H-S. También se puede ver de forma esquemática la trayectoria de la luz en las medidas de las aberraciones en el ojo.



**Figura 5.2:** imagen del sistema óptico para la medida objetiva mediante H-S de la ACL y las aberraciones monocromáticas en varias longitudes de onda visibles. Se destacan los elementos principales y el camino seguido por la luz para la medida en ojo.

### 5.1.2 Procedimiento de medida

Este apartado está dedicado a explicar cuál es el procedimiento seguido para el registro en el ojo de imágenes de H-S a varias longitudes de onda del espectro visible, y cómo a partir de ellas se obtiene la ACL.

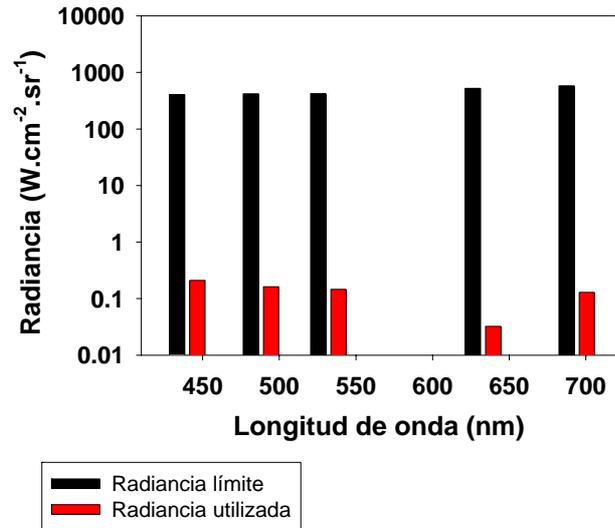
#### *Registro de imágenes de H-S:*

Lo primero que debe hacerse es centrar la pupila del ojo del sujeto con la pupila de medida del sensor en la misma forma en que fue ya explicado en el apartado 2.8. Todo el proceso transcurre con iluminación procedente de la lámpara de luz blanca con el filtro de 694 nm. Se escoge éste por comodidad para el sujeto, ya que al estar cercano al infrarrojo permite iluminar con mayor intensidad el ojo sin producir molestias.

Una vez centrado, el resto del proceso consiste en registrar imágenes de H-S utilizando luz de las diferentes longitudes de onda colocando en cada caso el filtro interferencial adecuado. Para obtener correctamente la diferencia de desenfoque entre las distintas longitudes de onda es preciso paralizar la acomodación del sujeto.

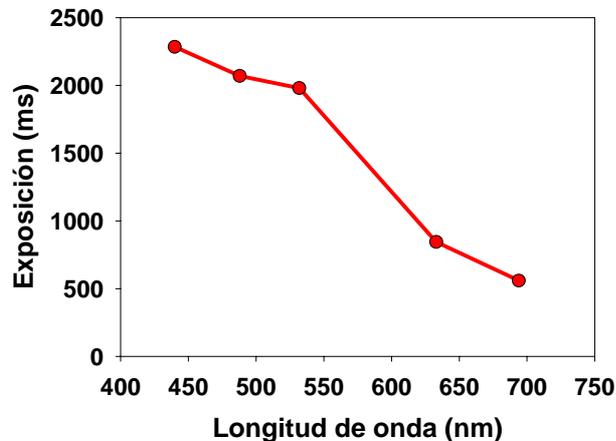
Para cada una de ellas es necesario previamente ajustar el nivel de intensidad de la luz que ilumina el ojo, que siempre debe estar por debajo de los límites máximos de seguridad y del umbral de molestia para el sujeto. Con luz incoherente y para las longitudes de onda que se utilizan, básicamente hay que tener en cuenta dos posibles efectos nocivos: un efecto térmico sobre la retina, y otro de naturaleza fotoquímica relacionado con la luz azul [ICNIRP, 1997]. En la Figura 5.3 se pueden ver los valores típicos de exposición utilizados comparados con los límites de seguridad estándar considerando el efecto térmico. Los tiempos utilizados son los correspondientes a una sola exposición para obtener una imagen de H-S (señalados más adelante). Se puede apreciar que se están utilizando niveles de intensidad que están varios órdenes de magnitud por debajo de los valores de riesgo, e incluso para 633 nm es tan bajo, que su valor no aparece en la gráfica. En el caso del efecto fotoquímico, el margen de seguridad es de 3 órdenes de magnitud para la luz de 440 nm, y partir de ahí crece hasta 7 órdenes para 633 nm.

### 5.1. Medida objetiva de la aberración cromática mediante un sensor de H-S



**Figura 5.3:** radiancia medida en la fuente de luz blanca para cada uno de los filtros comparada con los valores máximos de seguridad estándar, teniendo en cuenta los efectos térmicos sobre la retina.

Una vez elegido el nivel adecuado de intensidad, se debe establecer cuál es el tiempo de exposición de la cámara CCD en la captura de las imágenes de H-S, que debe ser el más breve posible que permita a la vez una aceptable relación señal-ruido. Esto se lleva a cabo tomando varias imágenes a distintos tiempos. En la Figura 5.4 se muestran los valores utilizados para uno de los sujetos en cada una de las longitudes de onda, que son también los valores típicos utilizados para el resto. Se aprecia cómo dichos tiempos crecen para longitudes de onda más cortas. Esto es debido a que en este rango de longitudes de onda se reduce la reflectancia en la retina al mismo tiempo que aumenta la absorción en el cristalino [Delori y Pflibsen, 1989].



**Figura 5.4:** tiempos típicos de exposición utilizados para obtener las imágenes de H-S en cada una de las longitudes de onda.

## 5. Sistema experimental y metodología

### Obtención de la ACL:

La ACL en el ojo se determinó a partir de las medidas de sus aberraciones ( $W_{\text{ojo}}$ ) para cada longitud de onda. Pero para obtener ésta, es necesario compensar las del sistema experimental ( $W_{\text{sist}}$ ) ya que

$$W_{\text{ojo}}(\lambda) = W_{\text{total}}(\lambda) - W_{\text{sist}}(\lambda) \quad (5.1)$$

donde  $W_{\text{total}}$  es la aberración que se obtiene cuando se miden las del ojo a través del sistema. Para ello se introduce el espejo EM en la Figura 5.1 que permite iluminar el sistema sin usar el ojo. Una vez que se dispone de la aberración ocular, se expresa ésta en forma de polinomios de Zernike, lo que permite obtener el coeficiente de desenfoque de Seidel asociado ( $A_d$ )

$$A_d = 2\sqrt{3}A_4 - 6\sqrt{5}A_{12} - \sqrt{6}\sqrt{A_3^2 + A_5^2} \quad (5.2)$$

y a partir de aquí se calcula la refracción (R) en dioptrías teniendo en cuenta el radio de pupila (a) considerado:

$$R = -\frac{2}{a^2} A_d \quad (5.3)$$

En nuestro caso, el software de control del sensor de frente de onda devuelve automáticamente el valor de refracción en su plano, utilizando como valor del radio el correspondiente a su pupila. Pero lo realmente interesante es la refracción en el plano de pupila del ojo, que se obtiene teniendo en cuenta los aumentos entre ambos planos, que vienen dados por la relación entre las focales de las dos lentes próximas a ellos:

$$R_{\text{ojo}} = \left( \frac{f'_{\text{HS}}}{f'_{\text{ojo}}} \right)^2 R_{\text{HS}} \quad (5.4)$$

Como  $f'_{\text{HS}} = 100 \text{ mm}$  y  $f'_{\text{ojo}} = 120 \text{ mm}$ , queda finalmente

$$R_{\text{ojo}} = 0.69 R_{\text{HS}} \quad (5.5)$$

Repitiendo este procedimiento para cada una de las longitudes de onda a las que se mide, se obtiene la diferencia de refracción entre cada una de ellas, es decir, la ACL.

### 5.1.3 Calidad de las imágenes de H-S

Siguiendo el procedimiento indicado en el apartado 5.1.2, se obtienen las imágenes de H-S a partir de las cuales se pueden determinar las aberraciones monocromática a varias longitudes de onda visibles y la ACL. Es interesante, por tanto, detenerse a analizar la calidad de estas imágenes obtenidas con luz visible e incoherente.

Para ello se toman como ejemplo las tomadas en el sujeto ER, 25 años, emétrope y sin ningún tipo de patología (Figura 5.5).

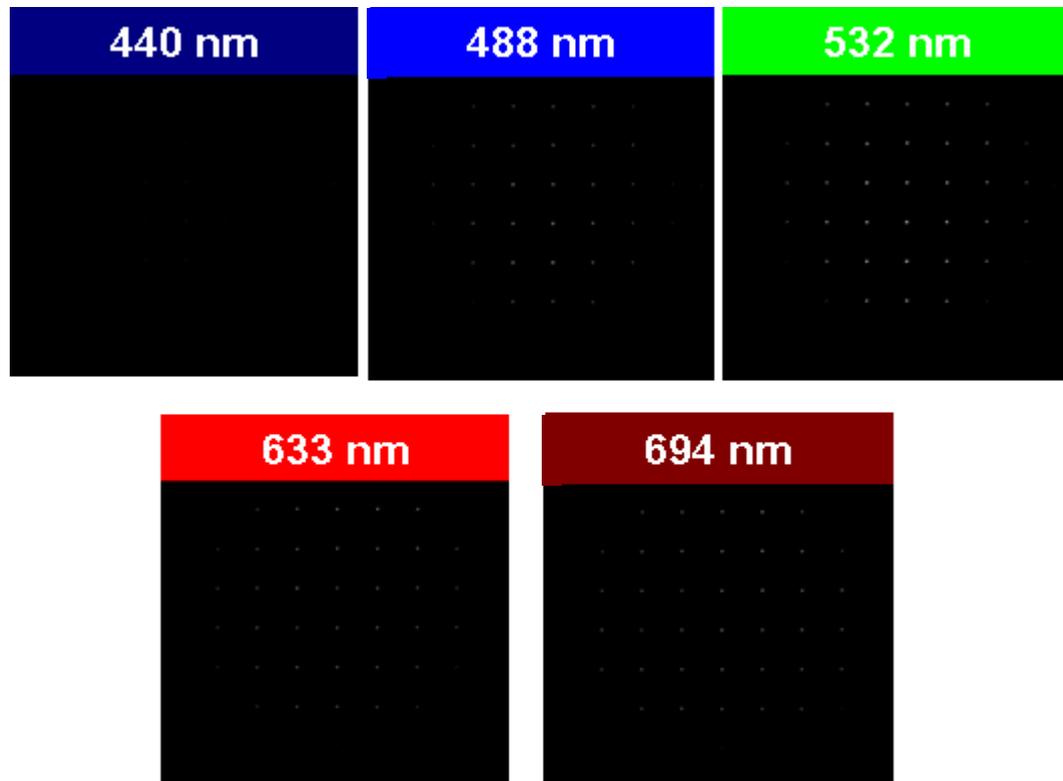


Figura 5.5: imágenes de H-S tomadas del sujeto ER a las longitudes de onda indicadas.

## 5. Sistema experimental y metodología

No se han modificado ni el contraste ni la intensidad, sólo el tamaño. En todas ellas, salvo en la correspondiente a 440 nm, se aprecian perfectamente los spots de H-S. A 440 nm la intensidad registrada es menor, y ello hace que aunque los spots sean detectables, no se aprecien en la imagen.

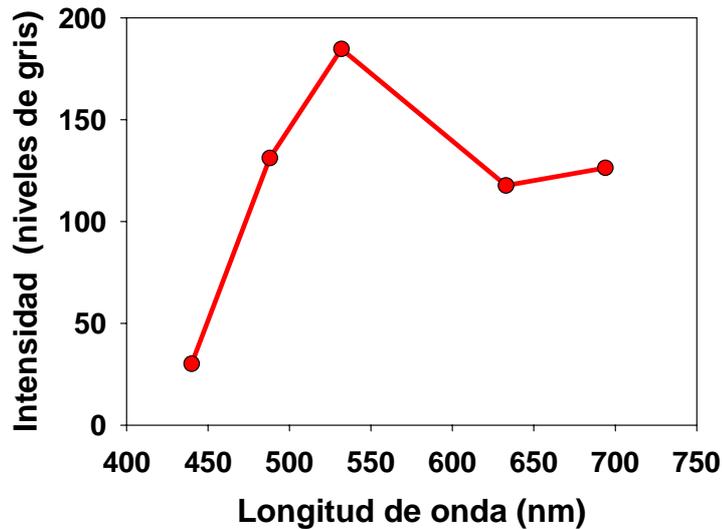
Pero más importante que el aspecto general de la imagen es el de los spots que la forman. Toda la precisión y repetitibilidad de las medidas siguientes dependen de la calidad de éstos.

La Figura 5.6 muestra una porción de la imagen registrada en el sujeto ER a 532 nm. No se han modificado ni contraste ni luminosidad, ni escala, a fin de que se pueda apreciar el aspecto real de los spots.



**Figura 5.6:** imagen de H-S obtenida tras recortar un trozo a la original tomada al sujeto ER a 532 nm. No se han modificado ni contraste ni luminosidad.

A simple vista, la intensidad y forma parecen excelentes para obtener buenas medidas de la aberración. Pero es conveniente medir estos parámetros y su variabilidad con la longitud de onda de la luz empleada. La Figura 5.7 muestra, para cada una de las longitudes de onda, el resultado de promediar el valor máximo de todos los focos de una imagen. Otra vez los datos provienen de las medidas tomadas al sujeto ER. Como ya era predecible por la Figura 5.5, los niveles de intensidad son razonablemente constantes en todo el rango explorado, excepto a 440 nm, donde por las razones ya comentadas en el apartado 5.1.2, se produce una fuerte disminución.



**Figura 5.7:** análisis de la intensidad de los spots en las imágenes de H-S tomadas a ER. Para cada longitud de onda, el valor mostrado corresponde al promedio de la intensidad máxima de todos los focos.

Aún así, la baja intensidad en las imágenes de H-S registradas en el azul no son más problema si los spots están bien definidos y la relación señal ruido es suficiente.

### 5.1.4 Medidas en un ojo artificial

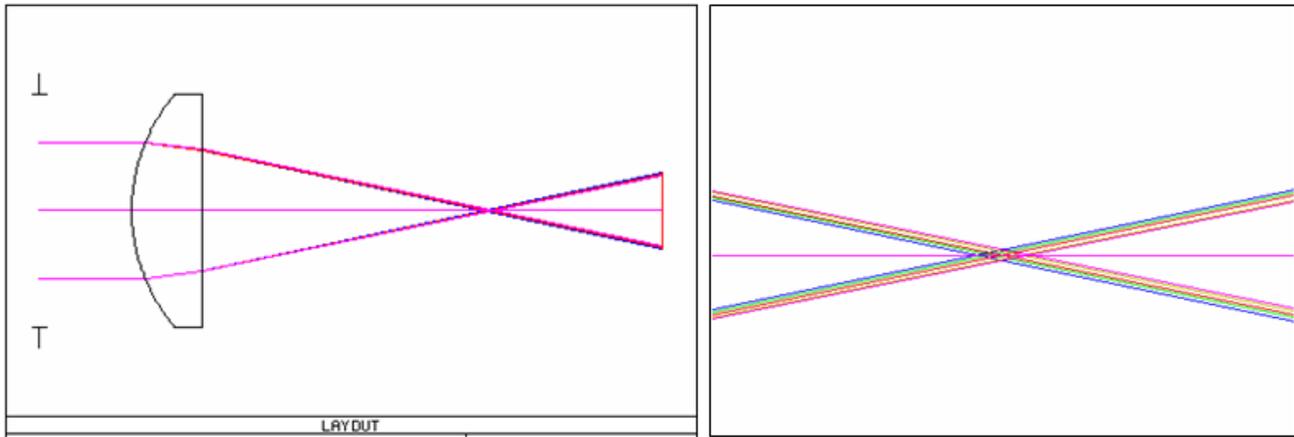
A fin de comprobar la validez del procedimiento indicado en el apartado 5.1.2 para obtener la ACL, y antes de medir en ojos reales, dicho procedimiento se aplicó en un ojo artificial de características ópticas conocidas. Esto permite obtener unos resultados teóricos, que pueden compararse con las medidas experimentales, y a partir de ahí decidir sobre la bondad del método.

El ojo artificial está formado por una lente convergente (Newport KPX079, 38.10 mm de focal) simulando la óptica del ojo y un elemento difusor detrás, que actúa como retina artificial.

El cálculo teórico de la ACL se lleva a cabo utilizando la aplicación de diseño óptico Zeemax®. Se introducen los datos de la lente (radios, índice de dispersión, etc,...) y las longitudes de onda que se desea

5. Sistema experimental y metodología

testear, que son las mismas de las que se dispone de filtros interferenciales para la lámpara de luz blanca (440, 488, 532, 633 y 694 nm). El trazado de rayos correspondiente y el detalle de la distinta focalización para cada una de las luces utilizadas se pueden ver en la Figura 5.8.



**Figura 5.8:** **Izquierda:** trazado de rayos sobre el ojo artificial llevado a cabo en Zeemax® para varias longitudes de onda (440, 488, 532, 633 y 694 nm). **Derecha:** detalle de la focalización para cada longitud de onda.

Y en la Tabla 5.1 se muestran los valores obtenidos en la simulación y que permiten tener la posición de cada uno de los focos a las distintas longitudes de onda utilizadas.

Longitud de onda (nm)	Focal (mm)	Distancia de última superficie a focal (mm)
440	37.41	-17.59
488	37.70	-17.32
532	37.90	-17.13
633	38.23	-16.82
694	38.37	-16.69

**Tabla 5.1:** valores obtenidos del programa de diseño óptico que permiten establecer la posición del foco para cada longitud de onda en el ojo artificial.

Estas diferencias de focalización se pueden expresar en dioptrías del espacio objeto y se tiene de esta manera la ACL teórica del ojo artificial.

Por otro lado, y siguiendo el procedimiento explicado en 5.1.2, se obtiene la ACL experimental medida con el sensor de H-S. Tanto una como otra se pueden ver, para su comparación, en la Figura 5.9. El acuerdo entre ambas es excelente, con un error menor de 0.06 D.

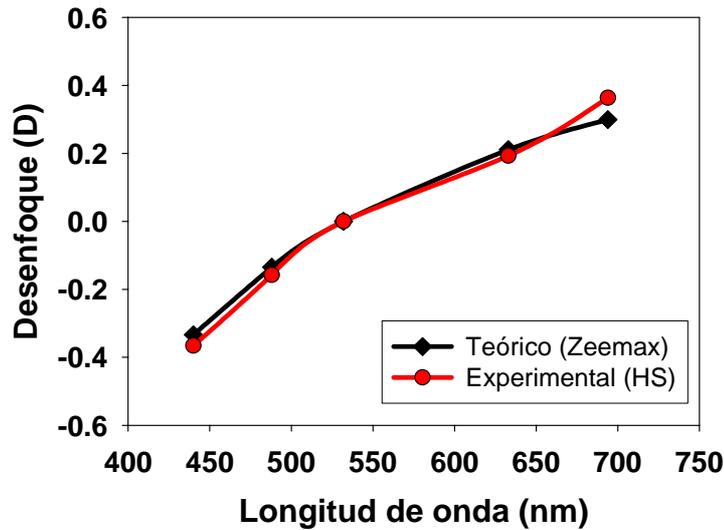


Figura 5.9: comparación entre la ACL del ojo artificial medida mediante el sensor de H-S y la obtenida teóricamente mediante Zeemax®.

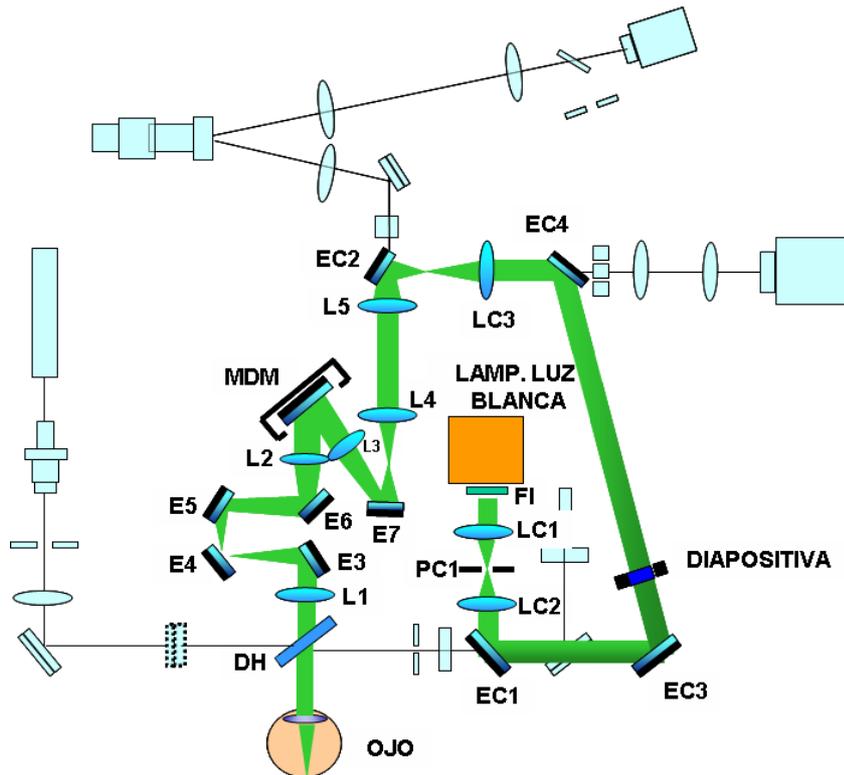
## 5.2 Medidas subjetivas de aberración cromática

### 5.2.1 Sistema de medida

Con pequeñas modificaciones sobre el sistema mostrado en la Figura 5.1, es posible medir también a la manera subjetiva tradicional la ACL, mediante la búsqueda del mejor foco. Básicamente consiste en mostrar al sujeto una imagen iluminada a distintas longitudes de onda visibles y pedirle que, modificando el foco del sistema, la vea nítida para cada  $\lambda$ .

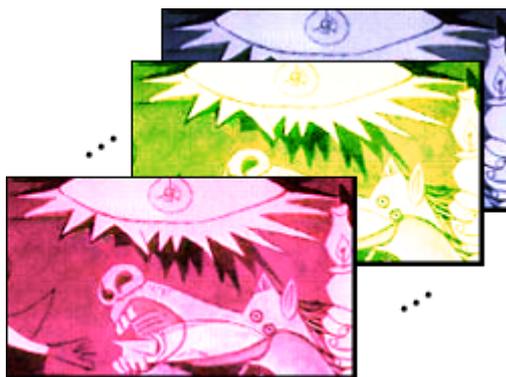
El sistema necesario para llevar esto a cabo se muestra en la Figura 5.10. Como siempre los componentes no utilizados aparecen en segundo plano en azul claro.

## 5. Sistema experimental y metodología



**Figura 5.10:** esquema del sistema para la medida subjetiva de la ACL del ojo.

La imagen que debe enfocar el sujeto se genera al iluminar con la lámpara de luz blanca y el filtro interferencial correspondiente, una transparencia o diapositiva colocada en el camino de la luz hacia el ojo. Los espejos EC1 a EC4 hacen esto posible. Esta diapositiva (ver Figura 5.11) contiene altas frecuencias que facilitan un ajuste preciso de la posición de foco.



**Figura 5.11:** imagen que el sujeto debe enfocar para cada longitud de onda cuando se mide subjetivamente la ACL.

La vergencia del estímulo se modifica mediante optómetro Badal motorizado formado por los espejos E3 a E6, que puede ser operado por el propio sujeto, y cuyo estado es visualizado en todo momento a través de un PC de control. Para cada longitud de onda, el procedimiento consiste en medir las diferencias de

foco inducidas por el sujeto cuando mediante el optómetro, trata de enfocar la imagen que se le muestra. Se llevan a cabo 3 repeticiones de búsqueda del mejor foco, con precisión de 0.1 D, tomando como valor final y error, la media y desviación estándar respectivamente. Durante las medidas, a todos los sujetos se les paralizó su acomodación mediante tropicamida, excepto a aquellos afectados de presbicia para los que no fue necesario.

La aberración cromática así determinada, llamémosla  $C_{Med}$ , no es exactamente la del ojo, porque el sujeto está mirando a través de una parte del sistema, cuya aberración cromática propia ( $C_{SV}$ ) está influyendo en la medida. Realmente la aberración cromática ocular será:

$$C_{ojo} = C_{Med} - C_{SV} \quad (5.6)$$

La medida de  $C_{SV}$  se puede obtener de las medidas objetivas mediante H-S de la cromática total del sistema ( $C_T$ ), como ya se explicó en 5.1.2, a las que se les debe restar la cromática de la parte final ( $C_F$ ) del sistema que no es común a la medida objetiva y al trozo a través del cual ve el sujeto. Es decir,

$$C_{SV} = C_T - C_F \quad (5.7)$$

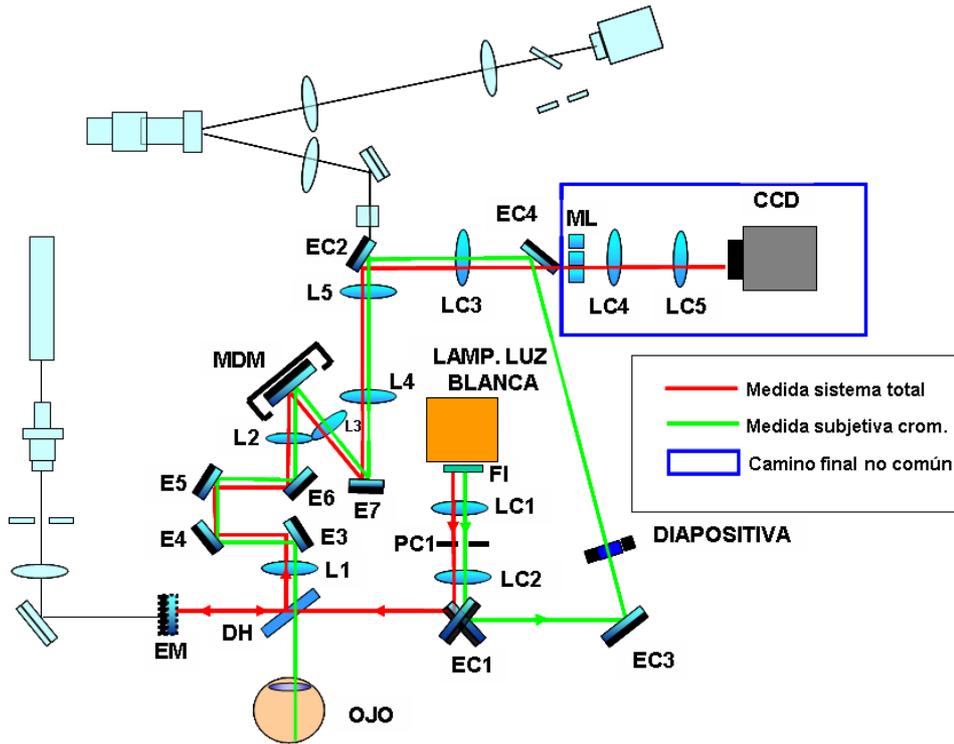
Un esquema de las distintas partes del sistema mencionadas se muestra en la Figura 5.12. Sólo queda pues, conocer cuál es el valor de  $C_F$ , para lo cual, se desmontó esta parte del sistema y se colocó tal y como se ilustra en la Figura 5.13. De esta manera, e iluminando con las distintas longitudes de onda, se obtiene objetivamente su aberración cromática. Una vez terminada su medida, todos los componentes vuelven a su posición original de la Figura 5.10.

Con todo esto, el valor final de la ACL del ojo, se tiene de

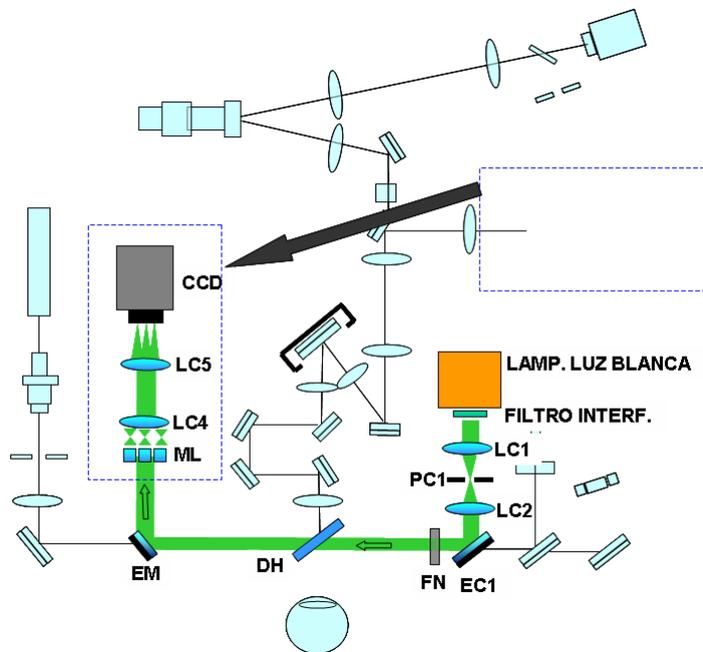
$$C_{ojo} = C_{Med} + C_F - C_T \quad (5.8)$$

Los resultados de las medidas de  $C_F$  y  $C_T$  se muestran en la Figura 5.14. Por comparación se han representado también los valores teóricos de aberración cromática del ojo suponiendo éste simplemente como una esfera llena de agua [Thibos et al., 1992].

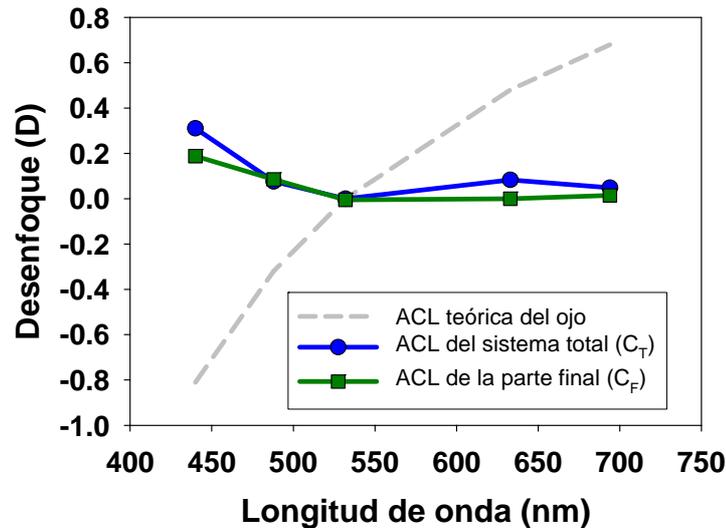
5. Sistema experimental y metodología



**Figura 5.12:** esquema del sistema para la medida de la cromática del ojo, sobre el que se han marcado los caminos utilizados en las diferentes medidas. Línea roja para la medida objetiva de la cromática del sistema total; línea verde para la medida subjetiva de la cromática del ojo; recuadro azul para señalar la parte final no común a las anteriores dos medidas.



**Figura 5.13:** esquema del procedimiento utilizado para la medida objetiva de la cromática de la parte del sistema recuadrada en línea azul discontinua. La flecha gris indica el nuevo emplazamiento en el que es necesario situarlo.



**Figura 5.14:** representación de los valores medidos de cromática del sistema total y de la parte final no común a las medidas subjetivas (ver Figura 5.13 ). Se muestra por comparación la cromática teórica del ojo.

## 5.3 Corrección de la aberración cromática

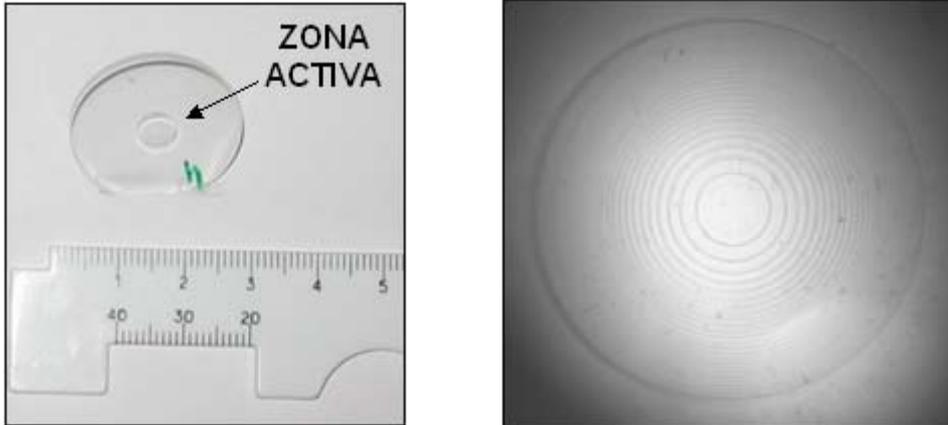
El SVOA permite inducir en el ojo cualquier perfil de fase, pudiendo simular infinidad de diseños oftálmicos. Pero como el elemento activo de óptica adaptativa, el PPM, está basado en cristal líquido, es necesario emplear siempre luz monocromática. El simulador visual en luz policromática también está diseñado para simular diferentes condiciones ópticas en el ojo, pero en este caso se pueden simular dispositivos que requieran luz blanca. Es el caso de los elementos correctores de la aberración cromática.

### 5.3.1 Descripción del corrector

Para simular visualmente las condiciones de ausencia de ACL se cuenta con un corrector diseñado para corregir la combinación de las aberraciones cromáticas longitudinales del ojo y del sistema de la Figura 5.1, de modo que cuando el sujeto mire a través del mismo para realizar test visuales, la ACL total sea nula.

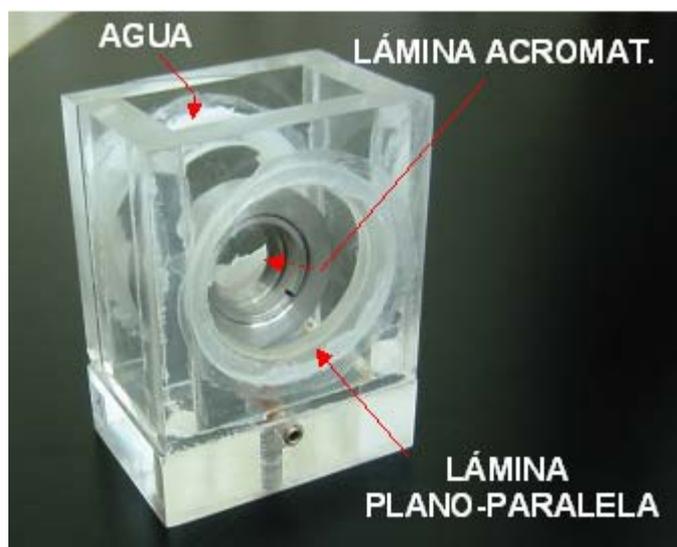
## 5. Sistema experimental y metodología

Se trata de un elemento óptico difractivo de 6 mm de diámetro y 2 mm de espesor, montado sobre una lámina circular que le sirve de soporte. En la Figura 5.15 se puede ver el aspecto externo de la lámina y de la zona activa donde se lleva a cabo la corrección de la ACL.



**Figura 5.15:** izquierda: imagen de la lámina acromatizadora. La región marcada como zona activa es en la que realmente corrige la ACL. El resto alrededor sólo sirve de soporte. Derecha: detalle ampliado de la zona activa.

Una característica adicional que debe mencionarse es que la lámina está diseñada para cumplir los objetivos de acromatización cuando está sumergida en agua o medio de índice de refracción similar. Por ello se construyó expresamente para este fin un recipiente de metacrilato, y con ventanas a ambos lados formadas por sendas láminas plano-paralelas de alta calidad, como está ilustrado en la Figura 5.16. La lámina se coloca en su interior y el contenido del recipiente se rellena con una solución de agua salina.



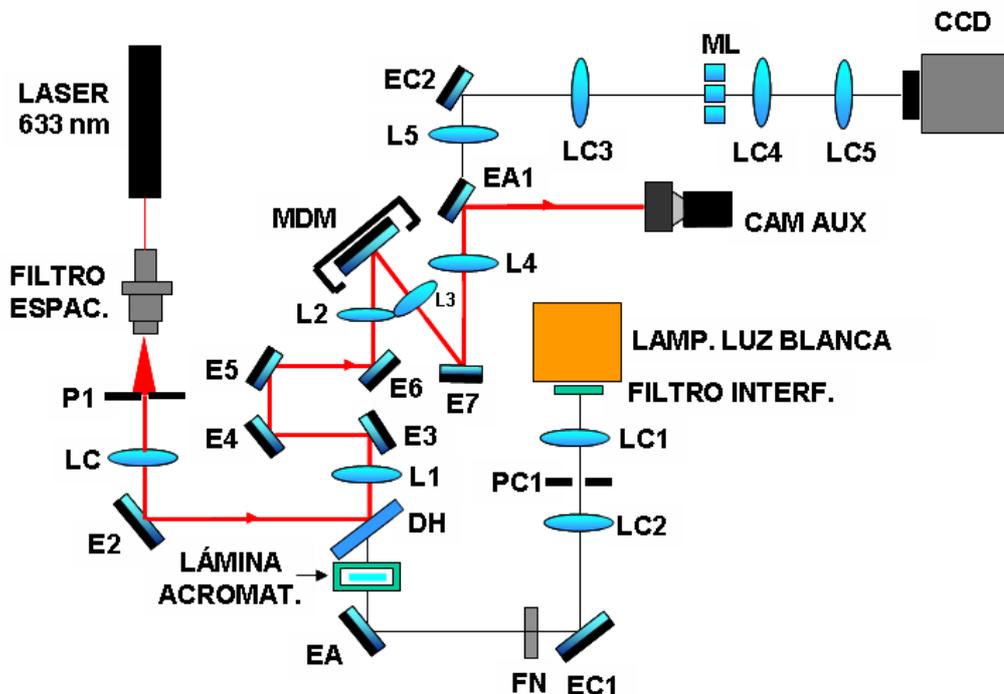
**Figura 5.16:** imagen del recipiente con agua dentro del cual se situa la lámina acromatizadora. Dos láminas plano-paralelas a ambos lados sirven de ventana.



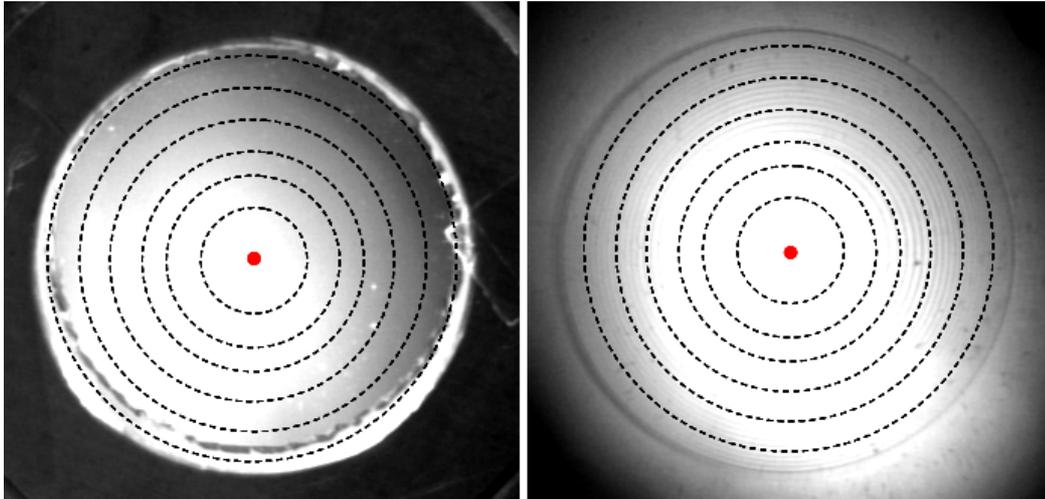
## 5. Sistema experimental y metodología

### Alineamiento:

Para poder medir las aberraciones de la lámina, es necesario previamente alinearla con el resto del sistema y con la pupila del sensor de H-S. Para ello, y tal como se muestra en la Figura 5.18 se incorpora en el sistema una cámara auxiliar (CAM AUX) que mediante el control de foco del objetivo permite formar imágenes alternativamente de la lámina y de la superficie del MDM, por cuyo centro pasa el eje óptico del sistema. Si la cámara está alineada con dicho eje y al mover el mecanismo de enfoque, del plano del espejo al de la lámina, los centros de ambos coinciden sobre el monitor de visualización, entonces se puede asegurar que la lámina está alineada con el eje del sistema. Pero previamente se debe asegurar el correcto alineamiento de la cámara. Para ello, se ilumina el sistema con un haz fino del láser de He-Ne, que marca el eje del sistema, y se mueve el mecanismo de enfoque de la cámara. Ésta estará alineada cuando el punto en la imagen permanezca estable en la misma posición sobre el monitor. En la Figura 5.19. se muestran las imágenes del espejo MDM y de la lámina que se registran durante el proceso de alineamiento.

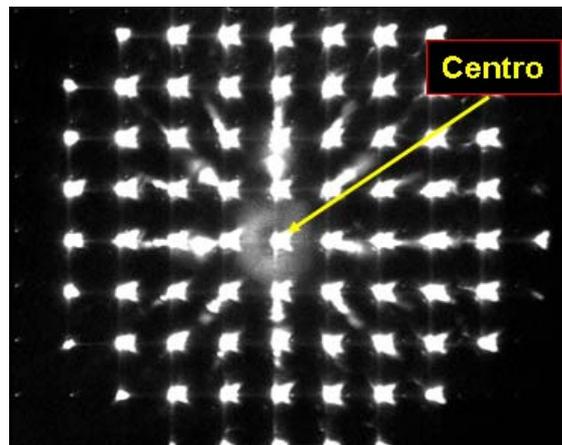


**Figura 5.18:** esquema del procedimiento de alineamiento de la lámina acromatizadora con el resto del sistema óptico.



**Figura 5.19:** imágenes obtenidas con la cámara auxiliar de la superficie del espejo MDM (izquierda) y de la lámina acromatizadora (derecha) al cambiar el plano de enfoque durante el proceso de alineamiento de la lámina. Las líneas discontinuas son la referencia sobre el monitor para facilitar el centrado, y el punto rojo es una simulación del punto brillante que se observaría con la iluminación procedente del láser de He-Ne. La situación mostrada se corresponde a un correcto alineamiento.

El último paso para medir las aberraciones es alinear la pupila del sensor con la lámina. Para ello se ilumina ésta saturando la cámara CCD que registra las imágenes de H-S. Por su estructura difractiva, esto hace que los focos obtenidos así estén deformados, de suerte que esto revela la posición del centro de la lámina, como se ilustra en la Figura 5.20.

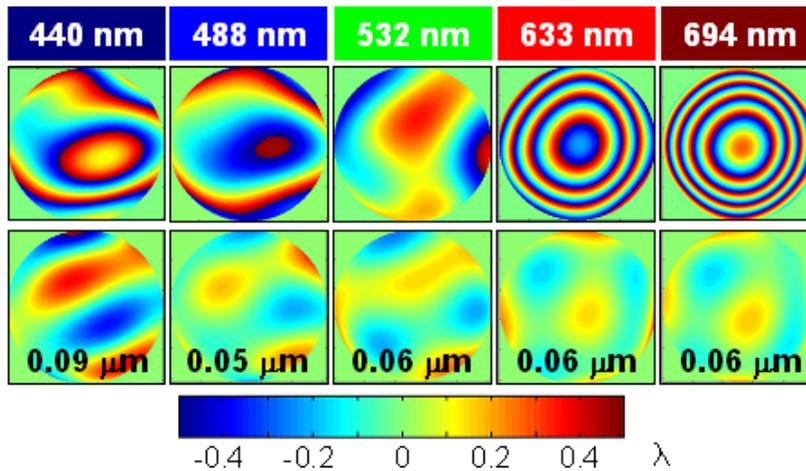


**Figura 5.20:** imagen de H-S registrada al iluminar la lámina acromatizadora saturando la CCD. La forma de los focos indica la posición del centro de la lámina.

## 5. Sistema experimental y metodología

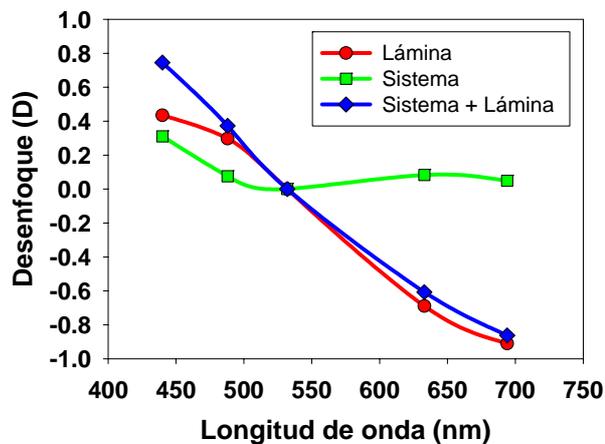
### Resultados:

Una vez concluido todo el proceso de alineamiento se miden las aberraciones de la lámina con el sensor de H-S a las longitudes de onda 440, 488, 532, 633 y 694 nm. En la Figura 5.21 se muestran los mapas de aberración completos, los de alto orden y los valores de RMS, para una pupila correspondiente a 5 mm de diámetro.



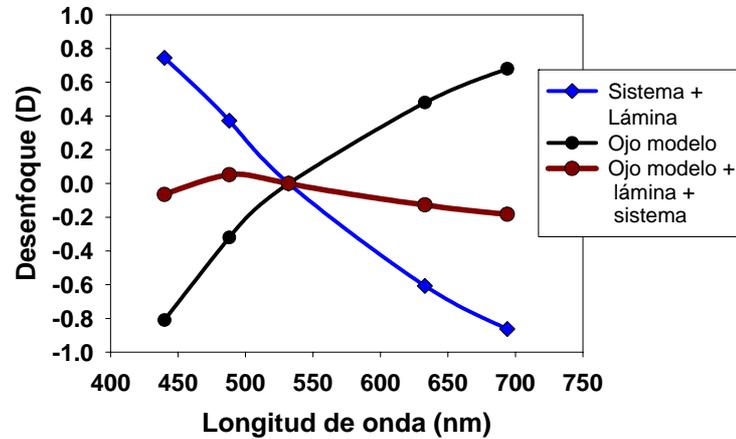
**Figura 5.21:** para cada longitud de onda señalada, se muestran en la parte superior los mapas de aberración completos de la lámina acromatizadora, y en la parte inferior sólo los correspondientes a las aberraciones de alto orden, junto a su RMS. Todo para pupila de 5.5 mm de diámetro.

La lámina presenta, por tanto, valores muy reducidos de aberraciones de alto orden. También es claro cómo cambia el desenfoque para las distintas longitudes de onda, para corregir la ACL del ojo. Siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 5.1.2, se obtiene la ACL (Figura 5.22).



**Figura 5.22:** ACL, medidas mediante H-S, de la lámina acromatizadora y del sistema óptico. También se muestra la suma de ambos.

Pero lo realmente importante es la ACL del sistema total, es decir, de la suma del ojo, más la lámina acromatizadora, más el sistema óptico. El resultado se presenta en la Figura 5.23, sobre la que también se



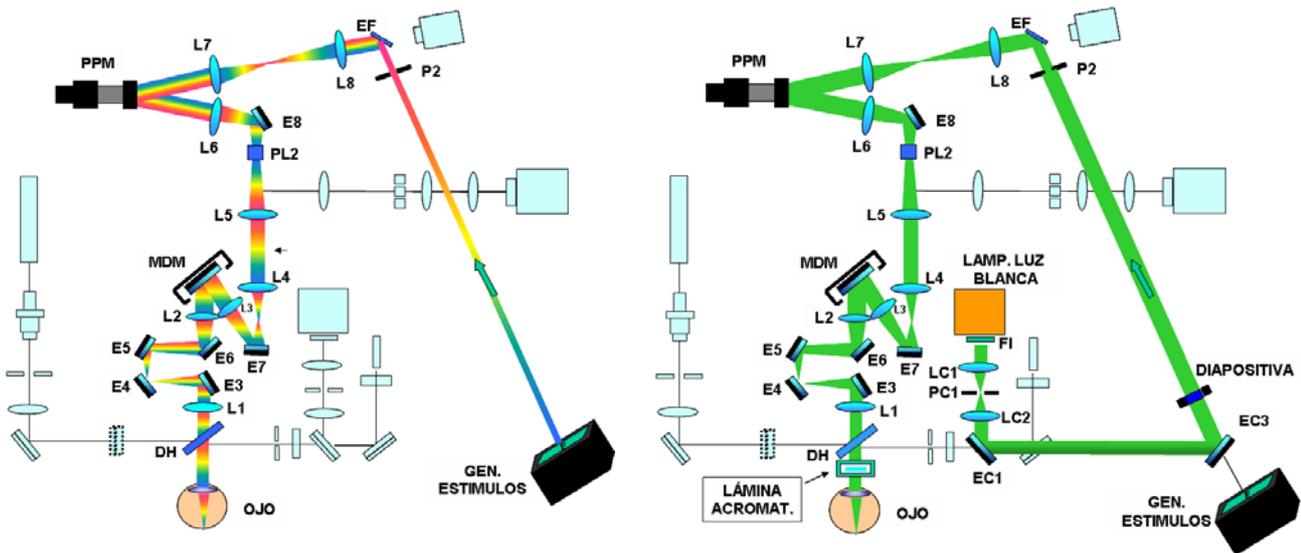
**Figura 5.23:** contraste entre las ACL's del sistema óptico más la lámina acromatizadora y la del modelo de ojo de agua. Se muestra también la suma de ambas.

muestran, a efectos de comparación, las aberraciones cromáticas aisladas del sistema más la lámina y la correspondiente al modelo de ojo de agua. Como es patente en esta figura, ambas están invertidas dando lugar a una suma de ACL final prácticamente nula. Éste es un resultado excelente pues se confirma el cumplimiento de los objetivos de diseño de la lámina acromatizadora.

### 5.3.3 Medida subjetiva de la aberración cromática inducida por el corrector

El corrector de aberración cromática va a ser utilizado para llevar a cabo experimentos visuales. Sería conveniente comprobar primero que el acoplamiento del ojo más la parte del sistema a través de la que el sujeto mira los test psicofísicos más el corrector, da lugar a un sistema final acromático. Podría pensarse en utilizar los resultados ya obtenidos en el apartado 5.3.2 donde se midió de manera objetiva, utilizando el sensor de H-S, dicho acoplamiento. Sin embargo, la parte de sistema a través de la que el sujeto mira es distinta a la referida en dicho caso. Dicha parte ahora es la señalada en la Figura 5.24 izquierda por la trayectoria de colores que va desde el monitor donde se generan los estímulos hasta el ojo.

## 5. Sistema experimental y metodología



**Figura 5.24:** izquierda: el sujeto verá los test psicofísicos mostrados por el generador de estímulos a través del camino indicado por la trayectoria de colores. Derecha: para poder determinar cuál es la cromática final que entonces “siente” el ojo (ojo+sistema+lámina acrom.) es necesario recurrir al sistema de medida subjetiva, intercalando en la vía de psicofísica una diapositiva iluminada en distintos colores que debe tratar de enfocar

No es posible, por tanto, medir objetivamente (sensor de H-S) el acoplamiento de las aberraciones cromáticas de ojo, sistema y lámina acromatizadora. Aparte del problema señalado de la existencia de una porción no común de sistema entre las vías visuales y de medida, existiría también el problema de los reflejos en la lámina y su cubeta cuando se intentara iluminar el ojo en el momento de medir con el sensor de H-S, porque ésta debe ir situada delante del ojo. La razón para ello es que por diseño, la lámina funciona correctamente cuando no existen aumentos entre ella y la pupila del ojo.

La solución a este problema es emplear la técnica de medida subjetiva de la cromática que ya fue descrita en el apartado 5.2.1. Para ello, como se puede ver en la Figura 5.24 derecha, se coloca en el camino de la vía de psicofísica, la diapositiva de la Figura 5.11. Con ayuda de los espejos EC1 y EC3 se la ilumina utilizando la lámpara de luz blanca y los filtros interferenciales correspondientes. Ya con la lámina acromatizante delante del ojo, y mirando al test, el sujeto puede modificar el desenfoque del sistema utilizando el óptico Badal (espejos E3 a E6) hasta que para cada color consigue ver nítidamente la imagen de la diapositiva. De la diferente posición del Badal en cada caso, se obtiene la diferencia de desenfoque entre longitudes de onda.

## 5.4 Corrección de la aberración cromática y la esférica

Recientemente se han llevado a cabo estudios [Piers et al., 2004] que muestran la existencia de un beneficio visual cuando se corrige la aberración esférica, sin que se vea comprometida por ello la tolerancia subjetiva al desenfoque. De hecho, estas ideas han sido ya puestas en práctica en lentes intraoculares esféricas. Dichas lentes están diseñadas para compensar la aberración esférica corneal promedio encontrada [Guirao et al., 2000] [Holladay et al., 2002] [Mester et al., 2003] en el segmento de edad en el que es más probable la cirugía de cataratas. Este valor es de  $C(4,0)=0.149 \mu\text{m}$  para una pupila de 4.8 mm de diámetro. Un siguiente paso adelante en el diseño de lentes intraoculares podría ser la corrección de la ACL.

Por este motivo es interesante investigar cuáles son los efectos que sobre la calidad visual tienen estas dos aberraciones tanto aisladas, como en combinación. El estudio de la corrección de las aberraciones cromática y esférica aporta información sobre un nuevo diseño. El caso con cromática y sin esférica es el ya disponible en la actualidad, y serviría como elemento de referencia en la comparación con otros diseños. Y finalmente, el estudio de la presencia simultánea de las aberraciones cromática y esférica, que es lo habitual hasta ahora, serviría de referencia a la situación estándar.

### 5.4.1 Láminas de aberración esférica y medida

Para inducir la aberración esférica necesaria en cada caso, se cuenta con un conjunto de láminas esféricas de PMMA diseñadas específicamente para generar sólo dicha aberración. Están talladas de forma que la posición de cualquier punto de su superficie es directamente proporcional a la cuarta potencia de la distancia al centro (Figura 5.25). El valor de la constante K especifica la magnitud y el signo de la aberración esférica generada por cada lámina.

## 5. Sistema experimental y metodología

A pesar de contar en el sistema con dos elementos de óptica adaptativa, un espejo deformable y un modulador espacial de cristal líquido, ninguno de ellos, por diferentes razones se puede utilizar para producir la aberración esférica necesaria en esta parte del estudio. En el caso del espejo porque su rango de generación de aberración esférica es demasiado pequeño [Fernández y Artal, 2003], y en el caso del modulador porque éste debe funcionar en luz monocromática, mientras que en los experimentos sobre aberración cromática se debe emplear luz policromática.

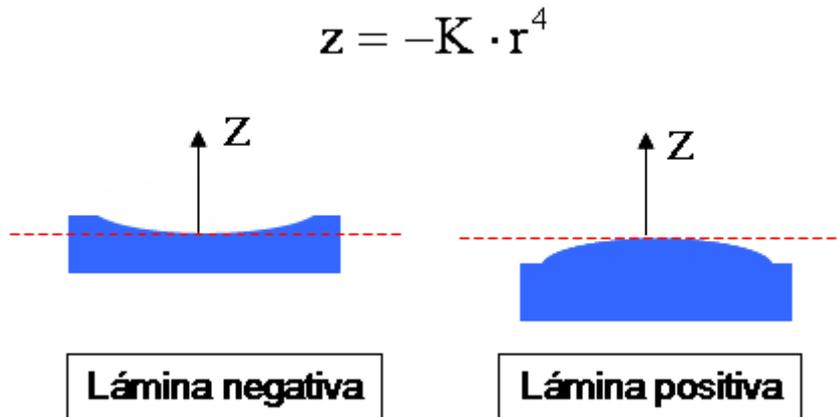


Figura 5.25: Descripción de la superficie de las láminas de esférica.

Expresada en términos del coeficiente del polinomio de Zernike (4,0), la aberración esférica inducida se calcula a partir de la siguiente expresión:

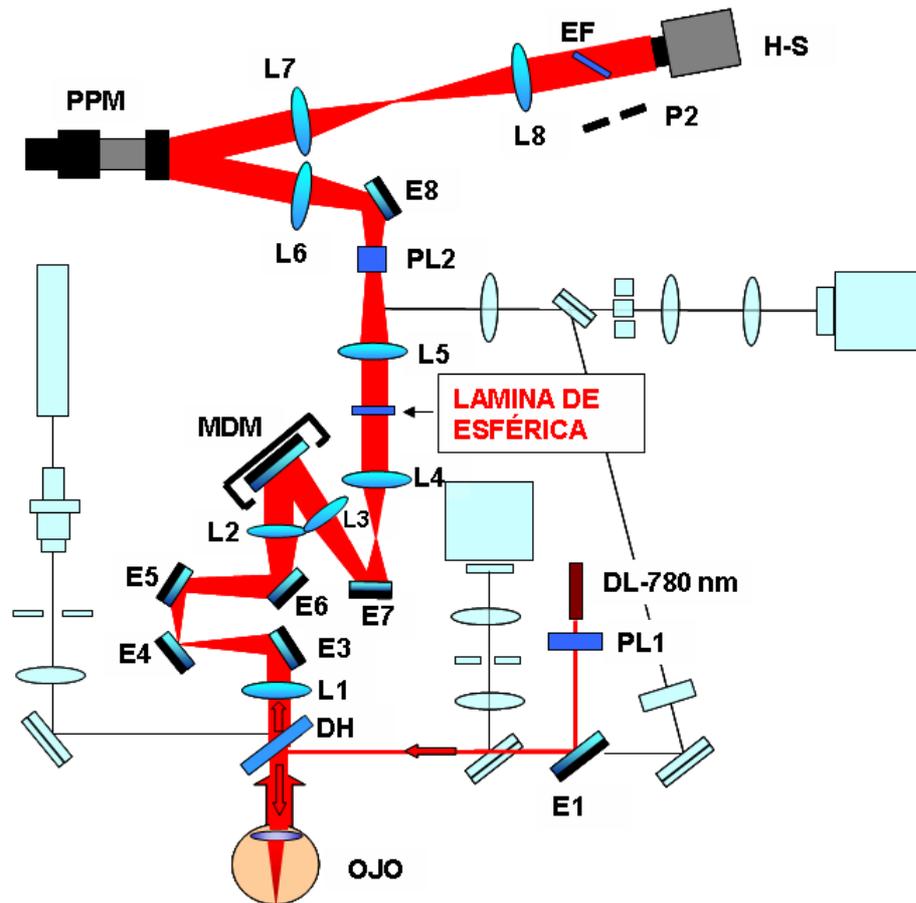
$$C(4,0) = \frac{1000(n-1)}{6\sqrt{5}} \cdot K \cdot r^4 \quad (5.9)$$

donde  $r$  es el radio de la pupila considerada sobre la lámina,  $n$  es el índice de refracción del material (1.49 a 633 nm), y  $K$  es la constante de definición de la lámina. El resultado final queda expresado en micras cuando  $r$  lo hace en mm y  $K$  en  $\text{mm}^{-3}$ .

Estas láminas asféricas se sitúan en el sistema óptico en uno de los planos conjugados con la pupila del ojo, en la situación mostrada en la Figura 5.26.

El procedimiento para el centrado de las láminas consiste en alinearlas con la pupila del sensor de H-S, previamente alineada con el eje del sistema. La aplicación de control del sensor de frente de onda permite visualizar sus medidas en tiempo real, por lo que se ve la aberración que se induce cuando se coloca en el sistema la lámina correspondiente. En esta situación, la presencia de cualquier clase de coma indicaría

un descentramiento. Por tanto, la mecánica del centrado consiste en desplazar las láminas hasta que desaparezca el coma residual medido.



**Figura 5.26:** las láminas esféricas se sitúan en el sistema en uno de los planos conjugados con la pupila del ojo. La medida de la aberración esférica total a través de la cual ve el sujeto se lleva a cabo iluminando el ojo con el láser de diodo de 780 nm.

Se dispone de un conjunto de 10 láminas de aberración esférica con los siguientes valores del parámetro  $K$ :  $(\pm 0.5, \pm 1, \pm 1.5, \pm 3, \pm 4.5) \times 10^{-5} \text{ mm}^{-3}$ . Para la elección de la lámina correspondiente se tiene en cuenta la aberración esférica previamente medida al sujeto, la que teóricamente aportaría cada lámina teniendo en cuenta la ecuación (5.9), y si lo que se pretende es eliminar o inducir la aberración esférica promedio. En la Tabla 5.2 se muestran los valores teóricos de aberración esférica que genera cada una de las

## 5. Sistema experimental y metodología

láminas sobre una pupila en ojo de 4.8 mm (la que se va a utilizar en todo momento). Teniendo en cuenta los aumentos del sistema, esa pupila corresponde a 7.6 mm sobre el plano de las láminas.

$K \cdot 10^{-5} \text{ (mm}^{-3}\text{)}$	$C(4,0) \text{ (}\mu\text{m)}$
$\pm 0.5$	$\pm 0.038$
$\pm 1.0$	$\pm 0.076$
$\pm 1.5$	$\pm 0.114$
$\pm 3.0$	$\pm 0.228$
$\pm 4.5$	$\pm 0.343$

**Tabla 5.2:** valores de K de las láminas de las que se dispone, y los correspondientes valores de aberración esférica teóricos correspondientes a una pupila en ojo de 4.8 mm de diámetro.

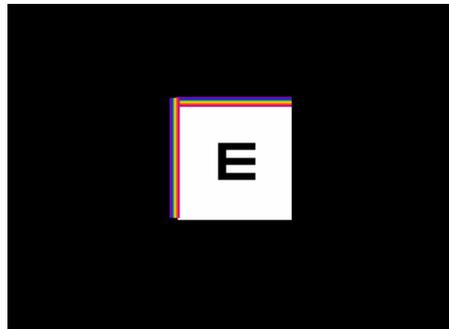
Aunque la decisión final de la lámina a colocar se toma tras haber medido la aberración esférica del ojo más la de la lámina de prueba que teóricamente se adapta al valor final perseguido, utilizando el sensor de H-S iluminando el ojo con el láser de diodo de 780 nm, como se ha representado en la Figura 5.26. En caso necesario, el espejo deformable permite refinar el valor final de aberración esférica.

### 5.4.2 Sistema y procedimiento para la medida de la calidad visual

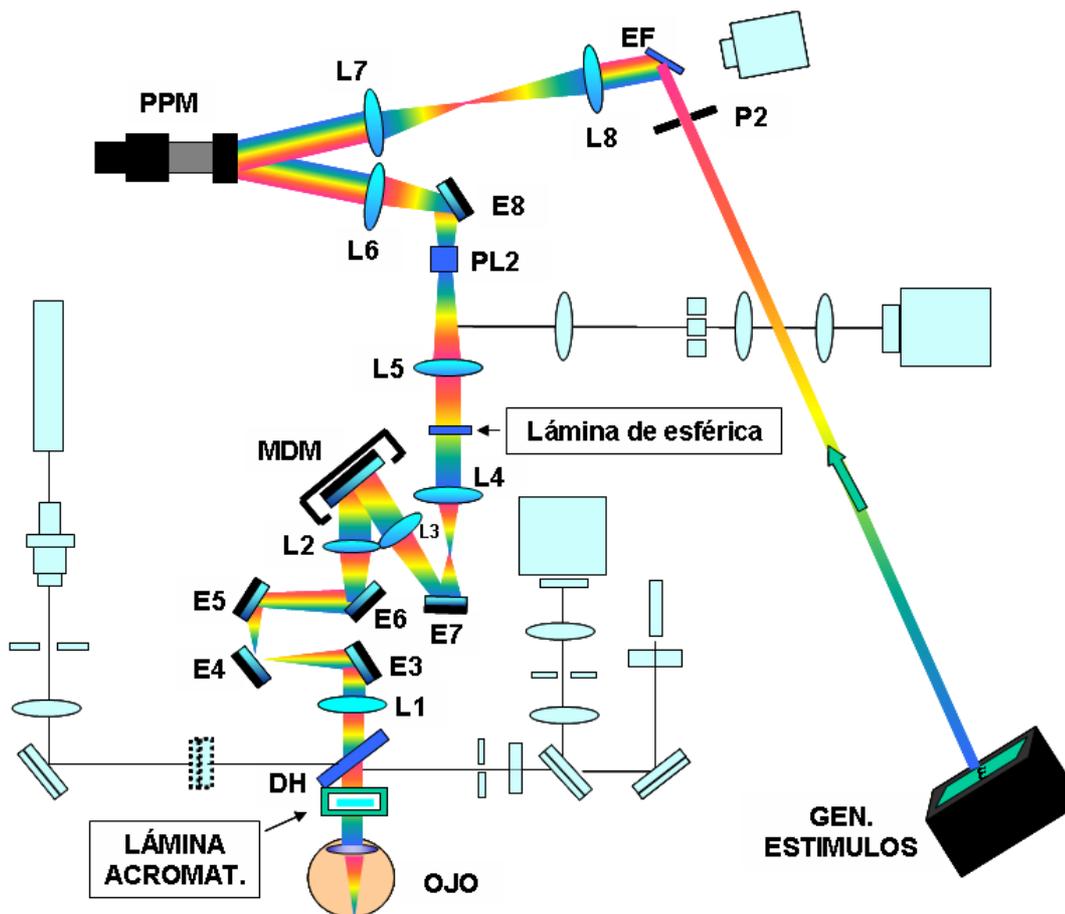
Para la medida de la capacidad visual en las diferentes condiciones de aberración esférica y ACL señaladas en el apartado 5.4, se le pide al sujeto que lleve a cabo una serie de test psicofísicos mirando a través del sistema, tal y como se muestra en la Figura 5.28. Es el mismo sistema que ya se mostró en la Figura 5.24 izquierda, aunque ahora se presenta también la posición de la lámina acromatizadora (delante del ojo) y de las láminas de aberración esférica (en plano conjugado con la pupila del ojo).

El alineamiento de la pupila del ojo con el corrector de la ACL se lleva a cabo subjetivamente. Mientras no estén ambos alineados, el sujeto percibe halos de colores en los bordes del campo al mirar el test a través del corrector, como se muestra en la Figura 5.27.

Por tanto, el sujeto debe mover su posición en el sistema hasta que desaparezcan estos efectos. Previamente el corrector ha sido ya centrado con el resto del sistema mediante el procedimiento descrito en 5.3.2.



**Figura 5.27:** reconstrucción de la imagen percibida por el sujeto cuando mira al test a través del sistema, estando descentrada la lámina acromatizadora. Los halos de colores en los bordes del campo delatan la imprecisión en el alineamiento.



**Figura 5.28:** esquema del sistema utilizado para la medida de la capacidad visual en las distintas combinaciones de aberración esférica y ACL. El sujeto lleva a cabo test visuales en luz blanca a través del sistema. Se muestra la emplazamiento de las láminas de esférica y de la lámina acromatizadora. El uso del arco iris es para indicar la utilización de luz blanca.

## 5. Sistema experimental y metodología

La pupila P2, conjugada ópticamente con la pupila del ojo, tiene un diámetro de 4 mm. De esta forma, por los aumentos del sistema, la pupila del sujeto está limitada artificialmente a 4.8 mm. El modulador espacial (PPM) en este caso está inactivo y actúa como un simple espejo.

Una vez colocadas y alineadas las láminas de aberración esférica y de corrección de la ACL correspondientes a cada una de las situaciones a estudiar, el sujeto procede, en cada una de ellas, a buscar su mejor posición de foco subjetivo mediante el optómetro Badal, con una precisión de 0.1 D. El proceso se repite tres veces, tomando como posición final la media de las tres. Puesto que se trata de investigar la influencia de la ACL en la visión, todo el proceso y las medidas siguientes son llevadas a cabo en luz blanca. En el caso de sujetos jóvenes se paraliza su acomodación. Para cada una de las condiciones se realizan test de agudeza visual y de sensibilidad al contraste a 6 c/g, con tres repeticiones para cada uno.

### 5.4.3 Cálculo de las MTF's

Antes de proceder a realizar los experimentos sobre el potencial beneficio visual de la corrección simultánea de la aberración esférica y de la ACL, es interesante llevar a cabo simulaciones que proporcionen una idea aproximada de lo que cabe esperar. Para ello, se utiliza la MTF policromática [Meeteren, 1974], puesto que todos los test psicofísicos se llevan a cabo en luz blanca. Ésta se determina como un promedio de las MTF's monocromáticas ponderado por la sensibilidad espectral del ojo:

$$MTF_{pol} = \frac{\sum_{\lambda} MTF_{mon}(\lambda) \cdot V(\lambda)}{\sum_{\lambda} V(\lambda)} \quad (5.10)$$

En esta ecuación  $MTF_{pol}$  representa a la MTF policromática,  $MTF_{mon}(\lambda)$  es la MTF monocromática a una determinada longitud de onda, y  $V(\lambda)$  es la sensibilidad espectral del ojo, representada en la Figura 5.29.

#### 5.4. Corrección de la aberración cromática y la esférica

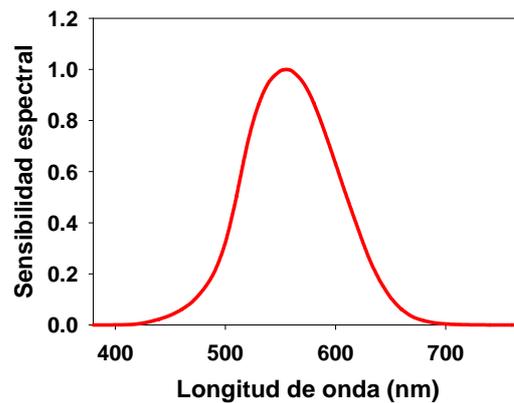


Figura 5.29: curva de sensibilidad espectral del ojo humano.

Se calculan las MTF's policromáticas para un sistema limitado por difracción con una pupila de 4.8 mm de diámetro, en las distintas condiciones dadas por la combinación de existencia y ausencia de la ACL y de la aberración esférica. La presencia de aberración esférica significa que  $C(4,0)=0.149 \mu\text{m}$  y su ausencia que  $C(4,0)=0$ . La ACL utilizada es la obtenida del modelo de ojo de agua. La limitación por difracción se refiere, en este caso, al resto de aberraciones. Se puede ver el resultado de estos cálculos en la Figura 5.30.

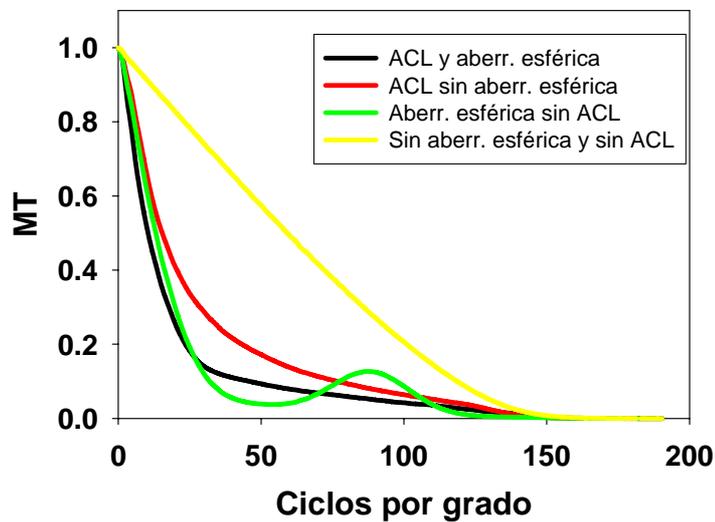
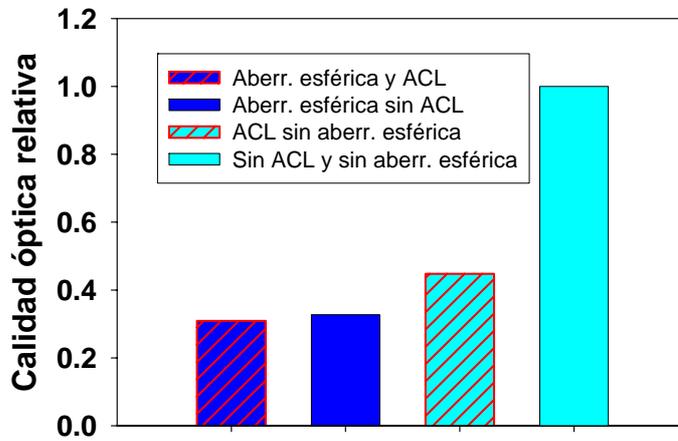


Figura 5.30: promedio radial de las MTF's policromáticas para un sistema de 4.8 mm de diámetro de pupila limitado por difracción (salvo esférica y ACL), en los 4 casos indicados en la figura.

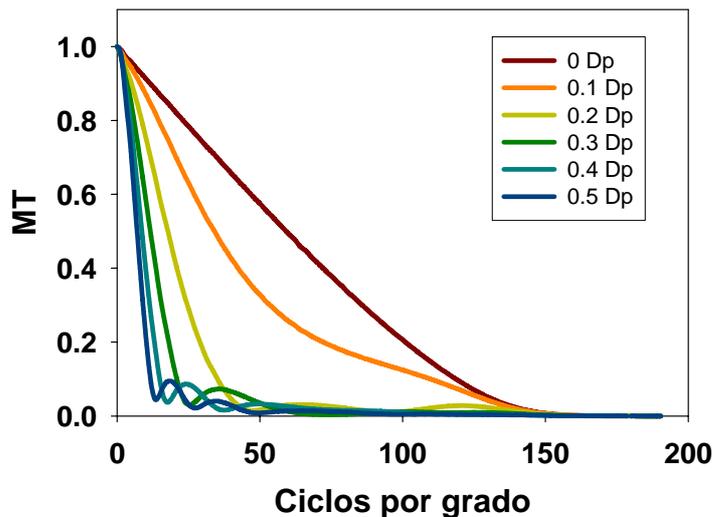
## 5. Sistema experimental y metodología

Tomando como parámetro de calidad óptica la integral del área bajo la MTF, a partir de las curvas de la Figura 5.30, se puede establecer una comparación de la calidad óptica para cada uno de los modos. El resultado, normalizado al caso sin aberración esférica y sin ACL, está representado en la Figura 5.31.



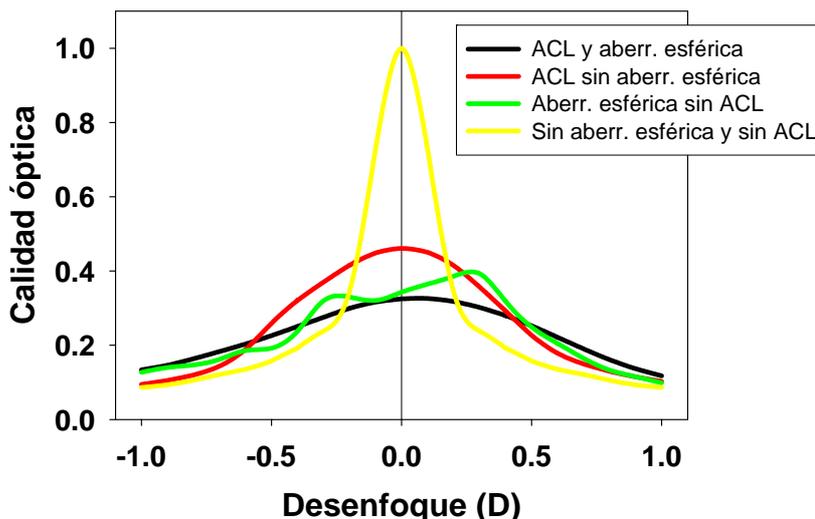
**Figura 5.31:** calidad óptica (integral de las MTF's) relativa al modo sin aberración esférica y sin ACL para un sistema de 4.8 mm de pupila limitado por difracción (salvo esférica y ACL) en las cuatro condiciones indicadas.

Claramente, los mejores resultados, como cabía esperar, se encuentran cuando se han corregido todas las aberraciones. Pero sin embargo, esta situación ideal es muy sensible a pequeños errores de foco. La Figura 5.32 muestra lo que le ocurre a la MTF policromática del sistema limitado por difracción cuando se añaden pequeños valores de desenfoque. Claramente se aprecia un rápido deterioro.



**Figura 5.32:** promedio radial de las MTF's policromáticas para un sistema limitado por difracción de 4.8 mm de pupila cuando son añadidos distintos valores de desenfoque hasta 0.5 D.

Para ver qué grado de desenfoque es aceptable, en el sentido de que la situación sin aberración esférica y sin ACL aún siga siendo favorable respecto a las otras tres, se calculó la calidad óptica (integral de la MTF) en las cuatro condiciones planteadas para un rango de valores de desenfoque de hasta  $\pm 1$  D. El resultado se muestra en la Figura 5.33:

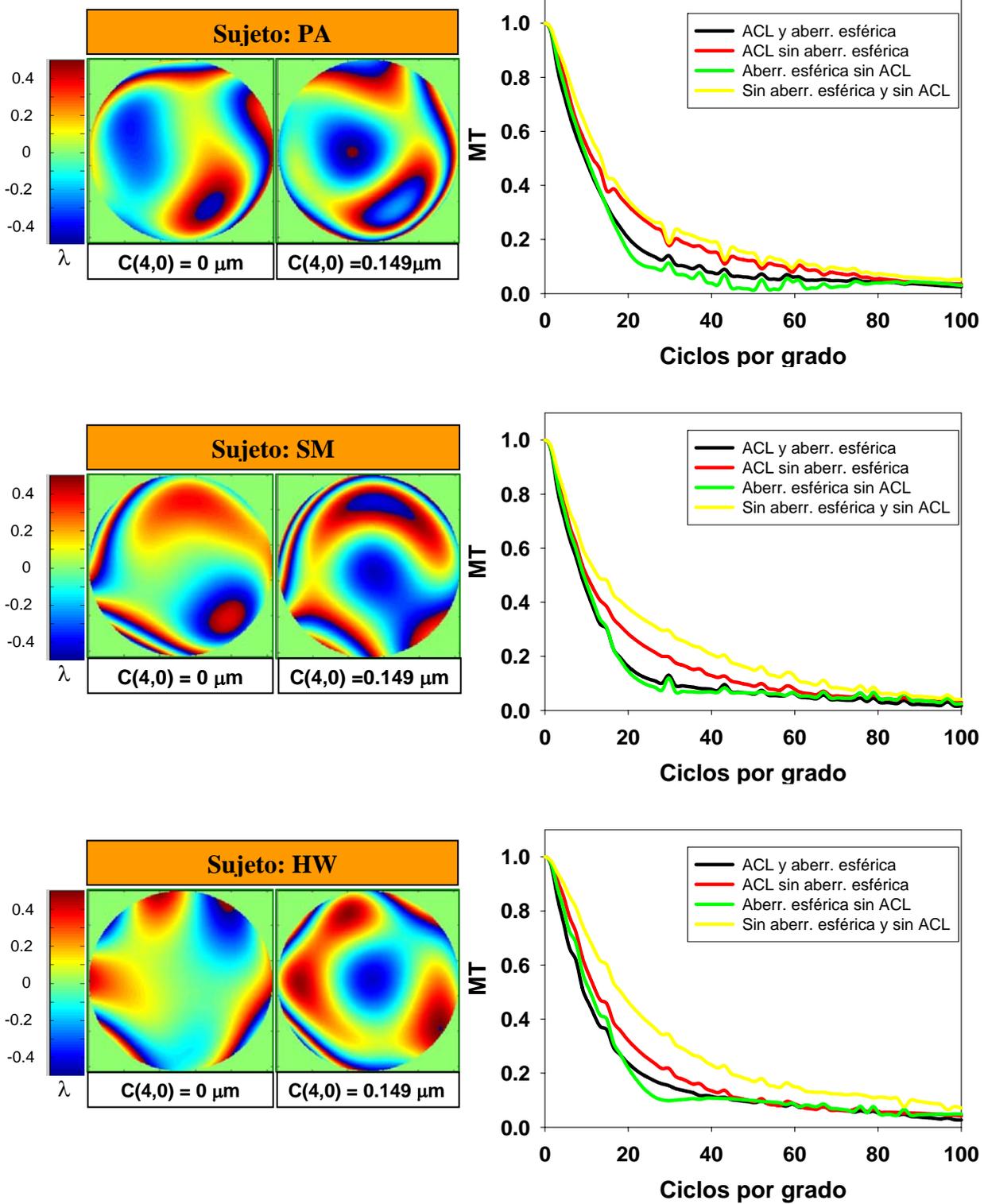


**Figura 5.33:** calidad óptica (integral de las MTF's policromáticas) en las cuatro condiciones indicadas en la figura, al añadir desenfoques dentro del rango desde -1 hasta 1 D en un sistema limitado por difracción (salvo aberración esférica y ACL en los casos correspondientes) con pupila de 4.8 mm. Normalizado al valor máximo.

Un error de foco de 0.2 D puede ser suficiente para anular globalmente el beneficio de la corrección combinada de la aberración esférica y la ACL. Esto podría tener su importancia en el momento de la prescripción de la potencia necesaria en la lente intraocular.

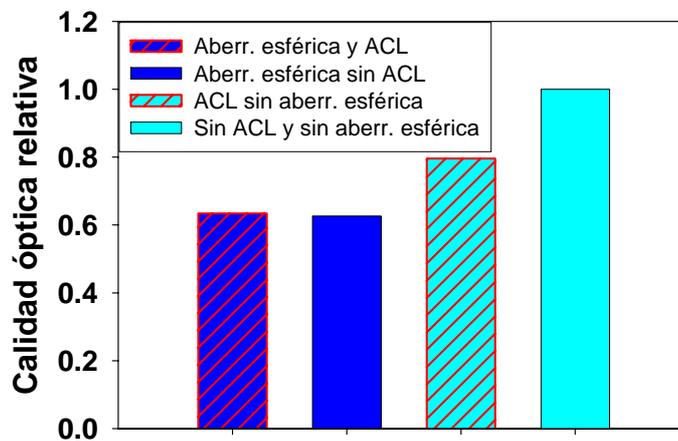
Tratando ahora de aproximar la simulación a una situación real, se sustituye el sistema limitado por difracción por un sistema aberrado, como lo es un ojo. En la simulación se utilizan las aberraciones medidas en tres sujetos, PA, SM y HW. En éstas, en el caso sin aberración esférica, se anula el coeficiente del correspondiente polinomio de Zernike ( $C(4,0)=0$ ), y para el caso con aberración esférica se toma el valor promedio encontrado en los pacientes pseudofáquicos,  $C(4,0)=0.149 \mu\text{m}$ . Se calculan los promedios radiales de las MTF's policromáticas correspondientes a las diferentes situaciones. En los casos en que está presente la ACL, se utiliza la predicha por el modelo de ojo de agua. Los mapas de aberración con y sin aberración esférica y las MTF's policromáticas para las cuatro situaciones consideradas se muestran en la Figura 5.34, para los tres sujetos.

5. Sistema experimental y metodología



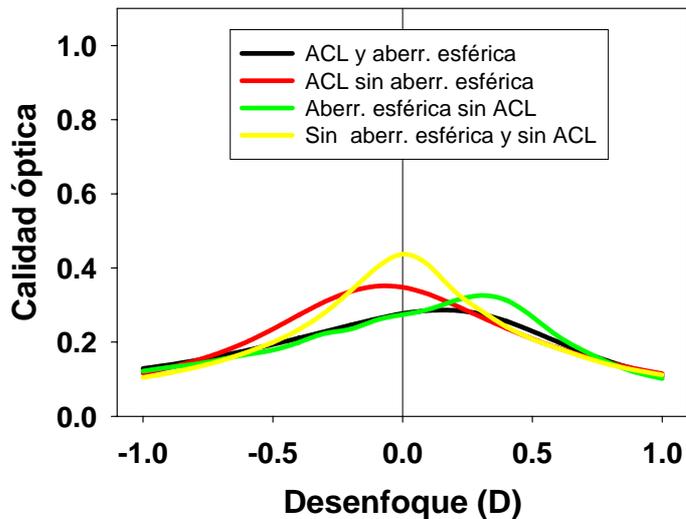
**Figura 5.34:** izquierda: mapas de aberración de los sujetos PA, SM y HW para 4.8 mm de diámetro de pupila, con  $C(2,0)=0$ , en los casos sin aberración esférica ( $C(4,0)=0$ ) y con aberración esférica ( $C(4,0)=0.149 \mu\text{m}$ ). Derecha: promedio radial de la MTF policromática para dichas aberraciones en las cuatro situaciones indicadas en cada uno de los sujetos.

A partir de estas MTF's, de igual forma que en el caso del sistema limitado por difracción, se calcula la calidad óptica global de cada una de las situaciones para cada uno de los sujetos. Se obtiene a continuación la calidad óptica relativa, referida al modo más favorable (sin aberración esférica y sin ACL), y se promedia para los tres sujetos. El resultado está representado en la Figura 5.35. La mejor calidad óptica se sigue presentado en el caso en el que se ha corregido la aberración esférica y la ACL, pero el beneficio ahora, con la presencia de las aberraciones de alto orden, no es tan marcado como en el caso del sistema limitado por difracción (Figura 5.31).



**Figura 5.35:** promedio, en los sujetos PA, SM y HW, de la calidad óptica (integral de las MTF's) relativa al modo sin aberración esférica y sin ACL en las cuatro condiciones indicadas.

Para estudiar el efecto de los errores de foco en la calidad óptica, se calculan las integrales de las MTF's de los tres sujetos para distintos valores de desenfoque añadidos en el rango desde -1 a 1 D, como en el caso del sistema limitado por difracción. Para cada uno de esos desenfoques, se promedian los valores obtenidos en los tres sujetos, lo que se muestra en la Figura 5.36.



**Figura 5.36:** : promedio, en los sujetos PA, SM y HW , de la calidad óptica (integral de las MTF's policromáticas) en las cuatro condiciones indicadas en la figura, al añadir desenfoques dentro del rango desde -1 hasta 1 D. Normalizado al valor máximo hallado en el caso limitado por difracción.

De nuevo, el caso que proporciona una mejor calidad óptica es aquél en el que se han corregido la aberración esférica y la ACL, pero la mejoría respecto al resto no está tan acentuada como lo estaba en la situación del sistema limitado por difracción (Figura 5.33). Sin embargo, la disminución de calidad óptica con los errores de desenfoque no es tan pronunciada, lo que proporciona una mayor tolerancia a éstos.

Estas simulaciones muestran que el papel de las aberraciones de alto orden es el de actuar como amortiguador o “colchón” de los posibles beneficios visuales de la corrección de la aberración esférica y de la ACL, pero también de los efectos perniciosos originados por los errores de foco. En definitiva, proporcionan una mayor “robustez”.

## **6 Resultados**

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos de las correcciones de las aberraciones esférica y cromática longitudinal en varios sujetos. Como paso previo se midieron la ACL natural y la corrección resultante después de colocar en el sistema la lámina acromatizadora. También se midieron los valores de aberración esférica alcanzados.

### **6.1 Medidas de la aberración cromática longitudinal**

El simulador visual permite medir la ACL del ojo mediante dos técnicas distintas. Una de ellas, la objetiva, se basa en la medida de las aberraciones completas a diferentes longitudes de onda empleando un sensor de H-S. Y la otra se basa en la búsqueda por parte del sujeto del mejor foco subjetivo para las distintas longitudes de onda. En los dos próximos apartados se muestran, para ambas técnicas, los resultados de las medidas llevadas a cabo en varios sujetos.

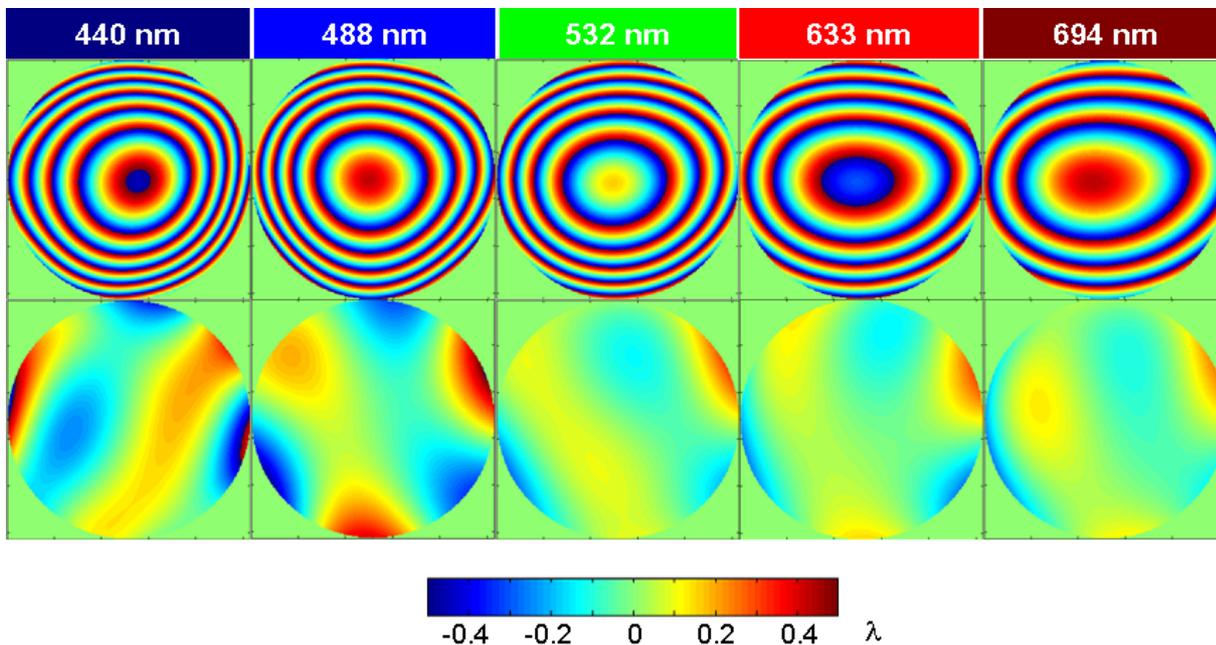
#### **6.1.1 Medidas objetivas mediante H-S**

##### **6.1.1.1 Dependencia de algunas aberraciones con la longitud de onda**

Utilizando el sistema descrito en el apartado 5.1.1 y siguiendo los procedimientos del apartado 5.1.2 se obtuvieron los mapas de aberración completos para varios sujetos en distintas longitudes de onda visibles (440, 488, 532, 633 y 694 nm). Los sujetos, ER, SM y VS son todos jóvenes con edades comprendidas entre

## 6. Resultados

los 21 y 31 años. La Figura 6.1 muestra los mapas de aberración completos, y sólo de alto orden, del sujeto ER.

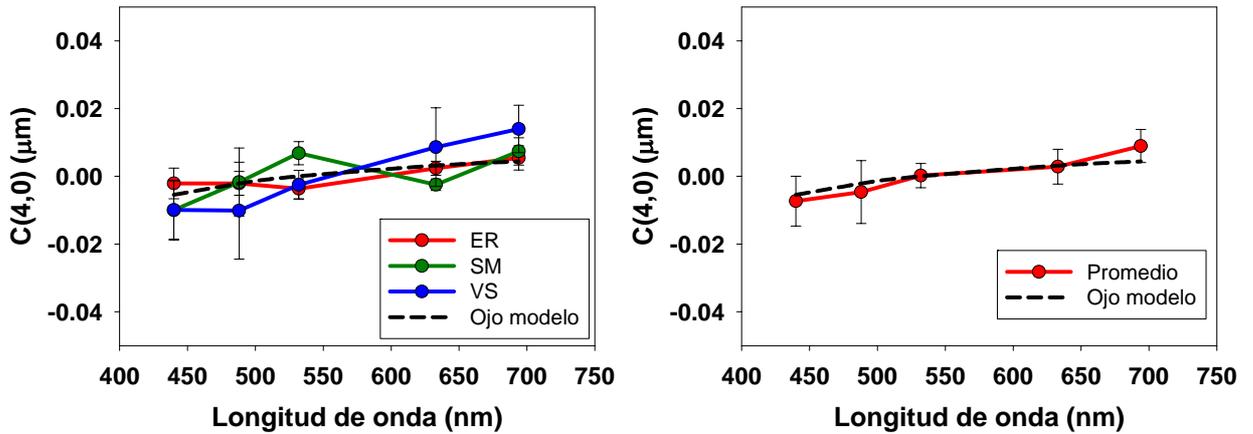


**Figura 6.1:** mapas de aberración del sujeto ER a las distintas longitudes de onda señaladas. En la fila superior se muestra la aberración completa incluyendo desenfoque, y en la inferior sólo están las aberraciones de alto orden.

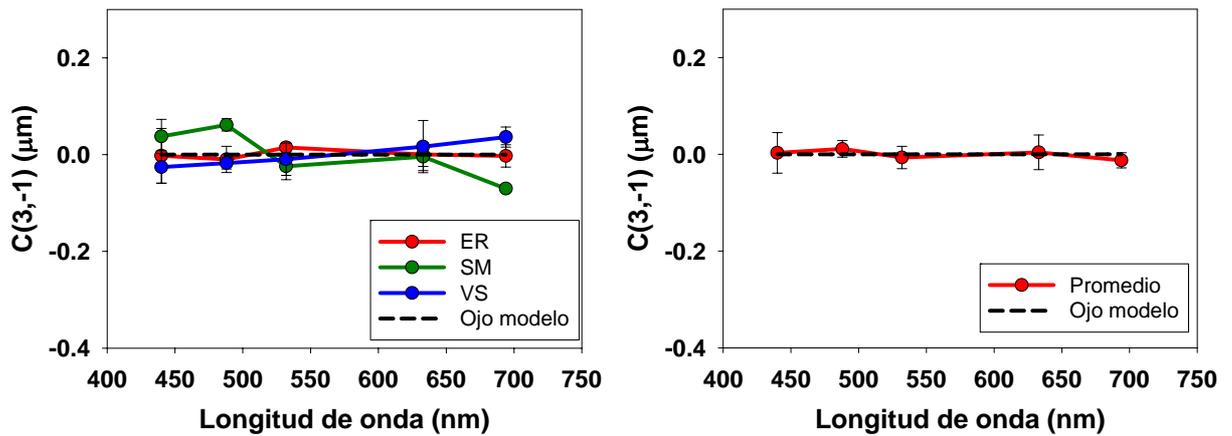
En los mapas de aberración completos se puede apreciar el distinto grado de desenfoque en cada longitud de onda consecuencia de la ACL.

Se han extraído también algunos términos concretos de la aberración, como esférica y coma en los tres sujetos, para tratar de compararlos con los predichos por los modelos teóricos de ojo, y con resultados previos que se pueden hallar en la bibliografía. Los resultados teóricos con los que comparar son obtenidos mediante simulación en Zeemax© con el modelo de ojo de Escudero-Sanz [Escudero-Sanz y Navarro, 1999].

La Figura 6.2 muestra la dependencia encontrada en la aberración esférica con la longitud de onda para los tres sujetos medidos, en una pupila de 4 mm de diámetro. El promedio de sus aberraciones esféricas concuerda bien con lo esperado teóricamente. Lo mismo se puede decir del coma vertical medido (Figura 6.3)



**Figura 6.2:** izquierda: dependencia de la aberración esférica (término de Zernike  $Z_4^0$ ) con la longitud de onda encontrada en varios sujetos, y su comparación con lo esperado teóricamente. Tamaño de pupila de 4 mm de diámetro. Derecha: Promedio de los valores de los tres sujetos.

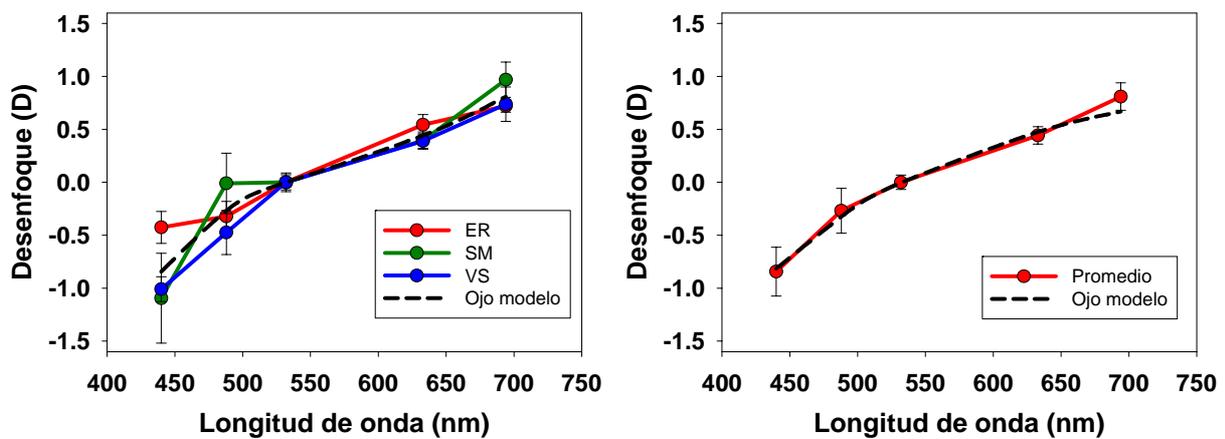


**Figura 6.3:** izquierda: dependencia del coma vertical (término de Zernike  $Z_3^{-1}$ ) con la longitud de onda encontrada en varios sujetos, y su comparación con lo esperado teóricamente. Tamaño de pupila de 4 mm de diámetro. Derecha: Promedio de los valores de los tres sujetos.

Estos resultados concuerdan bien con los encontrados en otros estudios similares llevados a cabo mediante otras técnicas [Marcos et al., 1999], lo que aumenta la confianza en el sistema y métodos empleados en éste.

### 6.1.1.2 Medidas de la aberración cromática

Una vez que se determinan los mapas de aberración en los distintos sujetos en cada una de las longitudes de onda, es inmediato obtener la ACL simplemente como la variación del término de desenfoque, tal y como fue explicado en el apartado 5.1.2. Para los sujetos ER, SM y VS, se obtuvo la ACL mostrada en la Figura 6.4. El promedio de los valores de todos ellos concuerda perfectamente con los valores teóricos obtenidos del modelo de ojo de agua [Thibos et al., 1992].



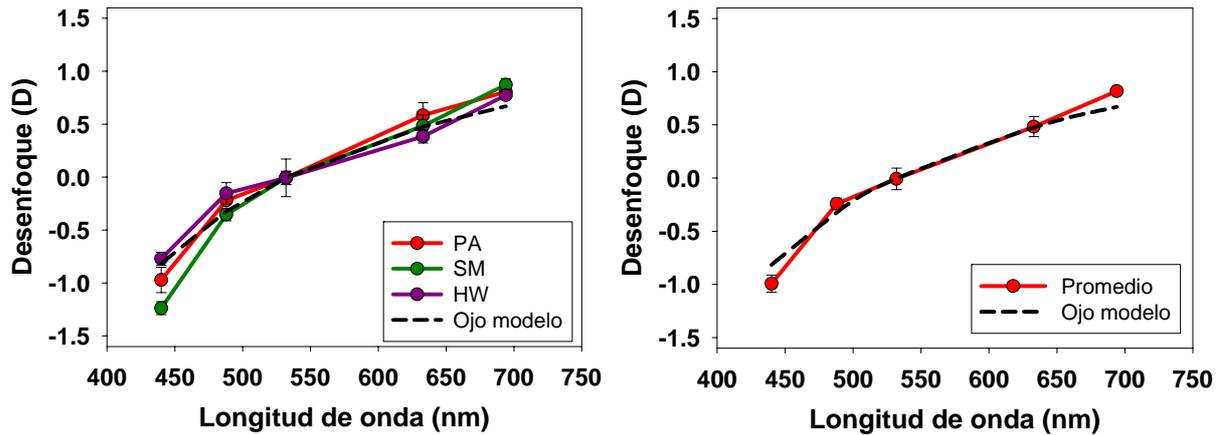
**Figura 6.4:** izquierda: ACL medida objetivamente en distintos sujetos mediante H-S. Derecha: promedio de la ACL encontrada en estos sujetos y comparación con la teórica procedente del modelo de ojo de agua.

### 6.1.2 Medidas subjetivas

Como ya fue explicado en 5.2.1 es interesante utilizar la técnica de medida subjetiva de la ACL del ojo, básicamente por dos razones. La primera de ellas es, si los resultados coinciden, para dar más validez a las medidas objetivas llevadas a cabo. Y la segunda es que si los resultados de la técnica subjetiva son correctos, en el sentido de que coincidan con los resultados de otros estudios previos, poder emplearla cuando no es posible una medida objetiva, como por ejemplo, para medir la corrección inducida por la lámina acromatizadora cuando se llevan a cabo los test psicofísicos (Ver apartado 5.3.3).

Los sujetos participantes en estas medidas son PA(1.5 D, 44 años) , SM(2.75 D, 32 años) y HW (emétrope, 48 años). En aquellos sujetos que fue necesario, se paralizó temporalmente su acomodación con tropicamida al 1%.

Siguiendo los pasos señalados en 5.2.1. se encuentra que la ACL de los tres sujetos y su promedio son los mostradas en la Figura 6.5.



**Figura 6.5:** izquierda: LCA medida en varios sujetos por el procedimiento subjetivo. Derecha: comparación de la LCA promedio de los mismos sujetos con la teórica procedente del modelo de ojo de agua.

Como puede apreciarse, los resultados para los tres sujetos son muy similares y a su vez concuerdan casi perfectamente con los valores teóricos predichos por el modelo teórico del ojo de agua. Por esto, podemos decir que se da validez a todo lo esperado al comienzo de este apartado.

## 6.2 Corrección de la aberración cromática longitudinal

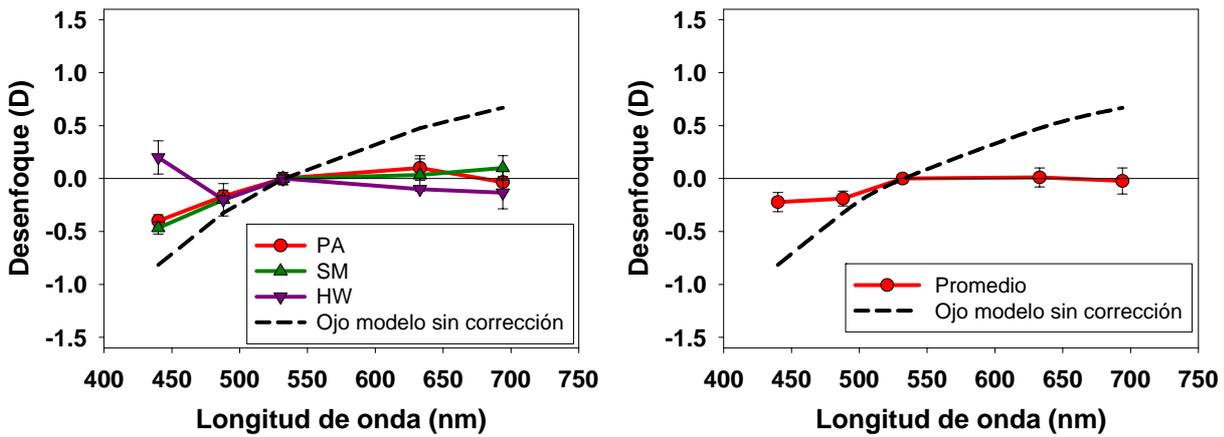
### 6.2.1 Medida de la corrección en el ojo

Los resultados del anterior apartado 6.1.2 permiten validar el procedimiento de medida subjetiva de la ACL para comprobar que el acoplamiento del ojo, de la parte del sistema a través de la cual lleva a cabo los test psicofísicos y de la lámina acromatizadora, dan lugar a un sistema final acromático.

## 6. Resultados

Siguiendo los pasos señalados en 5.3.3, sobre cada uno de los sujetos que posteriormente van a participar en los experimentos visuales con corrección de ACL (descrito en el siguiente apartado) se comprueba cuál es el grado alcanzado de corrección de la ACL. Estos sujetos son PA, SM y HW, ya mencionados anteriormente.

Llevadas a cabo estas medidas, los resultados se pueden apreciar en la Figura 6.6.



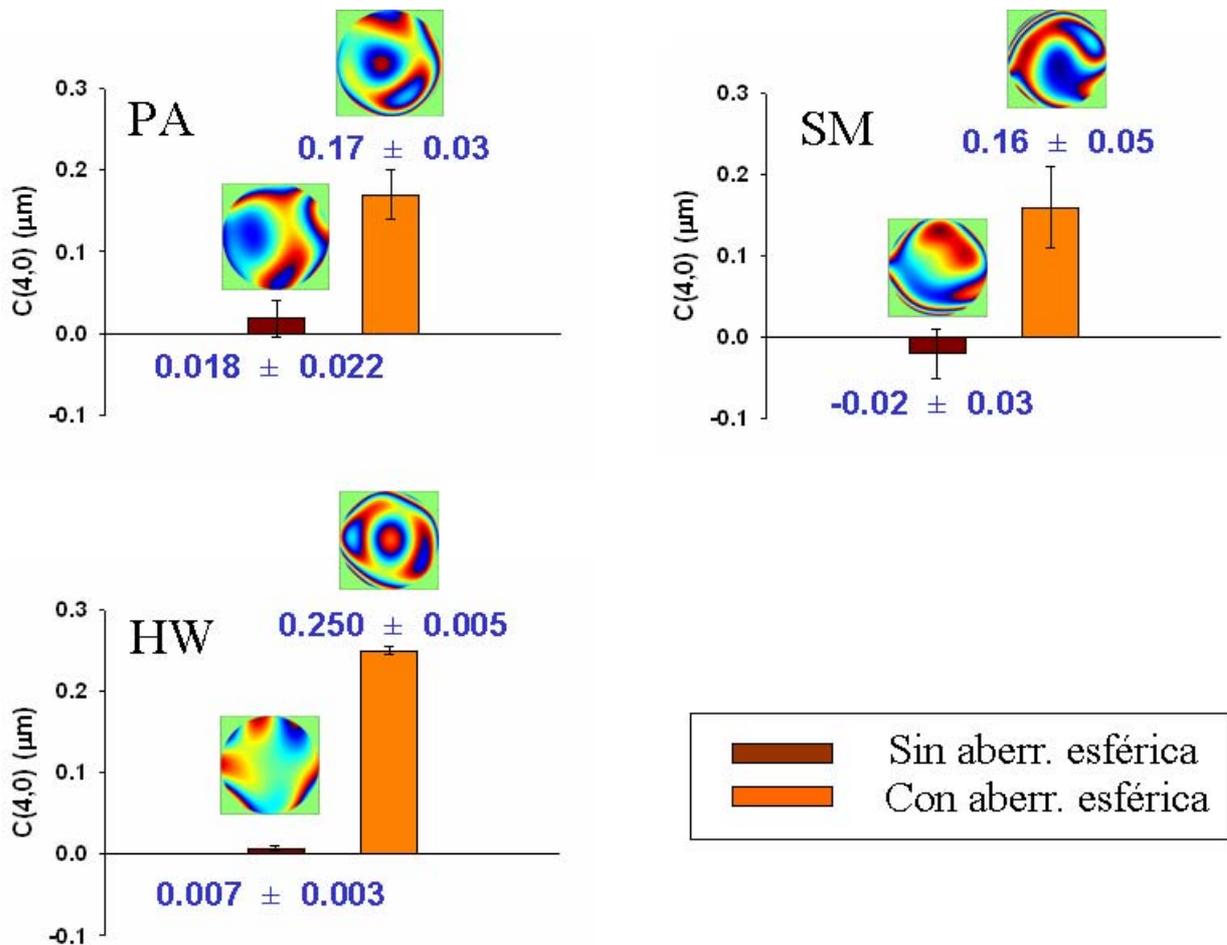
**Figura 6.6:** resultados de las medidas subjetivas de ACL utilizando la lámina acromatizadora. **Izquierda:** resultados para cada uno de los sujetos y comparación con la ACL del modelo de ojo de agua. **Derecha:** resultado promedio de los tres sujetos y comparación también con la modelo.

En promedio, la corrección resultante es muy buena para las longitudes de onda por encima de los 532 nm, pero algo sub-correcta en el rango de los azules.

### 6.2.2 Efecto combinado de la corrección de las aberraciones esférica y cromática longitudinal sobre la visión.

Antes de realizar los experimentos de calidad visual de los sujetos PA, SM y ER en las distintas combinaciones de presencia y ausencia de ACL y aberración esférica, es preceptivo controlar los verdaderos valores de aberración esférica con los que cada sujeto lleva a cabo los test. Recordar que se busca por un lado el valor nulo de aberración esférica y por otro, el valor promedio encontrado entre los pacientes operados de cataratas con lentes intraoculares esféricas, que era de 0.149  $\mu\text{m}$  en pupila de 4.8 mm. Por ello, después de

elegida la lámina de aberración esférica que debe producir en cada uno de los sujetos el valor de aberración buscado, se procede a medir con el sensor de H-S la aberración completa del ojo más la de la lámina introducida. Los resultados de la aberración esférica medida en cada caso para cada sujeto, y el mapa de aberración hallado (eliminando desenfoque) se muestran en la Figura 6.7.



**Figura 6.7:** valores de aberración esférica medidos en los sujetos PA, SM y HW en las condiciones en las que se busca un valor nulo de esférica y en las que se busca el valor promedio de  $0.149 \mu\text{m}$  en una pupila de  $4.8 \text{ mm}$  de diámetro.

Los valores finalmente alcanzados están muy próximos a los buscados, excepto para el sujeto HW en la condición con aberración esférica, en la que el valor alcanzado finalmente fue de  $0.25 \mu\text{m}$ .

Siguiendo el procedimiento indicado en 5.4.2 se llevan a cabo las medidas visuales, agudeza visual y sensibilidad al contraste a 6 ciclos/grado, en los tres sujetos. En la Figura 6.8 se pueden ver los resultados correspondientes a PA, SM y HW respectivamente.

6. Resultados

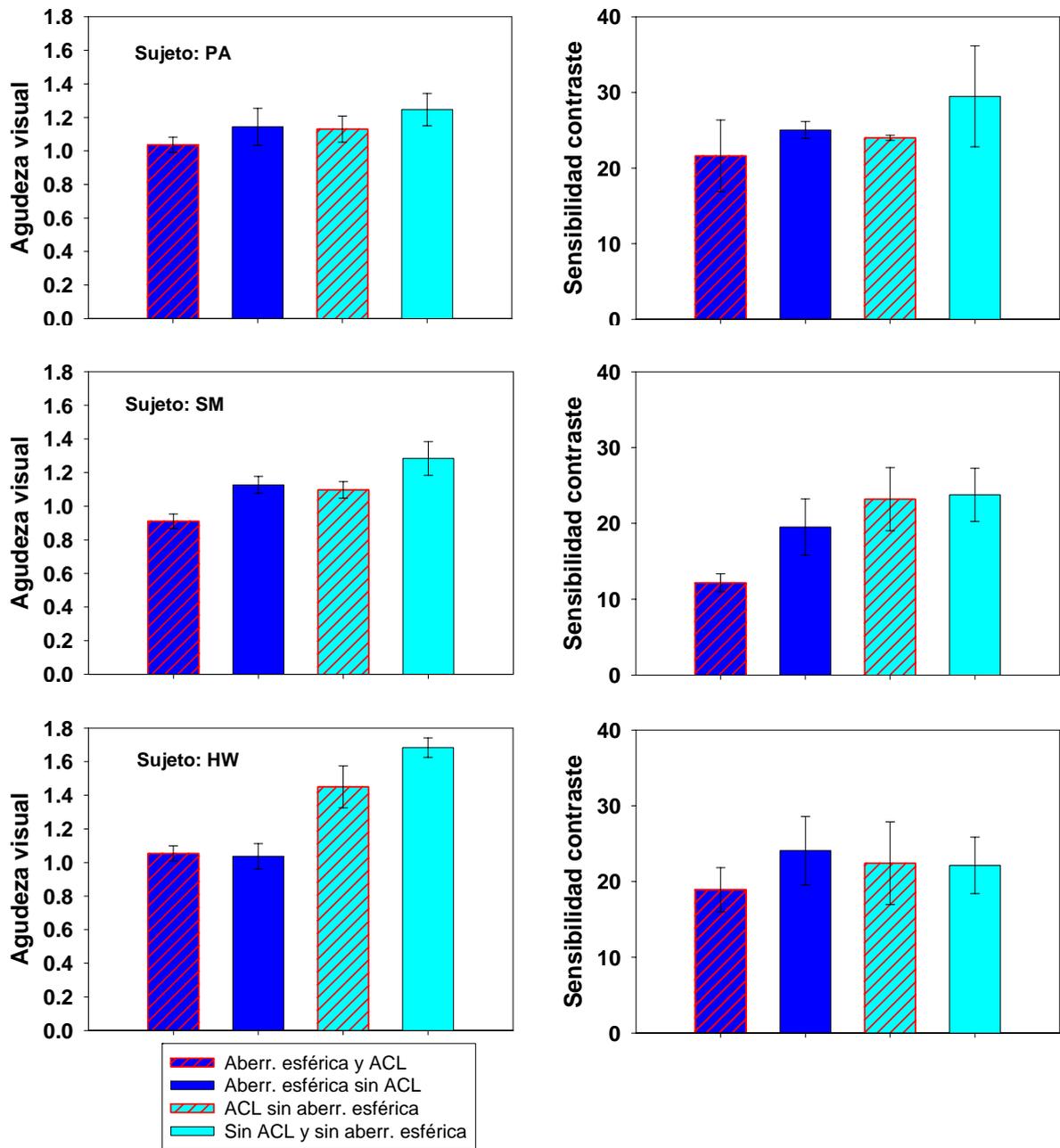
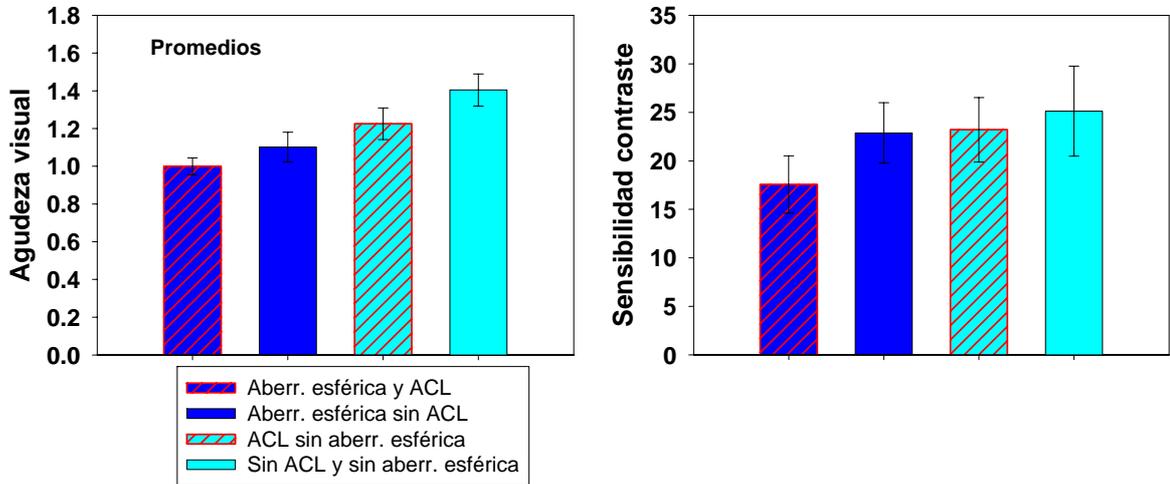


Figura 6.8: agudeza visual y sensibilidad al contraste a 6 ciclos/grado para los sujetos PA, SM y HW en las distintas condiciones indicadas.

Se puede apreciar en los resultados mostrados para cada uno de los sujetos, una clara tendencia hacia la mejora de la calidad visual conforme se van eliminando aberraciones, la esférica y la cromática. Existe, sin embargo, la inevitable variabilidad propia de cada individuo que puede entorpecer la interpretación general

de los resultados. Por ello, resulta conveniente calcular el promedio de todos los resultados obtenidos por los tres sujetos, de forma que se amortigüen estas diferencias. En la Figura 6.9 están representados estos valores.



**Figura 6.9:** promedio de todos los valores de agudeza visual y sensibilidad al contraste a 6 ciclos/grado obtenidos de los sujetos PA, SM y HW para las distintas condiciones indicadas.

Sobre dichos valores se llevó a cabo el test t para comprobar si las diferencias observadas entre los distintos modos son estadísticamente significativas. Los valores del parámetro p obtenidos al comparar las diferencias entre todas las posibles combinaciones de modos son mostrados en la Tabla 6.1 para la agudeza visual y en la Tabla 6.2 para la sensibilidad al contraste.

	Aberr. esfér. y no ACL	No aberr. esfér. y ACL	No aberr. esfér. y no ACL
Aberr. esfér. y ACL	0.009 (**)	0.0020(**)	0.00005(**)
Aberr. esfér. y no ACL		0.045(*)	0.0008(**)
No aberr. esfér. y ACL			0.042(*)

**Tabla 6.1:** significancia estadística de las diferencias en los valores de agudeza visual mostrados en la Figura 6.9. Se muestran los valores del parámetro p resultante de aplicarle la prueba estadística t a las combinaciones de los distintos modos. (\*\*)( $p < 0.01$ ) (\*)( $p < 0.05$ ).

6. Resultados

	Aberr. esfér. y no ACL	No aberr. esfér. y ACL	No aberr. esfér. y no ACL
Aberr. esfér. y ACL	0.012(*)	0.007(**)	0.004(**)
Aberr. esfér. y no ACL		0.4	0.16
No aberr. esfér. y ACL			0.19

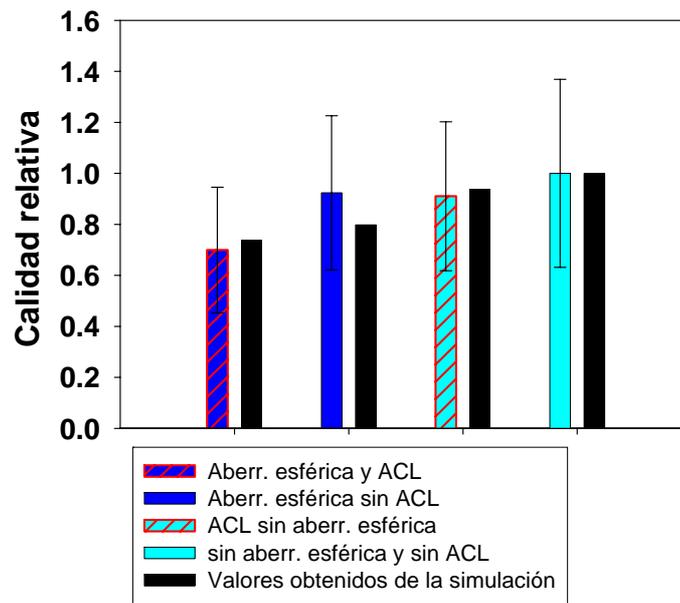
**Tabla 6.2:** significancia estadística de las diferencias en los valores de sensibilidad al contraste mostrados en la Figura 6.9. Se muestran los valores del parámetro p resultante de aplicarle la prueba estadística t a las combinaciones de los distintos modos. (\*\*) (p<0.01) (\*) (p<0.05).

Para el caso de la agudeza visual, todas las diferencias son estadísticamente significativas. No ocurre igual con la sensibilidad al contraste, debido a que la variabilidad observada en este test suele ser mayor que en el de agudeza.

Por tanto, como ya se ha indicado arriba, se puede decir que la capacidad visual (al menos la agudeza) mejora si se elimina la aberración esférica, y más aún si además se corrige la ACL. También es de destacar, que para los valores de aberración esférica empleados, el impacto visual de ésta es mayor que el provocado por la ACL, puesto que el modo ACL sin aberración esférica da mejores resultados que el de aberración esférica sin ACL.

Comparando con los resultados esperados, obtenidos de las simulaciones del apartado 5.4.3 en el que se calcularon las MTF's policromáticas de varios sujetos para los distintos casos, se aprecia un notable acuerdo entre la mejora de la calidad óptica global (Figura 5.35) y la de la calidad visual medida (Figura 6.9) conforme se corrigen las aberraciones esférica y cromática.

Utilizando las medidas reales de la aberración esférica (Figura 6.7) y de la ACL (Figura 6.5 y Figura 6.6) alcanzadas finalmente en cada uno de los sujetos para los diferentes modos, se calcula el promedio para todos ellos de las MTF's a 6 ciclos/grado. En la Figura 6.10 se comparan estos resultados, relativos al modo sin esférica y sin ACL, con los valores promedio de sensibilidad al contraste medidos en los tres sujetos, también a 6 ciclos/grado y relativos al mismo modo. De la comparación, resulta en general un buen acuerdo.



**Figura 6.10:** comparación de la calidad óptica a 6 ciclos/grado proporcionada por las simulaciones, con el promedio de la sensibilidad al contraste de los sujetos PA, SM y HW también a 6 ciclos/grado. Los valores en ambas situaciones son relativos a los casos sin aberración esférica y sin ACL. Para la simulación se emplean los datos de las aberraciones esférica y cromática medidas en cada caso en los tres sujetos.



# CONCLUSIONES



## 7 Conclusiones

Finalmente se recopilan los principales resultados y contribuciones obtenidos en este trabajo:

1. Se ha desarrollado y puesto a punto un simulador visual de óptica adaptativa (SVOA), con el que se pueden modificar las aberraciones del ojo, lo que permite simular cualquier dispositivo oftálmico que introduce una fase determinada. En particular, este instrumento se ha empleado para simular y testear perfiles de fase progresivos para la corrección parcial de la presbicia.
2. Como elemento activo del SVOA se ha empleado un modulador espacial de cristal líquido de alta resolución (Hamamatsu, PPM X8267UM-16). Dicho instrumento se ha calibrado, puesto a punto y se ha determinado su capacidad para inducir aberraciones. Su utilidad para llevar a cabo experimentos sobre el ojo ha sido demostrada llevando a cabo correcciones de aberraciones, primero usando un ojo artificial y después ojos reales, con resultados similares a los obtenidos en trabajos precedentes usando espejos deformables.
3. Se han evaluado y estudiado diferentes algoritmos para encontrar perfiles de fase que aumenten la profundidad de foco. Se ha demostrado la utilidad de los algoritmos del tipo GLSA (Genetic Local Search Algorithm), combinando algoritmos genéticos y de búsqueda local.
4. Éstos perfiles y otros se han evaluado tanto óptica (registrando sus PSF's asociadas) como visualmente en el SVOA.
5. Se ha llevado a cabo un experimento de comparación de la calidad visual proporcionada por perfiles de fase inducidos por el SVOA y la proporcionada por los mismos perfiles implementados físicamente sobre lentes de contacto. El buen acuerdo obtenido entre ambas aproximaciones se considera una validación del SVOA.

6. Se ha desarrollado, puesto a punto e implementado un simulador visual en luz policromática. Se ha aplicado para estudiar los efectos sobre la visión de la aberración cromática en combinación con aberraciones monocromáticas.
7. Integrado en el simulador visual en luz policromática, se ha desarrollado un sensor de H-S en luz blanca que permite llevar a cabo medidas objetivas de la aberración cromática longitudinal y de las aberraciones monocromáticas en función de la longitud de onda.
8. El simulador visual en luz policromática se ha utilizado para estudiar el impacto visual de la corrección de la aberración cromática longitudinal, aisladamente y en combinación con la aberración esférica. Para la corrección de la aberración cromática se ha empleado un elemento óptico difractivo diseñado específicamente.
9. Este instrumento experimental único ha permitido evaluar las potencialidades de diversas estrategias de corrección visual que eventualmente pueden convertirse en nuevos elementos oftálmicos, como lentes intraoculares o de contacto.

La utilización de los simuladores visuales abre las puertas a nuevas posibilidades, tanto para la investigación básica en visión, como para el diseño de nuevos productos oftálmicos. Poder simular cualquier elemento permite evaluar su rendimiento visual sin necesidad de llegar a fabricarlo, con el consiguiente ahorro en tiempo y dinero. En este trabajo, se ha aplicado a perfiles de fase para presbicia y a correctores de la aberración cromática, pero bien puede emplearse con casi cualquier otro tipo de diseño con fines distintos. En un futuro, la previsible miniaturización y la disminución en el precio de los componentes permitirá, no sólo que esta técnica de desarrollo de nuevos productos sea algo rutinario, sino que incluso permita la creación de soluciones a medida para cada paciente.

## Bibliografía

- [Ahn y Legge, 1995] S. J. Ahn y G. E. Legge, "Printed cards for measuring low-vision reading speed", *Vis. Res.* **35**, 1939-1944 (1995).
- [Artal et al., 1988] P. Artal, J. Santamaría y J. Bescos, "Retrieval of wave aberrations of human eyes from actual point-spread-function data", *J. Opt. Soc. Am. A*, **5**, 1201- (1988).
- [Artal et al., 1993] P. Artal, M. Ferro, I. Miranda y R. Navarro, "Effects of aging in retinal image quality", *J. Opt. Soc. Am. A*, **10**, 1656- (1993).
- [Artal et al., 1995.a] P. Artal, S. Marcos, R. Navarro y D. R. Williams, "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality", *J. Opt. Soc. Am. A*, **12**, 195-201 (1995).
- [Artal et al., 1995.b] P. Artal, I. Iglesias, N. López-Gil y D. G. Green, "Double-pass measurements of the retinal image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system", *J. Opt. Soc. Am. A*, **12**, 2358-2366 (1995).
- [Artal et al., 1996] P. Artal, S. Marcos, I. Iglesias y D. G. Green, "Optical modulation transfer function and contrast sensitivity with decentered small pupils", *Vis. Res.*, **6**, 3575-3586.
- [Artal y Guirao, 1998] P. Artal y A. Guirao, "Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye", *Opt. Lett.*, **23**, 1713-1715 (1998).
- [Artal, 2000] P. Artal, "Understanding aberrations by using double-pass techniques", *J. Refrac. Surgery*, **16**, 560-562 (2000)
- [Artal et al., 2001] P. Artal, A. Guirao, E. Berrio y D. R. Williams, "Compensation of corneal aberrations by internal optics in the human eye", *J. Vis.*, **1**, 1-8 (2001).
- [Artal et al., 2002.a] P. Artal, E. Berrio, A. Guirao y P. Piers, "Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age", *J. Opt. Soc. Am. A*, **19**, 137-143 (2002).
- [Artal et al., 2002.b] P. Artal, E. J. Fernández y S. Manzanera, "Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?", *J. Refrac. Surgery*, **18**(5): S563-6 (2002).
- [Artal et al., 2004] P. Artal, L. Chen, E. J. Fernández, B. Singer, S. Manzanera y D. R. Williams, "Neural compensation for the eye's optical aberrations", *Journal of Vision*, **4**, 281-287 (2004).
- [Atchinson et al., 1995] D. A. Atchison, R. L. Woods y A. Bradley, "Useful variations of de Badal optometer", *Optom. Vis. Sci.* **72**, 279-284 (1995).

[Atchinson et al., 1998] D. A. Atchinson, R. L. Woods y A. Bradley, "Predicting the effects of optical defocus on human contrast sensitivity", *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 2449-2456 (1998).

[Babcock, 1953] H. W. Babcock, "The possibility of compensating astronomical seeing", *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*, **65**, 229-236 (1953).

[Bach, 1996] M. Bach, "The Freiburg visual Acuity test-automatic measurement of visual acuity", *Optom. Vis. Sci.* **73**(1), 49-53 (1996).

[Bäck, 1996] T. Bäck "Evolutionary algorithms in theory and practice: Evolution strategies, evolutionary programming, genetic algorithms", Oxford Univ. Press (1996).

[Badal, 1876] J. Badal, "Optomètre métrique international du Dr. Badal. Pour la mesure simultanée de la refraction et de l'acuité visuelle mme chez le illetres", *Annales d'Oculistique* **5**, 101-117 (1876).

[Bass et al., 1995] M. Bass, E. W. Van Stryland, D. R. Williams y W. L. Wolfe, "Handbook of optics: fundamentals, techniques & design", McGraw-Hill (1995).

[Bedford y Wyszecki, 1957] R. E. Bedford y G. Wyszecki, "Axial chromatic aberration of the human eye", *J. Opt. Soc. Am.*, **47**, 564-565.

[Born y Wolf, 1999] M. Born y E. Wolf, "Principle of Optics", 7<sup>th</sup> ed., Pergamon, Oxford (1999)

[Bradley et al., 2001] A. Bradley, X. Hong, L. N. Thibos, X. Cheng y D. T. Miller, "The statistics of monochromatic aberrations from 200 healthy young eyes" [ARVO abstract] *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 42(4), B175, Abstract n° 862 (2001).

[Cagigal et al., 2002] M. P. Cagigal, V. F. Canales, J. F. Castejón-Mochón, P. M. Prieto, N. López Gil y P. Artal, "Statistical description of the wave front aberration in the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, **19**, 809-814 (2002).

[Cambridge] [www.crs ltd.com](http://www.crs ltd.com).

[Campbell et al., 1966] F. W. Campbell y R. W. Gubisch, "Optical image quality of the human eye", *J. Physiol.*, **186**, 558-578 (1966).

[Campbell et al., 1968] F. J. Campbell y J. Robson, "Application of Fourier analysis to the visibility of gratings", *J. Physiol.*, **197**, 551 (1968).

[Castejón-Mochón et al., 2002] J. F. Castejón-Mochón, N. López-Gil, A. Benito y P. Artal, "Ocular wavefront aberration statistics in a normal young population", *Vis. Res.*, **42**, 1611-1617 (2002).

[Charman y Jennings, 1976] W. N. Charman y J. A. M. Jennings, "Objective measurements of the longitudinal chromatic aberration of the human eye", *Vis. Res.*, **16**, 999-1005.

- [Croft et al., 1998] M. A. Croft, P. L. Kaufman, K. S. Crawford, M. W. Neider, A. Glasser y L. Z. Bito, "Accommodation dynamics in aging rhesus monkeys", *The American Journal of Physiology*, **275**, R1885-R1897 (1998).
- [Delori y Pflibsen , 1989] F. C. Delori y K. P. Pflibsen, "Spectral reflectance of the human ocular fundus", *App. Opt.*, **28**, 1061-1077.
- [Doble et al., 2002] N. Doble, G. Yoon, L. Chen, P. Bierden, B. Singer, S. Olivier y D. R. Williams, "Use of a microelectromechanical mirror for adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.* **27**, 1537-1539 (2002)
- [Drexler et al., 2004] W. Drexler, E. J. Fernández, B. Hermann, A. Unterhuber, H. Sattmann, P. M. Prieto, A. F. Fercher y P. Artal, "Adaptive Optics ultrahigh resolution optical coherence tomography", *ARVO, Annual Meeting Abstract and Program Planner*, abstract 2384 (2004).
- [Emsley, 1952] H. H. Emsley, "Visual optics", Hatton, Londres (1952).
- [Escudero-Sanz y Navarro, 1999] I. Escudero-Sanz y R. Navarro, "Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model", *J. Opt. Soc. Am. A*, **16**, 1881-1891 (1999)
- [Farnsworth y Shyne, 1979] P. N. Farnsworth y S. E. Shyne, "Anterior zonular shifts with age", *Experimental Eye Research*, **28**, 291-297 (1979).
- [Fernández et al., 2001] E. J. Fernández, I. Iglesias y P. Artal, "Closed loop adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.* **26**, 746-748 (2001).
- [Fernández et al., 2002] E. J. Fernández, S. Manzanera, P. Piers y P. Artal, "Adaptive optics visual simulator", *J. Refrac. Surgery* **18**, 634-638 (2002).
- [Fernández y Artal, 2003] E. J. Fernández y P. Artal, "Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics", *Opt. Express* **11**, 1056-1069 (2003)
- [Fernández, 2004] "Óptica adaptativa con espejo deformable de membrana: Aplicaciones en el ojo humano", tesis doctoral, Universidad de Murcia (2004).
- [Fernández et al., 2005] E. J. Fernández, B. Povazay, B. Hermann, A. Unterhuber, H. Sattmann, P. M. Prieto, R. Leitgeb, P. Ahnelt, P. Artal y W. Drexler, "three-dimensional adaptive optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography using a liquid crystal spatial light modulator", *Vis. Res.*, **45**, 3432-3444 (2005).
- [Fisher, 1973] R. F. Fisher, "Presbyopia and the changes with age in the human crystalline lens", *The Journal of Physiology*, **228**, 765-779 (1973).
- [Flamant, 1955] M. F. Flamant, "Etude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente", *Rev. Opt.*, **34**, 433-459 (1955).
- [Gennes, 1974] P. G. Gennes, "The Physics of Liquid Crystals", Clarendon Press (1974)

- [Glasser y Campbell, 1998] A. Glasser y M. C. W. Campbell, "Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age", *Vis. Res.*, **38**, 209-229 (1998).
- [Glasser y Campbell, 1999] A. Glasser y M. C. W. Campbell, "Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia", *Vis. Res.*, **39**, 1991-2015 (1999).
- [Glasser y Kaufman, 1999] A. Glasser y P. L. Kaufman, "The mechanism of accommodation in primates", *Ophthalmology*, **106**, 863-872 (1999).
- [Goodman, 1996] J. W. Goodman, "Introduction to Fourier Optics", McGraw-Hill, New York (1996).
- [Guirao, 1998] A. Guirao, "Calidad Óptica del ojo humano en función de la edad", tesis doctoral, Universidad de Murcia (1998).
- [Guirao y Artal, 1999] A. Guirao y P. Artal, "Off-axis monochromatic aberrations estimated from double pass measurements in the human eye", *Vis. Res.*, **39**, 207-217 (1999).
- [Guirao et al., 1999] A. Guirao, C. González, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby y P. Artal, "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population", *Inv. Oph. Vis. Sci.*, **40**, 203-213 (1999).
- [Guirao et al., 2000] A. Guirao, M. Redondo y P. Artal, "Optical aberrations of the human cornea as a function of age", *J. Opt. Soc. Am. A*, **17**, 1697-1702 (2000)
- [Guirao y Artal, 2000] A. Guirao y P. Artal, "Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure", *J. Opt. Soc. Am. A*, **17**, 955-965 (2000).
- [Hartridge, 1947] H. Hartridge, "The visual perception of fine detail", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, **29**, 311-338 (1947).
- [He et al., 1998] J. C. He, S. Marcos, R. H. Webb y S. A. Burns, "Measurement of the wavefront aberrations of the eye by a fast psychophysical procedure", *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 2449-2456 (1998).
- [Helmholtz, 1924] H. H. von Helmholtz, "Mechanism of accommodation". In J. P. C. Southal (Ed.), *Helmholtz's treatise on physiological optics*, 143-173. The Optical Society of America (Traducido de la 3ª edición alemana (1909) ).
- [Heys et al., 2004] K. R. Heys, S. L. Cram y R. J. Truscott, "Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia?", *Molecular Vision*, **10**, 956-963 (2004).
- [Hofer et al., 1998] H. J. Hofer, J. Porter y D. R. Williams, "Dynamic measurement of the wave aberration of the human eye", *Invest Ophthalmol. Vis. Sci.*, **39**, S203 (1998).

- [Hofer et al., 2001] H. Hofer, P. Artal, B. Singer, J. L. Aragón y D. R. Williams, “Dynamics of the eye’s wave aberration”, *J. Opt. Soc. Am A* **18**, 497-506 (2001)
- [Holladay et al., 2002] J. T. Holladay, P. A. Piers, G. Koranyi, M. van der Mooren y N. E. Norrby, “A new intraocular lens design to reduce spherical aberration in pseudophakic eyes”, *J. Refrac. Surgery.*, **18**, 683-691 (2002).
- [Holland, 1975] J. H. Holland, “Adaptation in natural and artificial systems”, University of Michigan Press, Ann Arbor. (1975).
- [Howarth y Bradley, 1986] P. A. Howarth y A. Bradley, “The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction”, *Vis. Res.*, **26**, 361-366.
- [Howland, 1960] B. Howland, “Use of crossed cylinder lens in photographic lens evaluation”, *Appl. Opt.* **7**, 1587-1588 (1960).
- [Howland y Howland, 1976] B. Howland y H. C. Howland, “Subjective measurement of high order aberrations of the eye”, *Science*, **193**, 580-582 (1976).
- [Howland y Howland, 1977] H. C. Howland y B. Howland, “A subjective method for the measurement of the monochromatic aberrations of the eye”, *J. Opt. Soc. Am*, **67**, 1508-1518 (1978).
- [Huang et al., 1991] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito y J. G. Fujimoto, “Optical coherence tomography”, *Science*, **254**, 1178-1181 (1991).
- [ICNIRP, 1997] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, “Guidelines on limits of exposure to broad-band incoherent optical radiation (0.38 to 3  $\mu\text{m}$ )”, *Health Physics Society* **73**, 539-54 (1997).
- [Iglesias, 1997] I. Iglesias, “Nuevos métodos para la determinación de la aberración de onda ocular”, tesis doctoral, Universidad de Murcia (1997).
- [Iglesias et al., 1998.a] I. Iglesias, N. López-Gil y P. Artal, “Reconstruction of the ocular PSF from a pair of double-pass retinal images”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 326-339 (1998).
- [Iglesias et al., 1998.b] I. Iglesias, E. Berrio y P. Artal, “Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 2466-2476 (1998).
- [Iglesias et al., 2002] I. Iglesias, R. Ragazzoni, Y. Julien y P. Artal, “Extended source pyramid wavefront sensor for the human eye”, *Opt. Express* **10**, 419-428 (2002).
- [Ivanoff, 1953] A. Ivanoff, “Les aberrations de l’oeil”, París: Ediciones de la Revue D’Optique Théorique et instrumentale, (1953).
- [Jenkins, 1963] T. C. A. Jenkins, “Aberrations of the eye and their effects on vision”, parte II *British Journal of Physiological Optics*, **20**, 161-201.

[Jinhui et al. 1998] Zhai Jinhui, Yan Yingbai, Jin Guofan y Wu Minxian, "Global/local united search algorithm for global optimization", *Optik* 108(4), 161-164, 1998.

[Kishto, 1965] B. N. Kishto, "The colour stereoscopic effect", *Vis. Res.*, **5**, 313-329.

[Koretz y Handelman, 1988] J. F. Koretz y G. H. Handelman, "How the human eye focuses", *Scientific American*, **259**, 92-99 (1988).

[Le Grand, 1956] Y. Le Grand, "Optique physiologique", *L'espace visuel*, vol III. Paris: Éditions de la Revue d'Optique.

[Legge et al., 1989] G. E. Legge, J. A. Ross, A. Luebker y J.M. LaMay, "Psychophysics of reading. VIII. The Minnesota low-vision reading test", *Optom. Vis. Sci.* **66**, 843-853 (1989)

[Levenberg, 1944] K. Levenberg, "A method for the solution of certain problems in least squares", *Quart. Appl. Math.* **2**, 164-168 (1944).

[Liang et al., 1994] J. Liang, B. Grimm, S. Goelz y J. Bille, "Objective measurement of the wave aberrations of the human eye using a Hartmann-Shack wavefront sensor", *J. Opt. Soc. Am. A*, **11**, 1949-1957 (1994).

[Liang et al., 1997] J. Liang, D. R. Williams y D. Miller, "Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics", *J. Opt. Soc. Am. A*, **14**, 2884-2892 (1997).

[Liang y Williams, 1997] J. Liang, D. R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, **14**, 2873-2883 (1997).

[Llorente et al., 2003] L. Llorente, L. Díaz-Santana, D. Lara-Saucedo y S. Marcos, "Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination", *Optometry and Vision Science*, **80**, 26-35 (2003)

[López-Gil y Artal, 1997] N. López-Gil y P. Artal, "Comparison of double-pass estimates of the retinal-image quality obtained with green and near-infrared light", *J. Opt. Soc. Am. A*, **14**, 961-971 (1997).

[Love, 1997] G. D. Love, "Wavefront correction and production of Zernike modes with a liquid-crystal spatial light modulator", *Appl. Opt.* **36**, 1517-1524 (1997)

[Mahajan, 1991] N. M. Mahajan, "Aberration theory made simple", *Tutorial Text in Optical Engineering Vol. TT6 SPIE, USA* (1991)

[Mansfield et al., 1993] J. S. Mansfield, J. S. Ahn, G. E. Legge y A. Luebker, "A new reading-acuity chart for normal and low vision", *Opt. Soc. Am. Techn. Digest* **3**, 232-235 (1993).

[Marcos et al., 1999] S. Marcos, S. A. Burns, E. Moreno-Barriuso y R. Navarro, "A new approach to study ocular chromatic aberrations", *Vision Res.* **39**, 4309-4323 (1999)

- [Marquardt, 1963] D. Marquardt, “An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameter”, *SIAM J. Appl Math*, **11**, 431-441 (1963).
- [Meeteren, 1966] A. Van Meeteren, “Spatial sinewave response of the visual system”, Institute for Perception RVO-TNO, Soesterberg. (1966).
- [Meeteren, 1974] A. van Meeteren, “Calculations of the optical modulation transfer function of the human eye for white light”, *Optica Acta*, **21**, 395-412 (1974).
- [Mester et al., 2003] U. Mester, P. Dillinger y N. Anterist, “Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study”, *J. Cataract Refract. Surg.*, **29**, 652-660 (2003).
- [Mierdel et al., 1997] P. Mierdel, H. E. Krinke, W. Wiegand, M. Kaemmerer y T. Séller, “A measuring device for the assessment of monochromatic aberrations in human eyes”, *Ophthalmology*, **94**, 441-445 (1997).
- [Molebny et al., 1997] V. V. Molebny, I. G. Pallikaris, L. P. Naoumidis y I. H. Chyzh, “Retina ray-tracing technique for eye-refraction mapping”, *Proc. SPIE*, **2971**, 175-183 (1997).
- [Navarro y Moreno-Barriuso, 1999] R. Navarro y E. Moreno-Barriuso, “Laser ray-tracing method for optical testing”, *Opt. Lett.*, **24**, 951-953 (1999).
- [O’Shea et al., 2004] D. C. O’Shea, T. J. Sulesky, A. D. Kathman y D. W. Prather, “Diffractive optics: design, fabrication and test” Spie Press vol. TT62 (2004).
- [Ogboso y Bedell, 1987] Y. U. Ogboso y H. E. Bedell, “Magnitude of lateral chromatic aberration across the retina of the human eye”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **4**, 1666-1672.
- [Piers et al., 2004] P. A. Piers, E. J. Fernández, S. Manzanera, S. Norrby y P. Artal, “Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration”, *IOVS*, **45**, 4601-4610 (2004).
- [Porter et al., 2001] J. Porter, A. Guirao, I. G. Cox y D. R. Williams “Monochromatic aberrations of the human eye in a large population”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **18**, 1793-1803 (2001).
- [Press et al., 1992] W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky y W. T. Vetterling, “Numerical Recipes in C”, Cambridge University Press, NY (1992).
- [Prieto et al., 2000] P.M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz y P. Artal, “Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye”, *J. Opt. Soc. Am A* **17**, 1388-1400 (2000).
- [Prieto et al., 2004] P. M. Prieto, E. J. Fernández, S. Manzanera y P. Artal, “Adaptive optics with a programmable phase modulator: applications in the human eye”, *Opt. Express* **12**, 4059-4071 (2004)

- [Ragazzoni, 1996] R. Ragazzoni, "Pupil plane wavefront sensing with an oscillating prism", *J. Mod. Opt.* **43**, 289-293 (1996).
- [Roddier, 1988] F. Roddier, "Curvature sensing and compensation: concept in adaptive optics", *App. Opt.* **27**, 223-225 (1988).
- [Roorda y Williams, 1999] A. Roorda y D. R. Williams, "The arrangement of the three cone classes in the human living eye", *Nature*, **397**, 520-552 (1999).
- [Roorda et al., 2002] A. Roorda, F. Romero-Borja, W. J. Donnelly III, H. Queener, T. J. Hebert y M. C. W. Campbell, "Adaptive Optics scanning laser ophthalmoscopy", *Opt. Express*, **10**, 405-418 (2002).
- [Rynders et al., 1998] M. C. Rynders, R. Navarro y M. A. Losada, "Objective measurement of the off-axis longitudinal chromatic aberration in the human eye", *Vis. Res.*, **38**, 513-522.
- [Saleh et al., 1991] B. E. A. Saleh y M. C. Teich, "Fundamentals of Photonics", Wiley-Interscience (1991).
- [Santamaría et al., 1987] J. Santamaría, P. Artal y J. Bescos, "Determination of the point spread function of the human eye using a hybrid optical-digital method", *J. Opt. Soc. Am. A*, **4**, 195-201 (1987).
- [Schachar et al., 1995] R. A. Schachar, T. D. Black, R. L. Kash, D. P. Cudmore y D. J. Schanzlin, "The mechanism of accommodation and presbyopia in the primate", *Annals of Ophthalmology*, **27**, 58-67 (1995).
- [Schachar et al., 1996] R. A. Schachar, C. Tello, D. P. Cudmore, J. M. Liebmann, T. D. Black y R. Ritch, "In vivo increase of the human lens equatorial diameter during accommodation", *The American Journal of Physiology*, **271**, R670-R676 (1996).
- [Scheiner, 1619] C. Scheiner, "Oculus, sive fundamentum opticum", Innspruk, Austria (1619).
- [Simonet y Campbell, 1990] P. Simonet y M. C. W. Campbell, "The optical transverse chromatic aberration on the fovea of the human eye", *Vis. Res.*, **30**, 187-206.
- [Smirnov, 1961] M. S. Smirnov, "Measurement of the wave aberration of the human eye", *Biofizika*, **6**, 687-703 (1961).
- [Strenk et al., 2005] S. A. Strenk, L. M. Strenk y J. F. Koretz, "The mechanism of presbyopia", *Progress in Retinal and Eye Research*, **24**, 379-393 (2005).
- [Strenk y Semmlow, 1995] S. A. Strenk y J. L. Semmlow, "Magnetic resonance images of the ciliary muscle and lens in presbyopes and non-presbyopes", *Vision Science and Its Applications*, 88-91 (1995).

- [Thibos, 1987] L. N. Thibos, “Calculation of the influence of lateral chromatic aberration on image quality across the visual field”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **4**, 1673-1680.
- [Thibos et al., 1990] L. N. Thibos, A. Bradley, D. L. Still, X. Zhang y P. A. Howarth, “Theory and measurement of the ocular chromatic aberration”, *Vis. Res.*, **30**, 33-49.
- [Thibos et al., 1991] L. N. Thibos, A. Bradley y X. Zhang, “Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance”, *Optometry and Vision Science*, **68**, 599-607.
- [Thibos et al., 1992] L. N. Thibos, M. Ye, X. Zhang y A. Bradley, “The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans”, *App. Opt*, **31**, 3594-3600 (1992)
- [Tscherning, 1894] M. Tscherning, “Die monochromatischen aberrationen des menschlichen auges”, *Z. Psicol. Physiol. Sinne.*, **6**, 456-471 (1894).
- [Tscherning, 1920] M. Tscherning, “Accommodation”, *Physiologic Optics*, 192-228. Philadelphia: The Keystone. (1920).
- [van Alphen y Graebel, 1991] G. W. van Alphen y W. P. Graebel, “Elasticity of tissues involved in accommodation”, *Vis. Res.*, **31**, 1417-1438 (1991).
- [Vargas-Martín et al., 1998] F. Vargas-Martín, P. Prieto y P. Artal, “Corrections of the aberrations in the human eye with liquid crystal spatial light modulator: limits to the performance”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 2552-2562 (1998).
- [Villegas y Artal, 2003] E. A. Villegas y P. Artal, “Spatially resolved wavefront aberrations of ophthalmic progressive-power lenses in normal viewing conditions”, *Optom. Vis. Sci.*, **80**, 106-114 (2003).
- [Villegas y Artal, 2004] E. A. Villegas y P. Artal, “Comparisson of aberrations in different types of progressive power lenses”, *Ophthl. Physiol. Opt.*, **24**, 419-426 (2004).
- [Wald y Griffin, 1947] G. Wald y D. R. Griffin, “The change in refractive power of the human eye in dim and bright light”, *J. Opt. Soc. Am.* , **37**, 321-366.
- [Walsh et al., 1984] G. Walsh, W. N. Charman y H. C. Howland, “Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eyes”, *J. Opt. Soc. Am. A*, **1**, 987-992 (1984).
- [Walsh, 1988] G. Walsh, “The effect of mydriasis on the pupillary centration of the human eye”, *Ophthalmic and Physiological Optics*, **8**, 178-182.
- [Watson y Pelli, 1983] A. B. Watson y D. G. Pelli, "A Bayesian adaptive psychometric method", *Perception and Psychophysics* **33**, 113-20 (1983).
- [Webb et al., 1987] R. H. Webb, G. W. Hughes y F. C. Delori, “Confocal scanning laser ophthalmoscope”, *Appl. Opt.*, **26**, 1492-1499 (1987).

[Webb et al., 1992] R. H. Webb, C. M. Penney y K. P. Thompson, "Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer", *Appl. Opt.*, **31**, 3678-3686 (1992).

[Weeber et al., 2005] H. A. Weeber, G. Eckert, F. Soergel, C. H. Meyer, W. Pechhold y R. G. van der Heijde, "Dynamic mechanical properties of human lenses", *Experimental Eye Research*, **80**, 425-434 (2005).

[Wilson, 1997] R. S. Wilson, "Does the lens diameter increase or decrease during accommodation? Human accommodation studies: a new technique using infrared retro-illumination video photography and pixel unit measurements", *Transactions of the American Ophthalmological Society*, **95**, 261-267 (1997)

[Wyatt, 1993] H. J. Wyatt, "Application of a simple mechanical model of accommodation to the aging eye", *Vis. Res.*, **33**, 731-738 (1993).

[Yoon y Williams, 2002] G-Y. Yoon y D. R. Williams, "Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, **19**, 266-275 (2002).

[Young, 1801] T. Young, "On the mechanism of the eye", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, **91**, 23-88.

[Zhou et al., 1999] Guangya Zhou, Yixin Chen, Zongguang Wang y Hongwei Song, "Genetic local search algorithm for optimization design of diffractive optical elements", *App. Opt*, **38**, N° 20 (1999).

# Agradecimientos

Soy consciente de que la mayor parte de las personas que van a leer esta memoria son las mismas que me han estado ayudando a crearla durante estos fantásticos años. Y además, dicen los más “viejos” de por aquí, y yo los creo, que lo único que realmente les interesa es justamente esta sección. Por eso he intentado a través de mis siempre torpes palabras (qué pena no ser Pablo Neruda!) enviarles desde aquí un mensaje personal y personalizado de gratitud a todos y cada uno de ellos.

Por supuesto, tengo que empezar agradeciendo la realización de este trabajo a Pablo Artal. Primero por la confianza que depositó en mí hace unos cinco años cuando me aceptó en su grupo de investigación, permitiéndome trabajar en algo que me encanta. Me siento por ello un privilegiado. Segundo por su paciencia conmigo a la hora de explicarme todo aquello, que es mucho, que no conozco, y de dirigirme hábilmente para que hoy finalmente pueda estar escribiendo esto. Tercero por todo lo que he aprendido a su lado, y no sólo en el plano científico. Cuarto, por abrirme las puertas a este mundo de la ciencia, que entre otras cosas, me ha permitido ver y conocer lugares y personas que siempre creí fuera de mi alcance. Y quinto, ...bueno, podría continuar casi indefinidamente agradeciendo a Pablo todo lo que me ha aportado en lo profesional y en lo personal en estos años, porque más que jefe es un amigo, pero tengo que dejar un buen hueco para todo el resto de amigos que forman parte del LOUM y que todos y cada uno de ellos me ha ayudado de una u otra forma.

En primer lugar tengo que mencionar a Joshua Fernández, por ser mi maestro en el mundo mágico del montaje de sistemas ópticos. Los que aparecen descritos en este trabajo son herederos del utilizado por él en su tesis, que además me sirvió de inspiración y modelo para escribir ésta. También gracias por ser compañero y guía en mis primeros viajes de trabajo. Pasamos buenos ratos en el impresionante Manhattan y en la encantadora Cargèse.

A Pedro Prieto, porque su saber, paciencia y generosidad están distribuidas a lo largo de todo este trabajo. Cuando tienes una duda sobre algo, sólo hay que preguntar a Pedro. También ha sido un placer trabajar con él en tantos proyectos, de los que, a veces con mucho esfuerzo y en el último minuto, siempre hemos salido victoriosos. La puesta a punto del modulador se la debo a él y a Joshua. Gracias también a Carmen Cánovas y a Vanessa Sánchez por su ayuda en los cálculos y en el montaje del sistema de cromática. A Ignacio Iglesias, aparte de por un capote en Münster, porque con ayuda de su tesis di los primeros pasitos con las máscaras de fase.

A Juanma Bueno y a sus dos personalidades: a la seria y eficiente que te ayuda en todo y te consigue lo que necesites, y a la “gamberra”, con la que siempre te ríes. A la simpatía de Encarna Alcón. A Guillermo Pérez, con el que he compartido piso y algunos días de oscuridad en el laboratorio. A Nicolas Gorceix, compañero de tantas comidas y excursiones. Y a Alejandro Mira, mi otro compañero de piso durante algún tiempo y gran persona.

Sigamos por el equipo de frontón: a Eloy Villegas por las conversaciones y el largo tiempo pasado juntos compartiendo laboratorio, mesa óptica, emisora de radio y a veces hasta...cama (queen size). A Antonio Benito, que aunque opinaba que nuestra música era decadente, se le perdona porque siempre puedes contar con él. A Brian Vohnsen, el vikingo según Diego, por tantas veces que hemos comido juntos y compartido viajes y habitación de hotel. Por supuesto a Diego Ayala, que con su generosidad, buen humor y su habilidad para modificar ese monstruo llamado Camwin, se ha convertido en una pieza fundamental del equipo. Y aunque sigue en la enfermería, Juan Tabernero, mi nuevo compañero de despacho y de la casa de la piscina (él ya sabe) con el que también me quemé bajo el sol de South Beach, y que seguro volverá pronto a jugar. Pablo también juega, pero bueno, a él ya lo he mencionado.

Imposible olvidarse de Esther Berrio, a la que tengo que agradecer, aparte de su sonrisa y su simpatía, un buen consejo que me dio al poco de llegar: “*apunta todo lo que hagas, aunque te lleve tiempo*”. También tengo que agradecer a Mariola su amistad durante los casi dos años que estuvo con nosotros. Y a Fina, por esos ratitos de conversación cada día.

La gente de Rochester se portó muy bien conmigo en esos dos meses de verano de 2005 que pasé con ellos, especialmente David Williams, Jason Porter y Julianna Lin.

Por supuesto, he de agradecer al MEC el dinero aportado a través de una beca FPI, que es la que me ha permitido comer cada día durante todos estos años (españolitos, gracias). Y también la aportación recibida de los proyectos BFM2001-0391 y FIS2004-2153. También ayudaron en la financiación de algunas partes de esta tesis AMO ( Groningen, Holanda) y Ciba Vision (Duluth, EE.UU.).

Finalmente, y no por ello menos importante, tengo que dejar un buen hueco para mis padres, Ginés y Ángela, y mi hermano Salva. Como canta Carlos Goñi (Revólver) en su El Dorado:

*Vi a mis padres correr en busca de El Dorado,  
vi a mis padres luchar, cada uno por su lado.*

Y así lo han hecho ellos con sus hijos durante más de treinta años, intentando siempre darles lo mejor. Si algo soy que merezca la pena, por supuesto se lo debo a ellos. Pero quizá lo más importante es el saber que siempre, pase lo que pase, podré contar con ellos. Por eso a ellos va dedicada esta tesis y... El Dorado.