



**Óptica Adaptativa en Oftalmoscopia:
Corrección de las Aberraciones del Ojo
mediante un Modulador Espacial de Cristal
Líquido**

por

D. Fernando Vargas Martín

*para aspirar al grado de Doctor en Ciencias Físicas
por la Universidad de Murcia*





Universidad de Murcia
Departamento de Física
Laboratorio de Óptica

**ÓPTICA ADAPTATIVA EN OFTALMOSCOPIA:
CORRECCIÓN DE LAS ABERRACIONES DEL
OJO MEDIANTE UN MODULADOR ESPACIAL
DE CRISTAL LÍQUIDO**

Memoria presentada en la Facultad de Química
de la Universidad de Murcia

por

D. Fernando Vargas Martín

para aspirar al grado de Doctor en Ciencias Físicas

Murcia, Septiembre 1999

Don **PABLO ARTAL SORIANO**, Catedrático de Universidad del Area de Óptica en el Departamento de Física de la Universidad de Murcia,

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada “*Óptica Adaptativa en oftalmoscopia: corrección de las aberraciones del ojo mediante un modulador espacial de cristal líquido*”, realizada por Don **FERNANDO VARGAS MARTÍN**, bajo mi inmediata dirección y supervisión, en el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

En Murcia, a 22 de septiembre de 1999.

Fdo. : Pablo Artal Soriano

a mis presentes

Abuelos

Fori altro canterà con miglior plectro

ÍNDICE

<i>Índice</i>	<i>vii</i>
<i>Abstract</i>	<i>x</i>
<i>Resumen</i>	<i>xi</i>
Capítulo 1: Introducción	1
1.1. Efecto de la óptica ocular en oftalmoscopia	1
1.2. Óptica Adaptativa	3
1.2.1. Sensores de frente de onda	4
1.2.2. Correctores de aberración.	6
1.2.3. Aplicaciones de la Óptica Adaptativa	8
1.3. Óptica Adaptativa en el ojo	9
1.3.1. Medida de la aberración del ojo	9
1.3.2. Corrección adaptada de las aberraciones en el ojo	12
1.4. Objetivos y estructura del trabajo	12
Capítulo 2: El ojo como sistema óptico formador de imagen	15
2.1. Hipótesis de partida	15
2.2. Funciones asociadas	16
2.2.1. Expresión modal de la WA: polinomios de Zernike	17
2.2.2. Imagen aérea de DP	19
2.3. El ojo como sistema dinámico formador de imagen	19
2.3.1. Anatomía ocular	19
2.3.2. Reflexión en la retina	24
2.3.3. Dinámica del ojo y estabilidad de las imágenes de DP	24
2.3.4. Otros efectos	26

Capítulo 3: Métodos de estimación de WA	29
3.1. Recuperación de fase	29
3.1.1. Descripción	29
3.1.1.1. Obtención de la PSF	29
3.1.1.2. Recuperación de la WA a partir de la PSF	30
3.1.2. Problemática y errores	32
3.2. Sensor de Hartmann-Shack	33
3.2.1. Fundamento teórico del HS	33
3.2.2. Muestreo espacial de la imagen	35
3.2.3. Procedimiento utilizado. Algoritmo y sistema experimental	35
3.2.3.1. Algoritmo	35
Localización piramidal subpixel de centroides.	36
Obtención de los coeficientes a partir de los desplazamientos	37
3.2.3.2. Implementación experimental del HS	38
3.2.4. Limitaciones	39
3.2.4.1. Rango dinámico	39
3.2.4.2. Precisión	40
3.2.4.3. Precisión estadística del algoritmo de estimación de la WA	40
3.2.4.4. Resolución espacial del HS	42
3.2.4.5. Efecto de la forma de la imagen retiniana	43
3.2.5. Errores de alineación en el HS	45
Capítulo 4: Modulador de cristal líquido Hex69	47
4.1. Breve teoría de los CL nemáticos con alineación paralela	48
4.2. Descripción del Hex69	50
4.3. Limitaciones	51
4.4. Algoritmo de control del Hex69	52
4.4.1. Determinación de los voltajes requeridos	52
4.4.2. Cálculo del promedio del fasor	54
4.4.2.1. Resultados experimentales de generación de WA	55
4.4.2.2. Simulaciones de compensación de la aberración del ojo	56
Capítulo 5: Sistema experimental de medida y corrección	59
5.1. Sistema experimental para la medida y compensación de WA	59
5.1.1. Vía de iluminación	61
5.1.2. Vía de medida y de corrección	62
5.1.2.1. Test de fijación	62
5.2. Puesta a punto del sistema experimental	63

5.2.1. Colocación del HS y Hex69	63
5.2.2. Calibrado del HS	65
5.2.3. Calibrado del Hex69	67
5.2.3.1. Protocolo de calibrado	69
5.2.3.2. Resultados del ajuste paramétrico de calibrado	70
5.3. Procedimiento experimental de adquisición de imágenes	72
5.3.1. Seguridad y preparación de sujetos	72
5.3.2. Adquisición de parejas de imágenes de DP	73
5.3.3. Adquisición de imágenes de HS	74
5.3.4. Adquisición de imágenes con compensación mediante el Hex69	75
Capítulo 6: Resultados experimentales de compensación	77
6.1. Compensación de la WA estimada mediante recuperación de fase	77
6.1.1. Ojo artificial	77
6.1.2. Sujetos reales	79
6.2. Compensación de la WA estimada mediante HS	82
6.2.1. Paso simple	82
6.2.2. Ojo artificial	83
6.2.3. Sujetos reales	85
6.3. Limitaciones de la corrección de la WA en el ojo mediante el Hex69	87
6.3.1. Limitación de la resolución espacial del modulador. Comparación con el Hex127	87
6.3.2. Fiabilidad de la WA estimada	90
6.3.3. Dinámica de la WA ocular	90
Capítulo 7: Conclusiones	93
Apéndice: Imágenes extensas	95
Bibliografía	97
Agradecimientos	103

ABSTRACT

The image formation properties of the eye are determined by the aberrations of the optics. The complete correction of the aberrations would allow diffraction-limited resolution. The aberrations of the eye are not easily modeled and are different for each subject.

This thesis proposes the use of adaptive optics techniques to measure and correct the static aberrations of the eye. The principles and methods developed are useful in specific applications, i.e., high-resolution retinal imaging, ophthalmic lens design, etc.

Two non-invasive methods have been used to measure the wave aberration function: *Phase Retrieval Techniques* from two double-pass retinal images; and the *Hartmann-Shack sensor*. A *Liquid Crystal Spatial Light Modulator* was used to adaptively correct the wave front aberration of the eye.

This thesis also includes guidelines to calibrate and control the proposed techniques.

Finally, experimental explorations of these methods are reported. Several results are presented, including the measure and the subsequent compensation of the wave aberration for artificial and human eyes.

RESUMEN

Las aberraciones ópticas determinan la formación de imágenes en el ojo, tanto en el proceso de la visión como en las observaciones oftalmoscópicas del fondo de ojo. La corrección total de estas aberraciones permitiría una resolución limitada sólo por la difracción en las pupilas utilizadas. Las aberraciones del ojo difieren de un sujeto a otro y no responden a modelos sencillos.

En este trabajo se propone el uso de técnicas de Óptica Adaptativa para el desarrollo de un sistema experimental para la medida y corrección de las aberraciones estáticas del ojo. Estas técnicas pueden ser igualmente útiles para obtener imágenes de alta resolución de la retina, utilizarse en el diseño de lentes oftálmicas, etc.

Para la medida de la función aberración de onda, se han utilizado dos métodos no invasivos aplicables al ojo humano: La *Recuperación de Fase* a partir de dos imágenes de *Doble Paso*, y el *Sensor de Hartmann-Shack*. Para la corrección de la aberración se ha utilizado un *Modulador Espacial de Cristal Líquido*.

Se han desarrollado los procedimientos de control y de calibrado de estos métodos, y se estudia la viabilidad de aplicación para el ojo.

Finalmente, se han realizado medidas de la aberración, mediante ambos métodos, y su posterior corrección mediante el modulador espacial de cristal líquido, en un ojo artificial y en sujetos reales.

Capítulo 1: INTRODUCCIÓN

1.1. Efecto de la óptica ocular en oftalmoscopia

El ojo humano es un sistema formador de imagen. Los medios transparentes del ojo constituyen un sistema convergente que forman la imagen del entorno físico sobre la retina. La óptica del ojo constituye, por tanto, el primer paso en el proceso visual. Si bien el ojo es un sistema óptico adaptado a la función que desempeña, no puede considerarse como un sistema óptico perfecto. La óptica del ojo presenta aberraciones que limitan la resolución en la formación de imágenes. Las aberraciones más importantes para la visión son el desenfoque y el astigmatismo, cuando están presentes. Estas aberraciones se corrigen en la mayoría de los casos con lentes oftálmicas (externas o de contacto¹). La determinación de la lente oftálmica más adecuada, en general la que mejor imagen proporciona, se denomina *refracción* o *prescripción*. Sin embargo, incluso corregidos el desenfoque y el astigmatismo, el ojo presenta más aberraciones que degradan la imagen e influyen en la calidad de la visión.

Las aberraciones en el ojo difieren en amplitud y distribución entre distintos sujetos, y presentan variaciones temporales. La acomodación es el proceso por el cual el ojo cambia su poder refractor en varias dioptrías, aunque también modifica el resto de aberraciones².

Las aberraciones del ojo no sólo limitan la visión, también influyen en la resolución de las técnicas oftalmoscópicas, en las cuales se realiza una observación del ojo a través de su propia óptica. Esencialmente todas derivan del *método oftalmoscópico*, desarrollado por Helmholtz³ (Figura 1.1-1). Consta de dos fases: iluminación del área de interés y observación a través de la óptica ocular.

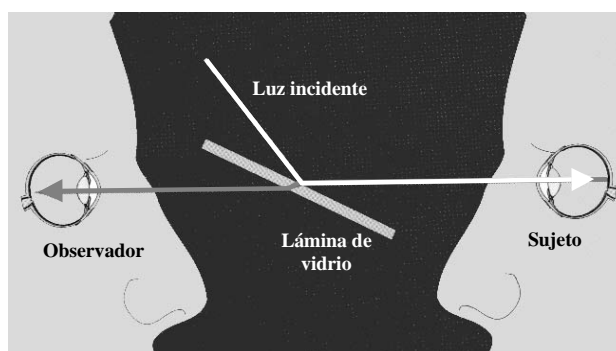


Figura 1.1-1: Método oftalmoscópico directo de Helmholtz

¹ Se utilizan también lentes intraoculares y, más recientemente, técnicas de cirugía refractiva.

² [Atchison, 1995]

³ [Henson, 1996]

Posteriormente se ha modificado este método, mediante la aplicación de diferentes principios de medida y dependiendo del detalle de interés a estudiar, dando lugar a las diferentes técnicas oftalmoscópicas: biomicroscopio ocular, cámara de fondo de ojo, reflectometría de fondo, analizador de disco óptico, tomografía de barrido láser, microscopía confocal, etc.⁴.

La corrección de las aberraciones oculares permitiría acercarse a la resolución teórica de estos aparatos de observación del ojo.

A modo de ilustración, en la Figura 1.1-2 se muestra el caso de la observación oftalmoscópica de un punto de la retina. La resolución de la imagen en el caso de un ojo sin aberraciones (a), está únicamente limitado por la difracción en la pupila del sistema de observación. Si el ojo presenta aberraciones (b), la imagen de un punto de la retina es más borrosa. La aberración se puede corregir introduciendo un desfase contrario de manera que se consigue un frente de onda casi plano (c), con lo que la imagen mejora respecto al caso aberrado.

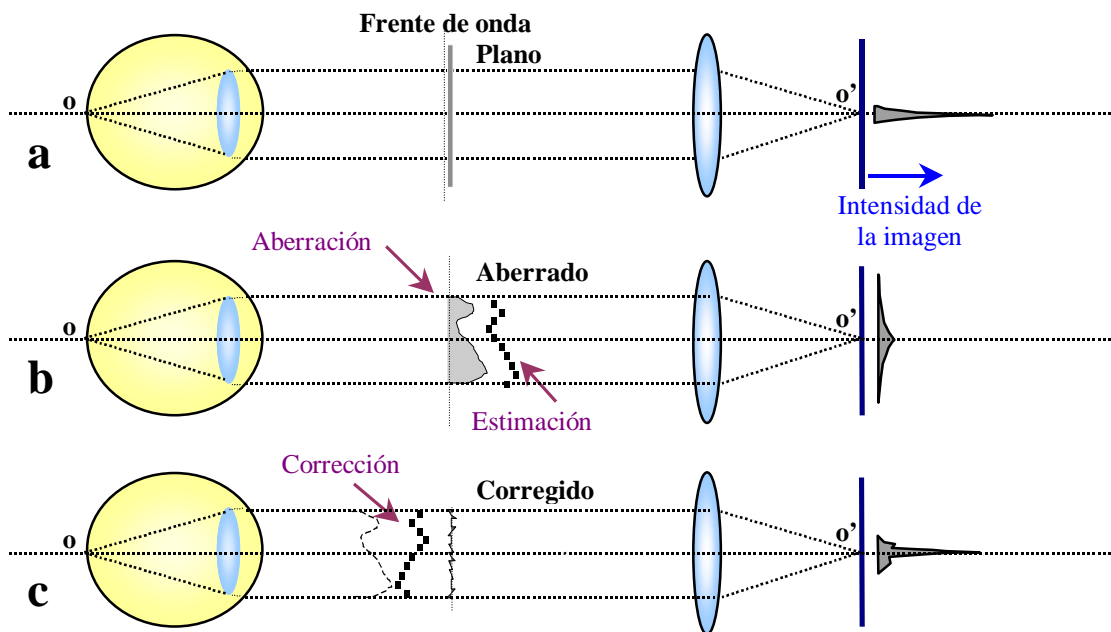


Figura 1.1-2: Corrección de la aberración ocular, para la imagen de un punto de la retina.

En la Figura 1.1-3 se muestra una simulación de la imagen oftalmoscópica de la fovea, para un ojo con aberraciones y, tras su corrección, limitado por difracción, para dos pupilas de observación. Los fotorreceptores podrían observarse directamente con suficiente resolución utilizando una pupila grande; sin embargo, en la práctica las aberraciones oculares impiden esta observación, salvo en sujetos con una excelente calidad óptica.

En este trabajo se propone la corrección de las aberraciones del ojo mediante el uso de un **modulador espacial de cristal líquido**. Previamente es necesaria la determinación de las aberraciones del ojo. Para ello se propone la aplicación de un algoritmo de Recuperación de Fase a partir de imágenes de Doble paso y, como otra alternativa, un sensor de Hartmann-Shack.

⁴ [Master, 1990]

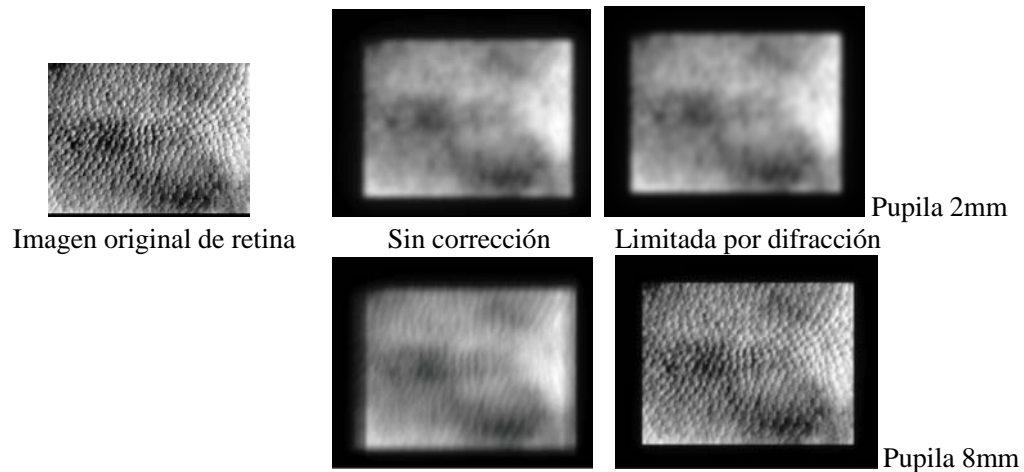


Figura 1.1-3: Simulación de la observación oftalmoscópica de la retina, en un ojo aberrado⁵.

Si bien el objetivo fundamental de esta tesis es desarrollar una mejora de las técnicas oftalmoscópicas en general, la medida y corrección de las aberraciones oculares abarca muchas más aplicaciones en el campo general de la visión, por ejemplo:

- ✓ Visión supernormal: mediante la corrección de las aberraciones se podría estimular fotorreceptores aislados, con lo que se abriría una técnica de estudio del funcionamiento de las primeras capas neuronales en el proceso de la visión. También se pretende revisar los experimentos psicofísicos con la óptica ocular corregida, estudiando cómo afecta esta óptica a la visión.
- ✓ Generación de aberraciones controladas para el estudio del efecto de éstas en la visión.
- ✓ Calibración en la fabricación de lentes oftálmicas adaptadas a la óptica particular de cada sujeto.
- ✓ Sistemas de control en las diferentes técnicas de cirugía refractiva.
- ✓ Estudio dinámico de los procesos acomodativos y su efecto en las aberraciones.
- ✓ Estudio individualizado de los diferentes elementos refractivos en el ojo, mediante la compensación de los anteriores. Por ejemplo, se pueden estudiar las aberraciones introducidas exclusivamente por el cristalino.

Tanto el sistema corrector de aberraciones como los dos métodos de medida propuestos forman parte de técnicas utilizadas en lo que se denomina como *Óptica Adaptativa* (OA). En el apartado siguiente se presenta una breve revisión de la OA y de los sistemas utilizados. Posteriormente se describen los sistemas de medida y corrección de las aberraciones oculares, así como los antecedentes de la aplicación de la OA en el ojo.

1.2. Óptica Adaptativa

Se suele citar como la primera implementación práctica de la OA parte de la defensa ideada por Arquímedes de Siracusa, mediante espejos “incendiaros” cóncavos, contra el desembarco romano en esta misma

⁵ Imágenes realizadas por L. Diaz-Santana. de A. (<http://op.ph.ic.ac.uk/users/luis/simulation.html>)

ciudad en el 214 a. C. durante la II Guerra Púnica⁶. Babcock⁷ propuso en 1953 el uso de un elemento óptico deformable controlado por un sensor de frente de onda, para compensar la distorsión atmosférica que afecta a los telescopios de gran apertura. Esta sería la primera referencia de lo que hoy día se entiende por OA.

La OA es una disciplina científica y tecnológica por la cual, por métodos ópticos, se incrementa la calidad de una señal óptica a partir de la información sobre el medio que dicha señal atraviesa. Las principales aplicaciones de la OA son la mejora de la resolución de las imágenes y la concentración de flujo radiante. Aunque están fuertemente relacionados, estos objetivos no son idénticos⁸.

Un sistema de OA consiste en un sensor de frente de onda, un corrector de fase óptica, y un sistema de control para obtener un bucle cerrado⁹. Por lo tanto, la OA incluye el proceso de medida de la perturbación introducida por el medio de propagación, la corrección de esta perturbación mediante elementos ópticos cuyas características ópticas son variables (por deformación o cambio de índice), y el control de estos elementos correctores.

Dependiendo de la frecuencia del bucle cerrado de control, se distingue entre OA (frecuencias mayores de 0.1 Hz) y *Óptica Activa* (frecuencias menores de 0.1 Hz), si bien se entiende como OA, cada vez más abusando del término, al conjunto de técnicas de medida y corrección de las aberraciones en un sistema óptico (o medio de propagación) por procedimientos ópticos, de manera adaptada, esto es, atendiendo al estado particular y cambiante de este sistema óptico. Se utiliza la expresión *tiempo real* cuando la realización del bucle de control es más rápida que la modificación del medio aberrante.

1.2.1. Sensores de frente de onda

En este apartado se presenta una breve clasificación y descripción de los sensores, o métodos de medida, del frente de onda más utilizados en las aplicaciones de OA¹⁰. Como primera clasificación, se suele distinguir entre sensores de *plano focal* y de *plano de pupila*. En los primeros se deduce la aberración del sistema a partir de medidas realizadas en las proximidades del plano imagen, mientras que en los segundos la medida se realiza en el plano de pupila.

Una primera técnica consiste en estimar el frente de onda a partir de la distribución de intensidad en el plano focal, generado por una fuente puntual monocromática. Se denomina *Recuperación de Fase*¹¹ a este problema inverso. No tiene solución única por lo que son necesarias múltiples medidas y restricciones impuestas a priori. En otra técnica relacionada, la *Diversidad de Fase*¹², se utiliza la combinación de patrones de intensidad asociados a unas aberraciones conocidas. El gran inconveniente en la aplicación de estas técnicas es la necesidad de fuentes puntuales cuasi monocromáticas y el tiempo de computación requerido, por lo general, largo.

Otra técnica es la llamada *Oscilación Múltiple*¹³ que consiste en encontrar la fase que hace máxima la intensidad. Se modula la fase correctora a una velocidad muy superior a la frecuencia de fluctuación de la

⁶ [Espasa-Calpe, 1957]

⁷ [Tyson, 1991], [Rousset, 1994]. Como breve revisión de la OA en décadas anteriores véase [Babcock, 1990]

⁸ [Ridgway, 1994]

⁹ [Roddier, 1994]

¹⁰ [Rousset, 1994], [Geary, 1995]

¹¹ [Southwell, 1977], [Dainty, 1987]

¹² [Gonsalves, 1982]

¹³ Traducción libre de la denominación inglesa *Multidither* [Tyson 1991].

aberración. En otra técnica relacionada, *COAT*¹⁴, se estima el error de fase por detección síncrona. Esta técnica, desarrollada en la década de los 70 para la corrección de la turbulencia atmosférica, se aplica también en la propagación de haces láser. Tiene como inconvenientes la necesidad de fuentes luminosas muy intensas, y el limitado número de canales que pueden implementarse debido a la banda temporal de respuesta del espejo oscilante.

Otras técnicas, más utilizadas para la medida del frente de onda, son las derivadas del control de elementos ópticos¹⁵. Atendiendo a su fundamento, existen dos grupos principales de métodos: los basados en interferometría y los basados en óptica geométrica (asumiendo que los rayos geométricos son perpendiculares al frente de onda).

Los interferómetros de Twyman-Green y Mach-Zender se han utilizado para la medida de aberraciones en espejos y medios transmisores. Se basan en la interferencia entre un haz proveniente del objeto de estudio y otro desde un espejo de referencia. En general en OA, no es posible obtener este haz de referencia, de manera que se necesita una autorreferencia del mismo haz a estudiar. Por ejemplo, en el *Interferómetro de Smartt de difracción por punto*, la referencia se consigue a partir de un filtrado espacial parcial del haz, por transmisión o por reflexión en un punto. Se genera un frente de onda esférico de referencia con el que interfiere el frente a estudiar. El problema, además de necesitar una cierta longitud de coherencia, es el bajo contraste en la interferencia debido a las diferentes intensidades de ambos haces. La principal ventaja de estos métodos interferenciales es que la fase se puede determinar directamente a partir de medidas de intensidad.

Otro método interferencial que usa el concepto de autorreferencia, es el *Interferómetro de Partición*¹⁶. En este método, el haz se divide por amplitud en dos haces que se vuelven a interferir con un desplazamiento relativo entre ambos. La principal ventaja es que funciona con fuentes parcialmente coherentes. La información ya no es directamente de la fase sino del gradiente. Dependiendo del tipo de desplazamiento del haz, se distinguen tres clases de interferómetros de partición: *radial*, *rotacional* y, el más utilizado, *lateral* (Figura 1.2-1).

Los sensores de onda basados en principios geométricos también se han utilizado en el control de elementos ópticos. El *Test de Foucault*¹⁷ utiliza un borde recto oclusor cerca del plano focal, que limita la mitad del haz. Cualquier desviación de los rayos se traduce en un cambio de intensidad que parte de este foco. La adaptación de esta técnica a la visualización de fluidos se conoce como *Cámara Schlieren*. La consecuente pérdida de la mitad de la iluminación y el análisis de las imágenes son los mayores inconvenientes.

El *Sensor de Hartmann* consiste en utilizar pequeñas aberturas en un plano (donde se quiere medir el frente de onda) de manera que se obtiene un conjunto de pequeños haces o rayos luminosos. También puede implementarse con una apertura móvil que recorre el plano. A partir de la inclinación de los rayos se obtiene un muestreo del gradiente del frente de onda. Shack modificó esta técnica al utilizar microlentes en vez de aberturas. En OA se utilizan matrices de pequeñas lentes con lo que se obtiene un 100% de eficiencia luminosa, constituyendo los denominados *Sensores de Hartmann-Shack*¹⁸ (Figura 1.2-1). Estos métodos geométricos, y los interferómetros de partición, ofrecen información (parcial) del gradiente del frente de onda.

¹⁴ Del inglés *Coherent Optical Adaptive Technique*.

¹⁵ [Malacara, 1992], [Geary, 1993]

¹⁶ Traducción libre de la denominación inglesa *Shearing Interferometer*.

¹⁷ [Malacara, 1992]

¹⁸ En la comunidad astronómica se suelen denominar de Shack-Hartmann.

Otro método geométrico es el *Sensor de Curvatura*, desarrollado por F. Roddier¹⁹. Este sensor proporciona información del laplaciano de la fase. A partir de la medida de la intensidad en dos planos equidistantes del plano focal, un cambio en la curvatura del frente de onda se traduce en una diferencia local de intensidad de un plano de medida respecto al otro (Figura 1.2-1).

Todo estos métodos que no proporcionan directamente la aberración de onda, van seguidos de un algoritmo de reconstrucción de la aberración a partir del muestreo realizado de su gradiente o del laplaciano. En esta dirección, se suelen aplicar métodos modales basados en la descripción de la aberración mediante bases funcionales.

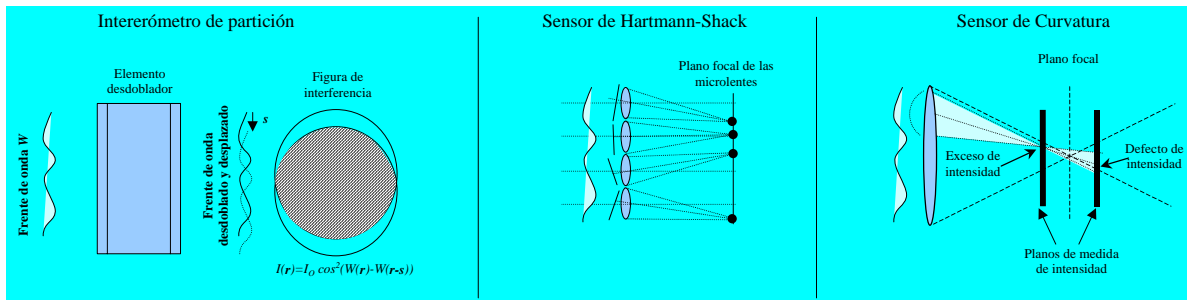


Figura 1.2-1: Los tres sensores de frente de onda más utilizados en OA.

1.2.2. Correctores de aberración.

Los primeros órdenes de aberración (inclinación, desenfoque, astigmatismo) en general se pueden corregir por procedimientos sencillos como la introducción de prismas o lentes convencionales. Para la corrección de las aberraciones de alto orden se han utilizado principalmente diferentes familias o tipos de *espejos deformables*²⁰ (Figura 1.2-2). Se clasifican esencialmente por las características de la superficie espejada (Espejos *Facetados*, *Continuos* y de *Membrana*), por el tipo de corrección que introducen (pistón, inclinación, curvatura) y por el tipo de actuador que se utiliza para deformar la superficie espejada.

Como inconvenientes, los espejos deformables presentan histéresis en el camino óptico introducido respecto al voltaje de control, bordes fijos sin desplazamiento (en el caso de membranas), gran tamaño (esto puede ser inconveniente o ventaja dependiendo de la aplicación) y control de alto voltaje. Para una implementación práctica la mayor limitación es el elevado precio, tanto del corrector como del sistema de control.

Dentro de la familia de espejos correctores, aunque sus características de construcción y control son diferentes, se acaban de incorporar los *Microespejos*²¹. Éstos se construyen como circuitos integrados, consiguiéndose gran número de actuadores, reducido tamaño, control a bajo voltaje y una importante reducción del coste final. Todavía están en primeras fases de experimentación, presentando un mal control del camino óptico introducido por la membrana. Sin embargo, son una alternativa con grandes posibilidades futuras.

¹⁹ [Roddier, 1988]

²⁰ [Ribak, 1994]

²¹ [Roggeman, 1997], [Vdovin, 1997]

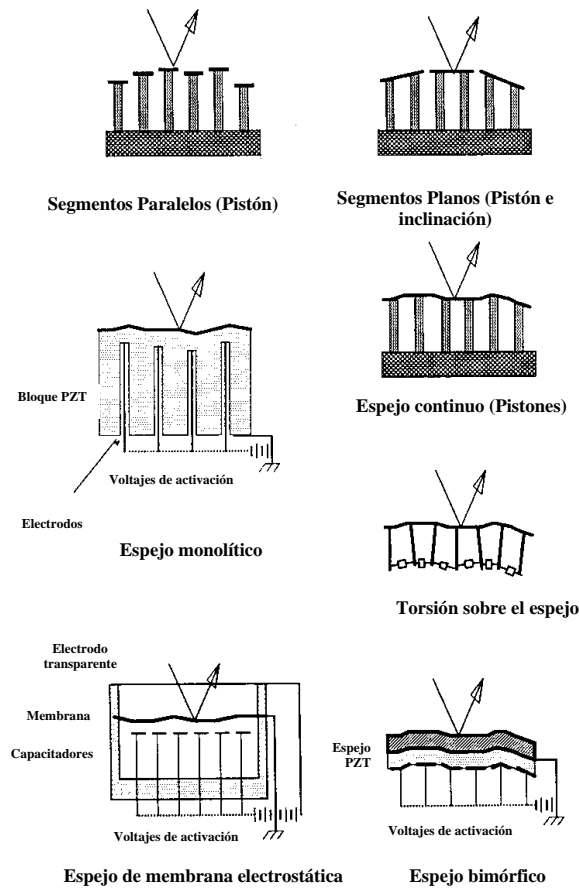


Figura 1.2-2: Diferentes implementaciones de espejos deformables [Ribak, 1994].

Finalmente, otro grupo de correctores, son los basados en *crisales líquidos*²² (principalmente, en fase nemática con alineación paralela). En ellos la corrección se realiza a través de la variación de la birrefringencia efectiva al aplicar un voltaje. En estos dispositivos se modifica el índice de refracción, en vez de modificar la forma de la superficie, como ocurre en los correctores mencionados anteriormente. Los moduladores espaciales de cristal líquido son los dispositivos más utilizados. Pueden aplicar una corrección zonal de fase con significativa, aunque limitada, resolución espacial en forma de pistones. Como características hay que notar el bajo voltaje requerido, tamaño reducido, una fabricación barata (comparada con los espejos deformables) y la modulación en transmisión; como inconvenientes: la necesidad de luz linealmente polarizada, respuesta relativamente lenta y la limitada amplitud en fase (típicamente unas pocas longitudes de onda). A este tipo de sistemas corresponde el corrector SLM-Hex69 que se utiliza en este trabajo. Recientemente se han desarrollado sistemas de cristal líquido que pueden introducir inclinación e incluso desenfoco²³. También han sido utilizados como correctores de fase ciertos hologramas dinámicos²⁴.

²² [Love, 1997]]

²³ [Naumov, 1999]

²⁴ [Gruneisen, 1997]

1.2.3. Aplicaciones de la Óptica Adaptativa

Existe un interés en métodos o sistemas de OA de bajo costo. En las aplicaciones desarrolladas con anterioridad, los sistemas experimentales (especialmente de corrección mediante espejos) presentaban un altísimo coste. Por ello, los beneficiarios de la OA resultaron ser los grandes telescopios, y las aplicaciones militares. En la actualidad, se realiza un gran esfuerzo en el desarrollo de sistemas de corrección de coste moderado, con lo que se podrían incluir masivamente en industria y medicina, ampliando las aplicaciones actuales de la OA. Por el tipo de fabricación, los sistemas más prometedores son los basados en moduladores de cristal líquido y los microespejos. La tecnología de fabricación está desarrollada en ambos casos, fácilmente adaptable a las nuevas necesidades, y su producción masiva es factible. Serían necesarios estudios de viabilidad en las posibles implementaciones comerciales.

Las aplicaciones de la OA no se limitan a los sistemas de formación de imagen; también tiene un papel relevante en concentración luminosa, seguimiento, láser de potencia, etc.²⁵. En general, las técnicas asociadas a la OA son útiles en aquellas aplicaciones en que se tiene o se requiere un sistema óptico variable o dinámico. Como ejemplos de estas posibles aplicaciones:

- ✓ Corrección y estudio de la fluctuación atmosférica
- ✓ Sistemas de navegación de misiles
- ✓ Teledetección y seguimiento
- ✓ Fotografía
- ✓ Microscopía
- ✓ Monitorización en medios turbulentos
- ✓ Cambios en índices de refracción
- ✓ Estudio de fluidos
- ✓ Cavidades láser adaptadas para la corrección de modos
- ✓ Control de la sección del haz láser
- ✓ Corrección de la transmisión del láser
- ✓ Concentración luminosa
- ✓ Iluminación
- ✓ Litografía
- ✓ Energía solar
- ✓ Comunicaciones ópticas
- ✓ Control en la fabricación de elementos ópticos
- ✓ Aplicaciones médicas: cirugía láser, monitorización dinámica, etc.
- ✓ Aplicaciones oftálmicas

²⁵ [NAOO'97]

1.3. Óptica Adaptativa en el ojo

La aplicación de técnicas de compensación de las aberraciones ópticas, asociadas típicamente a la astrofísica, se ha incorporado notablemente al área de la visión, especialmente en oftalmoscopia, con un incremento notable del número de grupos de investigación involucrados. Una prueba del interés general de la aplicación en el ojo, es la creciente incorporación de los grandes grupos dedicados a la OA, en sus aplicaciones clásicas, a este nuevo campo de investigación. Este interés se está reflejando también en las empresas privadas, ya que financian estudios previos de viabilidad, demandan aplicaciones comerciales y desarrollan patentes.

El ojo presenta una serie de características que lo diferencian de los otros campos de aplicación de la OA. Tal vez el más importante es el tratarse de una aplicación sujeta a unos niveles de seguridad y de comodidad del sujeto. El ojo es un sistema óptico dinámico, poco controlable experimentalmente, con importantes diferencias de un sujeto a otro (e incluso en el mismo sujeto) y sin un buen modelo adecuado para la OA.

La primera referencia en la que se sugirió la corrección de la aberración del ojo fue [Smirnov, 1961]. En este trabajo se midió la aberración del ojo y se propuso su corrección, inicialmente de manera independiente de las aplicaciones astronómicas. Sin embargo las limitaciones técnicas impidieron un mayor avance en aquel tiempo. La primera referencia puramente relativa a la OA fue [Dreher, 1989] en la que se propuso un sistema de corrección de foco para mejorar la resolución axial de un tomógrafo láser de barrido.

1.3.1. Medida de la aberración del ojo

Se puede hacer referencia a los diferentes métodos de estudio de la aberración ocular que se han utilizado con anterioridad, si bien generalmente no se plantea en ellos una posterior corrección óptica. Se distinguen dos tipos principales en los métodos de medida de la aberración: *subjetivos* y *objetivos*. En los primeros se utiliza la retina del sujeto estudiado como detector, lo que conlleva una implicación del sujeto en la medida. En general esto hace que estos métodos sean lentos, no totalmente ponderables e inviables para longitudes de onda fuera del espectro visible. A su favor tienen la escasa intensidad luminosa requerida, con el consiguiente menor riesgo. En los métodos objetivos (derivados del método oftalmoscópico) se utiliza un detector externo para el registro de intensidad. La retina actúa como un difusor en reflexión donde se forma la imagen del patrón del sensor utilizado (métodos en primer paso), o se forma la imagen de una fuente luminosa (métodos en segundo paso) generalmente puntual, que se utiliza como fuente secundaria. La mayoría de los métodos subjetivos tienen una versión objetiva.

Se pueden describir cinco técnicas fundamentales de medida de la aberración ocular:

- Las basadas en *optómetros de coincidencia*, denominados también de *segundo tipo*, cuyo fundamento es, a su vez, el *Principio de Scheiner*²⁶. A estos sistemas se deben las primeras medidas de aberración ocular realizadas por Ivanoff, Smirnov y, más recientemente, He *et al*²⁷. Suelen tener carácter subjetivo y se necesita cierto tiempo para realizar la medida completa. Si bien el uso habitual de estos optómetros es la medida de la refracción, con pocas modificaciones pueden utilizarse para la medida de la aberración. En general determinan la derivada media de la aberración en una pequeña pupila (menor de un milímetro, que barre la pupila del ojo, obteniéndose un muestreo en sucesivas medidas), mediante la corrección de la

²⁶ [Henson, 1996]

²⁷ [Ivanoff, 1947], [Smirnov, 1961], [He, 1998]

aberración transversal (desplazamiento respecto del eje) en retina, por un método de coincidencia (Figura 1.3-1). El ángulo α requerido determina la pendiente de la aberración en la zona delimitada por la pupila efectiva.

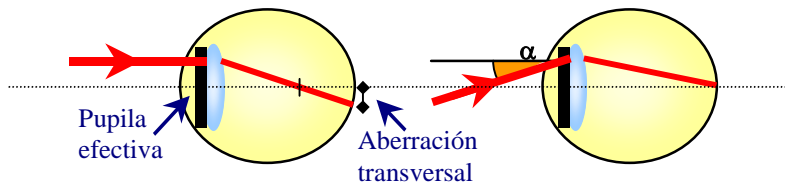


Figura 1.3-1: Fundamento de los optómetros de coincidencia.

- El **Test de Foucault**, fue aplicado por Berny y Slansky²⁸ al ojo incluyéndolo en un sistema oftalmoscópico. Se trata de un sistema de medida en segundo paso, en el que el test de Foucault se realiza en la luz emergente del ojo, a partir de una fuente puntual proyectada en la retina (Figura 1.3-2). Con esto, se recoge una distribución de intensidad relacionada con el gradiente de la aberración en la dirección perpendicular al borde del oclusor. Se deben tomar varias medidas con el oclusor colocado también perpendicularmente y en distintas posiciones axiales.

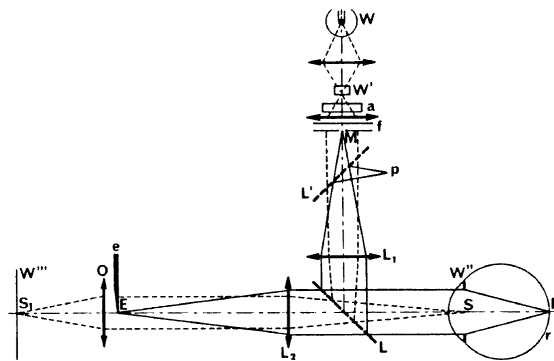


Figura 1.3-2: Sistema utilizado con el test de Foucault en [Berny, 1969].

- El **aberroscopio de cilindros cruzados** de Howland y Howland, inicialmente un método subjetivo²⁹, actualmente se utiliza una versión objetiva en primer paso³⁰ (Figura 1.3-3). Está constituido por dos lentes cilíndricas cruzadas con una rejilla cuadrada entre ellas. Si este dispositivo se coloca en un plano conjugado con la pupila, en la retina se forma una proyección de la rejilla, cuya deformación proporciona información acerca de la derivada de la aberración en el plano de pupila. Aunque este sistema podría enmarcarse dentro de los optómetros de coincidencia, se distingue en que sólo se necesita una única medida para obtener un muestreo de la pupila.

²⁸ [Berny, 1969]

²⁹ [Howland, 1977]

³⁰ [Walsh, 1984], [Smith, 1998]

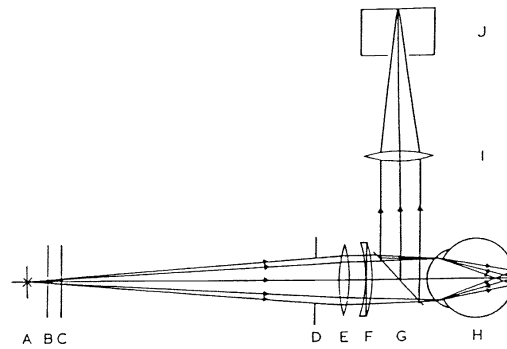


Figura 1.3-3: Esquema del aberroscopio objetivo de [Walsh, 1984], en F se sitúa la malla entre dos lentes plano-cilíndricas paralelas para formar una red ortogonal sobre la pupila de entrada.

- Algunos métodos de **Recuperación de Fase** también han sido aplicados al ojo, incorporados a un sistema oftalmoscópico de **Doble Paso**³¹. La principal dificultad es la imposibilidad de obtener una fuente puntual monocromática en la retina, por lo que siempre se tiene que efectuar medidas complementarias. A partir de las primeras aplicaciones de la Recuperación de Fase en el ojo³², se desarrolló posteriormente en nuestro laboratorio un algoritmo de recuperación de fase utilizando un par de imágenes simultáneas con configuración asimétrica de doble paso³³ (Figura 1.3-4).

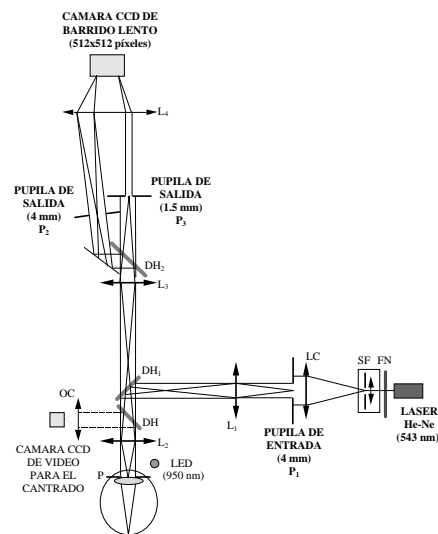


Figura 1.3-4: Esquema del sistema de D-P modificado para el registro de dos imágenes retinianas simultáneamente [Iglesias 1997].

- El **sensor de Hartmann-Shack** se introdujo como detector de la aberración ocular en [Liang, 1994] (Figura 1.3-5). Aunque en la actualidad se comienzan a realizar estudios completos y detallados acerca de la viabilidad en el ojo³⁴, es posiblemente el método más prometedor para la estimación de la aberración ocular.

³¹ [Santamaría, 1987]

³² [Artal, 1988]

³³ [Iglesias, 1997], [Iglesias, 1998a], [Artal, 1995a]

³⁴ [Vargas-Martín 1998a], [Prieto, 1999]

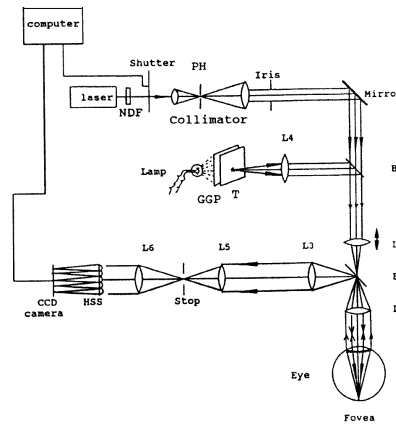


Figura 1.3-5: Esquema del sistema utilizado con el sensor de Hartmann-Shack en [Liang, 1994].

1.3.2. Corrección adaptada de las aberraciones en el ojo

Se han planteado varios sistemas de corrección de la aberración ocular, además de las lentes oftálmicas (externas, de contacto e intraoculares) de carácter fijo. Habría que distinguir entre corrección estática y variable. En las correcciones estáticas habría que incluir además de las lentes oftálmicas (inclusive la nueva generación de lentes asféricas), las diferentes técnicas de *cirugía refractiva* y los *anillos intraestromales*. Con un carácter adaptado se pueden citar las *lentes de Alvarez*, para la corrección de foco y astigmatismo en el Analizador de Visión de Humphrey, los sistemas autofoco incorporados en los diferentes oftalmoscopios o las lentes cilíndricas utilizadas para compensar el astigmatismo oblicuo en las cámaras de fondo de ojo³⁵.

Ya como correctores enmarcados dentro de la OA, se han propuesto y utilizado experimentalmente dos sistemas: los espejos deformables en [Liang, 1997b], y los moduladores de cristal líquido en [Vargas-Martín, 1998c] (fruto de este trabajo de investigación). Ambos trabajos corresponden a correcciones de carácter estático, si bien actualmente se está trabajando en la consecución de sistemas de medida y corrección dinámica.

1.4. Objetivos y estructura del trabajo

El trabajo de tesis realizado tiene, atendiendo a su fin, un carácter experimental. Inicialmente y como objetivo principal, se plantea el desarrollo de un sistema completo de medida y corrección de las aberraciones del ojo en condiciones estáticas. Este sistema, con pocas modificaciones, debe idearse para permitir la adquisición de imágenes aéreas corregidas, ser reproducible y compatible con otros sistemas experimentales para el estudio de la visión.

Por ello y como segundo objetivo principal, se plantea el estudio de la viabilidad en el uso del modulador espacial de cristal líquido SLM Hex69, como corrector de aberraciones oculares. Otros objetivos han sido el desarrollo y puesta a punto de un sensor de Hartmann-Shack adaptado para aplicaciones oculares, así como el estudio de su viabilidad.

La Figura 1.4-1 representa el esquema del trabajo realizado como aplicaciones de la OA en el ojo. Se han utilizado como métodos de medida de la aberración, un método de Recuperación de Fase a partir de

imágenes de Doble Paso y, alternativamente, un sensor de Hartmann-Shack; como elemento corrector se ha utilizado un modulador de cristal líquido Hex69. Todo ello se ha implementado en un sistema experimental conjunto.

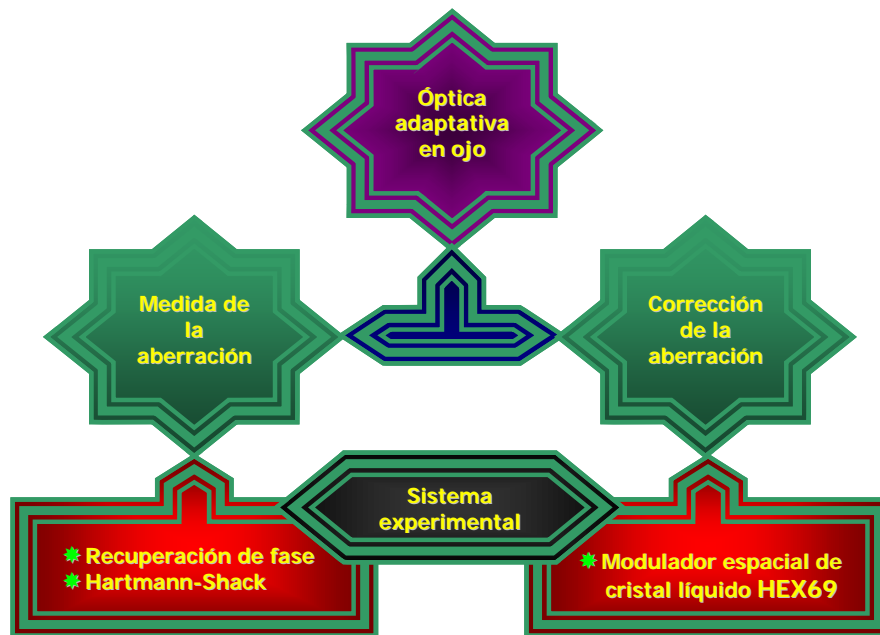


Figura 1.4-1: Esquema del trabajo de investigación.

La estructura de esta memoria es la siguiente:

En el Capítulo 2, se presenta una breve teoría acerca de los modelos matemáticos utilizados en la descripción del problema, así como una serie de conceptos que se utilizan en el trabajo. Seguidamente se describe la fisiología de los medios oculares implicados en la formación de la imagen. También se introducen los diversos factores que pueden afectar en el proceso de la medida y compensación de la aberración ocular, descritos como desviaciones al modelo utilizado.

En el Capítulo 3 se presentan los dos métodos utilizados para la estimación de la aberración de onda. El primero de ellos, la *Recuperación de Fase Óptica a partir de imágenes de doble paso*, fue desarrollado con anterioridad en nuestro laboratorio, por lo que sólo se describe brevemente. El segundo, la implementación de un *Sensor de Hartmann-Shack* adaptado al ojo, fue desarrollado completamente en esta tesis, por lo que la descripción del sensor y del algoritmo de control es más extensa; además se detallan tanto los efectos de los parámetros del sensor como su precisión.

En el Capítulo 4 se describe el *modulador espacial de cristal líquido Hex69* utilizado en la corrección de la aberración de onda. Se incluye una breve teoría del fundamento de la modulación en fase con este elemento y las características técnicas del modelo utilizado. También se describe la viabilidad de su aplicación en la corrección ocular. Se desarrollan el algoritmo de control del modulador y el fundamento de una nueva estrategia para la compensación óptica, el *promedio del faser*, así como medidas experimentales que ilustran el mejor comportamiento en la corrección.

³⁵ [Bennet, 1994], [Henson, 1996]

En el Capítulo 5 se hace la descripción completa del sistema experimental final desarrollado para la medida y compensación conjunta de la aberración de onda (incluyendo ambos procedimientos de medida). Se incluyen además los procedimientos específicos creados en esta tesis para el calibrado y puesta a punto del elemento de medida de la aberración así como el elemento compensador. Finalmente se detalla el procedimiento experimental con el cual se ha medido y corregido las aberraciones en varios sujetos.

El Capítulo 6 presenta los resultados experimentales en la medida y corrección de la aberración del ojo a partir de las estimaciones de la Recuperación de Fase y del Sensor de Hartmann-Shack, para un ojo artificial y dos sujetos reales, en cada caso. Se hace un estudio de las limitaciones del sistema de corrección, mostrando que la dinámica ocular y la resolución espacial del modulador son el principal escollo para la perfecta corrección. En la primera dirección, se presentan medidas de la variabilidad de la aberración de onda, y en la segunda, se muestra una comparación con otro modulador con mayor resolución.

En el Capítulo 7 se enumeran las aportaciones y conclusiones del trabajo realizado.

Finalmente, se incluye un apéndice donde se detallan las modificaciones necesarias al sistema experimental para realizar imágenes extensas de gran aumento del fondo de ojo, así como resultados experimentales de adquisición de imágenes a varias excentricidades.

Capítulo 2: EL OJO COMO SISTEMA ÓPTICO FORMADOR DE IMAGEN

2.1. Hipótesis de partida

Podemos considerar la formación de imágenes en el ojo humano de dos maneras diferentes, a las que se hace referencia continua en este trabajo (Figura 2.1-1):

- **Primer paso**, en el que la luz entra en el ojo y la retina constituye el plano imagen. El proceso de visión normal involucra una formación de imagen en primer paso para formar en la retina las imágenes del entorno exterior.
- **Segundo paso**, en el que la luz sale del ojo y la retina determina el plano objeto. Como ejemplos de este caso un oftalmoscopio en el que un observador examina la retina de un sujeto a través de su óptica ocular, o el efecto de “ojos rojos” en una fotografía con flash.

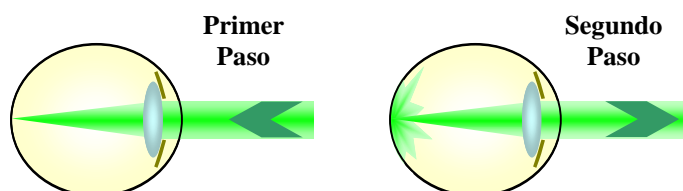


Figura 2.1-1: Formación de imagen en primer y segundo paso.

Como el objetivo de este trabajo es mejorar las técnicas oftalmoscópicas de adquisición de imágenes de la retina, todo el desarrollo de medida y compensación de la óptica ocular se entiende en segundo paso. No se tiene en ningún caso acceso directo a la retina, ni a la pupila de salida en el primer paso, por lo que el estudio se realiza desde el exterior del ojo. A la imagen de la retina (concretamente, de una zona iluminada de ésta) formada por la óptica ocular la denominaremos *imagen aérea*. Se denomina imagen de *dobles pasos* (DP) a la imagen aérea de una fuente luminosa (u objeto) proyectada en la retina.

En este trabajo se han realizado una serie de suposiciones acerca de la formación de imagen en el ojo humano que justifican el posterior tratamiento matemático. En primer lugar, **se ha considerado el ojo como un sistema formador de imagen isoplanático** (en la fovea), en el que se puede aplicar la teoría difraccional de imagen en la **aproximación de Fraunhofer**³⁶. Esta suposición, exigente a priori, es muy común y se fundamenta

³⁶ [Goodman, 1996]

en resultados experimentales³⁷ que demuestran que la imagen aérea de una fuente luminosa puntual es pequeña (para las aberraciones y pupilas típicas del ojo) y que la calidad óptica se mantiene aproximadamente constante hasta 5° de excentricidad de la fovea³⁸, para la longitud de onda que se utilizará en el estudio (543nm).

Se considera que **la retina actúa como un difusor perfecto y móvil**. Debido a los rápidos movimientos del globo ocular, el movimiento del difusor es aleatorio, de poca amplitud (la calidad óptica no se ve afectada en gran medida) y más rápido que el tiempo de adquisición de la imagen (como ocurre en exposiciones de pocos segundos). El desfase introducido por el difusor es aleatorio, espacial y temporalmente. Con esto, la retina, una vez iluminada, es equivalente a una fuente (en general, extensa) incoherente³⁹.

El ojo se considera finalmente como un sistema óptico “caja negra” constituido por un sistema convergente (la óptica ocular), un difusor móvil (la retina) colocado aproximadamente en el plano focal y un diafragma de apertura (el iris).

2.2. Funciones asociadas

Con estas suposiciones, la formación de la imagen aérea del ojo en campo lejano, con iluminación monocromática, viene determinada por la **función pupila generalizada**⁴⁰ (PG) de coordenadas (x,y) del plano de pupila, definida como:

$$P(x, y) = p(x, y) e^{iW(x, y)}; \quad (2.2-1)$$

donde p denota la **función pupila** (o **pupila**, sencillamente), módulo de la PG, y W es la **función aberración de onda** (WA ⁴¹) expresada en radianes. La pupila p se considera binaria y circular de radio R :

$$p(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{2\pi R} & ; x^2 + y^2 \leq R^2 \\ 0 & ; x^2 + y^2 > R^2 \end{cases} \quad (2.2-2)$$

Puesto que en la práctica la pupila suele ser conocida y estática, o impuesta mediante una pupila artificial, el interés se centra en el conocimiento de la WA ⁴². Se entiende que la WA no responde al argumento principal de la PG, sino que se extiende más allá del rango 2π radianes. El significado físico de la WA es el desfase o retardo que presenta la luz, emergente desde un punto de la retina, en los diferentes puntos de la pupila, respecto a una función de fase de referencia (nula en nuestro caso).

A lo largo de esta memoria se utilizan también otros conceptos, como el **frente de onda** (FO) y la diferencia de **camino óptico** (ΔL) respecto a un FO de referencia. El FO se define como la superficie constituida por los puntos del espacio que tienen igual camino óptico o igual fase. La WA está definida en el plano de pupila, mientras que el camino óptico y el FO se definen en todo el espacio. En el plano de pupila se cumple:

³⁷ [Artal, 1990], [Artal,1992], [Navarro, 1993], [Williams, 1996]

³⁸ Puesto que la fovea es la zona de interés de la retina en nuestro estudio, se utilizará indistintamente los términos retina y fovea, cuando no haya confusión.

³⁹ [Born, 1993]

⁴⁰ [Goodman 1996]

⁴¹ Se ha escogido las siglas inglesas WA (en vez de AO) por la posible confusión con OA .

⁴² [Tyson, 1991]

$$W(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta L(x, y) \quad (2.2-3)$$

La imagen aérea de un punto de la retina en campo lejano, y formada por una lente de focal f_{ob} , libre de aberraciones, viene dada por la siguiente expresión:

$$I(\mu, \eta) = K' \left| \iint p(x, y) e^{iW(x, y)} e^{\frac{2\pi i}{\lambda f_{ob}}(\mu x + \eta y)} dx dy \right|^2 \equiv PSF(\mu, \eta); \quad (2.2-4)$$

donde K' es una constante que no depende de las coordenadas de posición en el plano imagen (μ, η) , y λ es la longitud de onda utilizada. Esta imagen es estrictamente la **respuesta impulso incoherente** del sistema en intensidad (PSF⁴³). Las coordenadas (μ, η) y (x, y) están definidas, respectivamente, en el plano imagen y en el plano de pupila. Por simplicidad, se han utilizado las mismas coordenadas en todos los planos conjugados a estos dos, sin considerar los aumentos entre planos. En el caso de una WA nula, entenderemos que se trata de un sistema **limitado por difracción**, resultando la PSF ser la figura de difracción de una pupila circular (patrón de Airy).

Como cualquier sistema lineal, el ojo también se puede caracterizar mediante la **función de transferencia óptica** (OTF⁴⁴). De la definición de la OTF como la transformada de Fourier de la PSF, se deduce su expresión como la autocorrelación compleja de la PG; en expresión normalizada:

$$OTF(x, y) = \frac{\iint P(x', y') P^*(x' - x, y' - y) dx' dy'}{\iint |P(x', y')|^2 dx' dy'}. \quad (2.2-5)$$

Denominaremos MTF al módulo de la OTF y PTF a su fase. Aunque las variables naturales para estas funciones son (x, y) , en Óptica Visual se suelen expresar en coordenadas de frecuencia angular utilizando como unidad el **ciclo/grado**.

Como medida global de la calidad óptica se utiliza la **razón de Strehl**. Este parámetro se puede definir de varias maneras⁴⁵; nosotros lo haremos como el máximo de la PSF, normalizado al máximo de la PSF en caso de aberración nula. Con ciertas matizaciones, la Razón de Strehl es equivalente al volumen de la OTF⁴⁶:

$$\text{Razón Strehl} = \frac{\text{máx} \left(\left| \iint p(x, y) e^{iW(x, y)} e^{\frac{2\pi i}{\lambda f_{ob}}(\mu x + \eta y)} dx dy \right|^2 \right)}{\text{máx} \left(\left| \iint p(x, y) e^{\frac{2\pi i}{\lambda f_{ob}}(\mu x + \eta y)} dx dy \right|^2 \right)} = \iint OTF(x, y) dx dy. \quad (2.2-6)$$

2.2.1. Expresión modal de la WA: polinomios de Zernike

Se ha descrito la WA en su expresión **zonal**, es decir, dado su valor funcional punto a punto. Es común y útil, sin embargo, utilizar una expresión **modal** describiendo la WA como combinación lineal de elementos de una base funcional o **modos**.

⁴³ Del vocablo inglés *point spread function*.

⁴⁴ Del vocablo inglés *optical transfer function*.

⁴⁵ [Mahajan, 1991]

⁴⁶ Para ser válida esta definición el eje de coordenadas en el plano imagen debe coincidir con el máximo de la PSF.

$$W(x, y) = \sum_k c_k Z_k(x, y) . \quad (2.2-7)$$

La base funcional más utilizada en el caso de pupilas circulares es la de los polinomios circulares de Zernike⁴⁷, $\{Z_k\}$, y nos referiremos a la serie $\{c_k\}$ como *coeficientes de Zernike*. Determinar la WA es equivalente, por tanto, a obtener los coeficientes de Zernike que la describen.

Las características principales de esta base funcional son estar definida en pupilas circulares y ser ortogonal y polinomial⁴⁸. Hemos utilizado una definición para esta base semejante a la dada por Noll⁴⁹, incluyendo la normalización y las reglas de ordenación de los elementos, utilizando un único índice ordinal k . El *grado radial* n y la *frecuencia acimutal* m , para el polinomio k -ésimo en esta ordenación, se obtienen utilizando las expresiones⁵⁰:

$$n = \text{Int}\left(\frac{-1 + \sqrt{8k - 7}}{2}\right); \quad m = \begin{cases} 2 \text{ Int}\left(\frac{k}{2} - \frac{n(n+1)}{4}\right) & ; \quad n \text{ impar} \\ 1 + 2 \text{ Int}\left(\frac{k-1}{2} - \frac{n(n+1)}{4}\right) & ; \quad n \text{ par} \end{cases} \quad (2.2-8)$$

donde la función $\text{Int}()$ proporciona la parte entera del valor entre paréntesis. A partir de estos dos parámetros n y m , Noll⁴⁹ define el polinomio k -ésimo de Zernike, usando las coordenadas radiales (r, θ) referidas a la pupila, como:

$$Z_k(r, \theta) = \begin{cases} \sqrt{n+1} R_n^0(r) & ; \quad m = 0 \\ \sqrt{n+1} R_n^m(r) \sqrt{2} \cos(m\theta) & ; \quad \begin{cases} m \neq 0 \\ k \text{ impar} \end{cases} \\ \sqrt{n+1} R_n^m(r) \sqrt{2} \text{sen}(m\theta) & ; \quad \begin{cases} m \neq 0 \\ k \text{ par} \end{cases} \end{cases} \quad (2.2-9)$$

donde:

$$R_n^m(r) = \sum_{s=0}^{\frac{n-m}{2}} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left(\frac{n+m}{2} - s\right)! \left(\frac{n-m}{2} - s\right)!} r^{n-2s} \quad (2.2-10)$$

Sin embargo, para nuestros propósitos, es más interesante utilizar coordenadas rectangulares, (x, y) . Tras cálculos algebraicos, se han desarrollado⁵⁰ unas expresiones generales para $Z_k(x, y)$ similares a las apuntadas en [Malacara, 1992]⁵¹:

⁴⁷ [Tyson, 1991]

⁴⁸ Con la definición utilizada para la base de Zernike, también se podría añadir la normalidad.

⁴⁹ [Noll, 1976]

⁵⁰ [Prieto, 1999]

⁵¹ Hay que indicar que en la referencia mencionada existe una errata en este cambio de coordenadas en la ecuación (13.40).

$$Z_k(x, y) = \begin{cases} \sqrt{n+1} \sum_{b=0}^{\frac{n}{2}} \sum_{c=0}^{\frac{n-b}{2}} \frac{(-1)^b (n-b)!}{b! (\frac{n}{2}-b)! (\frac{n}{2}-b-c)!} x^{n-2b-2c} y^{2c}; & m=0 \\ \sqrt{2(n+1)} \sum_{a=0}^{Int(\frac{m}{2})} \sum_{b=0}^{\frac{n-m}{2}} \sum_{c=0}^{\frac{n-m-b}{2}} \frac{(-1)^{a+b} \binom{m}{2a} (n-b)!}{b! (\frac{n+m}{2}-b)! (\frac{n-m}{2}-b-c)!} x^{n-2a-2b-2c} y^{2a+2c}; & \begin{cases} m \neq 0 \\ k \text{ impar} \end{cases} \\ \sqrt{2(n+1)} \sum_{a=0}^{Int(\frac{m-1}{2})} \sum_{b=0}^{\frac{n-m}{2}} \sum_{c=0}^{\frac{n-m-b}{2}} \frac{(-1)^{a+b} \binom{m}{2a+1} (n-b)!}{b! (\frac{n+m}{2}-b)! (\frac{n-m}{2}-b-c)!} x^{n-2a-2b-2c-1} y^{2a+2c+1}; & \begin{cases} m \neq 0 \\ k \text{ par} \end{cases} \end{cases} \quad (2.2-11)$$

2.2.2. Imagen aérea de DP

En segundo paso, la imagen aérea es la convolución de la imagen formada en la retina con la PSF de la óptica ocular (a partir de la definición de PSF); en el dominio de frecuencias es igual al producto de la OTF con el espectro de la imagen en la retina.

Si la fuente luminosa utilizada es puntual, la imagen en la retina resulta ser la PSF del sistema óptico en primer paso. Se puede demostrar⁵² que la PSF en primer paso es función simétrica de punto, respecto al eje óptico, a la PSF del segundo paso del mismo sistema óptico:

$$PSF_{1^\circ}(\mu, \eta) = PSF_{2^\circ}(-\mu, -\eta) \quad (2.2-12)$$

donde el subíndice indica el ordinal del paso.

Si se incluyen diferencias en el sistema de manera que no presenta la misma OTF en ambos pasos, la imagen aérea resulta ser la correlación de la PSF de segundo paso con la de primer paso⁵³:

$$I(\mu, \eta) = \iint PSF_{2^\circ}(\mu', \eta') PSF_{1^\circ}(\mu'+\mu, \eta'+\eta) d\mu' d\eta' \equiv PSF_{1^\circ} \otimes PSF_{2^\circ} \quad (2.2-13)$$

2.3. El ojo como sistema dinámico formador de imagen

En este apartado se analizan las características del ojo como sistema formador de imagen y su concordancia con el modelo escogido. Hay que señalar que este estudio se limita a la adquisición de imágenes aéreas que subtienden menos de un grado y centradas en la fóvea. Por tanto, el eje óptico de nuestro sistema experimental coincide con el eje visual y únicamente están implicadas las aberraciones monocromáticas en eje. Por este motivo, se mencionan sólo las características ópticas del ojo que pueden afectar en estas condiciones.

2.3.1. Anatomía ocular

En la Figura 2.3-1 se muestra un corte horizontal del globo ocular derecho, con vista cenital, mostrando las diferentes partes anatómicas.

⁵² Desde distintos enfoques en [Artal, 1995b], [Iglesias, 1997] y [López Gil 1997].

⁵³ [Artal, 1995a], [Artal, 1995b], [López Gil 1997].

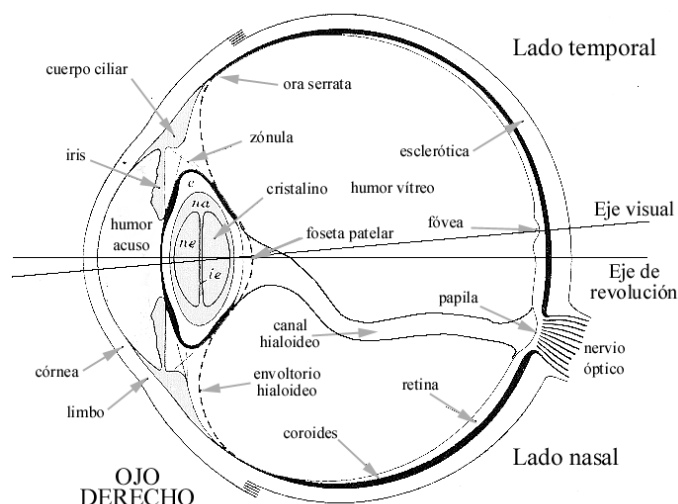


Figura 2.3-1: Sección horizontal del ojo derecho.

El eje visual, centrado en la fovea donde se tiene la mayor agudeza visual, no coincide con el eje óptico ideal del ojo. El ángulo que forman ambos ejes es de 5° aproximadamente.

Los diferentes medios ópticos que encontramos en el eje desde el exterior al interior son:

- **Lágrima:** si bien no constituye una capa fisiológica, sí repercute en gran medida en la visión. Es una fina capa líquida (entre 7 y 10 μm), segregada por las glándulas lagrimales y renovada en cada parpadeo, que rellena las irregularidades de la córnea.
- **Córnea:** es transparente debido a que posee una estructura fibrosa microscópica y ultramicroscópica regular. Tiene un espesor en eje de 0.4 a 0.7 mm, y va aumentando hacia el limbo. Es el elemento con mayor poder refractor en el ojo (unas 42 D). La córnea tiene menor curvatura en la periferia por lo que se reduce la aberración esférica; en eje el radio de curvatura está en torno a los 8 mm. Consta de diferentes capas (Figura 2.3-2): El **Epitelio** anterior (45 μm de espesor en el polo, 39 μm en el limbo), a su vez formado por tres capas: células aplanadas (impermeabilizantes), células poliédricas y células cilíndricas (regeneradoras). El epitelio constituye una superficie suave salvo patologías (*queratoconos*) o acciones externas (la mayoría de las técnicas de cirugía refractiva). El **Estroma** está separado del epitelio por la **Membrana de Bowman** (o de Reichert). Esta separación en ojos normales es suave y bien definida; en operados por cirugía refractiva mediante Queratectomía Fotorrefractiva (*PRK*) presenta un aspecto difuso⁵⁴. El estroma (constituye el 90% del espesor total) está constituido por unas cincuenta láminas superpuestas cuyas fibras están cruzadas de una capa a la siguiente. Está separado del endotelio por la **Membrana de Descemet** (o de Demours, 7 μm en polo, 11 μm en limbo), homogénea y muy resistente, que puede presentar verrugas con la edad. El **Endotelio** o epitelio posterior es un mosaico hexagonal de 6 μm de espesor, impermeable al humor acuoso.

⁵⁴ [Møller-Pedersen, 1998]

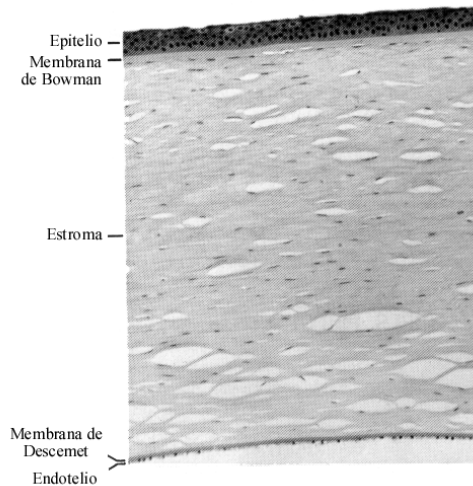


Figura 2.3-2: Sección de una córnea humana.

- **Humor acuoso:** es un líquido transparente que se renueva constantemente (cada dos horas aproximadamente), evacuándose por el **Canal de Schlemm**. La presión hidrostática del humor acuoso varía entre 10 y 20 mmHg, dependiendo de la hora del día (con variaciones de 3 a 5 mmHg), con la respiración (hasta 4mmHg), o incluso cerrando los ojos con los músculos extrínsecos (aumenta hasta 10mmHg).
- **Cristalino:** está formado por capas concéntricas distribuidas como las de una cebolla, en las que las más externas se van añadiendo con la edad. Este desarrollo hace que en la periferia el índice de refracción sea menor que en las capas más profundas. El espesor en un adulto es de 4 a 9 mm, siendo su estructura ligeramente birrefringente. Está recubierto por una fina cápsula elástica de proteínas (varias micras de espesor). Es responsable del cambio de focal del ojo en la acomodación, ya que puede aumentar su poder refractor (en varias dioptrías) al modificar su forma.
- **Humor vítreo:** tiene consistencia gelatinosa y sostiene la cámara posterior del ojo. Contiene proteínas fibrosas (mayoritariamente colágeno) que le dan estructura filamentosa. En la periferia del humor estas fibras son paralelas formando una membrana, el **envoltorio hialoideo**. Parece que este humor tiene estructura interna, bien a modo de capas concéntricas o formando husos. Se destaca un hundimiento en las proximidades del cristalino (formando la **foseta patelar**), y el **conducto hialoideo** que cruza el humor desde la foseta hasta el nervio óptico.
- **Retina:** es una fina capa neuronal, de unos 0.4 mm de espesor, que recubre el polo posterior del ojo (Figura 2.3-3). Estrictamente es parte del cerebro y está compuesta de cinco clases de neuronas: los **fotorreceptores** (dos tipos: **conos** y **bastones**), células fotosensibles cuya misión es traducir la intensidad luminosa (imagen formada por la óptica ocular) en impulsos nerviosos, para ser procesada posteriormente. La transmisión más directa de información es desde los fotorreceptores a las **células bipolares** y de estas a las **células ganglionares**. Cada célula ganglionar tiene un axón que circula por la superficie de la retina hacia el **disco óptico**, de donde parte el **nervio óptico**. Las otras clases de neuronas, **células horizontales** y **amacrinas** sirven para enriquecer la información dada por los fotorreceptores. La retina está adosada finalmente al **epitelio pigmentario** y éste a la **coroides**. La retina está abastecida por dos sistemas circulatorios: el retiniano (a través del disco

óptico) que cubre la retina, y el coroidal (en la coroides). Cada una de las clases de células descritas se encuentran a lo largo de la superficie de la retina distribuidas en tres capas distintas, separadas por dos capas sin cuerpos de neuronas pero llenas de sinapsis (Figura 2.3-4). Los fotorreceptores se encuentran en las capas externas⁵⁵, por lo tanto, la luz tiene que atravesar casi todo el espesor de la retina hasta llegar al *segmento externo* de cada fotorreceptor, que contiene las moléculas de *pigmento visual* especializadas en la captura fotónica.

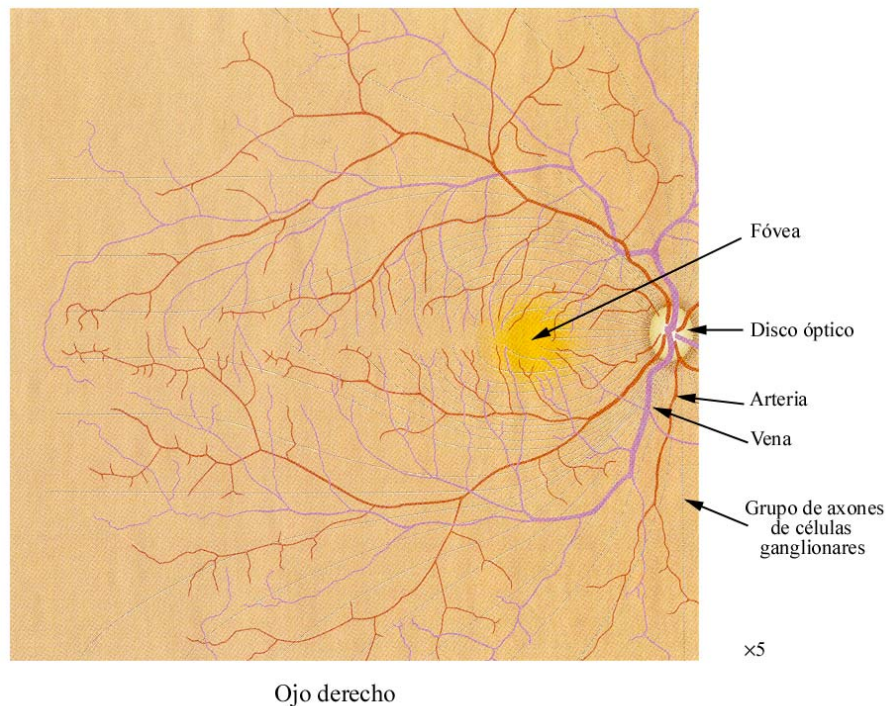


Figura 2.3-3: Aspecto de la retina del ojo derecho (fondo de ojo).

El eje visual atraviesa la retina en la parte central de la *mácula* (o *mácula lútea*), llamada *fóvea*, donde se encuentra la máxima concentración de conos, responsables de la visión a altas luminancias y del color (Figura 2.3-5). En el centro de la fóvea (a unos 5 mm del disco óptico) no existen bastones, conos tipo S^{56} , ni capas neuronales superiores, ni vasos sanguíneos (Figura 2.3-6). Es la zona de la retina donde se tiene mayor agudeza visual y corresponde al punto de fijación en la visión. En ella, el tamaño de los conos es menor, consiguiendo una mayor densidad de fotorreceptores (Figura 2.3-5).

⁵⁵ Tomando como referencia la cercanía al humor vítreo, se aplican los adjetivos *externo* (alejado) e *interno* (próximo).

⁵⁶ Estos son los más sensibles a las altas frecuencias del espectro visible. Existen también los tipos *M* y *L*.

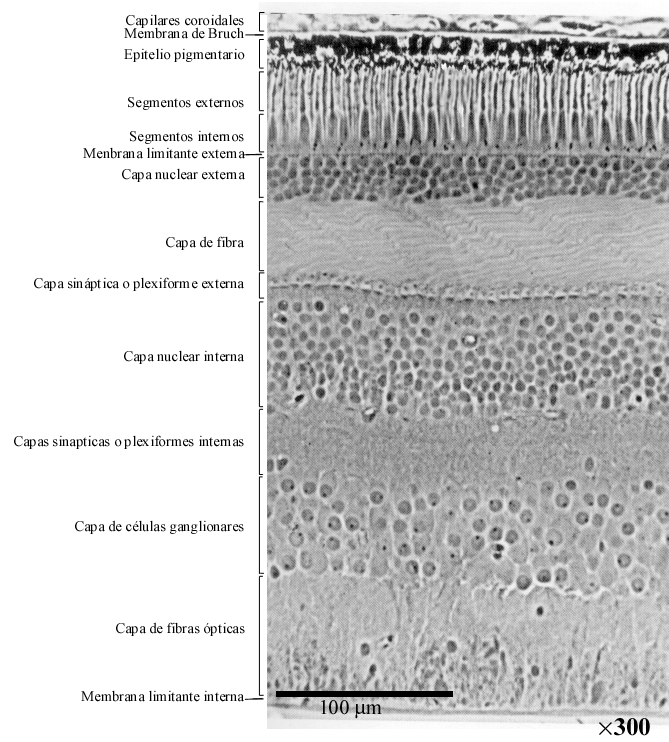


Figura 2.3-4: Sección histológica transversal de la retina (modificado de [Adler, 1994]).

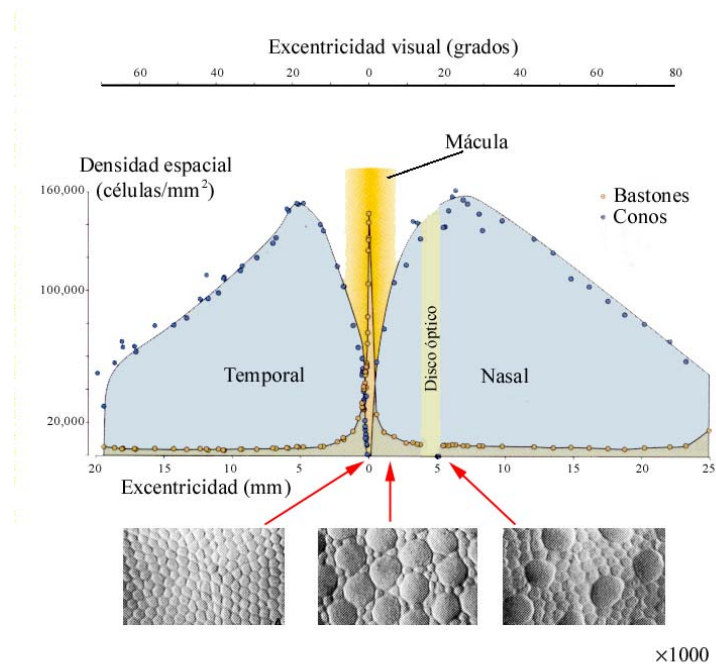


Figura 2.3-5: Densidad de fotorreceptores (conos y bastones) respecto a la excentricidad en la retina (modificación de [Rodieck, 1998]). Tamaño y empaquetamiento relativo de fotorreceptores a tres excentricidades (muestra histológica extraída de [Curcio, 1987]).

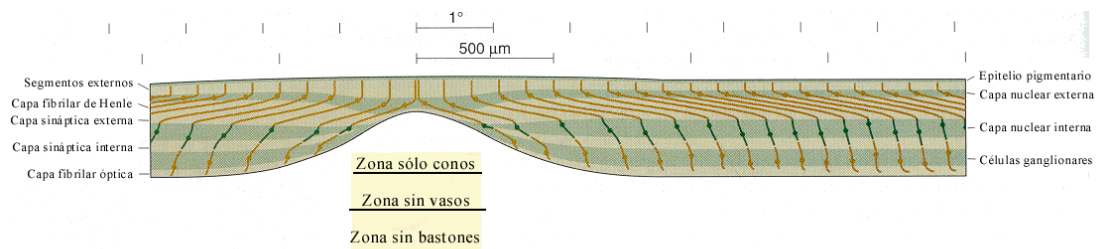


Figura 2.3-6: Topología horizontal de la retina, en las proximidades de la fóvea.

Otro elemento importante en la óptica del ojo es el *iris* que a modo de diafragma de diámetro variable determina la apertura del ojo (entre $f/2$ y $f/3$ como máximo). La pupila del ojo viene determinada por el tamaño y la posición del iris: la pupila es la imagen del iris producida por la córnea. Las funciones fundamentales del iris son la reducción de las aberraciones en eje, variar la profundidad de foco y el control de la intensidad luminosa⁵⁷. Además, al estar colocado entre los dos elementos con mayor poder refractor (la córnea y el cristalino) reduce la distorsión. En este estudio, la pupila se controla experimentalmente mediante una apertura artificial conjugada ópticamente con la del ojo. Se considera que con pupilas menores de 1 mm el ojo es aproximadamente un sistema limitado por difracción⁵⁸.

2.3.2. Reflexión en la retina

La reflexión en la retina tiene dos componentes principales: una difusa y otra especular (o guiada). Los segmentos internos de los conos actúan a modo de guía de ondas de forma conoidal. La luz que penetra en la guía, accede al segmento interno, donde se produce la mayor absorción. La luz no absorbida es reflejada (principalmente en el epitelio pigmentario y la coroides) y de nuevo es guiada hacia la pupila del ojo⁵⁹. Esta luz presenta una direccionalidad en el plano de pupila⁶⁰. La otra componente difusa (no guiada), se entiende que es producida por dispersión en el resto de capas de la retina y por reflexión difusa en la coroides.

2.3.3. Dinámica del ojo y estabilidad de las imágenes de DP

El ojo es un sistema óptico dinámico. Las fluctuaciones temporales de la óptica ocular (y por lo tanto de su WA) son debidas principalmente a los movimientos oculares, cambios en la capa de lágrima, pulsaciones, modificaciones en la forma del cristalino (acomodación) y las corrientes de fluido en los humores. Como consecuencia de las fluctuaciones de la WA, la imagen aérea se modifica en el tiempo. La Figura 2.3-7 se muestra una serie de imágenes aéreas consecutivas con 5 segundos de exposición y acomodación paralizada⁶¹. Estas imágenes presentan diferencias debidas a los cambios temporales de la óptica.

⁵⁷ [Falk,1986]

⁵⁸ [Charman, 1995]

⁵⁹ [Miller, 1996]

⁶⁰ [Burns, 1995], [Marcos, 1998]

⁶¹ En las mismas condiciones experimentales que se describen en Capítulo 5 para DP asimétrico.

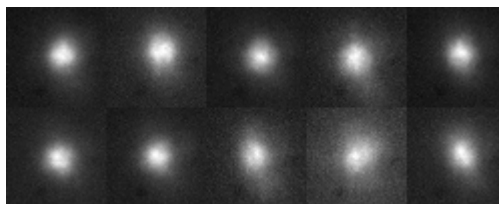


Figura 2.3-7: Estabilidad de la imagen aérea en DP.

La lágrima, al ser parcialmente eliminada en cada parpadeo, cambia su espesor de manera local. Esto también ocurre especialmente cuando no se renueva (parpadea) con lo que se evapora, formando huecos en la capa de lágrima. Es fácil observar subjetivamente la evolución de la lágrima entre parpadeos⁶².

La acomodación es, junto con los movimientos oculares, el principal factor de cambio dinámico de la óptica ocular. Además del aumento del poder refractor del cristalino para observar objetos cercanos, existe una fluctuación (principalmente de 2Hz⁶³) en la acomodación. Parece que es útil para que el sistema visual determine el enfoque correcto. Estos problemas se superan en nuestro experimento con la utilización de ciclopégicos que inhiben la acomodación. Como contrapartida, no se estudia el estado refractivo normal, ya que se produce una sobrerrelajación de los músculos ciliares. El cristalino es menos convergente en este caso que en una situación de ojo desacomodado normal. Otros cambios en la convergencia total del ojo se pueden producir por deformaciones de los otros medios (cambio en la curvatura de superficies o de longitud axial del ojo⁶⁴), así por ejemplo existe una variación en el estado refractivo con la respiración y el pulso sanguíneo.

Los movimientos del globo ocular tienen como función mantener la zona de interés de una escena sobre la fovea. Para observar una escena extensa se realiza un barrido de la imagen con la fovea. Igualmente, si el objeto de interés se desplaza, es necesario un seguimiento, incluyendo la estabilización de la imagen. Los movimientos del ojo pueden ser voluntarios como los *sacádicos*, los de *seguimiento* o los de *vergencia*, e involuntarios como los *vestibulares* (compensadores de los movimientos de la cabeza). Por otro lado, el sistema visual presenta tolerancia al estímulo, es decir, si la imagen permanece estacionaria deja de percibirse. Por este motivo es necesario un refresco mediante el desplazamiento de la imagen en la retina.

Para nuestro estudio es más importante la capacidad de mantener un punto de fijación. En el sistema experimental se estabilizó la cabeza mediante una impronta dental y el sujeto mantuvo un punto de fijación. En la Figura 2.3-8 se muestra el desplazamiento del eje visual en una situación similar durante 5 segundos⁶⁵, y su equivalencia en retina.

Se pueden distinguir en esta situación tres tipos de movimientos de baja amplitud: *deriva* (de baja frecuencia), *microsacádicos* (rápidos que corrigen los anteriores) y *tremor*. Tanto las frecuencias como las amplitudes de los movimientos son variables dependiendo de su naturaleza. Es más interesante remarcar que hay un tiempo de latencia (unos 200ms) en el cuál el ojo permanece inmóvil. Puede estar relacionado con el tiempo que necesita el sistema visual para la conversión de la imagen luminosa en una representación cerebral⁶⁶. Véase como referencias generales [Rodieck, 1998] y [Adler, 1994].

⁶² Mediante la formación de *imágenes entópticas* [Adler, 1994]

⁶³ [Miege, 1988]

⁶⁴ [Fercher, 1982]

⁶⁵ [Rodieck, 1998]

⁶⁶ En esta particularidad se basan el cine, los monitores de vídeo, las imágenes subliminales, etc.

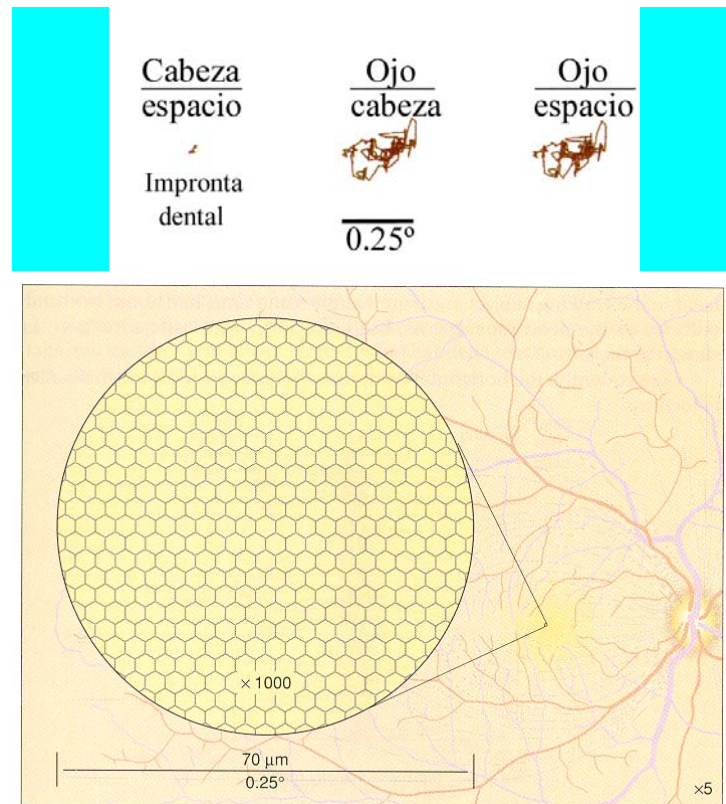


Figura 2.3-8: Fijación del eje visual con impronta dental y su equivalencia en retina.

Por otra parte, si se utiliza una iluminación coherente, los movimientos oculares son los responsables de que se produzca una difusión incoherente en la retina, de manera que se promedia el difusor. Si el tiempo de integración en la adquisición de la imagen aérea es demasiado corto (décimas de segundo), aparece en la imagen *moteado coherente* debido a que el difusor (la retina) se “congela”.

2.3.4. Otros efectos

En los medios oculares se produce difusión, bien en las estructuras celulares regulares (por difracción) y en las irregularidades de las superficies, o bien por dispersión Tyndall en los medios o por elementos flotantes. También se produce difusión en la capa de fotorreceptores de la luz no guiada. Se pueden apreciar visualmente estos fenómenos; aparecen como halos cuando se observan fuentes puntuales cuasimonocromáticas⁶⁷. El efecto depende fuertemente de la longitud de onda utilizada, siendo bastante importante en infrarrojo. En la longitud de onda utilizada en este trabajo (543nm) no afecta fuertemente en las medidas, si bien se puede minimizar con un tratamiento de la imagen.

También se puede considerar como ruido en las imágenes aéreas los reflejos de la fuente luminosa utilizada en las distintas superficies oculares. Estos reflejos se denominan *imágenes de Purkinje* y se localizan cerca del plano de pupila. Esta situación las hace muy incómodas para las medidas de la WA en plano de pupila. En el plano imagen aparecen desenfocadas como un fondo de intensidad. Para eliminarlas se pueden utilizar distintas técnicas⁶⁸.

⁶⁷ [Tunnacliffe, 1993]

⁶⁸ [Henson, 1996]

Existen en el ojo fenómenos asociados a la polarización de la luz⁶⁹. En primer lugar ciertos elementos oculares (por ejemplo la córnea), presentan birrefringencia, y en la mácula existe además dicroísmo (la estructura radial es responsable del fenómeno de las *Escobillas de Haidinger*⁷⁰). Las características de reflexión en la retina son dependientes de la polarización, conservando la componente guiada un mayor grado de polarización que la difusa. Con todo, el grado de polarización de la luz incidente en el ojo no se modifica en gran medida, y a *grosso modo* no tendrá efecto en la medida de la WA.

Está demostrado que la eficiencia de la pupila no es igual en el centro que en la periferia, denominándose este fenómeno como *efecto Stiles-Crawford*⁷¹. Se relaciona con las propiedades de guiado de onda de los fotorreceptores, cuya eficiencia es máxima cuando son iluminados a lo largo de su eje y disminuye en cualquier otra dirección. Esta *apodización* natural de la pupila del ojo reduce el efecto de las aberraciones, más importantes en la periferia de la pupila. La pupila efectiva no es binaria; se puede ajustar aproximadamente a una gaussiana:

$$p(x, y) = 10^{-\rho(x^2 + y^2)}, \quad (2.3-1)$$

donde el coeficiente ρ tiene como valor típico de 0.05 a 0.07 mm⁻². El centro de esta gaussiana corresponde al punto hacia el que están alineados preferentemente los conos, que no siempre coincide con el centro de la pupila⁷².

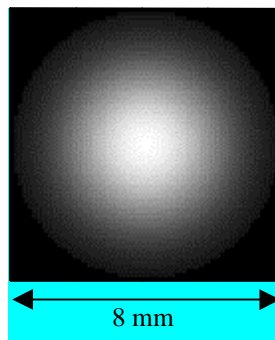


Figura 2.3-9: Módulo de la pupila efectiva. Efecto Stiles-Crawford ($\rho = 0.07\text{mm}^{-2}$).

Otros autores consideran muy severa esta descripción del efecto Stiles-Crawford, con lo que proponen definir un área de pupila efectiva (A_{ef}) a partir del radio real R (expresado en milímetros):

$$A_{ef} = \pi R^2 (1 - 0.0436 R^2 + 0.0006672 R^4) \quad (2.3-2)$$

Al trabajar en doble paso se involucra la reflexión retiniana. Se ha comprobado experimentalmente que esto produce mayores diferencias en la eficiencia de la pupila (con valores de ρ entorno a 0.1 mm⁻²), lo que se atribuye a la combinación de los efectos de guiado de onda de los conos y a la interferencia con fases aleatorias de las ondas reemitidas por cada cono⁷³.

⁶⁹ [Blokland, 1985], [Blokland, 1986], [Blokland, 1987], [Brink, 1991], [Tuchin, 1997], [Bueno, 1999]

⁷⁰ [Falk, 1986]

⁷¹ Originalmente, mediante medidas psicofísicas (en primer paso). [Charman, 1992]

⁷² [Burns, 1995]

⁷³ [Marcos, 1998]

Capítulo 3: MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE WA

En este trabajo se utilizaron dos métodos diferentes para obtener la estimación de WA en el ojo: recuperación de fase a partir de dos imágenes de DP, y el sensor de Hartmann-Shack (HS).

3.1. Recuperación de fase

3.1.1. Descripción

Este método se desarrolló previamente en nuestro laboratorio y su descripción detallada (así como el estudio de errores) se encuentra en [Iglesias, 1997] e [Iglesias, 1998a]. Basado en [Artal, 1988], consiste en la obtención de la WA ocular a partir del conocimiento de la pupila del sistema, de una estimación de la MTF, de la PTF (sólo hasta un rango de frecuencias), e imponiendo ciertas restricciones sobre los valores de la PSF. Consta de dos secuencias: la estimación de la PSF ocular, y la obtención de la WA a partir de la PSF.

3.1.1.1. Obtención de la PSF

Tal como se muestra esquemáticamente en la Figura 3.1-1, mediante una configuración de DP simétrico (con igual OTF en ambos brazos), la imagen aérea de la retina (I_G), de una fuente luminosa puntual (δ), resulta ser la autocorrelación de la PSF de todo el sistema incluido el ojo⁷⁴. Esta PSF se puede aproximar a la PSF ocular (PSF_G) para ese diámetro de pupila. La transformada de Fourier (TF) de esta autocorrelación es el módulo al cuadrado de la OTF, o lo que es lo mismo, el cuadrado de la MTF. En esta configuración, se cancela o se pierde la información sobre la PTF del sistema. La MTF tiene como límite en frecuencia espacial, f_G , el impuesto por el tamaño de la pupila, por ello se precisa un tamaño de pupila grande (normalmente la máxima posible del sistema).

Por otro lado (Figura 3.1-2), una configuración asimétrica del DP, con pupilas de entrada y salida de diferente tamaño, nos proporciona como imagen aérea (I_p) la correlación entre la PSF del primer paso (PSF_p) y el segundo paso (PSF_G). En este caso se obtiene información parcial de la fase de la OTF ocular. Si la pupila de uno de los pasos es lo suficiente pequeña como para suponer que la OTF asociada al paso está limitada sólo por difracción, la fase de la transformada de Fourier de la imagen aérea puede considerarse que corresponde a la PTF del otro paso (es decir, la PTF del ojo), hasta el límite de frecuencia f_p impuesto por la pupila pequeña.

⁷⁴ [Artal, 1995b]

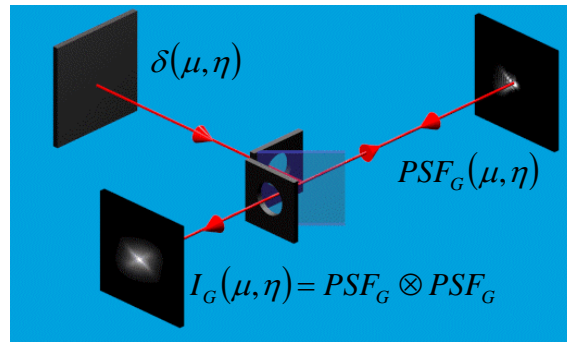


Figura 3.1-1: Formación de imágenes en DP simétrico.

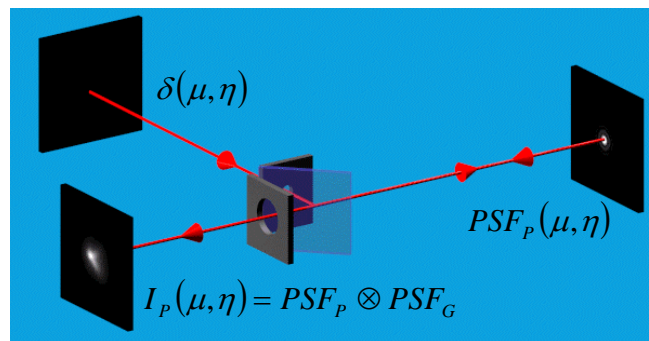


Figura 3.1-2: Formación de imágenes en DP asimétrico⁷⁵.

De esta manera, a partir de dos imágenes aéreas obtenidas con sistemas simétrico y asimétrico, se obtiene una estimación de la OTF del ojo, salvo el valor de la PTF en las frecuencias en el intervalo $[f_p, f_G]$,

Para estimar el valor de PTF en estas frecuencias, con lo que obtendríamos la OTF completa (o lo que es lo mismo, la PSF), se utilizó un procedimiento iterativo de transformadas de Fourier⁷⁶. Un diagrama del proceso de reconstrucción de la PSF se representa en la Figura 3.1-3. A partir de una estimación inicial (ej. suponer PTF constante en $[f_p, f_G]$), se realiza la transformada inversa de Fourier (TF^{-1}), con lo que obtendríamos una función compleja (primera estimación de la PSF). A partir del conocimiento de la PSF, se impone la restricción de ser una función real (se trunca la fase de la estimación o se toma la parte real) y se calcula la TF; posteriormente se imponen los valores conocidos de OTF, dejando libres la PTF por encima de f_p . Repitiendo este procedimiento iterativamente se obtiene una estimación de la PSF ocular. Para mejorar el algoritmo es posible utilizar un porcentaje de realimentación en las nuevas estimaciones, imponer un soporte en el plano de PSF, ir aumentando sintéticamente el tamaño de pupila para conseguir convergencia más rápida a una solución próxima a la fase buscada, etc.

3.1.1.2. Recuperación de la WA a partir de la PSF

El algoritmo utilizado es un ajuste paramétrico de la expresión de la WA sobre los primeros términos de la base polinomial de Zernike⁷⁷. Para ello se impone el módulo de la función pupila del sistema. Al tratarse de

⁷⁵ Figuras cedidas por I. Iglesias.

⁷⁶ [Iglesias, 1998b]

⁷⁷ [Noll, 1976], [Iglesias, 1998a]

una pupila artificial y suponiendo una iluminación uniforme, se considera este módulo constante dentro de la pupila y nulo en el exterior.

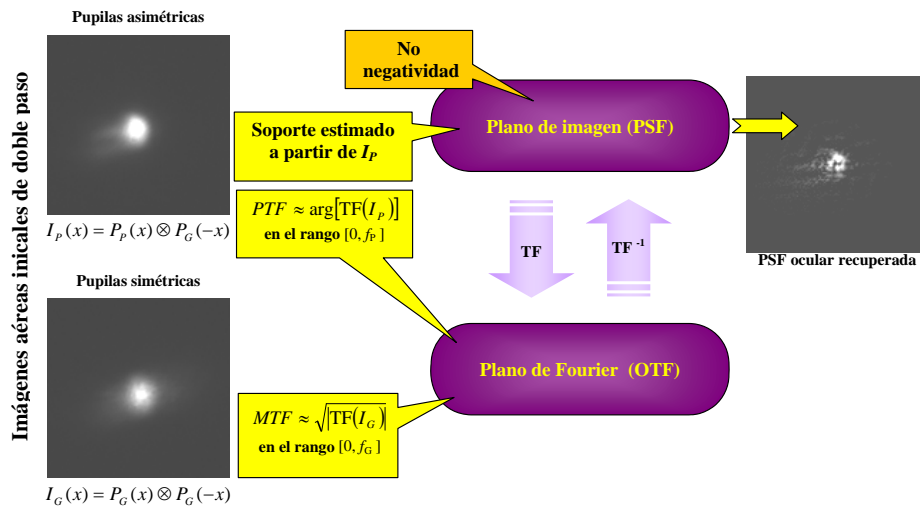


Figura 3.1-3: Reconstrucción de la PSF ocular a partir de dos imágenes aéreas de DP.

A partir de unos valores de partida en los coeficientes de la WA (ej. aberración nula) se calcula la PSF asociada y se compara con la PSF ocular estimada (en el paso anterior). Para ello se utiliza como función error, o distancia métrica, la diferencia absoluta entre la PSF asociada a los coeficientes y la PSF ocular. Posteriormente, se modifican variacionalmente los valores de los coeficientes y se calculan las distancias métricas en cada nueva variación. Se puede estimar el gradiente, o la dirección de mejora, en la expresión de los coeficientes. Se escoge de entre los nuevos valores los que proporcionan menos error, y se introduce como nueva estimación de WA en el ajuste. Se pueden utilizar distintas técnicas para mejorar la convergencia (ej. reducir el número de variables del ajuste, reducir el muestreo en el plano de PSF simplificando la métrica, etc.). En este trabajo se utilizó el algoritmo de Levenberg-Marquardt piramidal⁷⁸, ajustando los coeficientes de Zernike hasta cuarto orden. En la Figura 3.1-4 se representa gráficamente el proceso.

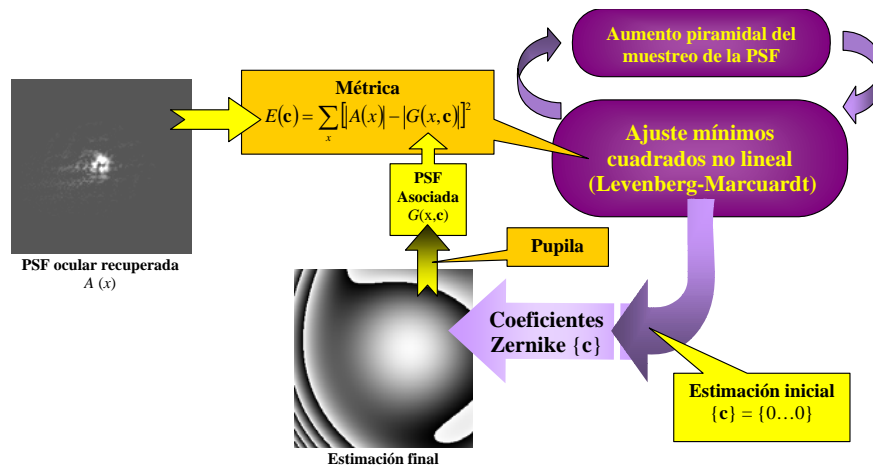


Figura 3.1-4: Recuperación de la WA a partir de la PSF ocular.

⁷⁸ [Iglesias, 1998c]

Hay que notar que aunque los parámetros a ajustar son los coeficientes de los polinomios de Zernike, la bonanza de la estimación de la WA la marca la similitud de $G(x,c)$, la PSF asociada a los coeficientes recuperados $\{c\}$, con la PSF ocular $A(x)$.

3.1.2. Problemática y errores

El mayor problema que presenta el algoritmo de recuperación de fase es conseguir experimentalmente los supuestos teóricos en que se basa. Si no se cumplen, el algoritmo no funciona correctamente y el error de la estimación de la WA se incrementa. En la práctica experimental, los problemas encontrados son los siguientes:

- a) **Tiempo de integración:** Para que la teoría del DP sea correcta, es necesario que la formación de imagen sea incoherente. Para conseguir esto, es necesario que el tiempo de integración en el registro sea lo suficientemente largo. Esto en la práctica supone exposiciones superiores a 0.5 segundos. En este tiempo la óptica del ojo cambia, por deformaciones en los medios (pulso ocular, cambio en la lágrima) y por los movimientos del globo ocular. Por otro lado, con tiempos más cortos de exposición no se rompe la coherencia, con lo cual no se produce una formación de imagen incoherente.
- b) **Conocimiento de la pupila:** En el algoritmo se supone conocido el módulo de la función pupila. Concretamente se supone circular y binaria, tanto en el primer paso, como en el segundo. Existen varios indicios de que esto no es así exactamente. Por un lado el efecto Stiles-Crawford⁷⁹, pone de manifiesto que la eficiencia luminosa en la pupila es función del radio. Por otro lado, la componente no difusa de la reflexión en la capa de fotorreceptores presenta direccionalidad en el plano de pupila⁸⁰.
- c) **Asimetría óptica en el DP:** Una de las premisas del algoritmo es que el primer paso debe tener la misma OTF que el segundo (salvo el tamaño de pupila). En la práctica esto se puede conseguir sólo aproximadamente. Los errores o problemas que se encuentran habitualmente son:
 - 1) La desalineación de las pupilas de entrada y salida.
 - 2) El uso de divisores de haz de película. Estos elementos pueden deformar el frente de onda en reflexión, introduciendo astigmatismo, mientras que en transmisión no introducen aberraciones. Esto es debido al proceso de fabricación de las membranas (por estiramiento) y a los soportes ópticos que deforman la superficie. Por otro lado estos divisores suelen presentar reflectancia y transmitancia no uniforme que hacen que la iluminación de la pupila sea diferente en los dos pasos.
 - 3) Las características del sistema, y del ojo en particular, no son insensibles al estado de polarización. Las imágenes aéreas de DP presentan una discrepancia si se utilizan diferentes estados de polarización incidente, y si se utilizan elementos polarizadores en el sistema⁸¹.
- d) **Tiempo de computación:** el algoritmo requiere un tiempo de cálculo muy elevado para proporcionar una estimación de la WA (ej. 24 horas en una estación de trabajo de tipo medio). Este es un importante inconveniente para las aplicaciones de compensación de WA oculares en tiempo real.

⁷⁹ [Charman, 1995]

⁸⁰ [Burns, 1995], [Marcos, 1998]

⁸¹ [Blokland, 1987]

3.2. Sensor de Hartmann-Shack

En la actualidad, este método comienza a utilizarse en la comunidad científica para aplicaciones oculares, principalmente porque las imágenes obtenidas permiten hacer una valoración inicial de la WA, antes incluso de realizar un análisis riguroso de los datos. Como valor añadido, realizar el análisis riguroso es relativamente rápido.

El sensor fue inventado a partir de una modificación del test de Hartmann aplicado a grandes telescopios⁸² con la idea de aumentar la señal, y se ha usado tradicionalmente en aplicaciones astrofísicas.

El fundamento básico del HS se muestra en la Figura 3.2-1. El HS está formado por una matriz de microlentes convergentes (MML), y aproximadamente en su foco, un registrador de imagen (típicamente una cámara CCD). La MML se coloca en un plano conjugado de la pupila de salida, para dividir el frente de onda (FO) incidente en distintas zonas, esto es, las subaperturas asociadas a cada microlente (ML). De esta manera, cada ML realiza un muestreo de una zona del FO. Si el FO es plano y perpendicular al eje óptico, cada ML formará una imagen de la fuente en su foco. En el caso de un FO aberrado, y si el número de MLs es suficiente, cada ML recibirá un FO que en primera aproximación se puede considerar plano e inclinado. La ML formará su imagen fuera de eje en su plano focal. El desplazamiento de la imagen de la fuente (Δr) nos proporciona directamente la pendiente del FO sobre cada ML. De este modo se obtiene una medida local de la derivada media del FO.

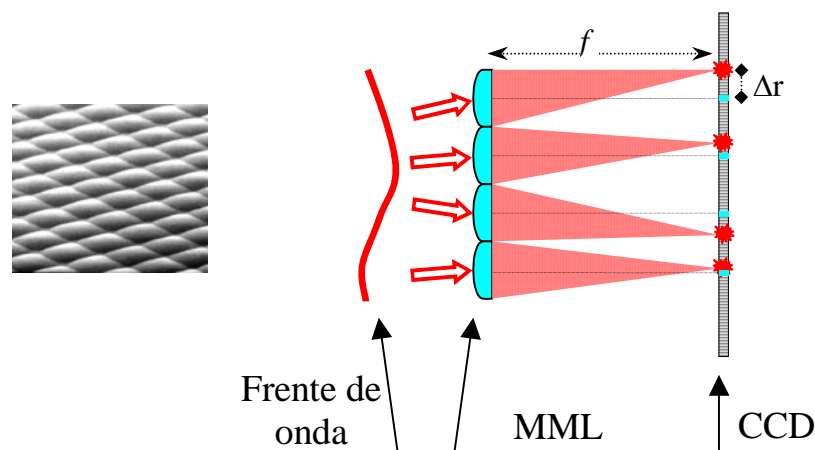


Figura 3.2-1: Vista de la MML y esquema básico del HS.

Normalmente es necesario utilizar un FO plano como referencia sobre el HS para determinar de manera más precisa la posición del plano focal de la MML. La WA del objeto de estudio se determina a partir de los desplazamientos Δr respecto a la imagen de referencia obtenida con un FO plano sobre el sistema.

3.2.1. Fundamento teórico del HS

Para desarrollar el formalismo ondulatorio, se incluyen parte de las características del HS utilizado. La MML es una matriz cuadrada de lentes esféricas, cada ML con pupila cuadrada de lado L . Se utiliza iluminación monocromática de longitud de onda λ .

La WA sobre el plano de la MML, plano conjugado de pupila, se puede expresar de manera fragmentada sobre cada ML:

$$W(x, y) = \sum_n W(x, y) p_n(x, y) = \sum_n W_n(x - x_n, y - y_n), \quad (3.2-1)$$

donde n representa el índice de la ML n -ésima, (x_n, y_n) es la posición del centro de la ML, p_n es la pupila binaria asociada a la ML, y se han definido las funciones:

$$W_n(x, y) = \begin{cases} W(x + x_n, y + y_n) & : x, y \in [-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}] \\ 0 & : x, y \notin [-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}] \end{cases}. \quad (3.2-2)$$

Estas funciones representan la WA sobre cada ML, referida al centro de la ML.

En el plano focal de la MML se obtendrá la imagen correspondiente a la figura de difracción de Fraunhofer⁸³

$$I(\mu, \eta) = K' \left| \sum_n \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} e^{iW_n(x, y)} e^{\frac{2\pi i}{\lambda f} [(\mu - x_n)x + (\eta - y_n)y]} dx dy \right|^2, \quad (3.2-3)$$

donde K' es una constante que no depende de las coordenadas (μ, η) .

Para hacer el análisis más accesible, habitualmente⁸⁴ sólo se estudia la imagen que daría cada ML independientemente:

$$I_n(\mu, \eta) = K' \left| \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} e^{iW_n(x, y)} e^{\frac{2\pi i}{\lambda f} (\mu x + \eta y)} dx dy \right|^2. \quad (3.2-4)$$

El objetivo del HS es determinar el valor medio de la derivada de W_n sobre la ML. Este valor está relacionado con el desplazamiento producido en la imagen respecto al eje óptico de la ML.

Un procedimiento para estimar este desplazamiento es calcular el centro de gravedad⁸⁵ (o centroide) de componentes (μ_n, η_n) definido como el primer momento normalizado de la función I_n :

$$\mu_n = \frac{\int_n \mu I_n(\mu, \eta) d\mu d\eta}{\int_n I_n(\mu, \eta) d\mu d\eta} \quad ; \quad \eta_n = \frac{\int_n \eta I_n(\mu, \eta) d\mu d\eta}{\int_n I_n(\mu, \eta) d\mu d\eta}. \quad (3.2-5)$$

El subíndice n del símbolo integral denota que la integración se realiza en el área asociada a la ML n -ésima.

Con la propiedad del Momento de la TF, el teorema de Parseval y la expresión del espectro de I_n como autocorrelación de la PG, se llega la siguiente expresión para el centro de masas⁸⁶:

⁸² [Malacara, 1992]

⁸³ Supondremos que no existe aumento entre los planos de la MML y el plano de imagen. Si éste existiera, utilizaremos el tamaño equivalente sobre el plano imagen. Esto nos permite utilizar las mismas unidades para las ordenadas (x, y) y (μ, η) .

⁸⁴ [Liang, 1991], [Rousset, 1994]

⁸⁵ [Tyson, 1982]

⁸⁶ [Gray, 1995], [Goodman, 1996]

$$\mu_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \frac{\int_n \frac{\partial W_n(x,y)}{\partial x} dx dy}{\int_n dx dy} ; \quad \eta_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \frac{\int_n \frac{\partial W_n(x,y)}{\partial y} dx dy}{\int_n dx dy}. \quad (3.2-6)$$

Esta expresión muestra la dependencia lineal del desplazamiento del centro de masas de I_n con la media aritmética de la derivada de W_n sobre la pupila de la ML n -ésima.

3.2.2. Muestreo espacial de la imagen

Si se utiliza una cámara CCD para el registro de la imagen en el plano focal de la MML, se realiza un muestreo de la función $I_n(\mu, \eta)$ obteniéndose la matriz I_n de elementos $I_{n(a,b)}$. Un estimador válido para el centroide⁸⁷ será ahora, expresado en unidades de pixel de CCD:

$$\mu_n = \frac{\sum_n a I_{n(a,b)}}{\sum_n I_{n(a,b)}} ; \quad \eta_n = \frac{\sum_n b I_{n(a,b)}}{\sum_n I_{n(a,b)}}. \quad (3.2-7)$$

El sumatorio representa la suma de todos los pixeles asociados a la ML n -ésima.

3.2.3. Procedimiento utilizado. Algoritmo y sistema experimental

Tanto el sistema experimental como el algoritmo de localización de centroides se han desarrollado atendiendo a las características propias de la aplicación en el ojo.

3.2.3.1. Algoritmo

El procedimiento básico utilizado para la obtención de la estimación del FO, comienza con la búsqueda individualizada del centroide asociado a cada MML. A partir de los desplazamientos relativos respecto de las posiciones de referencia, se obtiene una estimación modal, utilizando todos los centroides válidos, de la expresión de la derivada de WA en términos de la base polinomial de Zernike. En la Figura 3.2-2 se muestra un ejemplo de visualización de la búsqueda de centroides. Los puntos negros sobre la imagen representan los centros de masas localizados.

Previamente al procesado, deben conocerse los valores del sistema experimental acerca de la pupila y la MML, respecto al CCD. Todos estos valores están expresados en unidades de pixel de CCD. Los valores a conocer son:

- \emptyset_{PS} , diámetro de la pupila de salida, medido en el plano de la MML.
- (x_0, y_0) , posición del centro de la pupila respecto al CCD
- L , lado de cada ML.
- (x_n, y_n) , posiciones de los centros de las MLs respecto al CCD. (Se deducen de la posición de la esquina de una de las MLs, más fácil de determinar en la práctica)
- f , focal de la ML.
- λ , longitud de onda utilizada en la iluminación.

⁸⁷ [Rousset, 1994]

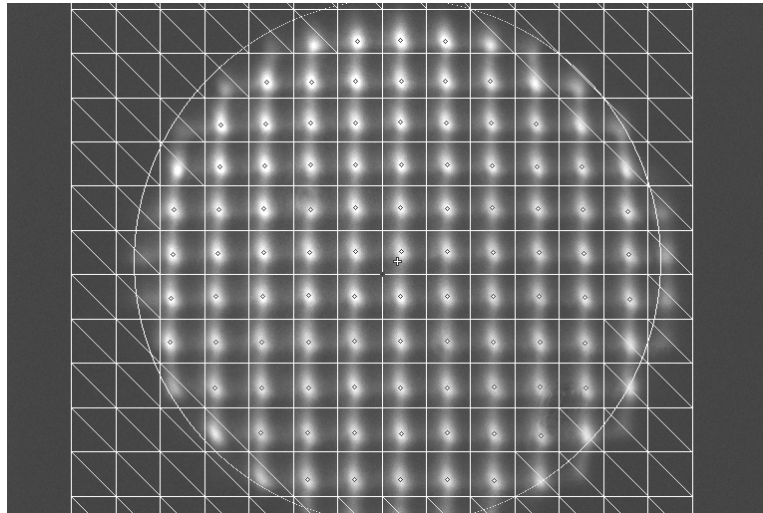


Figura 3.2-2: Imagen de centroides del HS.

El primer paso es determinar el área asociada a cada ML. A partir de la posición de la esquina de una ML, la imagen del CCD se divide en áreas cuadradas de lado L . Cada área se asociará a cada ML y el cálculo del centroide se restringe en principio a estos píxeles. En la Figura 3.2-2 se visualiza un retículo cuadrado que representa la proyección de la MML sobre el CCD. Los cuadrados tachados representan las MLs en las que no se calcula el centroide. Son concretamente los que no están completamente dentro del área de la pupila (indicada con una circunferencia). El punto negro sobre el retículo, cerca del centro de pupila, representa el valor de la esquina de la ML adyacente. Este proceso de asignación de áreas sólo se realiza una vez al principio.

Localización piramidal subpixel de centroides.

En el régimen experimental que se utiliza en el ojo, la forma de la imagen I_n de cada ML es suave (tipo campana) y el centro de masas no se aleja mucho del máximo (salvo píxeles erróneos del CCD). Esto no es cierto en otras aplicaciones del HS, en las que la coherencia espacial y temporal de la fuente luminosa, la forma de la fuente y los tiempos de integración de la cámara, pueden producir imágenes de forma complicada. (Estos efectos se estudiarán más adelante en el apartado de limitaciones del sistema).

La forma suavizada de la imagen de cada ML permite hacer una búsqueda aproximada del centroide en áreas de tamaño decreciente en un proceso iterativo. Con esta estrategia se reduce la influencia de las imágenes de las MLs adyacentes, que pueden introducir desviaciones en un análisis del centroide restringido a cada ML.

Previamente describamos el procedimiento del cálculo subpixel del centroide de la imagen I en un área cuadrada Σ de lado d y centrada en (x, y) . Se puede interpretar el píxel (a, b) como un tronco de base cuadrada de altura $I_{(a,b)}$ y centrado en (a, b) . De esta manera si el área Σ no cubre completamente algunos píxeles, estos contribuyen con la parte de su volumen que está incluida dentro de Σ . Siguiendo este criterio, denotaremos la posición del centroide en Σ de I con:

$$\mu_{\Sigma} = d \langle a \rangle_I \Big|_{(x,y)} \quad ; \quad \eta_{\Sigma} = d \langle b \rangle_I \Big|_{(x,y)} \quad (3.2-8)$$

La Figura 3.2-3 muestra un ejemplo de este promedio. La zona de cálculo Σ (coloreada en la figura) es un cuadrado de 3×3 píxeles centrado en $(3.7, 5.3)$. Si la imagen I es constante en todos los píxeles considerados, el centroide resultante es:

$$\mu_{\Sigma} = {}_3\langle a \rangle_I \Big|_{(3.7,5.3)} = 3.7 \quad ; \quad \eta_{\Sigma} = {}_3\langle b \rangle_I \Big|_{(3.7,5.3)} = 5.3 \quad .$$

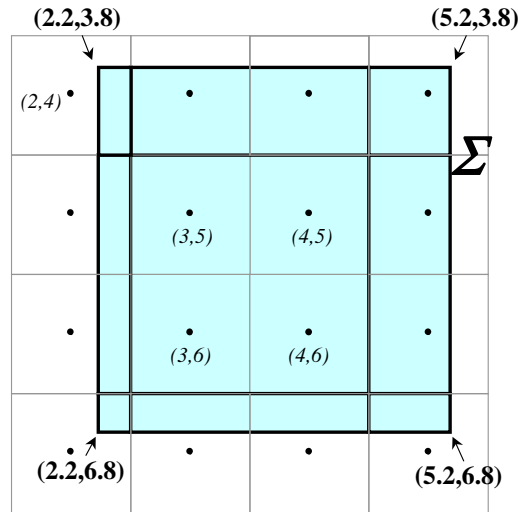


Figura 3.2-3: Ejemplo de promedio subpixel en la localización de centroides.

Seguidamente a la determinación del área correspondiente a cada ML, se hace una primera búsqueda del centroide en el área de cada ML. Posteriormente se hace una búsqueda iterativa del centroide reduciendo el tamaño del área, y centrando en la posición de la estimación anterior del centroide. La reducción se hace en saltos constantes de s píxeles hasta llegar (en m iteraciones) a un tamaño de ventana cercano al de la figura de difracción de una ML, L_{\min} . A continuación se hace una nueva serie de iteraciones (p veces) utilizando el mismo lado de área L_{\min} , y modificando sólo el centro del área de cálculo. Con la notación antes descrita el procedimiento queda, para la ML n -ésima:

$$\left. \begin{aligned} \mu_{n,0} &= {}_L\langle a \rangle_I \Big|_{(x_n, y_n)} \\ \eta_{n,0} &= {}_L\langle b \rangle_I \Big|_{(x_n, y_n)} \end{aligned} \right\} \xrightarrow{m} \left\{ \begin{aligned} \mu_{n,m} &= {}_{L-ms}\langle a \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m-1}, \eta_{n,m-1})} \\ \eta_{n,m} &= {}_{L-ms}\langle b \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m-1}, \eta_{n,m-1})} \end{aligned} \right. \quad (3.2-9)$$

$$\left. \begin{aligned} \mu_{n,m+1} &= {}_{L_{\min}}\langle a \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m}, \eta_{n,m})} \\ \eta_{n,m+1} &= {}_{L_{\min}}\langle b \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m}, \eta_{n,m})} \end{aligned} \right\} \xrightarrow{p} \left\{ \begin{aligned} \mu_{n,m+p} &= {}_{L_{\min}}\langle a \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m+p-1}, \eta_{n,m+p-1})} \\ \eta_{n,m+p} &= {}_{L_{\min}}\langle b \rangle_I \Big|_{(\mu_{n,m+p-1}, \eta_{n,m+p-1})} \end{aligned} \right.$$

Los valores $(\mu_{n,m+p}, \eta_{n,m+p})$ son la estimación final (μ_n, η_n) del centroide de la imagen dada por la ML n -ésima.

Obtención de los coeficientes a partir de los desplazamientos

Una vez obtenidos los desplazamientos de los centroides válidos, se determinan los coeficientes de Zernike de la WA que nos proporcione unos desplazamientos similares; esto corresponde a unos promedios de su derivada iguales a los estimados.

A partir de la expresión de la WA en función de sus coeficientes de Zernike:

$$W = \sum_{k=1}^z c_k Z_k \quad , \quad (3.2-10)$$

se obtiene la siguiente expresión para el promedio de su derivada (expresado en corchetes) y, en concordancia con la ecuación (3.2-6), del centroide.

$$\langle \nabla W \rangle = \sum_{k=2}^z c_k \langle \nabla Z_k \rangle; \quad (3.2-11)$$

$$\mu_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \sum_{k=2}^z c_k \frac{\int_n \frac{\partial Z_k(x,y)}{\partial x} dx dy}{\int_n dx dy}; \quad \eta_n = \frac{\lambda f}{2\pi} \sum_{k=2}^z c_k \frac{\int_n \frac{\partial Z_k(x,y)}{\partial y} dx dy}{\int_n dx dy}; \quad (3.2-12)$$

Si se realiza este promedio en todas las ML útiles, se puede definir la siguiente matriz, que relaciona desplazamientos con los polinomios de Zernike:

$$\mathbf{M} = \frac{\lambda f}{2\pi L^2} \begin{pmatrix} \int_1 \frac{\partial Z_1(x,y)}{\partial x} dx dy & \dots & \int_1 \frac{\partial Z_z(x,y)}{\partial x} dx dy & \int_1 \frac{\partial Z_1(x,y)}{\partial y} dx dy & \dots & \int_1 \frac{\partial Z_z(x,y)}{\partial y} dx dy \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \int_n \frac{\partial Z_1(x,y)}{\partial x} dx dy & \dots & \int_n \frac{\partial Z_z(x,y)}{\partial x} dx dy & \int_n \frac{\partial Z_1(x,y)}{\partial y} dx dy & \dots & \int_n \frac{\partial Z_z(x,y)}{\partial y} dx dy \end{pmatrix} \quad (3.2-13)$$

De igual manera se pueden definir \mathbf{d} como vector de desplazamientos de centroides, y \mathbf{c} como vector de coeficientes:

$$\mathbf{d} = \begin{pmatrix} \mu_1 \\ \vdots \\ \mu_n \\ \eta_1 \\ \vdots \\ \eta_n \end{pmatrix}; \quad \mathbf{c} = \begin{pmatrix} c_1 \\ \vdots \\ c_z \end{pmatrix}. \quad (3.2-14)$$

Una vez determinados los centroides de toda la MML, expresados en \mathbf{d} , la estimación modal de la WA se obtiene mediante la resolución del siguiente sistema de ecuaciones lineales:

$$\mathbf{d} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{c}. \quad (3.2-15)$$

Este problema de inversión se traduce en un ajuste de mínimos cuadrados como solución a un sistema de ecuaciones lineales sobredeterminado y, en general, incompatible. De esta manera, a partir del vector \mathbf{d} , se obtiene la expresión \mathbf{c} de la estimación de la WA en la base escogida, calculando la matriz inversa⁸⁸ \mathbf{M}^{-1} . Como la inversa de la matriz \mathbf{M} depende sólo de los parámetros conocidos a priori, se puede determinar con anterioridad a la toma de imágenes. Para esto es necesario evidentemente decidir el número z de coeficientes de Zernike en los que se quiere ajustar la WA.

3.2.3.2. Implementación experimental del HS

El HS está formado por una MML fabricada por *Adaptive Optics Associates, Inc.* (53mm de focal, ML cuadradas de lado 0.4mm, MMLØ 25mm, substrato BK-7 con espesor 6mm) y como CCD del HS (CHS) una cámara refrigerada Sensys Photometrics KAF0400 (768×512 pixeles, 9µm de lado). La MML está montada en un goniómetro para ajustar la orientación y sobre un tornillo micrométrico para ajustar la distancia al CCD. Ambos elementos, MML y CHS, están montados sobre una base de desplazamiento micrométrico en dos dimensiones (Figura 3.2-4).



Figura 3.2-4: Implementación del HS.

3.2.4. Limitaciones

El HS como sensor de WA presenta diversas limitaciones intrínsecas de resolución espacial y rango dinámico. Por otro lado, la aplicación en el ojo lleva consigo una serie de complicaciones, que pueden afectar al resultado. Estas son, por ejemplo, una fuente luminosa extensa (imagen en la retina), el reflejo corneal, mala alineación de pupila, etc. En este apartado se estudian estos problemas por separado.

Los parámetros del HS que afectan directamente tanto a la precisión como al rango de la medida son los siguientes:

- El tamaño de pixel en el CCD (considerado como valor unidad).
- La focal de la MML, f .
- El tamaño de cada ML determinado por su lado L .
- El tamaño de la pupila en que se mide la WA, normalmente la pupila de salida del sistema \emptyset_{PS} .

3.2.4.1. Rango dinámico

El desplazamiento producido en un centroide es proporcional al promedio de la derivada de la WA y a la focal de la MML f . Debido al algoritmo de búsqueda de centroides, la imagen de cada ML debe permanecer dentro del área asociada a la ML⁸⁹. Esto impone un límite para la derivada máxima de WA mensurable. En términos de desplazamiento esta restricción es:

$$\mu_{max}, \eta_{max} < \frac{L}{2}, \quad (3.2-16)$$

lo que se traduce como límite para el promedio de la derivada de la aberración en:

⁸⁸ Algoritmo descrito en [Press, 1992].

⁸⁹ De hecho, el rango es mayor al descrito debido a la técnica iterativa de ajuste del centroide.

$$\left\langle \frac{\partial W}{\partial x} \right\rangle, \left\langle \frac{\partial W}{\partial y} \right\rangle < \frac{\pi L}{\lambda f}. \quad (3.2-17)$$

Nótese que este rango dinámico⁹⁰ es directamente proporcional a la apertura relativa de la ML.

En la práctica se puede eliminar un desplazamiento global de todos los centroides, reajustando sintéticamente la MML sobre el CCD, con lo que estos límites máximos son para desplazamientos relativos al desplazamiento global de todos los centroides.

Para que el algoritmo sea operativo necesita también que centroides adyacentes mantengan una separación suficiente. Esta distancia se reduce mediante la técnica iterativa de ajuste de centroides, con lo que se aumenta el rango dinámico. Aún así es necesaria una separación mínima. Mantener un tamaño de imagen relativamente pequeño obliga un compromiso entre la apertura relativa de las MLs (rango dinámico alto), el número de MLs útiles (muestreo en pupila) y la resolución en la medida.

3.2.4.2. Precisión

A partir de la ecuación (3.2-6) se deduce el error cometido en la determinación de la derivada local de la WA:

$$\Delta \left\langle \frac{\partial W}{\partial x} \right\rangle = \frac{2\pi}{\lambda f} \left[\Delta\mu + \mu \frac{\Delta f}{f} \right] ; \quad \Delta \left\langle \frac{\partial W}{\partial y} \right\rangle = \frac{2\pi}{\lambda f} \left[\Delta\eta + \eta \frac{\Delta f}{f} \right], \quad (3.2-18)$$

donde Δ indica el error en la determinación de la variable.

De esta ecuación se deduce la dependencia lineal del error en la determinación de la derivada de la aberración con el número de onda. Hay que notar que la determinación de la derivada del camino óptico (∇L) es independiente de la longitud de onda, como cabría esperar de un sensor con fundamento geométrico.

Un aumento en la focal de la MML debería disminuir el error cometido en la determinación de la derivada de la WA; sin embargo esto no es cierto ya que la imagen dada por la ML es más extensa (al disminuir la apertura numérica). En esta situación la determinación del centroide tiende a ser más imprecisa. Por otro lado, el aumento de la focal conlleva una disminución del rango dinámico. Esto lleva a un compromiso en la elección de la focal para la MML.

El uso focales cortas hace más crítica la precisión en la colocación de la MML. Especialmente en el caso en que los centroides de las MLs más excéntricas se desplazan en gran medida, el error producido por la utilización de un valor de f incorrecto puede superar al debido a la imprecisión en la determinación de los centroides.

La precisión viene determinada, en gran medida, por el error en la determinación de la posición del centroide sobre el CCD ($\Delta\mu, \Delta\eta$). Esta precisión es difícil de determinar puesto que puede verse afectada por diversos factores: ruido en la imagen, aberraciones en cada ML, variaciones locales de intensidad, superposición coherente con las imágenes de MLs adyacentes, etc. Sin embargo, el algoritmo con precisión subpixel es robusto ante variaciones en la forma de la imagen dada por la ML, con repetibilidad subpixel.

3.2.4.3. Precisión estadística del algoritmo de estimación de la WA

Para estimar la precisión del sensor se realizó una simulación en la que la WA se estimó a partir de series de desplazamientos aleatorios. Esto es análogo a un experimento en el cuál, al medir un frente de onda

plano, se producen errores en la determinación de los centroides. Debido a la linealidad en la estimación de la WA, el error estadístico será el mismo para cualquier WA, no sólo para una constante (frente de onda plano).

En la Figura 3.2-5 se representa en niveles de grises la desviación típica de la estimación de WA cuando se han introducido desplazamientos aleatorios equiprobables en un rango de $[-1,1]$ píxeles a todos centroides. En esta simulación, se consideraron mil estimaciones de WA, utilizando los parámetros del sistema experimental para una pupila de 4mm, ajustando los coeficientes hasta cuarto orden. Como puede apreciarse la fluctuación en la WA aumenta radialmente. Aún así, incluso en el borde de la pupila difícilmente se supera el décimo de la longitud de onda. En la Tabla 3-1, se muestra el resultado de la estadística, desglosada por coeficientes de Zernike.

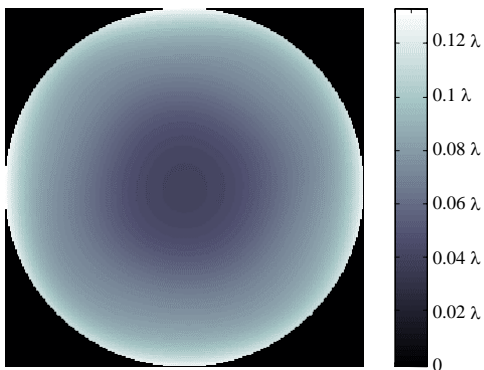


Figura 3.2-5: Desviación típica en la estimación de la WA, ajustando hasta orden 4.

Coef. Zernike Nº Coef.	1000 Eventos	
	Media (λ)	STD (λ)
2	-0.0004691	0.0331
3	-0.0000289	0.0318
4	0.0001157	0.016
5	-0.000129	0.0225
6	-0.0005658	0.0219
7	0.0000273	0.0124
8	0.000592	0.0125
9	0.0001128	0.0179
10	-0.000705	0.0176
11	-0.0003231	0.0116
12	0.0003653	0.0119
13	0.0001352	0.011
14	0.0001658	0.016
15	-0.0004611	0.0155

Tabla 3-1: Resultados de la estadística en los coeficientes de Zernike.

En la Figura 3.2-6 se representan los promedios radiales de la desviación típica en la estimación de la WA para diferentes rangos de desplazamientos aleatorios, ajustando hasta 4º y 7º orden. A pesar de que no es fácil determinar exactamente el error real en la localización de centroides, consideramos que un píxel de error es, con mucho, un límite superior al rango de fluctuación de los centroides.

⁹⁰ Este rango dinámico es de carácter zonal, ya que se limita a una sola ML.

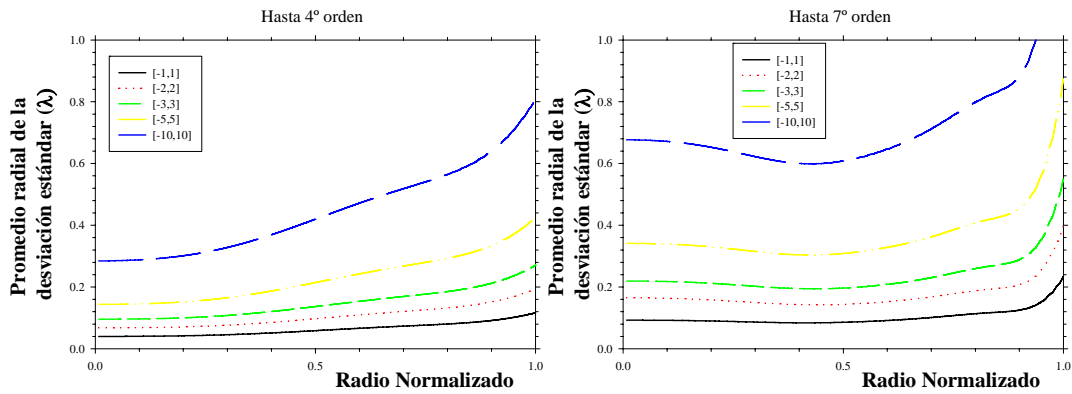


Figura 3.2-6: Desviación estándar de la WA frente al rango de error en la localización de centroides.

3.2.4.4. Resolución espacial del HS

Dos aspectos diferentes, aunque íntimamente relacionados, pueden limitar la resolución del sensor: el tamaño de las MLs y el número de coeficientes a los que se ajusta la aberración.

El tamaño de la ML limita el número de muestras que se obtienen de la derivada de la WA (número de MLs útiles en pupila). Cada ML actúa como integrador espacial y por tanto se pierden los detalles de la WA que tengan un tamaño menor que las dimensiones de las MLs. Para evaluar el efecto del tamaño de la ML sobre la estimación de la WA, se ha realizado una simulación de los centroides obtenidos a partir de una WA conocida, para configuraciones de HS con diferentes tamaños de ML, pero manteniendo siempre la misma pupila. La WA utilizada se generó a partir de una serie de los cien primeros coeficientes de Zernike obtenidos aleatoriamente, con unos valores realistas para un ojo con aberración media o severa. En la Figura 3.2-7 se muestran los coeficientes generados aleatoriamente junto a los obtenidos en el ajuste, para diferentes tamaños de ML. En ella el ajuste se ha realizado hasta cuarto orden. El tamaño de microlente se expresa en relación al diámetro de la pupila. El valor de los coeficientes varía ligeramente dependiendo del tamaño de ML (especialmente a tamaños grandes).

En la Figura 3.2-8 se representan los mismos valores para un ajuste hasta séptimo orden. Sólo se muestran los primeros quince coeficientes. Con este ajuste la estabilidad de los coeficientes es mayor. Aparecen discrepancias cuando el número de lentes es demasiado bajo para un ajuste en 35 modos. La estabilidad en los resultados sugiere que la resolución espacial del HS no se ve afectada fuertemente por el tamaño de ML, siempre que el número de MLs sea suficiente para el ajuste en el número determinado de coeficientes.

Comparando la Figura 3.2-7 con la Figura 3.2-8, se puede apreciar que el número de coeficientes a los que se ajusta modifica el resultado del ajuste. Este efecto ya fue descrito en la literatura⁹¹.

Como conclusión se deduce que la limitación de la resolución espacial del HS viene determinada principalmente por el número de coeficientes de la base modal en que se expresa la estimación de la WA

⁹¹ [Herrmann,1981]

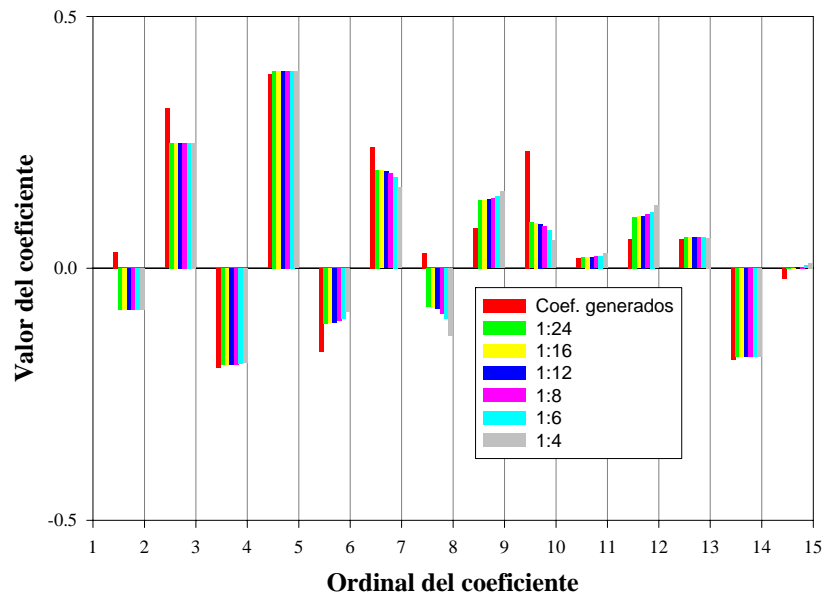


Figura 3.2-7: Influencia del tamaño de microlente en el ajuste de coeficientes (4º orden).

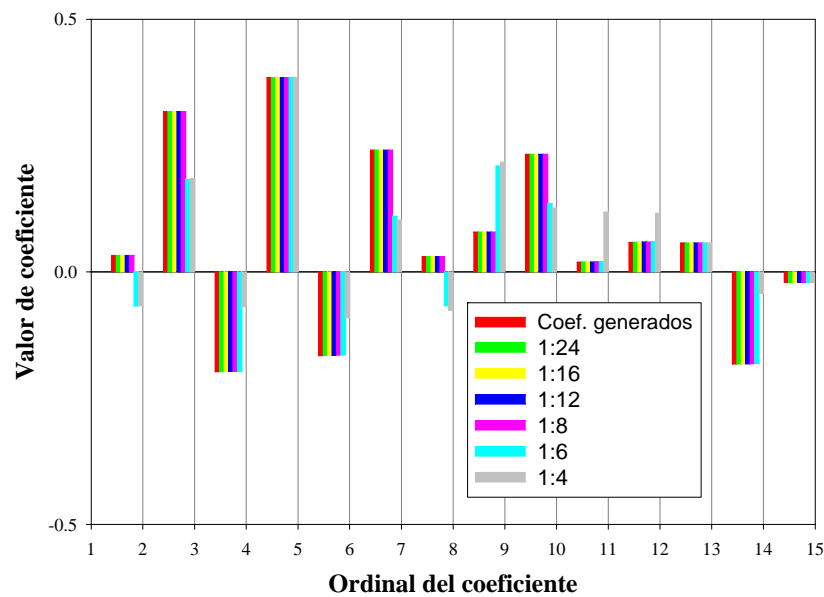


Figura 3.2-8: Influencia del tamaño de microlente en el ajuste de coeficientes (7º orden).

3.2.4.5. Efecto de la forma de la imagen retiniana

La teoría del HS se ha desarrollado considerando una fuente puntual en la retina. Obviamente, esto no es posible en el caso del ojo con un método no invasivo. Es necesario iluminar desde el exterior el fondo de ojo para formar una fuente luminosa en retina. Por lo tanto, se trabaja con una fuente extensa. Haciendo un razonamiento de formación de imágenes se puede deducir el efecto producido por la extensión de la fuente luminosa.

En el plano focal de cada ML, se forma la imagen de la fuente luminosa. Si la fuente es puntual, la imagen será la PSF asociada a la ML junto con la zona del ojo que limita la ML. Si la fuente es extensa, en el plano focal se obtendrá la correlación de esta PSF con la imagen retiniana. Es en definitiva un DP asimétrico. Puesto que la información usada por el HS es la posición de los centros de masas o centroides, en principio la estimación de la WA no se verá modificada. Esto es debido a que la posición de los centroides no se modifica, salvo el desplazamiento que tenga la fuente respecto al eje óptico, que al ser igual para todos los centroides, no afecta a órdenes superiores en la estimación de WA.

Este razonamiento no tiene por qué ser cierto en la práctica. Las diferencias entre MLs y el ruido en la imagen pueden introducir variaciones en la determinación de los centroides. Si la extensión de la imagen es demasiado grande, se puede desbordar el área asociada a cada lente. Se disminuye de esta manera el rango dinámico del HS y también la precisión en la localización de centroides.

Para evaluar el efecto de la extensión de la imagen retiniana en nuestro sistema de medida, se realizó el siguiente experimento: se midió la WA mediante el HS en un ojo artificial estático en el que se modificó la imagen retiniana variando la iluminación. Para conseguir diferentes imágenes retinianas se cambió tanto el enfoque como la pupila del sistema de iluminación.

Figura 3.2-9 muestra las imágenes de los centroides y las aberraciones estimadas a partir de éstos. Las estimaciones obtenidas son muy similares, a pesar de la diferencia en la forma de la imagen de cada ML.

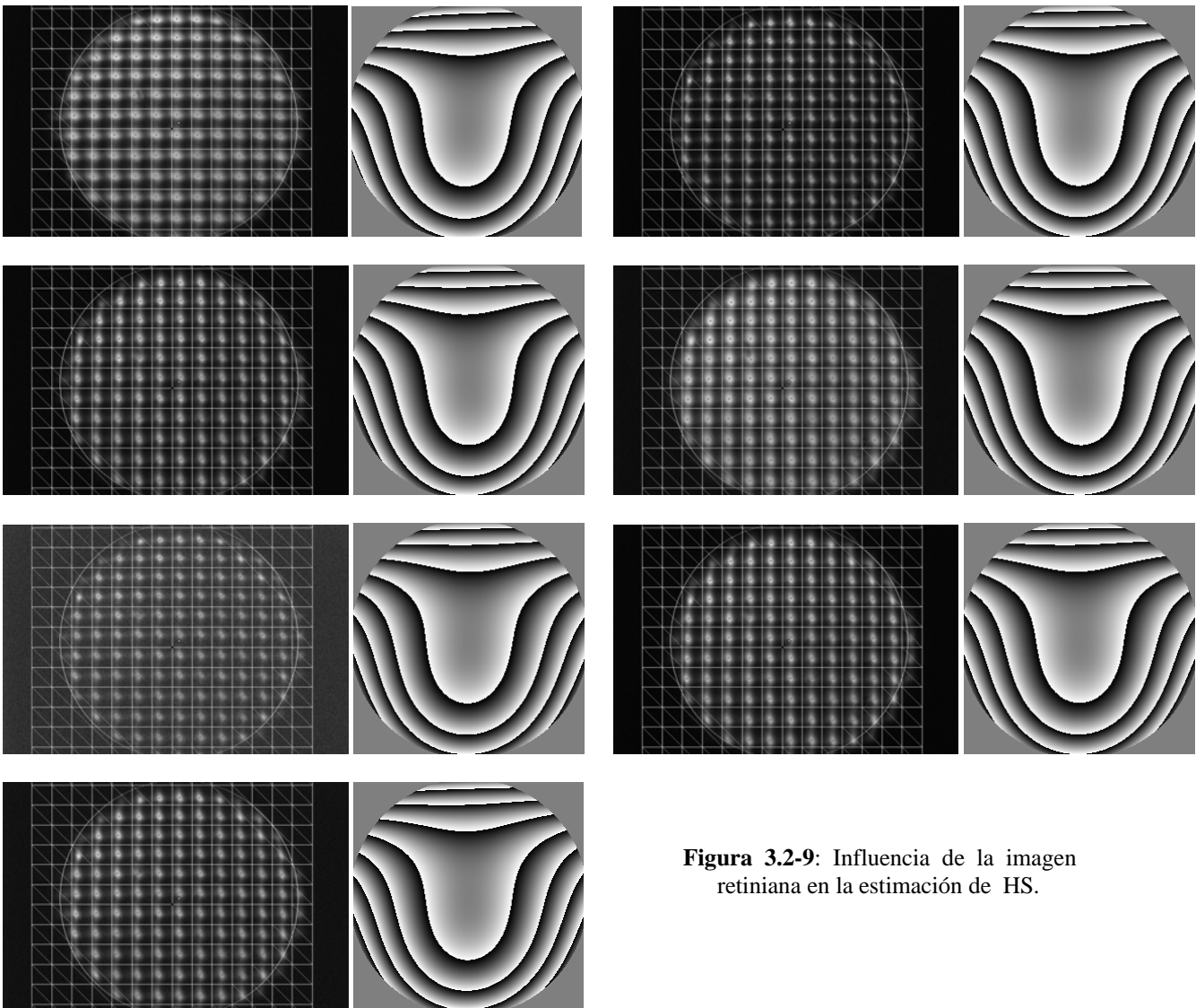


Figura 3.2-9: Influencia de la imagen retiniana en la estimación de HS.

3.2.5. Errores de alineación en el HS

Una deficiente colocación de la MML del HS respecto al eje óptico y al CHS supone una fuente de error en la estimación de la aberración. En un sistema conjunto de medida y corrección de la WA, también hay que tener en cuenta el error en la colocación del CHS (especialmente la perpendicularidad al eje y el giro) respecto a las facetas del Hex69. Seguidamente se mencionan los errores más comunes en la construcción del HS⁹²:

- a) **Error en la distancia de la MML al CHS:** esta distancia de separación funciona como focal efectiva de cada ML, modificando en un factor constante la estimación de ∇L (gradiente del camino óptico).
- b) **Error de translación en los ejes XY:** en general añade a la medida un desplazamiento global que carece de importancia, ya que sólo son relevantes los desplazamientos relativos. En la práctica se desplaza la MML para seleccionar la mejor área y para ajustar los bordes de las lentes con los píxeles del CHS, así como con el centro de la pupila.
- c) **Error en el paralelismo de la MML y el CHS:** ocasiona un error local en la focal efectiva de cada ML (tendrá efecto en la estimación de la derivada del FO). Por otro lado, se produce un error en la estimación del área asociada a cada ML (a efectos del cálculo de promedios de las derivadas de la base funcional).
- d) **Error de rotación axial de los ejes XY de la MML y el CHS:** manteniendo el paralelismo de planos de la MML y el CHS, un giro entre estos elementos es muy perjudicial. La asignación de área del CHS a cada ML no es sencilla. En el peor de los casos, si no se corrige esta asignación, la estimación de la WA sería totalmente incorrecta, sin posibilidad de corrección a posteriori. Por otro lado, la expresión modal de la WA, sólo estaría referida a los ejes escogidos en el CHS.

En el Capítulo 5 se describe el procedimiento seguido en la implementación experimental del sensor, evitando estas fuentes de error.

⁹² En [Pfund, 1998] se describe el desarrollo teórico.

Capítulo 4: MODULADOR DE CRISTAL LÍQUIDO HEX69

Se escogió como corrector de onda el modelo SLM Hex69© de Meadowlark Optics, Inc. Se trata de un modulador espacial de cristal líquido nemático. Está compuesto por sesenta y nueve elementos correctores de fase, controlados independientemente por tensión eléctrica. Los elementos correctores, que denominaremos facetas, están dispuestos en una distribución hexagonal.

La elección de un corrector de fase basado en cristales líquidos (CL) frente a otros correctores, se basó en las siguientes características:

- ✓ Técnica innovadora en OA: no existían aplicaciones de correctores de CL en OA, si bien se estaba estudiando la viabilidad para astronomía de alta resolución⁹³.
- ✓ Alta transparencia: se puede hacer corrección del FO en transmisión.
- ✓ Baja potencia: En régimen no saturado, las tensiones máximas típicas aplicadas al modulador son del orden de decenas de voltios. Esto permite una electrónica asociada de baja potencia.
- ✓ Ausencia de histéresis en fase.
- ✓ Elevado número de elementos actuantes comparado con otro tipo de correctores (ej. espejos deformables) aunque existe un límite tecnológico si se trabaja en transmisión.
- ✓ Tecnología desarrollada para la producción en masa de dispositivos de CL. Ya existía una producción importante en múltiples aplicaciones diferentes a la OA, por ejemplo: visualización, polarización dinámica, almacenamiento de datos, espectroscopia, correlación óptica, computación óptica, etc.
- ✓ Bajo costo: estos correctores permitirían el desarrollo de dispositivos comerciales de bajo costo, especialmente interesante en aplicaciones clínicas, frente a los otros sistemas más caros de OA.

Como desventajas hay que señalar las siguientes características de los moduladores de CL:

- ✗ Sensibles a polarización: aunque se han desarrollado estrategias para hacerlos útiles con luz natural⁹⁴.
- ✗ Presentan dispersión cromática⁹⁵.
- ✗ Relativamente lentos si se utilizan en régimen de baja potencia.
- ✗ Introducen pistones de fase, que no se ajustan a las bases modales utilizadas comúnmente en la descripción de la WA.

⁹³ Concretamente el estudio se realizó con el Hex69 en [Love, 1995] y [Love, 1997].

⁹⁴ [Love, 1993a], [Love, 1996].

- ✘ No se ha desarrollado un sensor de WA adecuado, aplicable al ojo, que proporcione información sobre la WA directamente (como sería el caso de medidas interferométricas). La obtención de la WA se realiza mediante medidas indirectas, a partir del gradiente o del laplaciano. De esta manera no es posible crear un bucle cerrado óptimo de medida-compensación de la WA con el Hex69⁹⁶.

4.1. Breve teoría de los CL nemáticos con alineación paralela

El Hex69 utiliza un CL con estructura (o fase) nemática. En esta fase, las moléculas (que tienen forma alargada, con simetría uniaxial) están distribuidas espacialmente de manera aleatoria, pero manteniendo paralelos sus ejes principales. Los CLs que se utilizan en componentes electro-ópticos presentan una alta resistividad, por lo que pueden considerarse como dieléctricos perfectos. En esta situación, el CL nemático se comporta como un cristal uniaxial con el eje óptico paralelo a la dirección molecular.

Las moléculas cambian de orientación si se les aplica una fuerza. Por ejemplo, se puede hacer que las moléculas de la superficie del material adquieran una determinada orientación mediante microsurcos creados por diferentes técnicas⁹⁷. Dependiendo de la orientaciones relativas inducidas en las superficies se pueden clasificar los CL nemáticos en *paralelos* (nuestro caso), *perpendiculares* (u *homeotrópicos*) y *girados* (ángulo diferente a los anteriores). El resto de moléculas se alinean según la suma de fuerzas debidas a la alineación de las moléculas adyacentes. En la Figura 4.1-1, se puede ver el alineamiento de moléculas en el caso homeotrópico

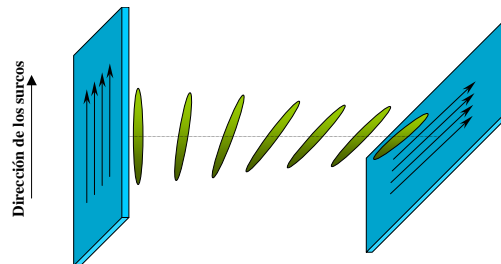


Figura 4.1-1: Esquema de la orientación de moléculas en CL homeotrópicos.

En el caso de configuración paralela, todas las moléculas están alineadas paralelamente. Esta configuración es ideal para modulación sólo de fase. Para que la modulación en fase sea eficiente, se necesita que la anisotropía eléctrica sea positiva ($\epsilon_e > \epsilon_o \Rightarrow n_e > n_o$). Con esto, si se aplica un campo eléctrico cuasiestático (pocos hertzios), las moléculas rotan alineándose con el campo eléctrico, hasta minimizar la energía libre. Esta energía está constituida, por un lado, por la energía dieléctrica originada por la interacción entre el campo aplicado y las moléculas del CL, y por otro, la energía elástica debida al torque sobre las moléculas por las condiciones de contorno.

⁹⁵ [Love, 1991], [Love, 1993].

⁹⁶ [Dayton, 1997], [Roddier, 1994]

⁹⁷ Mediante un frotado suave del electrodo de ITO o por evaporación de una capa fina de SiO_2 depositada sobre el electrodo. [Wu, 1995]

Al aplicar un voltaje V entre las dos superficies del CL, una vez alcanzado el equilibrio, el ángulo de inclinación ϕ para la mayoría de las moléculas (o ángulo promedio) viene dado por⁹⁸:

$$\phi(V) = \begin{cases} 0, & V \leq V_c \\ \frac{\pi}{2} - 2 \operatorname{atan} \left(e^{-\frac{V-V_c}{V_o}} \right), & V > V_c \end{cases}, \quad (4.1-1)$$

donde V_c es el voltaje crítico o umbral de Freedericksz⁹⁹, y V_o es una constante de normalización. Esta función monótona creciente es válida sólo para valores no muy elevados de voltaje (incluyendo el régimen de saturación). Una descripción más completa de la distribución del ángulo de inclinación se encuentra en [Wu, 1995].

Para incidencia normal a la superficie del CL, la componente extraordinaria de una onda monocromática presenta una velocidad de propagación correspondiente a un índice efectivo $n(\phi)$ dado por:

$$\frac{1}{n^2(\phi)} = \frac{\cos^2 \phi}{n_e^2} + \frac{\sin^2 \phi}{n_o^2}. \quad (4.1-2)$$

El retardo introducido respecto a la componente ordinaria por todo el espesor de CL es:

$$\Gamma(V) = \frac{2\pi}{\lambda_o} d(n(\phi) - n_o) = \frac{2\pi}{\lambda_o} d \Delta n(\phi), \quad (4.1-3)$$

donde d es el espesor del CL, λ_o es la longitud de onda en el vacío de la luz incidente y se ha definido $\Delta n(\phi)$ como birrefringencia efectiva.

En estas expresiones se ha obviado la dependencia con la temperatura y dispersión cromática de los índices, y por lo tanto la dependencia en el retardo final $\Gamma(V, T, \lambda_o)$.

Superado el umbral V_c (del orden de pocos voltios) las moléculas comienzan a girar levemente salvo las moléculas de superficie, cuya dirección está impuesta. A medida que aumenta el voltaje, la moléculas aumentan el ángulo de inclinación, tanto más cuanto más alejadas estén de la superficie.

Cerca del valor de V_c , (régimen no saturado) un incremento leve del voltaje aplicado produce una fuerte disminución de Δn . Por este motivo los moduladores de CL no necesitan grandes voltajes para ser eficientes.

Para valores de $V \gg V_c$, la mayoría de las moléculas ya están alineadas con el campo eléctrico (régimen de saturación) y sólo las moléculas muy cercanas a la superficie tiene posibilidad de aumentar su inclinación. En esta situación, para lograr un pequeño aumento del retardo, se requiere un fuerte incremento del voltaje aplicado. En este régimen Δn es inversamente proporcional a V .

Si se sigue aumentando V hasta valores muy elevados (centenas de voltios), se produce una deformación longitudinal en las moléculas con lo que se cambian las características dieléctricas del CL, produciendo un aumento de la birrefringencia efectiva.

Una vez eliminado el campo externo las, moléculas vuelven a la orientación original de manera natural, venciendo la viscosidad de rotación¹⁰⁰.

El tiempo de respuesta τ_r en la orientación de las moléculas depende del espesor de la capa de CL, de la viscosidad del material y del voltaje aplicado. Sin embargo, el tiempo de relajación τ_b es insensible al voltaje aplicado con anterioridad. Las expresiones para estos parámetros se pueden reducir a¹⁰¹:

⁹⁸ [Genes, 1974], [Saleh, 1991]

⁹⁹ Referenciado en [Wu,1995] a "V. Freedericksz and V. Zolina, *Trans. Faraday Soc.* **29**: 919 (1933)".

$$\tau_s = \frac{\gamma d^2}{\pi^2 K_{11} \left(\frac{V^2}{V_c^2} - 1 \right)}; \quad \tau_b = \frac{\gamma d^2}{\pi^2 K_{11}}, \quad (4.1-4)$$

donde γ es la viscosidad, y K_{11} es el módulo elástico de torque transversal. En régimen no saturado, τ_s es del orden de decenas de milisegundos, y del milisegundo en régimen saturado.

4.2. Descripción del Hex69

En la Figura 4.2-1 se muestra el dispositivo, así como la distribución de facetas en el área activa.

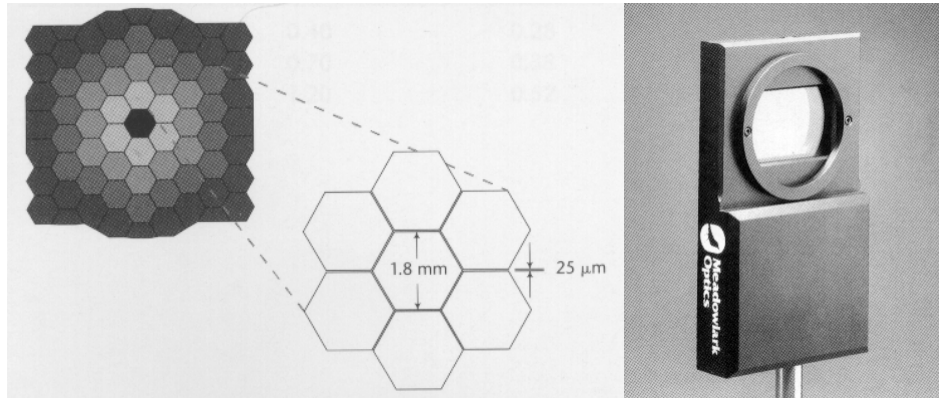


Figura 4.2-1: Vista del Modulador Hex69 y distribución de facetas en su área activa.

Un estudio detallado sobre las características estáticas de este modulador se encuentra en [Love, 1997]. En [Kudryashov, 1997] se realiza una caracterización dinámica. Sin embargo, hay que indicar que, por motivos de fabricación, las características difieren ligeramente de una unidad Hex69 a otra, aunque respondan al mismo modelo comercial.

Como material retardante utiliza una capa de 5.5 μm de espesor de CL nemático Merck E44 con alineación paralela. El soporte es sílice fundido de alta calidad óptica.

Sobre el material retardante base se encuentra depositada una capa de óxido mixto de estaño e indio (ITO) mediante fotolitografía en las dos superficies. El ITO es un conductor eléctrico transparente que hace las funciones de conexiones y electrodos. Cada pareja de electrodos (uno por superficie) determina el área y la forma de cada faceta. La forma de las facetas es hexagonal (o secciones de hexágono) con una apotema de 0.9mm (Figura 4.2-1). La distribución de las facetas en una red hexagonal permite un mejor aprovechamiento del área activa. Concretamente, el área activa del Hex69 está diseñada para ocupar una pupila aproximadamente cuadrada de 14.8 mm de lado, o bien, cinco coronas de facetas hexagonales en el caso de ajustarse a una pupila circular.

Es necesario un espacio de separación entre facetas para la conducción de las conexiones en ITO de las facetas centrales. Este espacio es de 25 μm en el Hex69. Esto limita el número máximo de facetas en este tipo de moduladores por transmisión. Actualmente se ha desarrollado un dispositivo equivalente de facetas cuadradas con una resolución de 256×256 facetas. El estudio de otro modulador de 128×128 facetas, se puede encontrar en

¹⁰⁰ [Wu, 1995]

[Cho, 1998]. En moduladores de CL por reflexión, las conexiones están tras la cara espejada, llegándose a obtener resoluciones superiores a 1024×1024 facetas.

En el Hex69 (colocado como en la Figura 4.2-1), la dirección de la componente extraordinaria (determinada por la orientación de los microsuros en la superficie) es vertical. Para utilizar el modulador como corrector, el haz incidente tiene que estar polarizado linealmente en esta dirección vertical.

En la siguiente Tabla 4-1 se detallan las características técnicas del Hex69 indicadas por el fabricante:

Características del Hex69 y su controlador	
Material retardante	CL nemático Merck E44 $\gamma = 80$ cP ; $K_{11}=15.5$ pN ; $\Delta\epsilon= 16.8 \epsilon_0$ $V_c=1.01$ V; $\tau_b \sim 3.8$ ms
Área activa	14.8 mm diámetro
Número de facetas	69 en distribución hexagonal
Tamaño de faceta	Hexagonal 0.9 mm apotema
Rango dinámico de retardo	2π rad ($\lambda=543$ nm)
Uniformidad de retardo	2% en toda la pupila
Distorsión del FO transmitido	$\lambda/4$ a 543 nm
Transmitancia	90%
Rango de temperatura	De 10°C a 40°C
Rango de voltaje de salida del controlador SLM2256D	De 0 a 10 V (hasta 30Hz) en saltos discretos de 2.44mV

Tabla 4-1: Características técnicas del Hex69.

El controlador electrónico del Hex69, SLM2256D[®], proporciona el voltaje especificado a cada faceta, a través de conexiones individualizadas al par de electrodos en cada faceta. La serie de voltajes requeridos se envía al controlador a través del puerto paralelo de un PC.

4.3. Limitaciones

La aplicación del modulador Hex69 para la corrección de la WA del ojo, presenta diversos problemas.

Polarización: se requiere luz linealmente polarizada en la dirección del eje extraordinario. Por ello es necesario incorporar un polarizador lineal que seleccione esa componente. Esto representa una pérdida importante de la luz que proviene de la retina, con lo que es necesario una mayor exposición luminosa. Por otro lado, la corrección pondrá de manifiesto los efectos de la polarización en la medida de la WA.

Tamaño: la pupila del Hex69 ($\varnothing 14.8$ mm) es mucho mayor que la pupila del ojo en condiciones normales de medida. Para utilizar eficientemente la resolución del Hex69, hay que conjugar ópticamente ambas pupilas con el aumento necesario. Se subsana fácilmente con un sistema aumentador de haz, si bien reduce las posibilidades de obtener un sistema experimental de tamaño reducido, característica deseable en aplicaciones clínicas.

Respuesta temporal: la frecuencia máxima de cambio de estado en las facetas está impuesta por el controlador electrónico a 30Hz. Esta característica temporal limitaría, en principio, una corrección en tiempo real. Sin embargo, en este trabajo sólo se ha realizado el estudio y la aplicación de compensación estática.

¹⁰¹ [Kudryashov, 1997]

Número de facetas: la resolución espacial determinada por el número de facetas limita la perfecta corrección del FO en cualquier situación. En el Capítulo 6 se estudia el efecto del número de facetas en la corrección de aberraciones.

Actuadores de fase constante: por otro lado, y muy relacionado con lo anterior, los elementos correctores del Hex69 sólo introducen pistones de fase constante. Sin embargo, las bases modales generalmente usadas para caracterizar la WA están constituidas por funciones analíticas. Por este motivo, el ajuste de una WA (expresada modalmente) con los pistones de fase no es eficiente¹⁰². La base modal más utilizada en pupilas circulares es la base de polinomios de Zernike. Al contrario de lo que ocurre en otras aplicaciones, en el caso de la WA ocular el uso de esta base no tiene otra justificación que la fácil interpretación en términos de aberraciones de Seidel¹⁰³. La generación de los modos de Zernike mediante el Hex69, mediante simulación y experimentalmente, se puede encontrar en [Love, 1997]. En esta referencia se determinan los errores cometidos en la generación para los quince primeros términos significativos de la base de Zernike.

La resolución en fase, o cuantización de la respuesta en fase, podría presentar un problema si el error de cuantización fuera grande. Éste no es el caso ya que hay una resolución de más de 10 bits en desfase para el rango utilizado de voltaje (entre 1 y 5 V), en el que la respuesta en retardo en función del voltaje es aproximadamente lineal.

4.4. Algoritmo de control del Hex69

4.4.1. Determinación de los voltajes requeridos

El voltaje aplicado a cada faceta del modulador se controla mediante un PC conectado a través del puerto paralelo al controlador SLMD2256. Con el equipo se proporcionan las librerías y los ejecutables necesarios para este control en voltaje, sin atender al desfase final introducido (que corre a cargo del usuario). En estos ejecutables, hay que especificar el número indicativo de cada faceta el voltaje nominal a aplicar en cada faceta v_n , donde el subíndice n indica el índice de cada faceta.

Fue necesario desarrollar un algoritmo propio de control a partir de la estimación de la WA a compensar (o generar). En primer lugar, el algoritmo determina los valores de fase a introducir $\{\Gamma_n\}$. La serie de voltajes nominales $\{v_n\}$ que se tienen que especificar al controlador se deducen de la curva de calibrado $\Gamma(v)$ obtenida anteriormente.

Para determinar la serie $\{\Gamma_n\}$, el Hex69 se representó con una imagen digital de 304×308 píxeles. Estos valores fueron escogidos por ser los que permitían un mejor ajuste a la geometría del Hex69 (con facetas hexagonales), a la vez proporcionando una buena resolución y un tamaño de imagen moderado. A cada faceta se le asignó un área definida por una serie de píxeles $\{A_{mm}\}$, donde m indica la indexación del píxel. El orden de las facetas en el proceso de control y el área activa del Hex69 se muestran en la Figura 4.4-1:

¹⁰² [Roddier, 1994].

¹⁰³ [Mahajan, 1991]

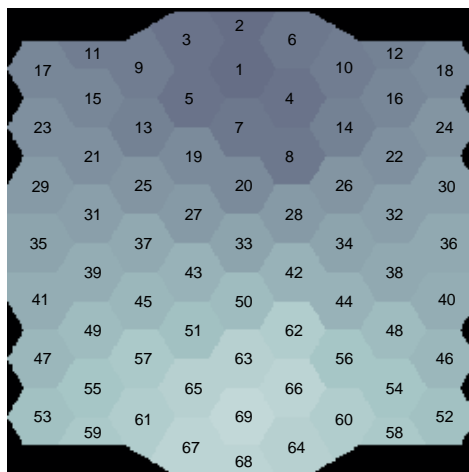


Figura 4.4-1: Representación y orden de las facetas del Hex69.

El algoritmo utiliza como entrada una imagen $\{W_m\}$ de 304×308 píxeles con los valores de la WA en radianes (Figura 4.4-2), escalada al tamaño del Hex69. Esto nos permite utilizar como entrada directamente la salida no parametrizada de los algoritmos de recuperación de fase. También es necesario especificar el tamaño y la posición de la pupila del sistema mediante una máscara $\{U_m\}$, para limitar el cálculo al área efectiva de ésta¹⁰⁴. De igual modo el algoritmo está preparado para utilizar como entrada la expresión en coeficientes de las bases monomial y de Zernike.

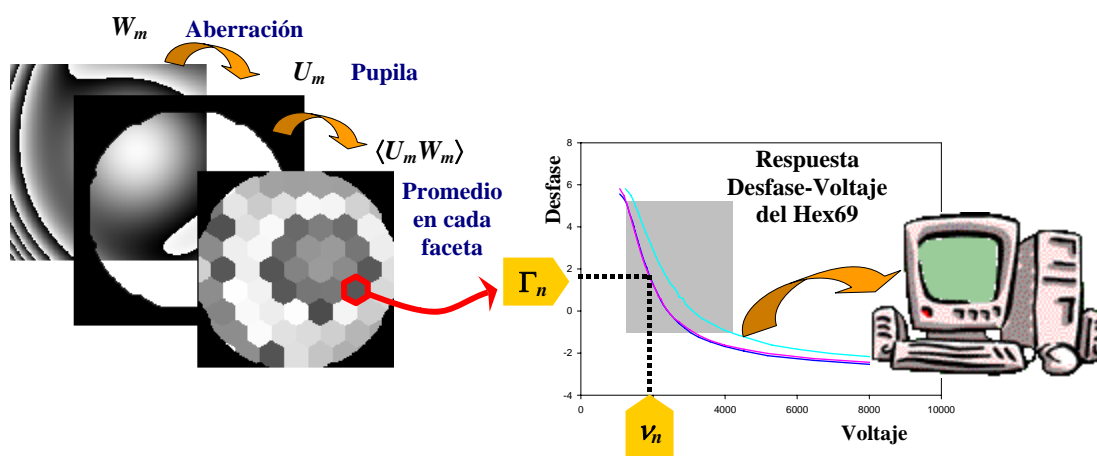


Figura 4.4-2: Cálculo de los voltajes aplicados al Hex69.

Se calcula el promedio de la WA sobre el área útil de cada faceta $\{A_{mn}U_mW_m\}$. En el cálculo sólo se tiene en cuenta el área de las facetas que está incluida dentro de la pupila. El cálculo del valor promedio se puede realizar mediante diferentes expresiones numéricas, obteniéndose diversos resultados en la compensación y la generación. Un estudio más detallado se encuentra en el apartado 4.4.2. de este mismo capítulo.

Una vez obtenida la serie de valores de desfase promedio $\{\Gamma_n\}$, se obtiene la serie $\{v_n\}$ resolviendo la ecuación:

¹⁰⁴ En principio es binaria, aunque el algoritmo soporta pupilas no binarias.

$$\Gamma_n = \Gamma(v_n). \quad (4.4-1)$$

La resolución se puede realizar analíticamente a partir de la expresión paramétrica de $\Gamma(v)$ obtenida mediante un calibrado¹⁰⁵, o bien por interpolación a la curva de calibrado proporcionada por el fabricante. El algoritmo resuelve este problema mediante una tabla de asignación de valores $\{[\Gamma_n, v_n]\}$ calculada previamente. La resolución de esta tabla era superior a la cuantización en voltaje impuesta por el controlador. En esta tabla sólo se escogió el rango de fase de 2π radianes. Por tanto, se ha realizado una compensación del argumento principal de la WA.

Debido a que los valores $\{v_n\}$ deben truncarse en saltos de 1 mV, es necesario estimar la fase introducida realmente por cada faceta $\{\delta_n\}$, mediante la expresión:

$$\delta_n = \Gamma(v_n), \quad (4.4-2)$$

donde v_n , representa el valor truncado de v_n después de la cuantización. Estos valores $\{\delta_n\}$ fueron los que se utilizaron en todo cálculo numérico de los resultados con el Hex69.

Todos los cálculos numéricos y las simulaciones, así como el algoritmo, fueron realizados en el entorno MATLAB[®] con precisión *double*.

4.4.2. Cálculo del promedio del faser

A partir de la estimación de la WA a corregir, el valor de la fase que introduce cada elemento corrector se escoge según criterio. Los métodos descritos y utilizados en la bibliografía¹⁰⁶ han sido: el valor de la WA en el punto central de cada faceta, y la media aritmética de la WA en toda la faceta. En este trabajo se propone un método alternativo que ofrece un mejor aprovechamiento de las facetas del Hex69¹⁰⁷. Consiste en dar como valor promedio de la fase en cada faceta (Γ_n) la fase del faser promedio de la pupila generalizada compleja (PG) en la faceta:

$$\Gamma_n = \text{Arg} \left(\sum_m A_{mn} U_m e^{iW_m} \right), \quad (4.4-3)$$

donde $\text{Arg}(\)$ representa el argumento principal, y el sumatorio se realiza para todos los pixeles del área de la faceta n -ésima. Este procedimiento se emparenta con el filtro inverso utilizado en correlación óptica sólo de fase¹⁰⁸.

Los valores $\{\Gamma_n\}$ minimizan la siguiente función de error en el plano de pupila:

$$\varepsilon = \sum_n \sum_m A_{mn} U_m^2 \left| 1 - e^{i(W_m - \Gamma_n)} \right|^2. \quad (4.4-4)$$

La determinación del mínimo de esta métrica coincide con el ajuste de mínimos cuadrados de la PG por los pistones de fase del Hex69. Este error está directamente relacionado con el campo en el plano imagen (después de la compensación), mediante el teorema de Parseval de la transformada de Fourier.

Es importante señalar que esta estrategia, aunque produzca un mayor error en el ajuste de la WA a corregir o generar, mejora el ajuste en el plano de pupila generalizada, lo que conlleva un mejor resultado en el

¹⁰⁵ Tanto el protocolo como los resultados del calibrado realizado se detallan en el apartado 5.3.2.

¹⁰⁶ [Love, 1997], [Vargas-Martín, 1998b], [Dayton, 1997]

¹⁰⁷ [Vargas-Martín, 1998c]

¹⁰⁸ [Horner, 1985], [Mu, 1988]

plano de imagen. Esto es debido a que la relación entre la PSF y la WA no es lineal. En cambio, la PG sí tiene una relación lineal con el valor del campo en el plano imagen¹⁰⁹.

En general, se considera que un sistema formador de imagen es mejor cuanto menor sea su WA. Por esto, es común detallar la calidad del sistema óptico en términos relativos a la función WA; por ejemplo, se indica el rango con el valor pico-valle de la WA, o se indica su raíz media cuadrática (RMS¹¹⁰). En el caso de la generación de WA, se dan estos mismos valores respecto a la WA a generar. Este razonamiento es equivoco cuando se comparan dos sistemas o se estudia la calidad de un sistema en el plano imagen. El mejor ajuste en la WA del desfase generado (con el Hex69 o con otro sistema), respecto a una WA de referencia, no asegura la mejor reproducción de la PSF de referencia en el plano imagen¹¹¹. Esto es lo que ocurre cuando se utiliza la WA media en cada faceta como valor de desfase Γ_n . El error cometido en el plano de aberración es mínimo (responde al ajuste de mínimos cuadrados) pero no ocurre igual con la PSF. En cambio, el faser medio proporciona el mejor ajuste en el plano de PG y, por tanto, en el campo en plano imagen.

4.4.2.1. Resultados experimentales de generación de WA

Con la intención de visualizar la mejora obtenida con este procedimiento, se generó experimentalmente con el Hex69 una aberración de prueba y se compararon las PSF generadas utilizando la media de la WA y el promedio del faser.

En la Figura 4.4-3 se representa un esquema del sistema experimental utilizado. A partir de un haz colimado monocromático (543nm) y con polarización lineal vertical, el Hex69 introduce la aberración deseada y la imagen en campo lejano se registra con una cámara CCD¹¹² de barrido lento y alto rango dinámico. Como diafragma de apertura del sistema se utiliza una abertura circular de 15 mm de diámetro adosada a la primera superficie del Hex69 y centrada con su área activa. La focal f' de la lente colimadora y del objetivo es de 50 cm.

En la Figura 4.4-4 se muestran los resultados en campo lejano de la generación del séptimo polinomio de Zernike¹¹³. A partir de esta estimación se obtuvo experimental y numéricamente la PSF asociada a cada configuración del Hex69, con la media de la WA (el método más utilizado) y con el promedio del faser. En Figura 4.4-4 (a) se visualiza el argumento principal de la aberración que se pretende generar y en (b) la PSF asociada. El valor del coeficiente utilizado fue escogido de manera que la resolución del Hex69 fuera escasa¹¹⁴. En (c) y (e) se muestra la PSF generada mediante simulación y de manera experimental, respectivamente, por el Hex69 utilizando la WA media. En (d) y (f), análogamente, se representan los resultados obtenidos con el promedio del faser. En (c) y (d), la forma de la PSF no refleja un buen ajuste a la PSF deseada (b) y tiene poco esparcimiento. Las imágenes (d) y (f) presentan unas PSF más acordes con la PSF distorsionada (b), incluyendo el desplazamiento del máximo de intensidad que no aparece en (c) y (e).

¹⁰⁹ [Goodman, 1996]

¹¹⁰ Del inglés *root mean square*.

¹¹¹ En el caso de la compensación, la WA de referencia es la aberración nula, y la PSF asociada es la figura de difracción en campo lejano de la pupila $\{U_m\}$.

¹¹² Spectra Source MCD1000[®]. Cada pixel cuadrado tiene 27 μm de lado y 16 bits de cuantización en escala de grises.

¹¹³ En el orden descrito en [Noll, 1976].

¹¹⁴ Por el contrario, en [Love, 1997] se utilizaron rangos dinámicos muy bajos, con lo que la resolución del Hex69 era del orden de la mitad del radio de Fried.

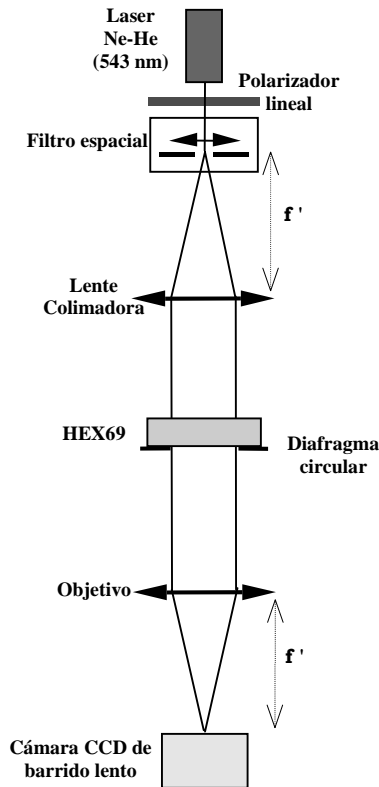


Figura 4.4-3: Sistema experimental para la obtención de la PSF en campo lejano.

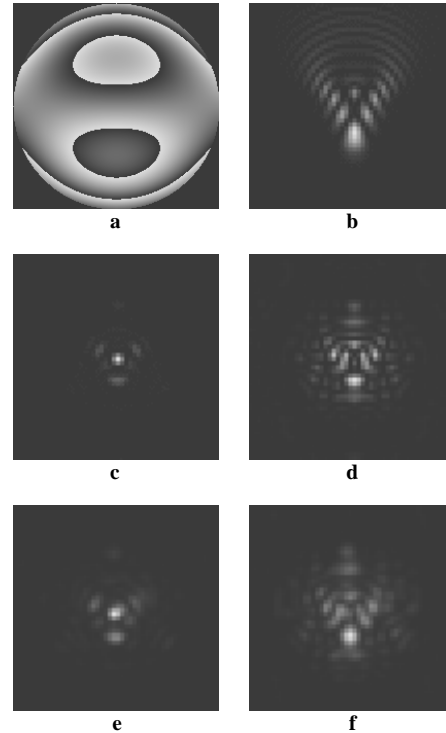


Figura 4.4-4: Resultados en campo lejano de la generación de WA.

Las simulaciones fueron realizadas a partir de la imagen $\{W_n\}$ que se muestra en (a), de tamaño 256×256 píxeles. Las PSFs simuladas fueron obtenidas mediante la transformada rápida de Fourier en una ventana 512×512 píxeles. La visualización de estas PSFs sólo representa los píxeles centrales, y de manera que el escalado de la imagen coincide con el tamaño en el caso experimental¹¹⁵. No se consideró el efecto de las conexiones de la facetas del Hex69 en las simulaciones. A pesar de ello, los resultados simulados y experimentales son semejantes.

4.4.2.2. Simulaciones de compensación de la aberración del ojo

Para ilustrar un caso de compensación de la WA ocular, en las siguientes figuras se muestran ejemplos de la mejora relativa del uso del promedio del fasor, respecto a la media de la WA. Las aberraciones escogidas corresponden a dos aberraciones obtenidas en nuestro laboratorio en otros estudios previos. Una de ellas es severa (sujeto NL, incluida la ametropía esférica) y la otra es más suave (sujeto PA) correspondiente a un ojo con buena calidad óptica. En general, una aberración ocular normal (corregida la refracción) debería estar entre estos dos casos de ejemplo.

En la figura 4.4-5 se muestran los resultados obtenidos en las simulaciones para el sujeto PA. En (a) se representa el valor principal de la aberración en la pupila determinada por el área activa del Hex69. La PSF asociada en campo lejano se muestra en (b) con representación tridimensional, donde la escala en altura es lineal.

Sólo se han representado los 100×100 píxeles centrales de la ventana 512×512 en la que se realizó el cálculo. El número que aparece sobre la PSF es el valor de la razón de Strehl. La imagen (c) muestra el desfase introducido por el Hex69 en el caso de utilizar la WA media en cada faceta. La imagen (d) es la PSF obtenida después de la corrección con el desfase (c). Análogamente, (e) es el mapa de desfase utilizando el promedio del faser, y (f) la PSF corregida por este procedimiento. La escala lineal en altura es la misma en (b), (d) y (f). Los valores promedios mostrados en (c) y (e) son semejantes. De igual modo, las PSFs asociadas después de la corrección son similares. Esto es debido a que la resolución del Hex69 para esta aberración permite una corrección apropiada, con lo que ambos procedimientos dan un resultado semejante en la compensación. Con los dos métodos se obtiene una mejor razón de Strehl. El nuevo valor es 0.63 aproximadamente, frente al 0.16 sin compensar. Esta respuesta ilustra la utilidad del Hex69 como corrector de onda para aberraciones oculares.

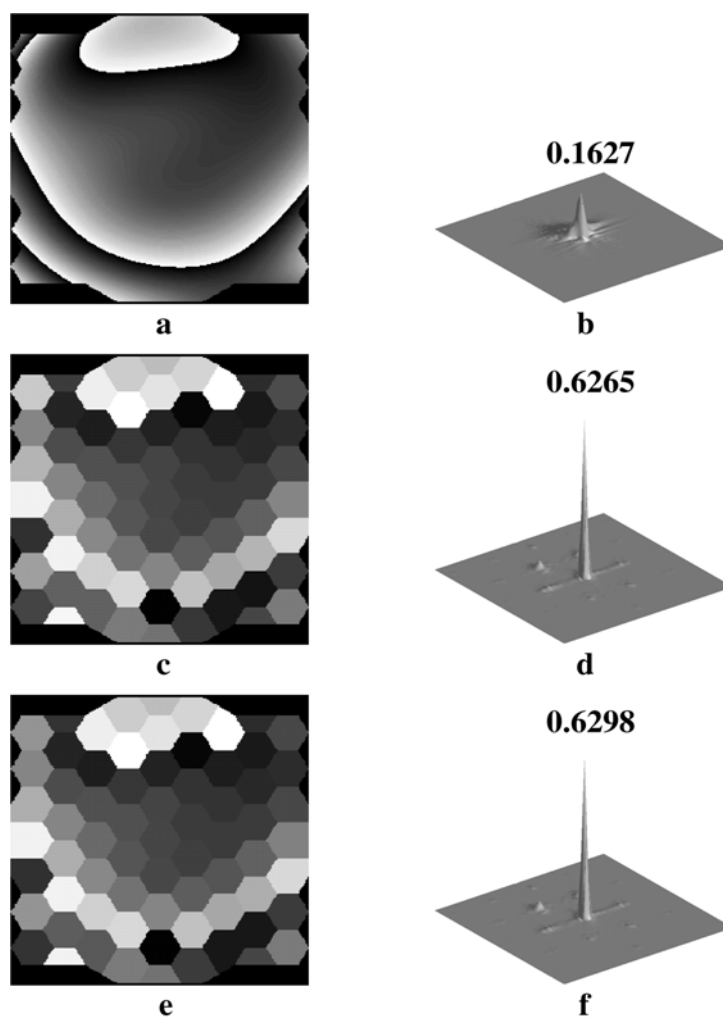


Figura 4.4-5: Resultados de corrección de una aberración ocular moderada. Sujeto PA.

La figura 4.4-6 muestra los resultados de la simulación para una aberración muy severa con una razón de Strehl de 0.021. En esta situación, los diferentes procedimientos para el cálculo del promedio dan resultados diferentes, como puede apreciarse en los mapas de desfase (c) y (e). Después de la corrección el promedio del faser mejora casi al doble la razón de Strehl respecto a la WA media, aunque ambas correcciones son pobres.

¹¹⁵ El procedimiento de escalado se puede encontrar en el capítulo 5.5 de [Wilson, 1995].

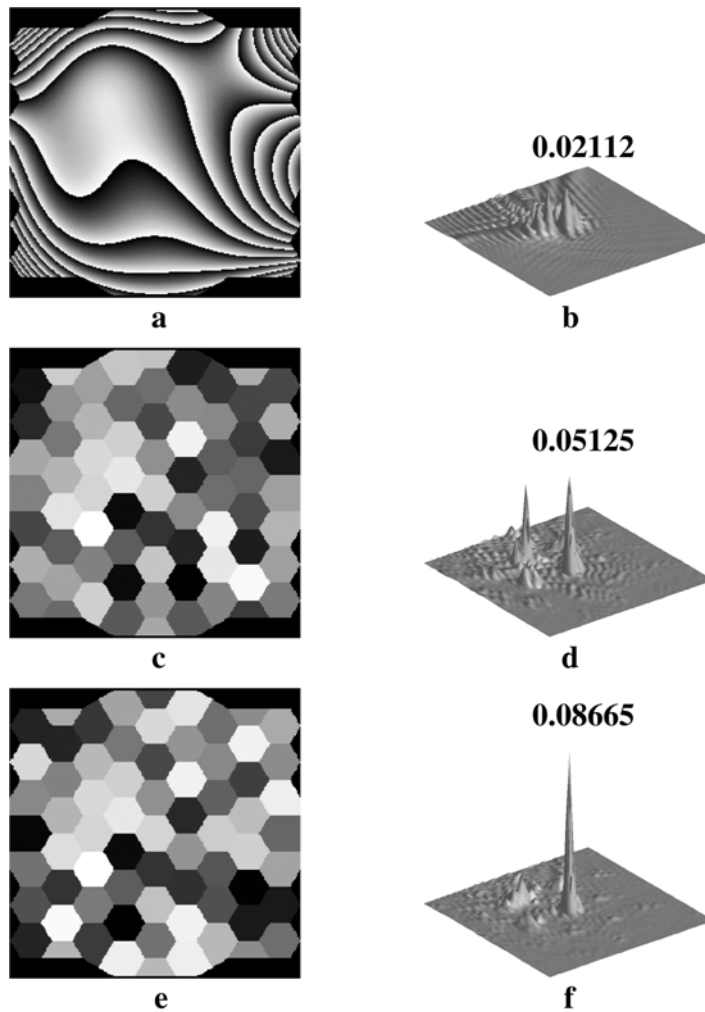


Figura 4.4-6: Resultados de corrección de una aberración ocular severa. Sujeto NL.

La ventaja del uso del promedio del fasor es mayor cuanto peor sea la resolución del modulador respecto a la aberración. Si la resolución es buena, bien por un número elevado de actuadores, o bien por una aberración de baja amplitud, ambos procedimientos dan un resultado semejante. Como ventaja añadida, al utilizar sólo el argumento principal, no son necesarias técnicas de recuperación del argumento de la fase (técnicas de *unwrapping*¹¹⁶) para la obtención del promedio (como ocurre con la media de WA). Esto es útil cuando el sensor de onda o el algoritmo de recuperación de fase utilizado sólo proporciona el argumento principal.

¹¹⁶ [Malacara, 1992] [Iglesias, 1997].

Capítulo 5: SISTEMA EXPERIMENTAL DE MEDIDA Y CORRECCIÓN

5.1. Sistema experimental para la medida y compensación de WA

Con la idea de utilizar el mismo sistema tanto para la medida como para la corrección de la aberración, se diseñó una variación del sistema de DP¹¹⁷ que permitiera las medidas necesarias para la recuperación de fase, incluyendo además, medidas con el sensor de HS y la corrección con el modulador espacial Hex69, en planos conjugados con la pupila. En la Figura 5.1-1 se muestra una imagen del sistema experimental en el laboratorio.



Figura 5.1-1: Imagen del sistema experimental.

El sistema consta de dos partes: una vía de iluminación y otra de observación y registro. En la Figura 5.1-2 se muestra el esquema del sistema experimental, incluyendo todos los elementos utilizados, si bien no están representados a escala.

¹¹⁷ [Santamaría, 1987]

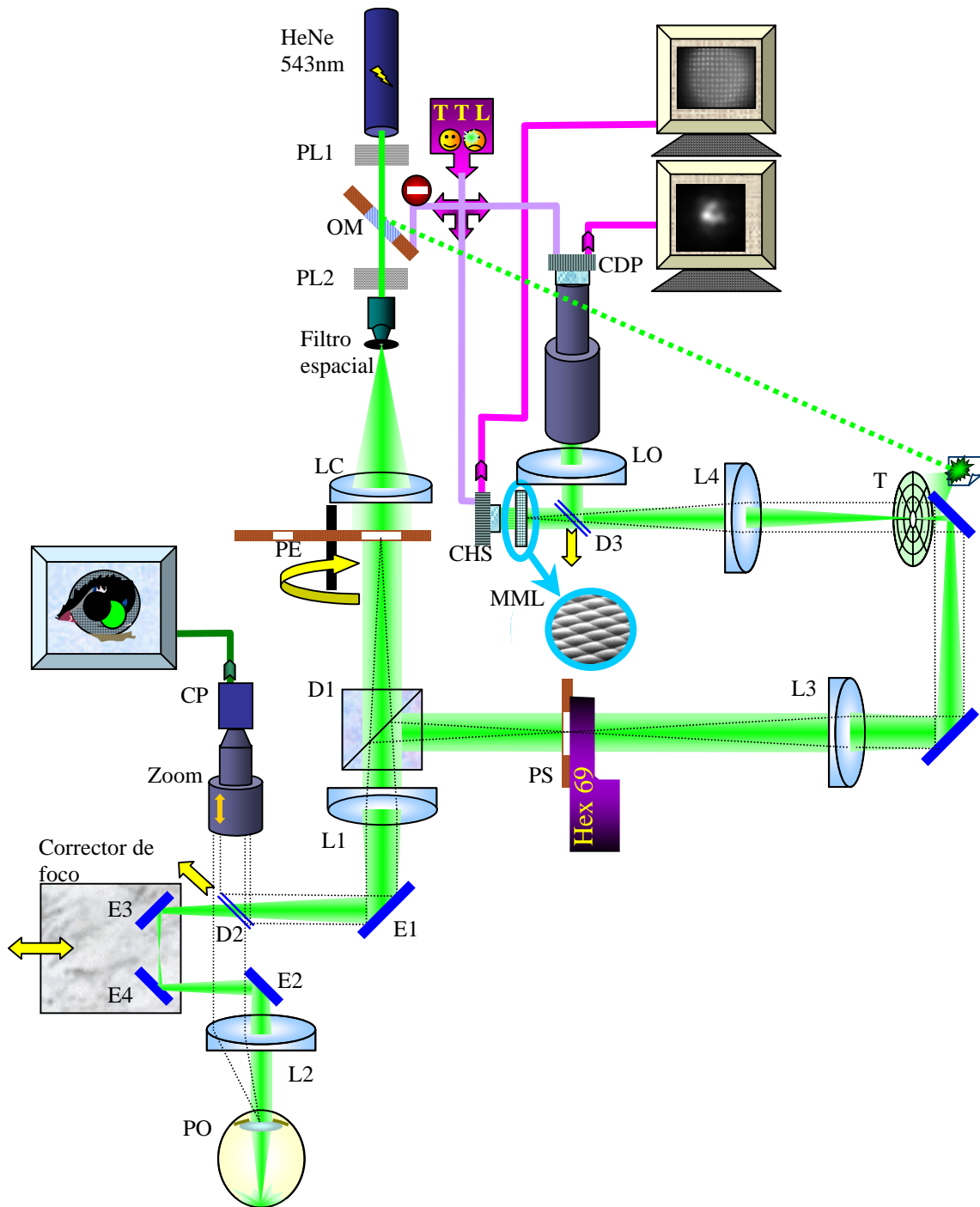


Figura 5.1-2: Esquema del sistema experimental.

5.1.1. Vía de iluminación

Se escogió como fuente de iluminación un láser de He-Ne¹¹⁸ con longitud de onda de 543nm. Corresponde a una longitud intermedia del espectro visible para la que las reflexiones en capas diferentes a la de fotorreceptores (coroides, epitelio pigmentario) se reducen. Por otro lado, ésta fue la longitud de onda escogida en nuestro laboratorio para la determinación de la WA mediante técnicas de recuperación de fase en estudios anteriores¹¹⁹. Como inconveniente, la intensidad en la observación es menor (comparando con longitudes de onda largas), debido a la mayor absorción de la retina y a que los niveles de seguridad para la exposición son más exigentes. Por ello, actualmente se está imponiendo el uso de longitudes de onda mayores, incluyendo el infrarrojo cercano¹²⁰, de ancha banda espectral para las medidas con HS. La medida es más cómoda para el sujeto y la señal en la captación de imágenes es mucho mayor¹²¹.

El tiempo de exposición se controla mediante un obturador mecánico¹²² (OM), espejado en su cara externa. Cuando el obturador permanece cerrado, el haz reflejado incide en un difusor que se aprovecha para iluminar un test de fijación T. De esta manera, el test deja de iluminarse durante la exposición, y es visible en caso contrario. Esto reduce el ruido en la imagen aérea final debida a luz proveniente del test de fijación.

La intensidad se regula, en cada caso, mediante la transmisión de dos polaroides PL1 (móvil) y PL2 (transmisión en el eje horizontal).

El haz se expande mediante un objetivo 10×, y se filtra por una abertura de 25μm de diámetro que actúa como fuente puntual. Un doblete acromático de 190mm de focal (LC) produce un haz colimado con la necesaria sección para utilizar una iluminación aproximadamente uniforme en las pupilas de tamaño requerido.

El tamaño de la pupila de entrada del sistema se controla mediante un revolver con aberturas intercambiables PE de diferente diámetro (Ø15mm, 4mm, etc.)

Un cubo polarizador¹²³ (D1), que se actúa como divisor de haz del DP, transmite luz polarizada en el eje horizontal (al igual que PL2).

Dispositivo para la corrección de foco¹²⁴

Está compuesto por un doblete (L1) de 600mm de focal, colocado de manera que la PE coincida con su plano focal, un doblete de 190mm (L2) y una configuración de cuatro espejos (E1 y E2 fijos, E3 y E4 móviles), que permite aumentar la distancia efectiva entre ambos dobletes. La ventaja de utilizar este sistema es que, independientemente de la focal total (determinada por la posición de los espejos), mantiene constante el aumento en los planos de retina y de pupila (relación de focales de L1 y L2), y la posición del plano de pupila (a 190mm de L2). La fuente puntual se conjuga con la retina corrigiendo la refracción del ojo.

El ojo se coloca de manera que su pupila (PO) coincida con el foco de L2. De esta manera se asegura la coincidencia con la PE. La fijación de la cabeza del sujeto se realiza mediante una impronta dental, sobre un posicionador XYZ, para ajustar la posición de su pupila respecto al sistema. Se utiliza una cámara de control pupilar (CP) para visualizar simultáneamente las pupilas del sistema. Si el objetivo de la CP está enfocado al

¹¹⁸ Melles Griot 05 LGR 193 ©

¹¹⁹ [Iglesias, 1998a]

¹²⁰ [Lopez-Gil, 1997]

¹²¹ [Liang, 1997a], [Vargas-Martín, 1998a]

¹²² Uniblitz® de Vincent Associates.

¹²³ Distribuido por CVI™, útil en VIS con $R_v = 98\%$ y $T_h = 90\%$.

infinito, se visualiza a través de L2 la posición correcta de la PO. A la vez, mediante un divisor de haz, o un espejo móvil (D2), se controla la posición de la PE. Es útil utilizar un zoom como objetivo para CP, ya que permite cambiar fácilmente el aumento de la visualización.

5.1.2. Vía de medida y de corrección

Con esta vía se realiza la medida de la WA en un plano conjugado de la PO y se registran imágenes de la retina con el Hex69 modificando el FO. Tiene en común con la vía de iluminación el sistema de corrección de foco. Ahora se utiliza sólo la luz reflejada en D1 proveniente de la retina con polarización vertical. Esta es la polarización necesaria para que el Hex69 actúe sobre el FO. Además al ser polarización cruzada a la iluminación, constituye el método de Helmholtz de eliminación del reflejo corneal¹²⁵.

En esta vía, se coloca el Hex69 conjugado con PO a 600mm de L1. El aumento entre este plano y el de la PO es el determinado por L1 y L2.

Sobre el área activa del Hex69 se adosa una apertura (PS) de 15mm de diámetro que actúa como diafragma de apertura para la vía de observación. Mediante el sistema afocal formado por las lentes L3 y L4 (de focales 600mm y 190mm, respectivamente), se conjuga PS con la MML con el aumento necesario para que su proyección sobre el HS sea, aproximadamente, del tamaño del área activa del CCD de CHS. Para asegurar la conjugación de todas las pupilas y sus tamaños relativos se utiliza la visualización mediante la CP.

Finalmente, las imágenes de DP se registran con una cámara CCD refrigerada¹²⁶ (CDP) que utiliza como objetivo un doblete de 500mm de focal (LO). Para ello, un espejo móvil (D3) selecciona la exposición en el HS o sobre la CDP.

Tanto la exposición (controlada por OM), como los obturadores de HS y CDP, están sincronizados simultáneamente por una señal TTL. En la sincronización se tuvo en cuenta el tiempo de apertura y cierre de los obturadores, obteniéndose un error acumulado en todo el procedimiento de sincronización menor de 2.5ms.

5.1.2.1. Test de fijación

En el plano focal imagen de L3, se coloca un test de fijación T. De esta manera se conjuga con la fuente puntual y con la retina. T es un test radial con una abertura central por donde se recoge la imagen aérea (Figura 5.3-2). Además T está graduado radial y angularmente e incluye letras separadas entre sí por un grado de arco, permitiendo la fijación a diferentes excentricidades. Este sistema es muy cómodo para el sujeto, ya que puede mantener un punto de fijación fácil (antes de la exposición), y el test permite una buena corrección subjetiva al ser extenso.

La correcta posición de T se controla mediante una cámara de visualización colocada en la posición del ojo, o bien con un espejo perpendicular al eje en este plano (forma una imagen puntual sobre T); en ambos casos se mantiene afocal el sistema corrector CF.

¹²⁴ Basado en el “*variator*”, optómetro subjetivo diseñado por W. Thorner ([Le Grand, 1980]).

¹²⁵ [Le Grand, 1980]

¹²⁶ Spectra Source MCD1000 ©, pixel de 27µm de lado, área activa 512×512 pixeles y 16 bits en escala de grises.

5.2. Puesta a punto del sistema experimental

5.2.1. Colocación del HS y Hex69

El procedimiento seguido viene principalmente impuesto por la configuración de desplazadores y soportes utilizada en el sistema experimental. Una vez montado el resto del sistema, se actuó de la siguiente manera:

- Se genera un haz colimado sobre el eje óptico del sistema y del tamaño de la pupila máxima a utilizar, para usarlo de referencia para la puesta a punto.
- Se coloca el CHS cerca de su posición teórica sin la MML. Con adquisición sucesiva de imágenes se selecciona el área deseada del CHS y se centra con el haz. El CHS también funciona como una red cuadrada creando una figura de difracción por reflexión en todo el espacio. Esta figura consiste en un retículo cuadrado de puntos luminosos. Mediante giro de la cámara sobre el eje óptico, se puede alinear la red con la horizontal. La perpendicularidad al eje óptico se controla haciendo coincidir el haz reflejado del CHS con el haz de incidencia; así como con el orden cero de la figura de difracción. Una pupila pequeña en la incidencia ayuda a reconocer el orden cero.
- Se ajusta la orientación del Hex69 con el CHS, generando un estado en el modulador (con simetría de revolución) y registrando imágenes con el CHS, como la de la Figura 5.2-1. Estas imágenes permiten ver la orientación de las facetas, que debe coincidir con las líneas de pixeles del CHS. Esta premisa es necesaria ya que cuando se obtenga la estimación de la aberración (referida a las líneas del CHS), es necesario promediarla en cada faceta. Si la simulación del Hex69 no coincide con el modulador (debido a un giro), la fase introducida no será la adecuada.

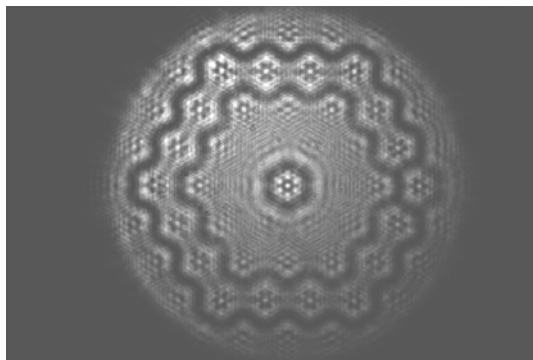


Figura 5.2-1: Alineación Hex69 y CCD del HS

Por otro lado, esta imagen permite comprobar el centrado del Hex69 respecto a la pupila, que está adherida directamente sobre su carcasa.

- Se coloca la MML sobre el plano conjugado de la pupila de salida y aproximadamente a la distancia focal nominal de la MML respecto del CHS.
- La perpendicularidad se controla igualmente observando el reflejo sobre el substrato de la MML. Se selecciona el área a utilizar de la MML visualmente, mediante la cámara de vídeo de control de pupila (CP) y tomando imágenes con el CCD.

- La alineación de las ML con los pixeles del CHS se realiza con el goniómetro (donde está montada la MML) mediante captura de imágenes. La Figura 5.2-2 muestra el procedimiento. A partir de una orientación inicial se rota la MML hasta alinearla con las líneas del CHS.

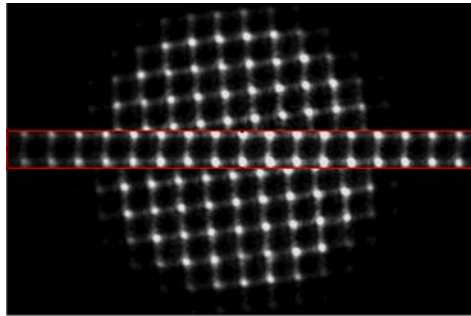


Figura 5.2-2: Ejemplo de alineación de la MML con el CCD.

- La distancia entre la MML y el CHS se ajusta con un tornillo micrométrico hasta que la imagen dada por la MML presente la mejor señal o aspecto. En general esta distancia tiene que coincidir con la distancia focal de la MML, si se ha utilizado un frente de onda plano. En la Figura 5.2-3 se muestran simultáneamente dos imágenes ampliadas con distancias diferentes de la MML al CHS.

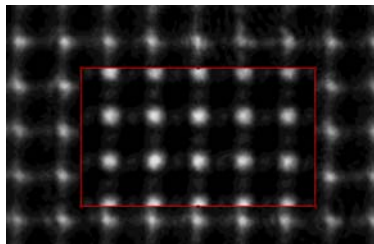


Figura 5.2-3: Control del enfoque de los centroides.

- Mediante CP se visualiza el plano de la MML y el resto de pupilas iluminadas convenientemente (Figura 5.2-4), con lo que se desplaza el HS completo hasta ver enfocadas simultáneamente la MML y las pupilas de entrada y de salida. De esta manera se asegura conjugación de los distintos planos.

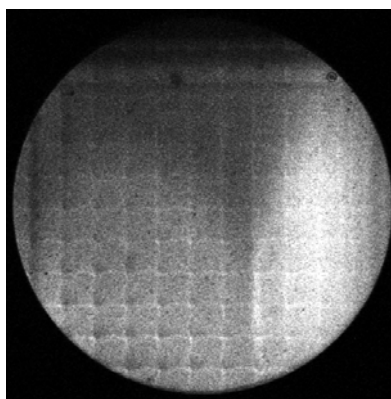


Figura 5.2-4: Imagen conjunta de la pupila del sistema y la MML.

- Si se utiliza el Hex69 se pueden hacer visibles simultáneamente las conexiones y la MML (Figura 5.2-5). De esta manera se asegura la conjugación entre los dos planos, así como los aumentos relativos. Esta figura presenta el muestreo de la WA que nos proporciona la MML, frente al tamaño de los elementos de corrección.

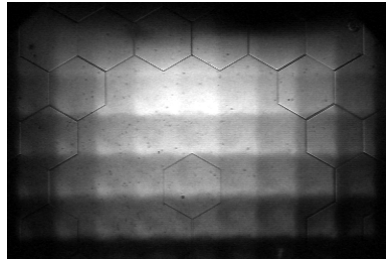


Figura 5.2-5: Imagen simultánea del Hex69 y la MML.

5.2.2. Calibrado del HS

El calibrado del HS se realiza introduciendo una aberración conocida en el plano de pupila (por ejemplo un efecto prismático, desenfoque, etc.). Se mide el desplazamiento de los centroides respecto a la posición de referencia, y la estimación de la aberración se compara con el valor introducido. Este procedimiento también sirve para estimar el valor de la focal efectiva de la MML.

Seguidamente se describe el procedimiento de generación de aberraciones de referencia. Las aberraciones son desplazamiento o *tilt*, desenfoque y coma.

DESPLAZAMIENTO (*tilt*): Para generar esta aberración se puede utilizar un prisma delgado en el plano de pupila (precalibrado). El mayor problema es la alineación, ya que no es fácil distinguir entre la desviación de los centroides debida al efecto prismático o al mal alineamiento. Otra alternativa consiste en utilizar una red de difracción en transmisión con poca densidad de líneas (ej. 5-50 líneas por mm). El orden cero nos proporciona una serie de centroides, y los otros órdenes centroides desplazados (Figura 5.2-6). De este desplazamiento se deducen las focales efectivas de la MML, al ser conocida la constante de red.

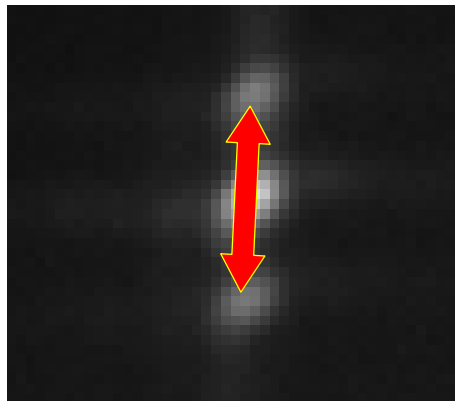


Figura 5.2-6: Figura dada por una ML al utilizar una red de 5 líneas por milímetro.

DESENFQUE: La aberración utilizada para la calibración del HS fue un desenfoque generado en el plano de pupila mediante desplazamiento del corrector de foco del sistema. A partir de una imagen del HS una modificación del desenfoque produce un aumento (o disminución) de la configuración de centroides. En la Figura 5.2-7 se muestran simultáneamente dos situaciones con diferente foco (se representa un semicampo de cada configuración, para una mejor comparación). Del desplazamiento para cada centroide se deduce la focal efectiva de cada ML.

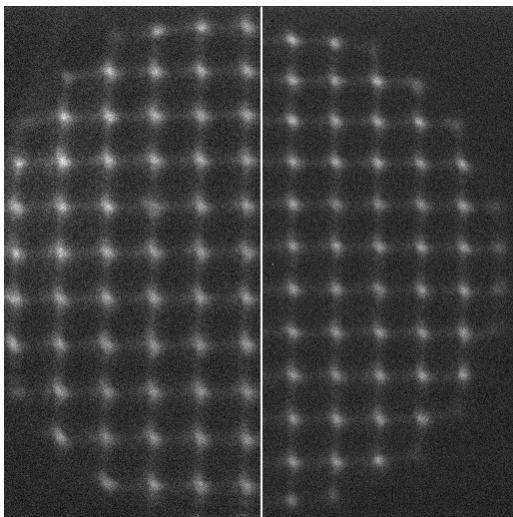


Figura 5.2-7: Imagen HS para diferentes desenfoques.

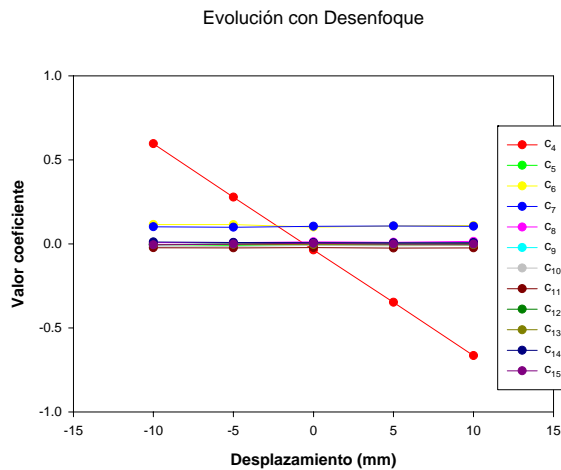


Figura 5.2-8: Evolución de los coeficientes de Zernike respecto al desplazamiento del CF.

Por la configuración de lentes escogida, un desplazamiento de 1cm del CF equivale a 0.798D en el plano del HS. La Figura 5.2-8 representa la evolución de los coeficientes de la estimación dada por el HS frente al desplazamiento del CF. La curva que sufre una modificación significativa es la correspondiente al desenfoque (c_4). La pendiente de esta curva indica la relación real entre desenfoque y desplazamiento del CF.

A partir de los valores de desenfoque medidos con el HS se deduce que, a efectos de cálculo de la WA, la focal de las MML debe modificarse en un factor 0.97, es decir, la focal efectiva es 51.41mm. El error cometido en la medida de la focal de la MML es 0.068 %.

ESFÉRICA Y COMA: Con la idea de comparar el calibrado del HS mediante desenfoque con otra aberración (de orden superior) se utilizaron dos lentes esféricas calibradas (mediante técnicas interferométricas) con aberración esférica, y que mediante desplazamiento relativo introducen coma controlado¹²⁷. Estas lentes se colocan en el plano conjugado de pupila. El error en la colocación de las lentes esféricas introduce aberraciones añadidas. Para subsanar esto, se barrió en distintas posiciones de manera que variara principalmente el término de coma. En la Figura 5.2-9 se muestran las imágenes del HS para los dos casos extremos mensurables y para el caso de desplazamiento nulo (imagen central). Este caso no está libre completamente de aberraciones, ya que los centroides no forman una rejilla regular.

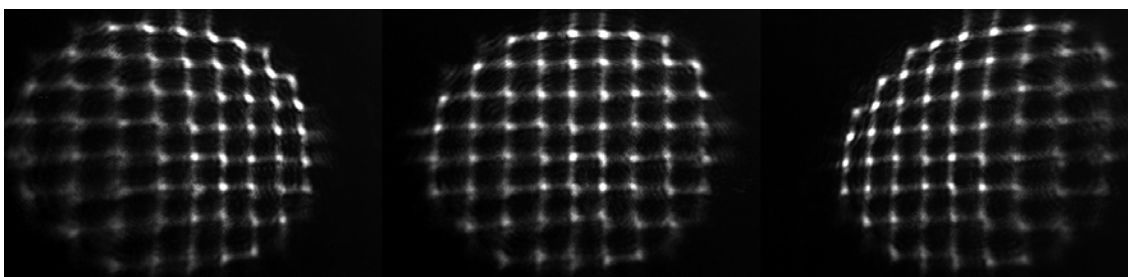


Figura 5.2-9: Imágenes HS para diferentes amplitudes de coma.

La Figura 5.2-10 muestra la evolución de los coeficientes de Zernike respecto al desplazamiento relativo de las lentes esféricas. Se han omitido los coeficientes de primer orden. Los coeficientes no son nulos

para desplazamiento cero, por el error en la colocación de las lentes esféricas. Con el desplazamiento relativo de las lentes esféricas, se modifican linealmente los coeficientes de coma horizontal (c_8) y de orden menor. Los demás no se modifican con la misma dependencia. Con esta estrategia se elimina el efecto de las aberraciones debidas a la mala colocación de las lentes esféricas. La evolución del coeficiente c_9 , correspondiente al coma horizontal de tercer orden en la representación de Noll, fue ajustada a una recta, dando una pendiente de -0.122 con una desviación estándar de 0.001.

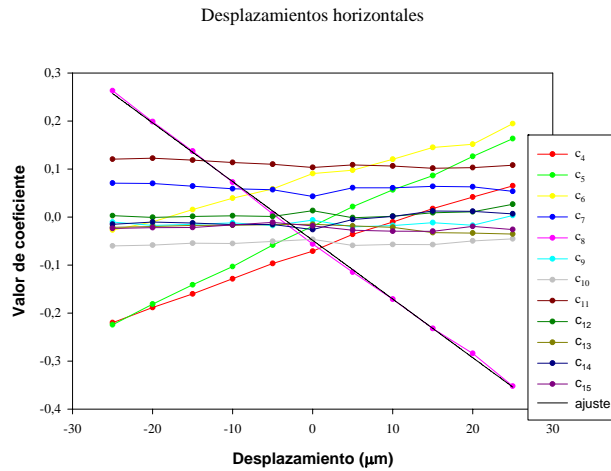


Figura 5.2-10: Evolución de los coeficientes de Zernike respecto al desplazamiento relativo de las lentes esféricas.

A partir de las curvas de superficie de las lentes se puede deducir el coeficiente de coma horizontal introducido en función del desplazamiento d (expresado en μm):

$$\frac{\partial c_8}{\partial d} = 8(n-1)K(-Mr)^3 \frac{1}{3\sqrt{8}}, \quad (5.2-1)$$

donde K es el coeficiente de la aberración esférica de las lentes (con valor $0.260 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^{-3}$), n el índice de refracción de las lentes (1.49 para esta longitud de onda), M es el aumento relativo entre el plano de MML y el de las lentes (60:19) y r el radio de normalización de la WA sobre el HS (en mm). La relación entre la focal efectiva de la ML y la focal nominal es de 0.95 con un error del 3%. tras sustituir los valores¹²⁸.

5.2.3. Calibrado del Hex69

Para poder generar (o compensar) un frente de onda es necesario conocer la relación que existe entre el desfase deseado (a través de un voltaje nominal v) y el realmente producido por el modulador.

¹²⁷ [López-Gil, 1998].

¹²⁸ Al no poder disponer de las lentes esféricas por tiempo indefinido, el HS calibrado con esta técnica no es exactamente el mismo que el calibrado utilizando desenfoque. De ahí la diferencia en la focal efectiva (distancia entre MML y CHS).

La diferencia de camino óptico ΔL introducida por cada faceta del modulador en función del voltaje aplicado (sin considerar la respuesta transitoria¹²⁹) depende de la longitud de onda, la temperatura, la deriva temporal¹³⁰, la respuesta del generador de voltajes $V(v)$ y la impedancia de las conexiones. Existen diferencias de una faceta a otra (especialmente en nuestro modulador, la faceta n° 1 no responde al voltaje de la misma manera que las demás).

Otro factor es la calidad óptica del sustrato. Meadowlark Optics Inc. asegura un error no superior a $\lambda/20$. Las aberraciones introducidas por el sustrato del Hex69 pueden considerarse como parte del sistema completo, con lo que se aísla el desfase producido por la birrefringencia efectiva variable.

El procedimiento más utilizado para calibrar un modulador de fase es mediante un interferómetro de Fizeau de alta precisión¹³¹. Este procedimiento tiene la ventaja de proporcionar el desfase total introducido, no sólo el debido al cambio en la birrefringencia efectiva en el modulador. Sin embargo, no es posible realizar fácilmente el calibrado del modulador incluyéndolo dentro del sistema experimental final, sino que se tiene que colocar en una posición reservada para ello. Por último, no es fácil disponer de estos equipos que tienen un elevado coste.

Se pueden utilizar otras estrategias para caracterizar el modulador *in situ*, como por ejemplo montar pequeños interferómetros (Mach-Zehnder, Twyman-Green) aunque la precisión no es comparable al procedimiento anterior.

Se ha desarrollado un método de calibrado basado en técnicas de polarización que permite medir de manera individual el desfase introducido por cada faceta *in situ*. El desfase introducido en el eje extraordinario se traduce en un cambio de polarización en la luz que tenga componentes en este eje y en el eje ordinario; posteriormente, se analiza la polarización de la luz emergente. El procedimiento es similar a utilizar el modulador de fase como modulador de amplitud.

En la siguiente Figura 5.2-11, se muestra un esquema simplificado del sistema utilizado.

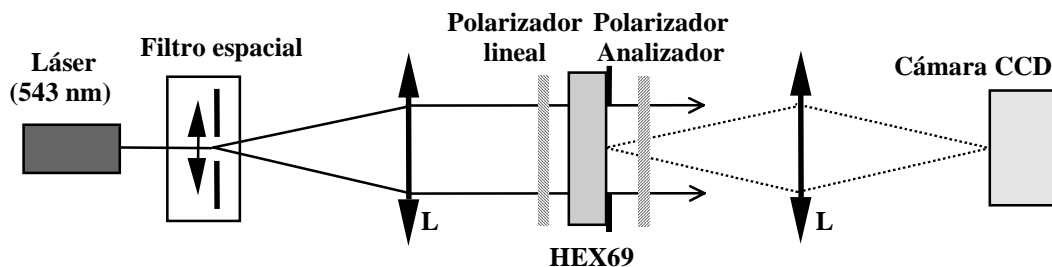


Figura 5.2-11: Esquema de calibrado por polarización.

El primer polarizador lineal forma un ángulo de 45° respecto a las líneas neutras del modulador. De esta manera se obtiene la misma intensidad para las dos componentes referidas a las líneas neutras y sin desfase entre ellas. El modulador introduce un desfase $\delta(v)$ en la componente de su eje extraordinario respecto a la del ordinario, produciendo en general luz elíptica a la salida. El segundo polarizador actúa como analizador y se coloca cruzado con el primero. La intensidad de la luz que atraviesa el analizador es función del desfase introducido por el modulador. Suponiendo que los polarizadores son perfectos, la expresión para la intensidad transmitida es:

¹²⁹ [Kudriasov 1997a]

¹³⁰ El fabricante sugiere un calibrado anual.

$$I(v) = I_0 \sin^2 \left(\frac{\delta(v) + \delta_0}{2} \right) = I_0 (1 + \sin(\delta(v) + \delta_0)) \quad (5.2-2)$$

donde δ_0 es el desfase entre las dos componentes a voltaje nulo, e I_0 el valor máximo de la intensidad para cualquier voltaje. Del valor de esta intensidad se obtiene el desfase como argumento principal, teniendo en cuenta el valor del seno cuadrado en cada cuadrante (periodicidad π radianes) y la monotonía del desfase como función del voltaje en régimen no saturado (4.1-3).

Atendiendo a una situación más realista (imperfecciones y mal alineamiento en los polarizadores, intensidad residual de fondo) supondremos que la intensidad es:

$$I(v) = I_A + I_B \sin(\delta(v) + \delta_0), \quad (5.2-3)$$

donde $I_A = (I_{m\acute{a}x} + I_{m\acute{i}n})/2$, $I_B = (I_{m\acute{a}x} - I_{m\acute{i}n})/2$; de aquí:

$$\delta(v) + \delta_0 = \arcsen \left(\frac{I(v) - I_A}{I_B} \right). \quad (5.2-4)$$

5.2.3.1. Protocolo de calibrado

Como el procedimiento se basa en medidas relativas de intensidad, se hace necesario un calibrado inicial de la fuente luminosa. Para esto se comprobó la estabilidad de la emisión láser durante 24 horas, a la misma intensidad del experimento. La variabilidad durante este periodo fue menor del 3% sobre el valor medio de intensidad.

A partir de la curva de calibrado del fabricante se genera una serie de valores nominales de voltaje para barrer todo el rango de fase deseado en pasos de amplitud aproximadamente constante (0.0349λ por paso). Se aplica el mismo voltaje nominal a todas las facetas. Mediante la cámara CCD se visualiza el plano del modulador (Figura 5.2-12), enfocando cuidadosamente las conexiones interfaceta (éstas son visibles para un estado activo $\{v \neq 0\}$ si se iluminan lateralmente con otra fuente luminosa).

Tras el analizador se aprecian diferencias en la intensidad transmitida de unas facetas respecto a otras para cada voltaje (Figura 5.2-13). Esto se debe corregir modificando los valores nominales de voltaje (alrededor del valor inicial) hasta conseguir una igualación en la intensidad para todas las facetas del modulador. En la práctica, hay valores en los cuales la medida de intensidad varía poco con el desfase. Estos valores son en los que la función $I(v)$ tiene derivada casi nula. Para obtener una igualación más precisa en estos voltajes, incluimos un desfase adicional en el eje extraordinario $\delta_{\lambda/4}$ (mediante una lámina de cuarto de onda), de manera que se incrementa casi al máximo el módulo de la derivada en intensidad. No es necesario que $\delta_{\lambda/4} = \pi/2$ radianes, basta con tener un valor aproximado en la práctica. La igualación se llevó a cabo visualmente con la cámara CCD y un monitor (ambos con 256 niveles de intensidad ajustados al rango de intensidades medidas). El error de cuantización en esta resolución es perceptible visualmente especialmente en los bordes de facetas adyacentes¹³². Una vez que se consigue la igualación en la intensidad transmitida en todo el modulador, se está seguro de introducir un valor de desfase igual en todas las facetas. En este momento se puede medir la intensidad transmitida para un área fija del modulador (7mm) a cada estado de igual desfase. Con ello se obtiene una tabla de intensidad $I(v)$, frente a los valores nominales del voltaje para cada faceta. A partir de ellas se infiere el valor del desfase introducido en función de los voltajes nominales.

¹³¹ [Geary, 1993], [Malacara, 1992]. En [Love, 1997] se utiliza la versión comercial de Zygo.

Para obtener el valor $I_{m\acute{a}x}$ e $I_{m\acute{i}n}$ (en general no se obtienen explícitamente en los valores de las medidas), se barre en saltos de voltajes nominales más finos y, finalmente, se ajusta a parábolas los cuatro datos más cercanos a los valores buscados. Los errores en la determinación de I_A e I_B fueron aproximadamente del 3%.

Se puede conocer el desplazamiento en fase δ_o , utilizando la lámina retardadora, a partir de la correlación con los datos sin lámina, o bien dejar este valor como variable de ajuste. Si se aprecia un desfase diferente δ_o al esperado, esto puede ser debido bien a un mal alineamiento de los ejes de la lámina o por utilizar una longitud de onda diferente a la específica de la lámina retardadora.

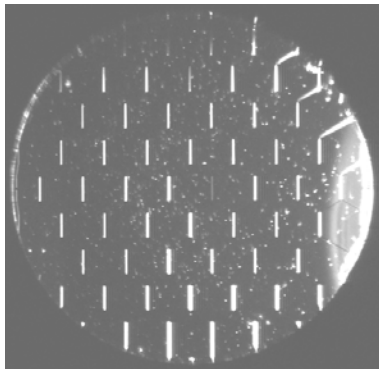


Figura 5.2-12: Visualización de las conexiones del Hex69.

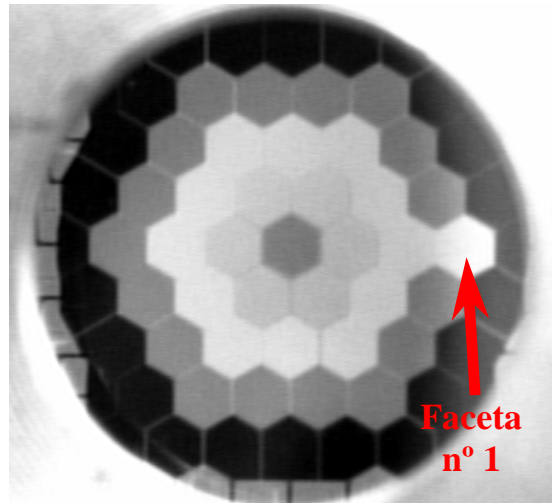


Figura 5.2-13: Ejemplo de transmisión de las facetas del Hex69 a diferentes voltajes.

5.2.3.2. Resultados del ajuste paramétrico de calibrado

Hemos ajustado la función teórica propuesta de la fase en función de los voltajes nominales a la estimación experimental a partir de las medidas de intensidad (para valores $V(v) > V_c$). Igualando las expresiones (4.1-3) y (5.2-4) se llega a:

$$\Gamma(v) = \left[\frac{1}{\sqrt{\frac{n_o^2 - n_e^2}{n_e^2} \cos^2 \left(\frac{\pi}{2} - 2 \arctg \left(e^{-\frac{V(v) - V_c}{V_0}} \right) \right)} + 1} - 1 \right] \frac{2\pi d n_o}{\lambda_0} - \Gamma_0 = \arcsen \left(\frac{I(v) - I_A}{I_B} \right). \quad (5.2-5)$$

Los resultados del ajuste de regresión se muestran en la Tabla 5-1. En ella se indican los parámetros que se ajustaron haciendo la aproximación $V(v) \approx v$, y los resultados medios (salvo la primera faceta) obtenidos en el ajuste. Los valores entre paréntesis corresponden al ajuste de la faceta número uno.

¹³² [Pelli, 1991], [Cowan, 1995].

Parámetro	Expresión	Valor	Dispersión	Unidad	Significado
m_1	$\frac{2\pi dn_o}{\lambda_0}$	1.2346 (1.3733)	0.1404 (0.2146)	rad	Desfase introducido por el modulador en la componente ordinaria
m_2	$\frac{n_o^2 - n_e^2}{n_e^2}$	-0.98332 (-0.98001)	0.00330 (0.00539)	----	Relación de índices
m_3	V_c	1033.6 (1131.0)	9.68 (17.7)	mV	Tensión crítica a partir de la cuál el SLM comienza a introducir desfase
m_4	V_0	4444.6 (5766.9)	390.0 (690.8)	mV	Tensión de referencia
m_5	Γ_0 ,	2.5038 (2.4385)	0.0424 (0.0658)	rad	Valor del desfase a voltaje cero

Tabla 5-1: Valores resultantes del calibrado del Hex69.

La faceta número uno presenta una fuerte desviación en su respuesta (necesitando más voltaje que las demás facetas para introducir el mismo desfase). En la referencia [Love, 1997] se menciona el mismo problema con la primera faceta. Esto apunta a que se trata de un error en la fabricación del Hex69. Para poder localizar la fuente del error se comprobó que el generador de voltajes proporcionara una salida correcta para esta faceta (incluyendo las conexiones eléctricas externas). Al funcionar correctamente y atendiendo al proceso de fabricación del substrato, se llegó a la conclusión de que lo que introduce la desviación es una diferencia en la impedancia de las conexiones internas (dentro del modulador) para esta faceta. Una vez calibrada su respuesta, la primera faceta es igualmente útil, aunque su rango dinámico es más limitado.

La Figura 5.2-14 presenta el calibrado del fabricante, así como el desfase introducido respecto al voltaje nominal y lo mismo para la faceta n° 1. El rectángulo gris muestra los límites de fase y voltajes utilizados.

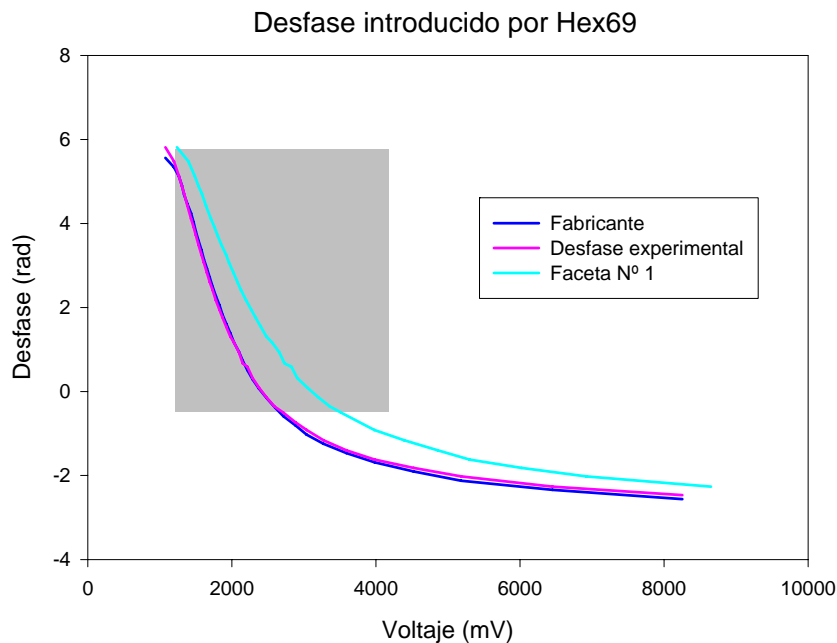


Figura 5.2-14: Curvas de desfase introducido en función del voltaje aplicado.

El efecto de la temperatura en el desfase introducido no fue apreciable en el rango de temperatura habitual del laboratorio. En ningún momento se sobrepasó los límites de temperatura de uso indicadas por el fabricante en las características técnicas del Hex69.

5.3. Procedimiento experimental de adquisición de imágenes

5.3.1. Seguridad y preparación de sujetos

La principal consideración en una técnica experimental aplicada a sujetos es la seguridad. En el desarrollo del sistema se tuvo en cuenta los niveles de seguridad en la exposición a la radiación láser. El nivel máximo permisible de exposición sobre pupila, para longitudes de onda 400-700nm con tiempos de 18 μ s a 10s, está establecido por la siguiente expresión¹³³:

$$F_e = \frac{1.8}{\sqrt[4]{t}} \text{ mW} \quad (5.3-1)$$

donde F_e es el flujo radiante sobre la pupila del sujeto (expresado en milivatios) y t el tiempo de exposición (en segundos), para pupilas de menos de 1 cm². Las exposiciones máximas a la que fueron sometidos los diferentes sujetos se representan en la Figura 5.3-1. El control de iluminación sobre la pupila del sujeto se realiza mediante el vatímetro colocado entre la lente L2 y el ojo.

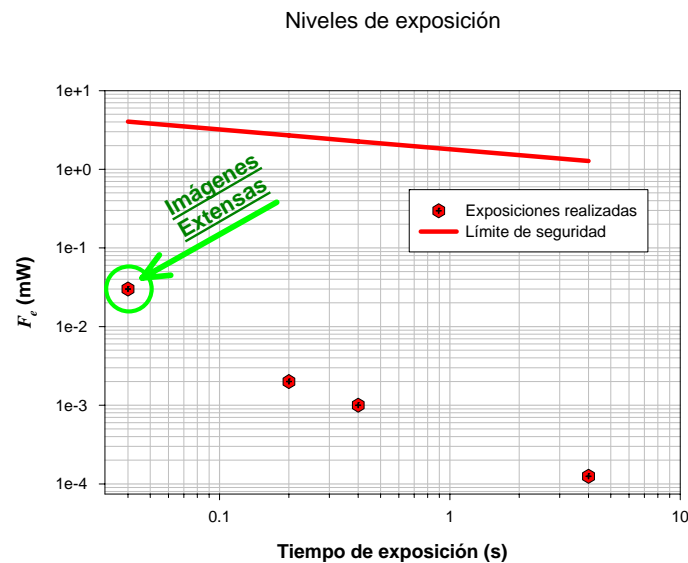


Figura 5.3-1: Niveles de iluminación utilizados y límite de seguridad.

Para mantener la pupila dilatada e inhibir la acomodación se utiliza tropicamida al 1%; se instilan dos gotas con cinco minutos de separación¹³⁴. En general, la sesión de medidas finaliza antes de que se recupere el poder acomodativo. En caso de sesiones de mayor duración, se instila otra gota a los 30 minutos. De esta manera

¹³³ American National Standard for the Safe Use of Lasers ANSI Z136.1(Laser Institute of America, Orlando, Fla., 1993).

¹³⁴ La tropicamida, si bien la inhibe considerablemente, no paraliza totalmente la acomodación.

se asegura que las pupilas efectivas sean controladas por PE y PS, y se reducen las fluctuaciones en la aberración debidas a procesos acomodativos. Por comodidad del sujeto se utiliza un ocluser en el ojo que no se estudia.

Previamente a las medidas, se realiza la corrección del error refractivo del sujeto. Para ello, una vez comprobada (mediante CP) la conjugación de las pupilas (PO respecto PE y PS), el sujeto desplaza el CF hasta ver nítido el test T (conjugado con la fuente puntual), manteniendo el obturador OM cerrado. También el sujeto debe realizar un ajuste del eje visual, respecto al eje óptico del sistema. Con aperturas intermitentes de OM a 10Hz (proporcionando una iluminación intermitente) y una intensidad luminosa muy baja (controlada por PL1), son visibles simultáneamente el test T y la fuente puntual. El sujeto tiene que modificar su posición hasta ver alineado el punto luminoso intermitente con T, tal como muestra la Figura 5.3-2. Para ello tiene que desplazar la impronta dental en altura y horizontalmente.

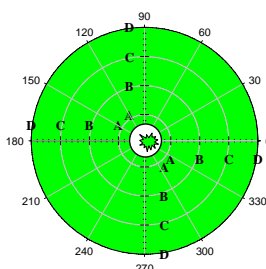


Figura 5.3-2: Test de fijación. Control del eje visual.

Una vez finalizado el ajuste del CF y de la posición del sujeto, se comprueba en el monitor de visualización de CP si la PO está bien situada y si su diámetro es mayor de 4.75mm. El monitor tiene un retículo graduado que facilita este control. También se localiza el reflejo corneal en el monitor (primera imagen de Purkinje), durante estas exposiciones de baja intensidad. Visualizando este reflejo, se comprueba si el ojo permanece inmóvil durante las exposiciones de medida. De esta manera no es necesario un sistema de iluminación adicional (normalmente IR, molesto a largas exposiciones), para el control de la fijación del sujeto.

5.3.2. Adquisición de parejas de imágenes de DP

Para adquirir las imágenes de DP, se desplaza el espejo móvil D3 produciendo una última reflexión en la vía de observación (ver detalle en Figura 5.3-3). El espejo está montado sobre un posicionador micrométrico que permite colocarlo correctamente. Un error en esta colocación supone una incidencia excéntrica sobre el objetivo de CDP, con efecto en las imágenes de DP.

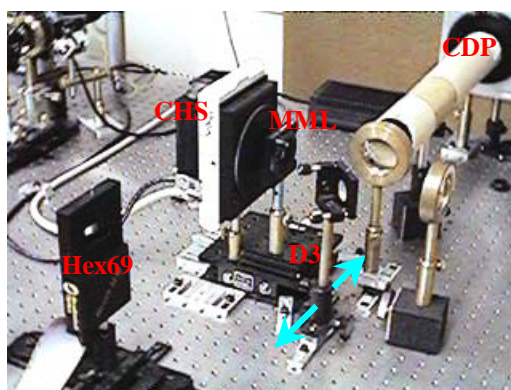


Figura 5.3-3: Detalle del sistema experimental.

Las imágenes de DP simétrico se obtienen seleccionando la abertura de 15mm de diámetro del revólver PE. Tiene un tamaño equivalente a PS, ya que en entre ambos planos existe aumento unidad. En el plano de PO, ambas tienen un tamaño equivalente de 4.75 mm de diámetro.

Una vez colocado el sujeto y corregida su refracción, se hace una última comprobación del nivel de iluminación (para exposiciones de 4 segundos, 125nW). Posteriormente se solicita al sujeto que dirija la mirada al centro del test de fijación. Durante la exposición debe mantener el ojo inmóvil mirando hacia la fuente puntual. En caso de que el reflejo corneal se desplace de su posición de referencia en CP, se desecha la imagen.

Posteriormente se toman las imágenes correspondientes a pupilas asimétricas. Para ello se selecciona en PE un diafragma de 4mm de diámetro. En PO, supone una pupila equivalente de 1.26mm. Se vuelve a ajustar la iluminación de la exposición, y se repite el proceso de adquisición.

Las dos parejas de imágenes de DP se transfieren a la estación de trabajo para su procesado. Con la configuración escogida para la CDP, un pixel equivale a 0.19 minutos de arco.

El tiempo total requerido para la adquisición de imágenes con ambas configuraciones de pupilas (resueltos los problemas de alineamiento, corrección de foco, iluminación y colocación del sujeto) es de un par de minutos.

5.3.3. Adquisición de imágenes de HS

Para registrar imágenes de HS, se retira el espejo D3 y se selecciona en PE el diafragma de 4mm de diámetro (1.26 mm en PO). Esta pupila da un mejor resultado en la imagen de HS al reducir el efecto del reflejo corneal, no afectando a la calidad de la solución.

Dependiendo del tiempo de exposición escogido, se selecciona la iluminación mediante PL1 con los valores representados en la Figura 5.3-1. Los tiempos seleccionados (200-400ms) permiten romper la coherencia en la reflexión en la retina, sin que se aprecie un movimiento severo del ojo. Por otro lado, en este rango de tiempos de exposición, el efecto de la carga térmica (*dark current*) se hace apreciable, frente a la señal de las imágenes. Se presenta con unos pixeles asilados con mucha señal. Aún siendo el algoritmo de búsqueda de centroides robusto frente este tipo de ruido, es aconsejable su eliminación por substracción de una imagen *dark* (con el obturador de CHS cerrado) con el mismo tiempo de exposición, tomada previamente. Este procesado de las imágenes se realiza automáticamente en la adquisición. La imagen de HS capturada se transfiere a la estación de trabajo.

El número de imágenes rechazadas es menor que en el DP. El motivo de rechazo suele ser una configuración no centrada en las imágenes de las MLs, baja señal, parpadeo o problemas en la calidad de la lágrima. La Figura 5.3-4 se muestra una imagen en un observador con lágrima de baja calidad.

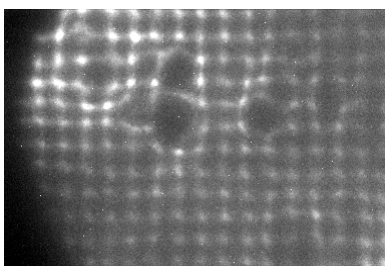


Figura 5.3-4: Imagen HS adquirida con lágrima seca.

5.3.4. Adquisición de imágenes con compensación mediante el Hex69

La adquisición es semejante a la descrita para la configuración del DP asimétrico, con pupila equivalente en ojo de 1.26mm en iluminación y 4.75mm en observación. De esta manera se comprueba el efecto de la corrección en la imagen aérea, que generalmente presenta forma asimétrica. La corrección sólo se realiza en el paso de observación de la imagen aérea, por lo que no se puede realizar una compensación de la aberración en el primer paso

Mientras se calcula la estimación de la WA, se coloca el espejo D3 (captura en CDP) y se selecciona la PE de 4mm (en caso de no serlo). Una vez obtenida esta estimación (como una imagen de fase) transferida por la estación de trabajo, se calcula el desfase en cada faceta del Hex69 y se aplica el voltaje necesario. Este proceso se realiza en el mismo PC de captura de imágenes y tarda menos de veinte segundos.

Una vez activo el estado de compensación en el Hex69, se vuelve a adquirir una imagen de DP, corregida, y otra con el Hex69 inactivo. De esta manera y comparando con la imagen asimétrica de DP original, se puede comprobar si la calidad óptica del ojo (o del resto del sistema) a variado significativamente desde la primera adquisición de imágenes.

Si la estimación de la WA proviene de la recuperación de fase, es necesario una nueva sesión experimental, ya que el tiempo de computación requiere al menos de 20 horas, con lo que normalmente la compensación se realiza al día siguiente de la captura de las imágenes de DP. Es necesario hacer la adquisición de imágenes compensadas por duplicado, debido a las dos soluciones posibles que proporciona la recuperación de fase.

En cambio con el HS, desde la primera exposición a la medida con corrección del Hex69, se tarda un minuto y medio (incluyendo el almacenamiento, transferencia y procesado de imágenes, y activación del Hex69). Este tiempo permite mantener al sujeto inmóvil en la impronta dental y manteniendo la fijación, de manera relativamente cómoda. En este caso, se requiere la actuación sincronizada de dos operadores, para realizar el proceso completo en el mínimo tiempo.

Capítulo 6: RESULTADOS EXPERIMENTALES DE COMPENSACIÓN

En este capítulo se describen los resultados experimentales obtenidos en la compensación de la WA mediante el Hex69, a partir de las estimaciones dadas por la recuperación de fase y por el HS. También se presentan resultados referentes a la resolución espacial del Hex69, en comparación con otro modulador superior, el Hex127, desarrollado con posterioridad por el mismo fabricante.

A partir de los dos métodos de medida de la WA, se han obtenido imágenes compensadas en un ojo artificial y en dos sujetos. Hay que indicar, sin embargo, que no fue posible simultanear ambos procedimientos de medida, de manera que en todas las situaciones las aberraciones a compensar fueron diferentes.

Para el caso del HS, se presenta igualmente un resultado de compensación de un sistema óptico aberrado, en paso simple, o lo que es lo mismo, sin formación de imagen incoherente intermedia. Esto no es posible mediante el algoritmo de recuperación de fase, que asume la formación de imagen incoherente en retina.

6.1. Compensación de la WA estimada mediante recuperación de fase

6.1.1. Ojo artificial

Primeramente se utilizó el sistema con un ojo artificial. Corresponde a una aberración estática, útil como caso de prueba para el procedimiento completo.

El ojo artificial se construyó con una lente plano-convexa de 26.24 D y un difusor giratorio negro a modo de retina. La lente fue colocada de manera que la curvatura simulara la de la córnea. El difusor rotatorio, accionado por un motor, aseguró la ruptura de la coherencia (en los tiempos de integración utilizados) de manera que la formación de imagen aérea cumplió las condiciones supuestas en el DP. El ojo se colocó en la posición del ojo de estudio dentro del sistema, mediante posicionadores. Se descentró respecto al eje óptico la lente, hasta producir una imagen en la retina con forma comática, correspondiente a una aberración no muy severa.

Los tamaños de pupila y el tiempo de integración fueron semejantes a los utilizados posteriormente en sujetos.

En la Figura 6.1-1 se muestran los resultados obtenidos con el ojo artificial. La imagen (a) corresponde a la imagen aérea con pupilas asimétricas. En la configuración experimental utilizada la imagen sustituye 24 minutos de arco. La imagen (b) es la aberración proporcionada por la recuperación de fase y (d) el mapa de fase

introducido en el Hex69. La imagen de DP compensada (c) se obtuvo en las mismas condiciones que la (a). Por comparación se muestra en (e) una simulación de la imagen aérea de DP que se obtendría si la estimación de la WA fuera totalmente correcta y la compensación con el Hex69 fuera perfecta. La semejanza entre la imagen obtenida y la esperada (en el mejor de los casos posibles) indica que los procedimientos de medida y de compensación han sido eficientes. Las colas hexagonales que presentan las imágenes (c) y (d) son debidas a la estructura del Hex69.

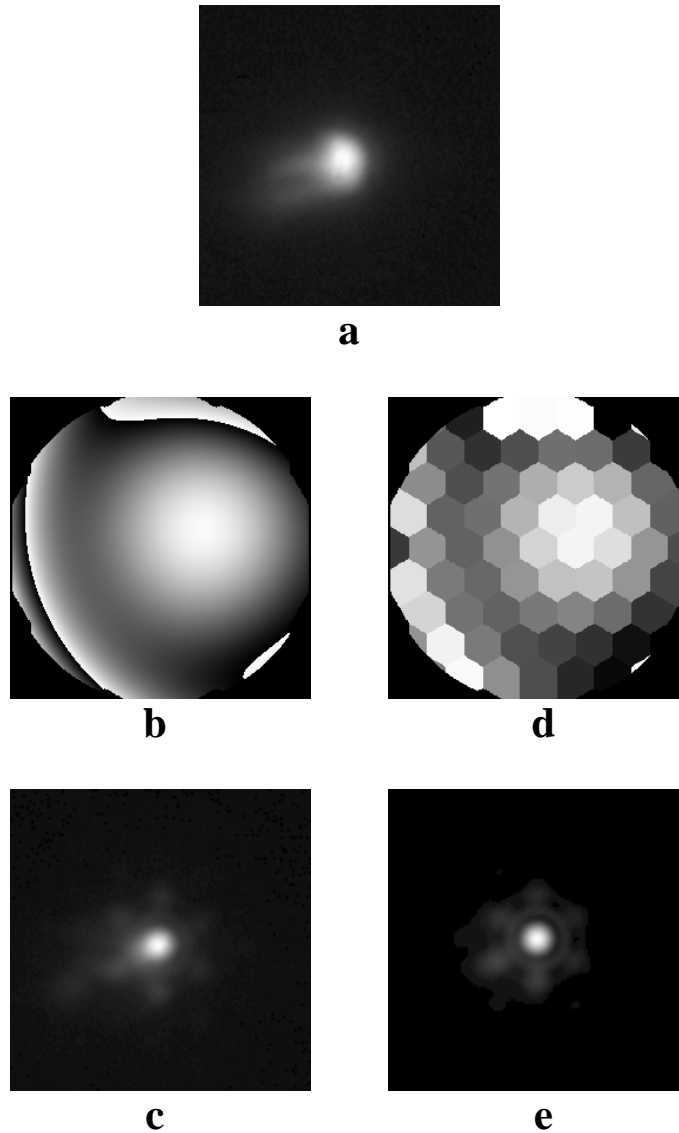


Figura 6.1-1: Resultados de la compensación de la WA en un ojo artificial.

La Figura 6.1-2 muestra una nueva comparación entre los resultados teóricos y los experimentales. Las líneas representan el promedio radial del cociente de las MTFs corregidas y sin compensar. La línea continua describe los datos experimentales obtenidos, mientras que la punteada representa el incremento de la MTF en el mejor de los casos de compensación, y la línea discontinua describe el caso de sistema limitado por difracción. La compensación en el ojo artificial está lejos de conseguir un sistema limitado por difracción, pero sí se obtienen valores similares a lo que correspondería a una corrección perfecta.

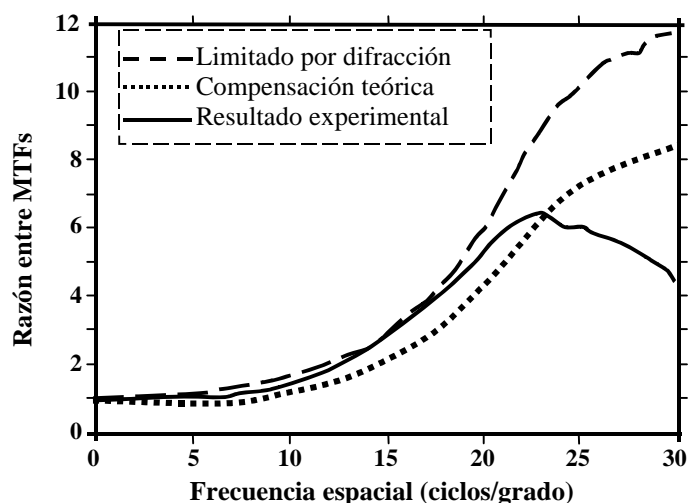


Figura 6.1-2: Incremento relativo del promedio radial de la MTF del ojo artificial después de la corrección.

6.1.2. Sujetos reales

Se realizó la medida de la WA mediante recuperación de fase a dos sujetos: PA (varón, 36 años, miope de 2.00D) y PP (varón, 30 años, miope de 3.75D). Ambos sujetos presentaban visión normal y no se les apreció astigmatismo. Mediante el CF del sistema se corrigió el defecto refractivo, de manera que se alcanzara la mejor visión del test de fijación. Para la obtención de las imágenes aéreas, se realizaron exposiciones de 4 segundos (véase Figura 5.3-1).

Una vez obtenida la estimación de la WA, se tomaron series de imágenes con y sin compensación mediante la combinación de estados nulo y activo del Hex69. Esto se hizo pensando en ilustrar el grado de corrección obtenido, ya que la óptica del ojo no permanece totalmente estática durante el procedimiento experimental.

En la Figura 6.1-3, se representa la estimación de la WA (a) y el mapa de fase introducido por el Hex69 (b), para el sujeto PA. En (c) se muestran tres imágenes aéreas con el Hex69 inactivo y en (d) tres imágenes con el modulador activo. La adquisición de las imágenes se realizó alternando el estado nulo con el activo. La visualización de las imágenes aéreas se ha realizado normalizando al máximo de cada una de ellas y mostrando sólo el recuadro central (el lado es equivalente a 24 minutos de arco).

Ya que la iluminación incidente fue semejante en cada exposición, hemos considerado como un parámetro de calidad de imagen el valor máximo. Cuanto mayor sea éste, mejor habrá sido la compensación. Mientras que el valor medio de los máximos en la serie (c) no compensada fue de 1010 en niveles de gris (sobre nivel de fondo), la serie (d) con el Hex69 activo tuvo una media de 1741. Este aumento claro en el valor del máximo muestra un incremento en la calidad de imagen después de la corrección. Además hay que resaltar que con el Hex69 activo se produce una pérdida de eficiencia luminosa, debido a una menor transmisión del modulador y a la difracción producida por las conexiones interfazeta. Visualmente también se aprecia un menor esparcimiento de las imágenes aéreas compensadas. Sin embargo, la corrección obtenida está lejos de alcanzar un sistema limitado por difracción, e incluso de la corrección teórica máxima posible. En la Figura 6.1-4 también se representa el incremento medio de la MTF. La línea continua corresponde a la mejora alcanzada

experimentalmente, la línea discontinua a un sistema limitado por difracción y línea punteada la corrección teórica esperada. La diferencia entre la línea continua y la punteada prueba que el sistema completo de compensación no actúa de la manera esperada teóricamente.

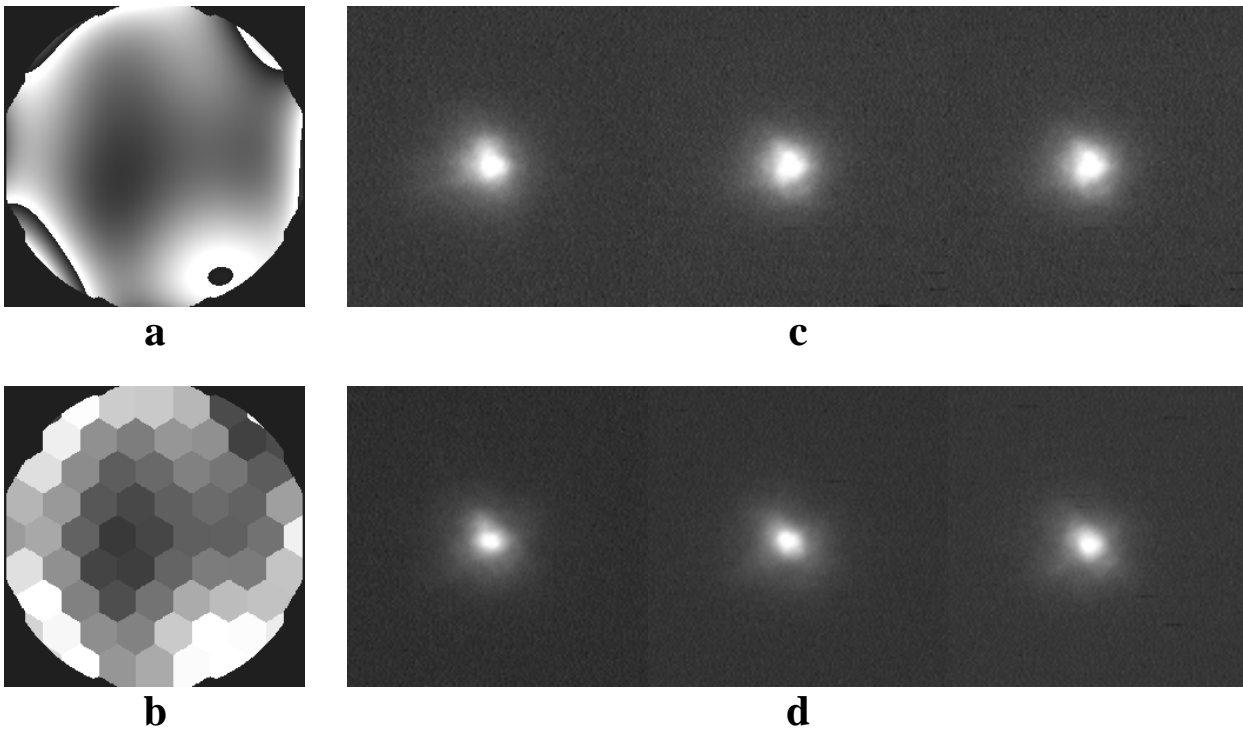


Figura 6.1-3: Imágenes aéreas compensadas (sujeto PA).

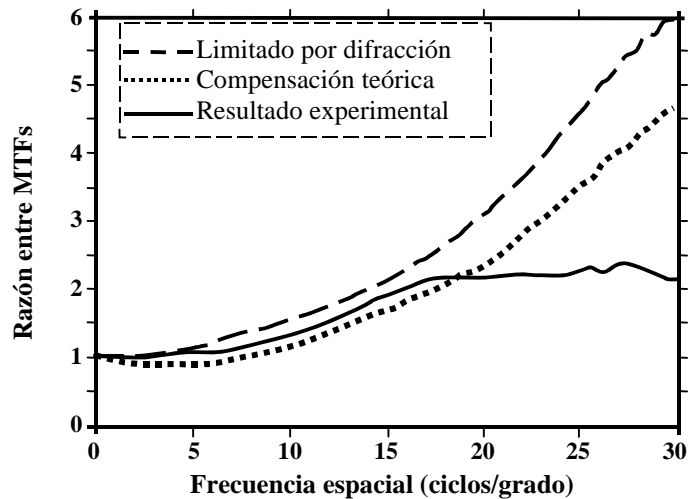


Figura 6.1-4: Incremento relativo del promedio radial de la MTF después de la corrección para el sujeto PA.

En la Figura 6.1-5 se muestran, de igual modo, los resultados obtenidos con el sujeto PP, que presenta aberraciones más severas. La imagen (a) es la aberración estimada, (b) el mapa de fase introducido, (c) imágenes aéreas de DP con el Hex69 inactivo y (d) imágenes con corrección. La media de los valores máximos en la serie (c) fue de 1016 y después de la compensación (d) de 1460, en la escala de grises de la cámara sobre el valor de

fondo. La Figura 6.1-6 muestra igualmente el incremento en la MTF obtenido, que siendo muy bajo respecto a la de un sistema limitado por difracción, fue más acorde con la compensación teórica, comparando con el sujeto anterior PA.

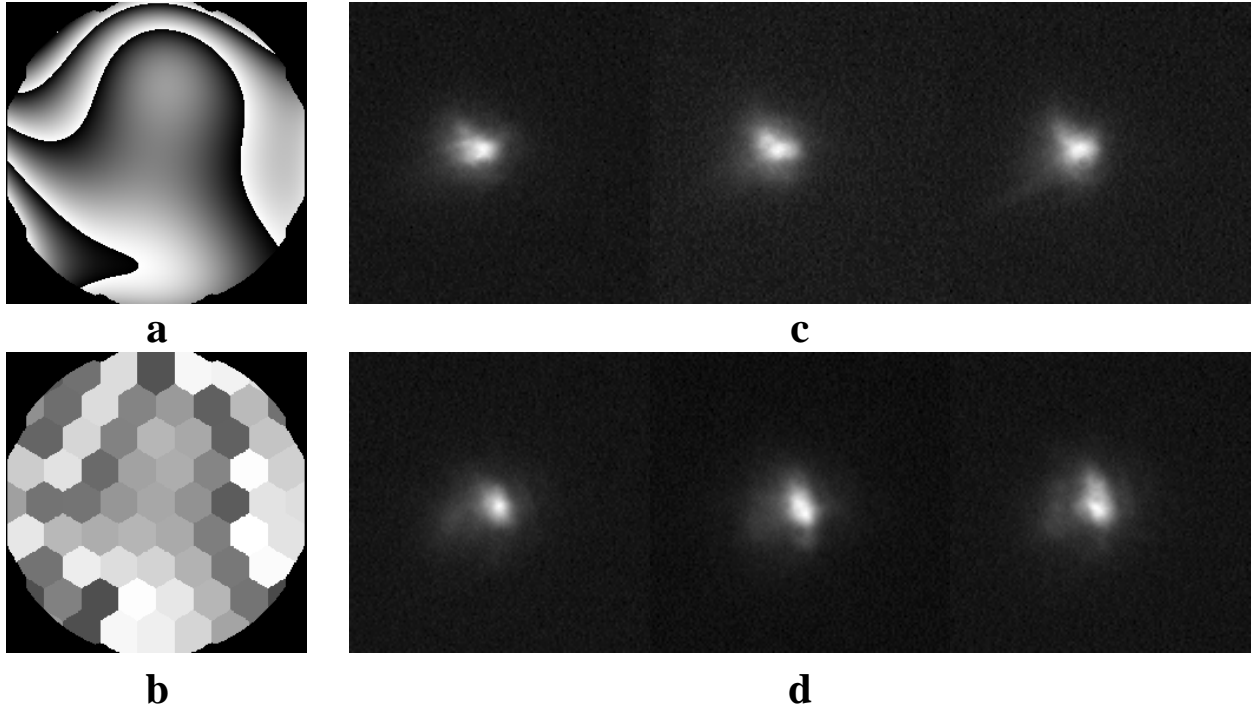


Figura 6.1-5: Imágenes aéreas compensadas (sujeto PP).

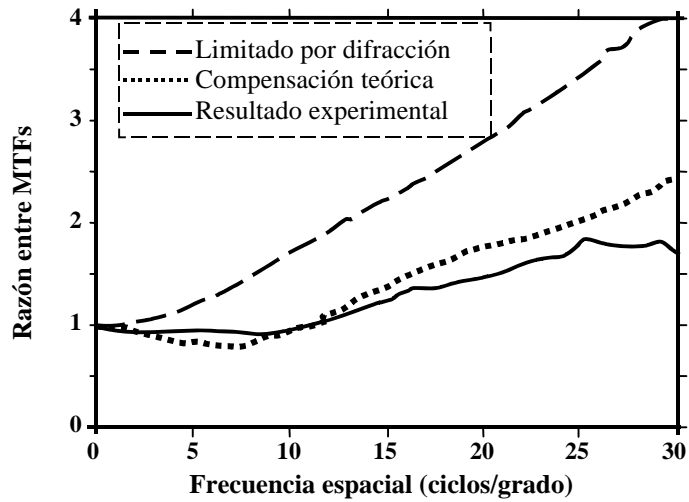


Figura 6.1-6: Incremento relativo del promedio radial de la MTF después de la corrección para el sujeto PP.

6.2. *Compensación de la WA estimada mediante HS*

6.2.1. Paso simple

Para poder realizar una compensación en una imagen que no fuera de DP, sino directa, se colocó una lámina cuarto de onda y un espejo en lugar de la retina del ojo artificial (difusor). De esta manera se obtiene una aberración debida a la propagación a través de la lente del ojo artificial (por dos veces) y el resto del sistema. La imagen que se obtiene en la CDP es la de la fuente puntual de iluminación, a través de todo el sistema. La lámina de cuarto de onda proporciona más señal en la imagen, cuya polarización es lineal y cruzada con la luz incidente, por la reflexión en el cubo D1. Para la iluminación se utilizó en PE una pupila circular de 15mm de diámetro. En la Figura 6.2-1 se muestran los resultados obtenidos: (a) imagen de HS, (b) WA estimada, (c) PSF original y (d) PSF después de la compensación. La imágenes (c) y (d) sustienden 18.6 minutos de arco de lado. El resultado de la compensación es más evidente en este caso, debido a que la imagen recogida en CDP es directamente la PSF del sistema completo compensado, y no la correlación con otra imagen aberrada. En la Figura 6.2-2 se representa el promedio radial de la MTF del sistema antes de compensar y compensada. El aumento relativo en el valor de la MTF se muestra en la Figura 6.2-3.

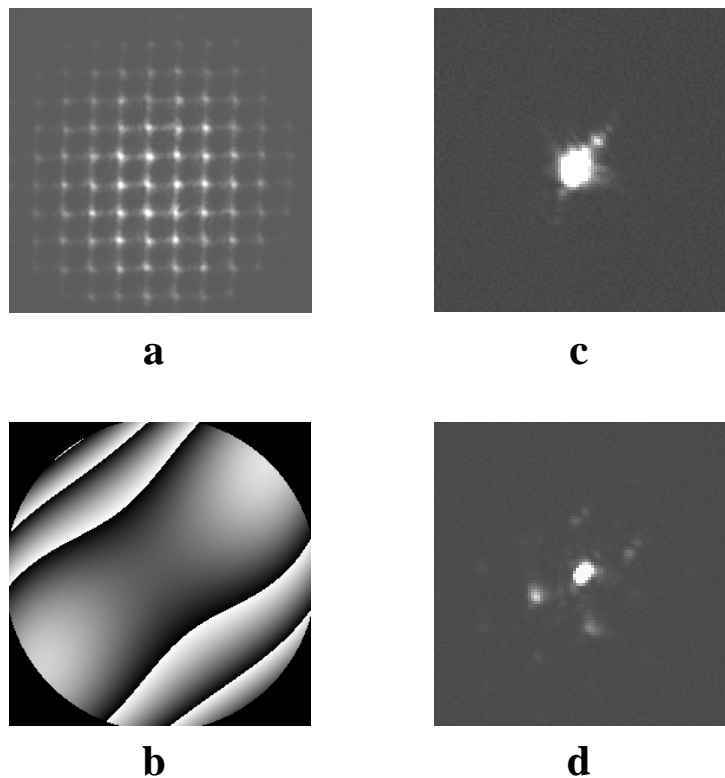


Figura 6.2-1: Resultados de compensación en paso simple.

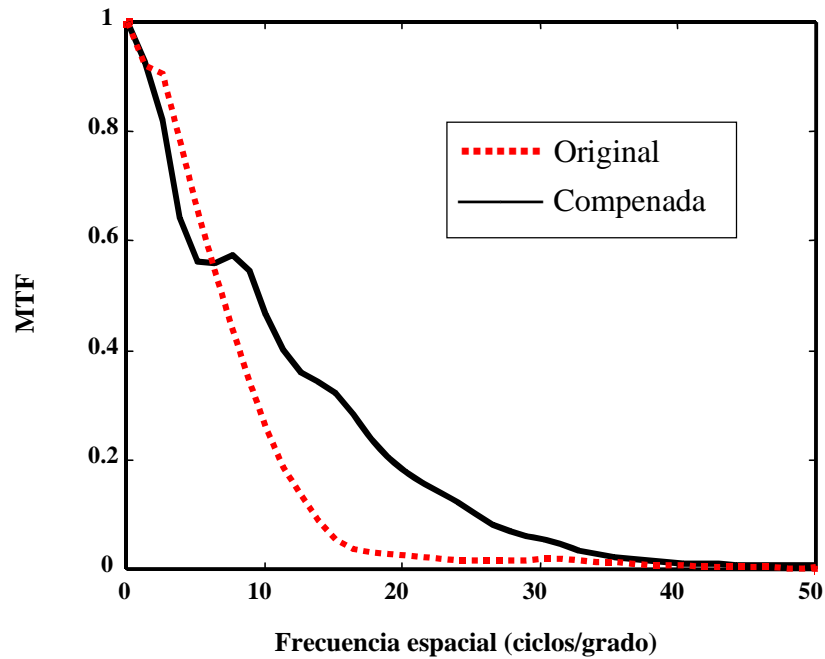


Figura 6.2-2: MTF radial original y corregida del sistema óptico en paso simple.

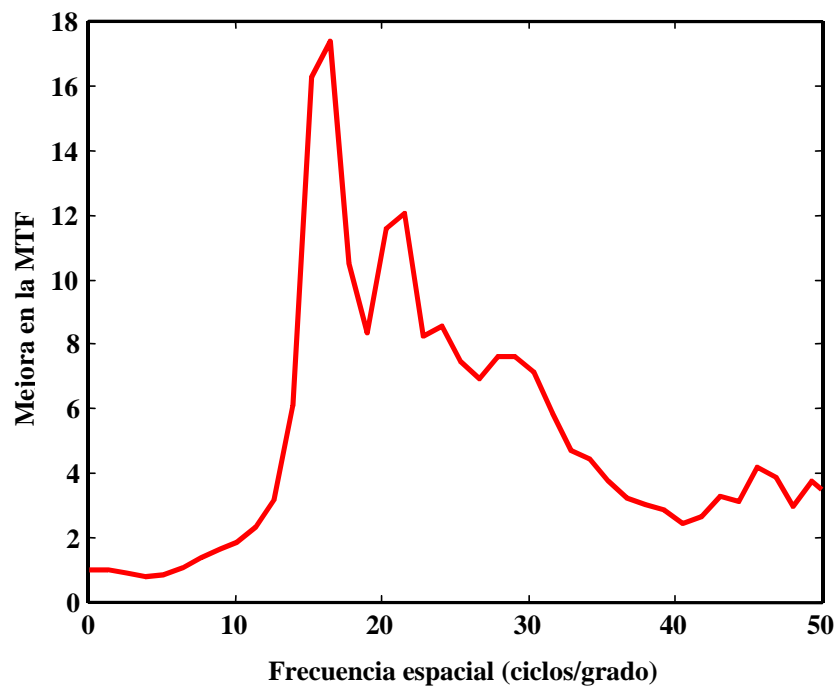


Figura 6.2-3: Incremento relativo del promedio radial de la MTF después de la corrección en el sistema óptico en paso simple.

6.2.2. Ojo artificial

La nueva aberración resultó ser más acusada que en el caso de la Recuperación de Fase. Los resultados obtenidos con el HS para ojo artificial se muestran en la Figura 6.2-4. Las imágenes (c) y (d) sustituyen igualmente 18.6 minutos de arco. Salvo los artefactos que aparecen en la imagen (d) debidos a la estructura

hexagonal del Hex69, se aprecia el efecto de la corrección en la forma del lóbulo central de la imagen aérea. En la Figura 6.2-5 se muestra el incremento en la MTF del ojo artificial.

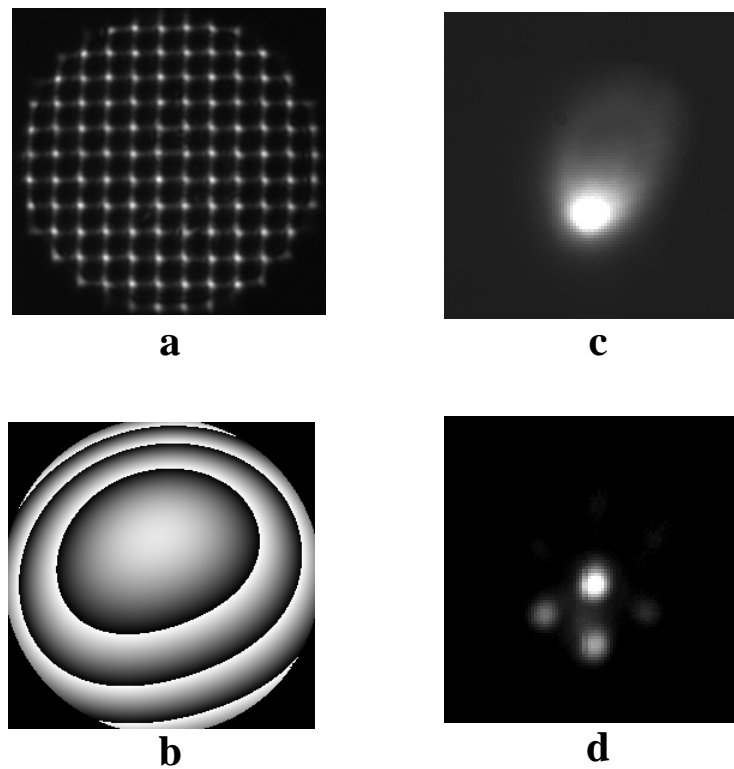


Figura 6.2-4: Resultados de compensación de la aberración estimada con el HS en el ojo artificial.

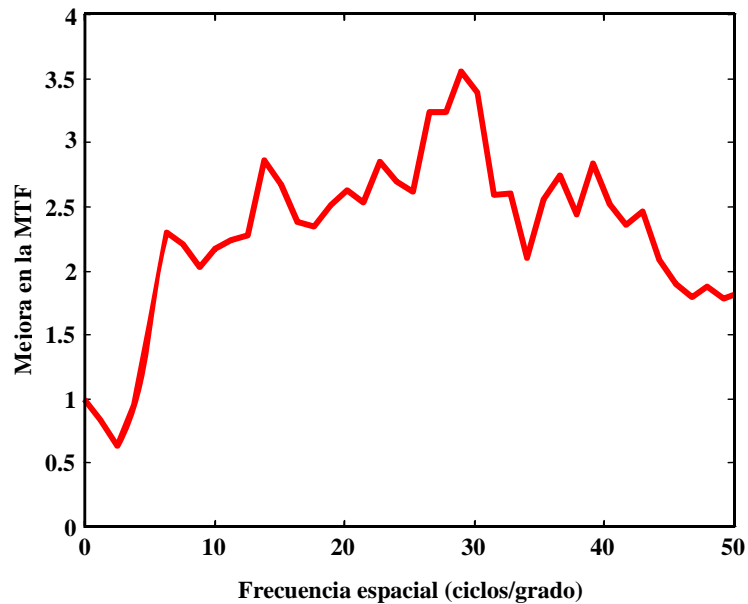


Figura 6.2-5: Incremento relativo del promedio radial de la MTF después de la corrección en el ojo artificial.

6.2.3. Sujetos reales

Los sujetos escogidos en este experimento fueron FV (varón, 28 años, hipermetrope de 4.25D con astigmatismo 0.75D a 180°) y AB (varón, 24 años, miope -2D con astigmatismo -1D a 177°). El astigmatismo fue compensado con una lente oftálmica externa, y posteriormente se corrigió el desenfoque mediante el corrector CF, buscando la mejor imagen subjetiva del test de fijación.

Como se dijo en el capítulo 3, la forma de la imagen en la retina no afecta a la estimación de la WA con el HS. Por ello se optó por iluminar la retina con una pupila de 8mm de diámetro en PE, que equivale sobre ojo a 2.5mm. Esta pupila de tamaño mediano, con el compromiso de la iluminación incidente en la exposición, nos permitía tener una buena imagen en la CHS, en general. Respecto a la Recuperación de Fase, la medida de la WA mediante el HS exige una mayor iluminación de la retina, ya que cada lente de la ML debe formar una imagen aérea con suficiente señal.

En la Figura 6.2-6 se muestran los resultados del procedimiento para el sujeto FV y la Figura 6.2-7 para el sujeto AB. En ambas figuras, (a) es la imagen de partida dada por la MML, (b) la WA estimada, (c) es la imagen aérea de DP sin corrección y (d) la imagen aérea con corrección. Las imágenes aéreas (c) y (d) están normalizadas a su propio máximo, y substienden 18.6 minutos de arco (100×100 píxeles).

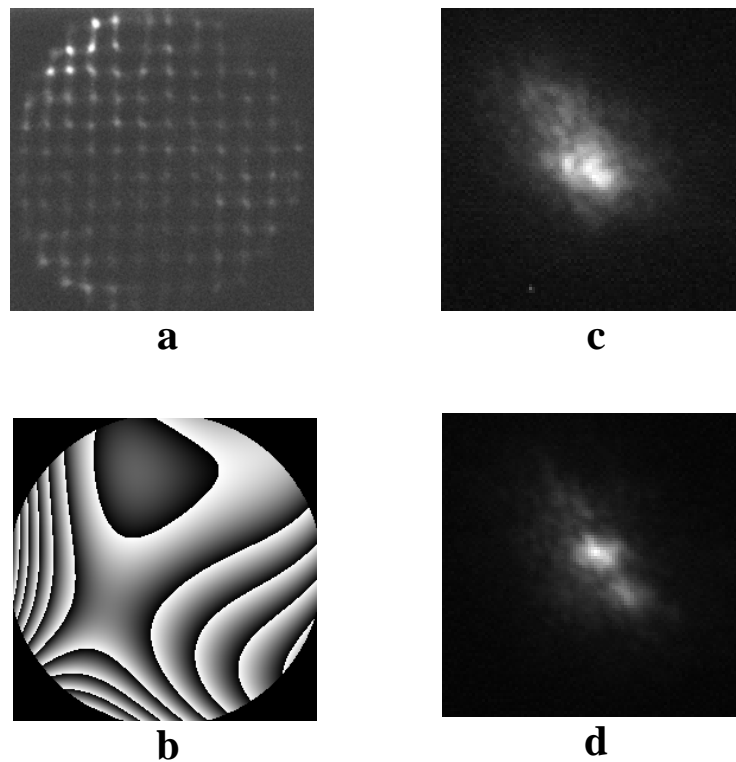


Figura 6.2-6: Resultados de compensación de la WA estimada con el HS en el sujeto FV.

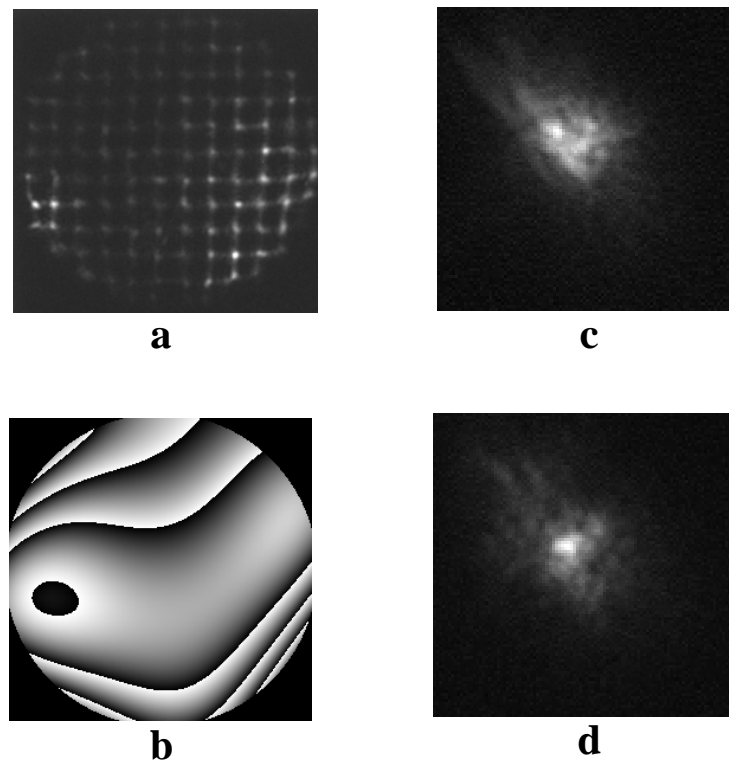


Figura 6.2-7: Resultados de compensación de la WA estimada con el HS en el sujeto AB.

Las aberraciones estimadas (b) son mucho más severas que en los casos anteriores, por lo que las imágenes aéreas sin compensar (c) son más extensas. Las imágenes aéreas con la compensación del Hex69 (d), aunque también extensas, son más compactas en la parte central. Al ser aberraciones más severas el Hex69 resulta menos eficiente.

En ambas figuras la imagen dada por la MML presentaba una baja señal y variaciones de intensidad en las imágenes dadas por la ML¹³⁵. Se debe principalmente a efectos de polarización y a moteado coherente (*speckle*) en el plano de pupila. El tiempo de exposición en la captura de la imagen de HS fue para el sujeto FV de 200ms y para AB de 400ms. Aunque estos tiempos no rompen totalmente la coherencia en la formación de imagen, permiten la medida con el HS¹³⁶.

¹³⁵ Las variaciones en la intensidad de la imagen de HS es común en el resto de trabajos realizados, utilizando tiempos cortos de exposición.

¹³⁶ [Vargas-Martín,1998a], [Prieto,1999]

6.3. Limitaciones de la corrección de la WA en el ojo mediante el Hex69

La calidad de los sistemas corregidos dista mucho de ser perfecta, aunque los resultados experimentales son semejantes a las predicciones teóricas. Hay varias explicaciones posibles de estos resultados, que se analizan a continuación.

6.3.1. Limitación de la resolución espacial del modulador. Comparación con el Hex127

El modulador espacial utilizado tiene 69 facetas correctoras, y la WA tiene que dividirse en 69 sectores hexagonales, en los cuales se compensa por sustracción de una constante de fase. A pesar del método optimizado utilizado, siempre queda una aberración remanente tras la corrección, que será importante en el caso de WAs severas con importantes pendientes en el área de cada faceta. Esta WA remanente se reduciría aumentando la resolución espacial del modulador. Para mostrar este efecto relativo a la resolución espacial, hemos comparado mediante simulación y en un caso real, las correcciones del frente de onda mediante el Hex69 con las obtenidas con un sistema desarrollado posteriormente por el mismo fabricante, el Hex127. Este modulador principalmente se diferencia del Hex69, en el mayor número de facetas (127), y en la insensibilidad a la polarización. Esta última característica, que no nos afecta para este estudio de la resolución, se consigue utilizando dos moduladores iguales superpuestos, pero con las líneas neutras perpendiculares. De esta manera, un modulador actúa sobre una componente de la luz, y el otro modifica la otra componente.

En la Figura 6.3-1, se muestra el resultado de la simulación en el caso de una aberración suave. La imagen (a) es el mapa de la aberración de prueba, (b) es el mapa de fase introducido para la corrección con una resolución espacial igual a la del Hex69, (c) el mapa correspondiente a la resolución del Hex127. La imagen tridimensional (d) es la PSF asociada a la WA de prueba, y sobre ella se indica la razón de Strehl. La imagen (e) es la PSF con la corrección del mapa (b), y la PSF (f) la correspondiente al mapa (c). De manera similar, en la Figura 6.3-2 se muestran los resultados en el caso de una aberración severa.

En el caso de la aberración suave la resolución del Hex69 es suficiente para obtener una buena compensación. Evidentemente, la razón de Strehl que se consigue corrigiendo con la mayor resolución dada por el Hex127, supera la del Hex69, pero sólo ligeramente. No es el caso de la aberración severa, en la que la corrección con el Hex127 dobla la razón de Strehl conseguida con el Hex69. En los mapas de fase la resolución del Hex69 dista mucho de ser la adecuada.

Finalmente se realizó un experimento real comparativo, intentando corregir la WA de un ojo artificial a partir de la estimación del HS. Para ello, se dispuso de una unidad Hex127¹³⁷ que se colocó en el sistema experimental en lugar del Hex69. La Figura 6.3-3 (a) muestra la imagen aérea sin corrección y (b), (c) correcciones del Hex127 y del Hex69, respectivamente. Los resultados corroboran las simulaciones.

¹³⁷ Esta unidad fue prestada por el Dr. S. Restaino del Phillips Laboratory (PL/LIMI) USAF Albuquerque, NM, EE.UU.

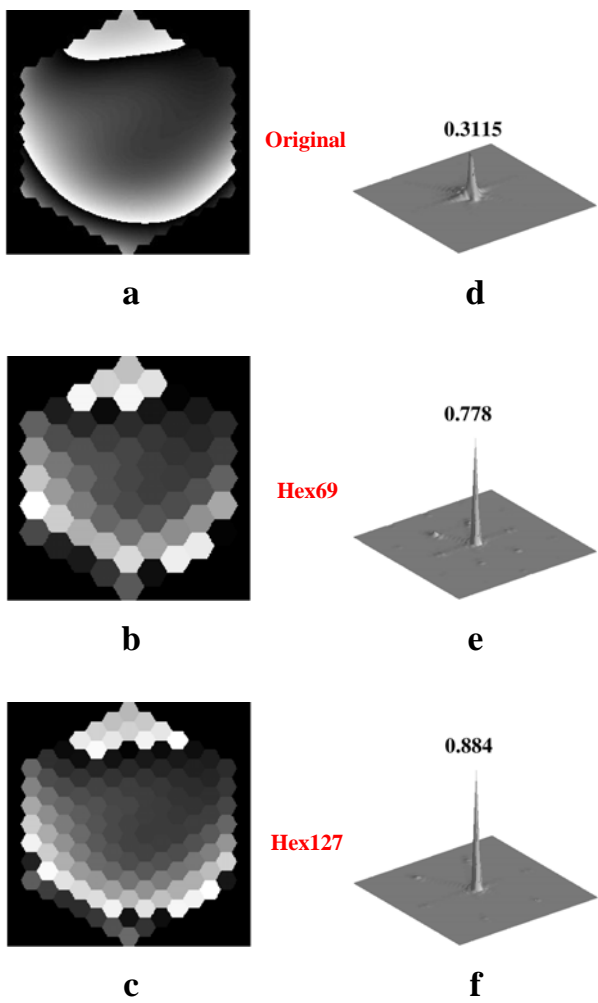


Figura 6.3-1: Efecto del aumento en la resolución del modulador frente a una aberración suave.

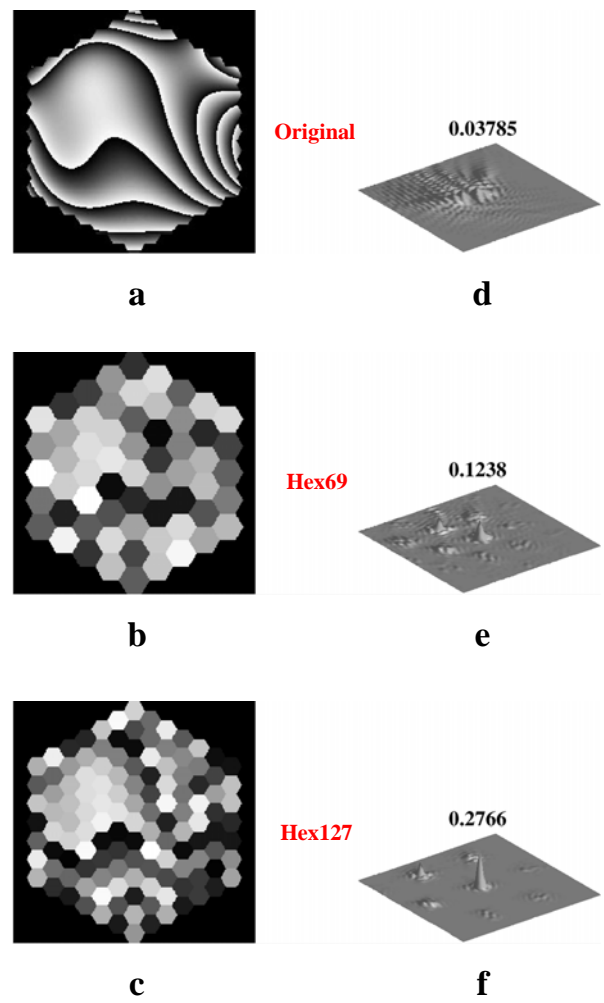


Figura 6.3-2: Efecto del aumento en la resolución del modulador frente a una aberración severa.

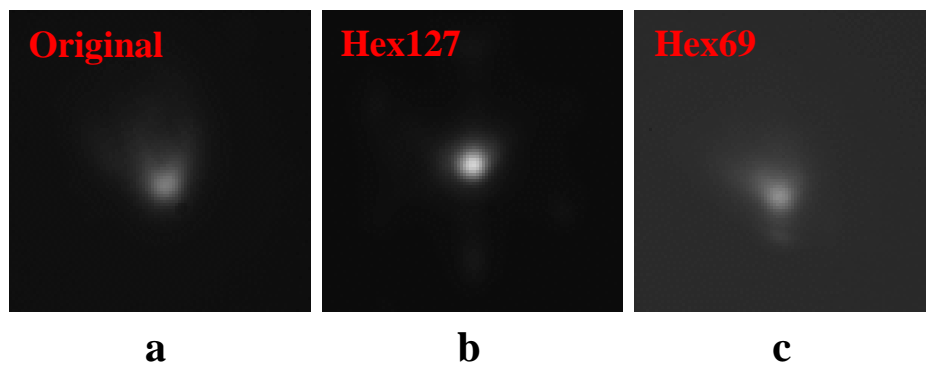


Figura 6.3-3: Imágenes aéreas mediante corrección con el Hex127 y Hex69 en un ojo artificial.

Para realizar un estudio de simulación del efecto esta resolución, se calculó la aberración remanente, tras la corrección con un corrector de $N \times N$ facetas, de los polinomios de Zernike. Por simplicidad se consideró el

corrector de fase con facetas cuadradas. La pupila circular de definición se circunscribe al área cuadrada activa del corrector.

Se representó cada polinomio de Zernike (hasta orden $n = 35$) con una matriz 1024×1024 . Este tamaño asegura que los efectos de muestreo en los cálculos siguientes no son relevantes. Como parámetro de calidad en la corrección se calculó la RMS de la aberración remanente, normalizada a la unidad.

En la Figura 6.3-4 se presenta el resultado obtenido para un corrector 32×32 facetas, para los polinomios de Zernike de orden $n=9$. Los polinomios con grado m menor se corrigen peor que los de grado m mayor. Este resultado es común para cualquier número de facetas cuadradas. En la Figura 6.3-5 se muestra el RMS remanente, para los polinomios con $m=0$ hasta orden $n=31$, en función del número de facetas por lado del corrector, hasta 256×256 .

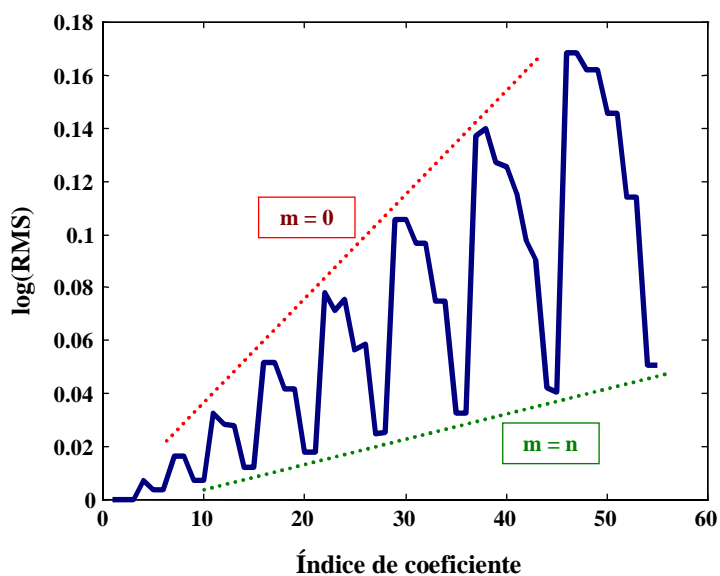


Figura 6.3-4: RMS remanente de los polinomios de Zernike, con un corrector con 32×32 facetas.

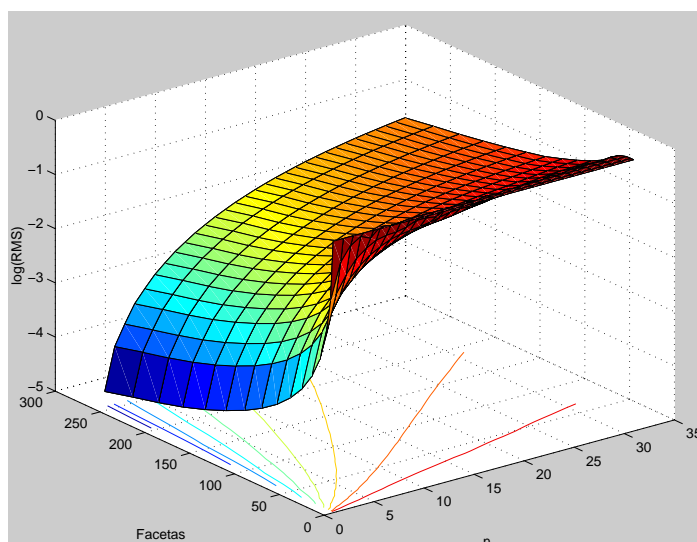


Figura 6.3-5: RMS remanente para los polinomios $m=0$, en función del número de facetas por lado del corrector.

6.3.2. Fiabilidad de la WA estimada

Obviamente, un error en la estimación de la WA tendrá como consecuencia una mala corrección. Por lo tanto, la precisión del método utilizado en la estimación de la aberración es un factor a considerar. Cuando se ha medido ojos artificiales (y en paso simple en el caso del HS), los resultados de corrección son muy próximos al límite teórico, por lo que se puede deducir que el método de estimación y corrección fue preciso.

Si bien una buena estimación de la WA es la expresada en modos funcionales adecuados (en nuestro caso polinomios de Zernike), a la hora de la corrección no tiene por que ser la más adecuada. Para la compensación con el Hex69 sería más conveniente una estimación zonal de la WA expresada como mapa de pistones, semejantes a las estimaciones que en nuestro algoritmo de control se calculan a partir de la WA estimada en términos de Zernike. Las estimaciones modales son, por otro lado, más robustas al ruido. En las simulaciones realizadas se supuso exacta la aberración estimada. Esto supone que las WAs oculares sólo contienen unos pocos términos en el desarrollo de Zernike. La mala conjunción de sensor y corrector conlleva este tipo de problemática. Hay que indicar, sin embargo, que en nuestra aplicación, no existe un sensor de onda que proporcione este tipo de estimación directamente.

6.3.3. Dinámica de la WA ocular

La limitada resolución espacial en el elemento corrector es el factor más importante que limita los resultados en el ojo artificial. Pero, además, un ojo real es un sistema dinámico, por lo tanto otro problema aparece a partir de los cambios en la aberración durante la duración del experimento de corrección estática. Ya que en este trabajo sólo se han realizado compensaciones estáticas de la aberración, cualquier cambio de la aberración entre la medida y la compensación conlleva una peor corrección. Aunque nominalmente nuestro corrector Hex69 puede ser controlado con una frecuencia de hasta 30Hz, los métodos utilizados en este trabajo requieren mucho más tiempo para dar una estimación de la WA. En la práctica, esto significa que se ha compensado la aberración usando un mapa de pistones de fase correspondiente a un estado anterior de la óptica, típicamente un día en el caso de la Recuperación de fase y unos minutos en el caso del HS¹³⁸.

Hay que indicar que las posibles fuentes de variación en el experimento fueron controladas minuciosamente, tales como el sistema de enfoque, el alineamiento de pupilas, etc. Además, los experimentos fueron realizados con acomodación paralizada por tropicamida al 1%¹³⁹.

Para evaluar como cambia la aberración durante el experimento, se adquirieron imágenes de HS de 250ms de duración con un intervalo entre imágenes de 30 segundos. Como ejemplo, las aberraciones estimadas para el sujeto PP se muestran en la Figura 6.3-6. Los contornos representan diferencias de $\lambda/4$ y las curvas discontinuas representan valores negativos. A pesar de que el aspecto es muy similar, lo que indica que una aberración “base” se mantiene constante, existen diferencias entre las estimaciones consecutivas.

¹³⁸ En la actualidad nuestro grupo de investigación desarrollada la adaptación del algoritmo de HS para su utilización en tiempo real (frecuencias de vídeo).

¹³⁹ Sin embargo, este midriático no produce la completa paralización de la acomodación.

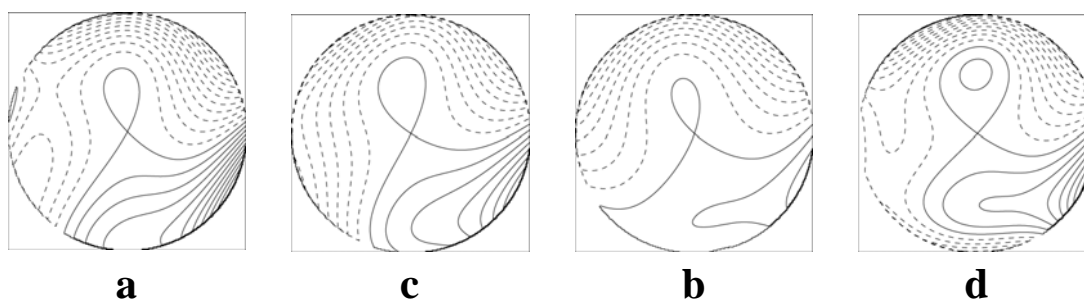


Figura 6.3-6: Contornos de la WA estimada cada medio minuto para el sujeto PP.

En la Tabla 6-1, se describen además los valores la RMS y del valor pico-valle de la misma serie de estimaciones, mostrando nuevas diferencias en cada caso. La desviación estándar en el RMS fue de 0.092 en longitudes de onda. En el resto de los sujetos se apreciaron variaciones semejantes o mayores. Hay que notar que en estas aberraciones se ha eliminado la pendiente constante de fase.

Valor	Panel				Media	Desviación
	a	b	c	d		
RMS (en λ)	0.858	0.742	0.652	0.675	0.731	0.092
Pico-Valle (en λ)	5.574	3.918	2.971	4.4062	4.217	1.083

Tabla 6-1: Valores de rango y estadística de las WAs mostradas en la Figura 6.3-6.

Una manera de disminuir estas variaciones sería la utilización de ciclopentolato en vez de tropicamida para inhibir la acomodación (especialmente la variación en desenfoque). Sin embargo, aún usando ciclopentolato, aparecen variaciones en la aberración ocular debidas a movimientos del ojo, cambios en la capa de lágrima sobre la córnea o cambios de foco por pulsación intraocular. En el caso de correcciones estáticas en ojos reales, estas variaciones marcan el límite de los resultados experimentales. Aunque es necesario un estudio más profundo de las variaciones temporales en el ojo, una estrategia que aseguraría mejores resultados de corrección es el desarrollo de sistemas en bucle cerrado de medida y corrección de la aberración de onda. Estos sistemas se han venido desarrollando en aplicaciones astronómicas y militares¹⁴⁰, constituyendo la OA propiamente dicha. En la mayoría de ellos se utiliza un HS como sensor de FO, ya que permite estimaciones muy rápidas de la WA. Sin embargo la corrección en tiempo real de la óptica ocular presenta diferencias con el equivalente astronómico. Por una parte, aún no se ha establecido leyes o parámetros de evolución en la dinámica de la WA ocular¹⁴¹. No es posible definir el tiempo característico de retardo en el bucle cerrado necesario para el ojo, ya que no hay datos disponibles con respecto al intervalo de tiempo en el cuál la aberración ocular puede considerarse paralizada. Por otro lado, las medidas objetivas de la WA ocular, desarrolladas hasta la fecha, se ven modificadas si se utilizan fuentes luminosas coherentes. Concretando en los métodos utilizados en este trabajo de tesis, tanto la Recuperación de Fase como el HS necesitan que la retina actúe como fuente incoherente. De otra manera, si se tratase de una reflexión coherente en retina, no se puede medir la WA ocular de un solo paso, sino de todo el sistema del ojo (incluyendo los dos pasos), con lo que esta información no sería

¹⁴⁰ [Tyson, 1991]

útil para la visualización de la retina. La manera típica de romper la coherencia es la integración en tiempo, para la adquisición de imagen, de manera que por los movimientos oculares la retina actúa como un difusor móvil durante la integración. Utilizando una fuente coherente (por ejemplo, láser), con tiempos inferiores a 200ms, se pone de manifiesto claramente el moteado coherente en las imágenes de la retina. Por ello habría que estudiar detalladamente el posible efecto de los tiempos de exposición cortos en las medidas de las aberraciones. En esta dirección, se están comenzando a utilizar dos estrategias para la medida de la WA mediante HS y la visualización de la retina. Una es utilizar fuentes luminosas de mayor ancho espectral (lámparas de descarga o láseres con poca eficiencia). La otra estrategia es mover a altas velocidades la imagen de la fuente luminosa en la retina; se consigue el mismo efecto que si fuera la retina la que se moviera. Si la fluctuación de la posición es lo suficientemente rápida, el tiempo de integración se puede reducir hasta que la retina pueda considerarse inmóvil. Esto se puede conseguir, por ejemplo, con un sistema de barrido de poca amplitud para la iluminación¹⁴².

¹⁴¹ Se han descrito el comportamiento en frecuencia tanto de la acomodación, los movimientos del globo ocular como las pulsaciones intraoculares, pero no conjuntamente. (Véase como referencia general [Charman, 1995]). Recientemente, se han realizado medidas dinámicas en ojo mediante HS. ([Hofer, 1999])

¹⁴² [Hofer, 1998]

Capítulo 7: CONCLUSIONES

Las aportaciones más relevantes en este trabajo y las conclusiones que se han extraído de él han sido las siguientes:

1. – Se ha desarrollado, construido y puesto a punto un sistema modificado de Doble Paso que permite la medida y corrección de las aberraciones estáticas en el ojo humano. Para ello se han utilizado técnicas de Óptica Adaptativa adaptadas a las necesidades de la experimentación en el ojo. El sistema incluye la posibilidad de realizar la medida de la aberración de onda ocular mediante dos métodos diferentes: por recuperación de fase o con un sensor de Hartmann-Shack. Como elemento corrector se ha estudiado y empleado un modulador espacial de cristal líquido (SLM-Hex69 de Meadowlark).

2. – Se ha desarrollado, construido y puesto a punto un sensor de Hartmann-Shack. Se ha desarrollado un algoritmo piramidal de localización de centroides con precisión subpixel. Este algoritmo no presenta sesgo debido a posibles efectos de redondeo y es robusto ante ruido en la imagen o distorsiones en la forma de la imagen de las microlentes. Se ha deducido la conversión general de la base de polinomios de Zernike a la base monomial, lo que simplifica y acelera el algoritmo de reconstrucción de la aberración a partir de los desplazamientos de los centroides. Una vez montado el sensor, se ha desarrollado un protocolo de calibrado y se han estudiado los factores que afectan a su resolución y precisión.

3. – Se ha desarrollado un procedimiento de calibrado del modulador, basado en técnicas de polarimetría, y un algoritmo de control. Se ha propuesto el promedio del fasor como mejor estimación para la fase a introducir por el modulador. Se han obtenido resultados de simulación y experimentales que demuestran las mejoras en la generación y la compensación de la aberración, cuando se utiliza el promedio del fasor.

4. – Se han realizado medidas de la aberración de onda en un ojo artificial, y en dos sujetos reales. Se han adquirido imágenes aéreas tras la compensación de las aberraciones estimadas, observándose una mejora en la calidad de la imagen, especialmente en el caso del ojo artificial, en el que la mejora se acerca a la predicha teóricamente. Estos resultados confirman indirectamente el correcto funcionamiento de los sistemas de medida de la aberración y de los algoritmos de corrección.

5. – Con un sistema simplificado se ha realizado la medida de la aberración de un sistema en paso simple mediante el sensor de Hartmann-Shack y se ha adquirido la respuesta impulso del sistema tras su corrección con el modulador. También en este caso, se ha encontrado que los resultados concuerdan con las predicciones teóricas.

6. – Las mejoras obtenidas tras la corrección han sido, sin embargo, moderadas, por lo que se ha realizado el estudio de las posibles limitaciones del sistema. Como principales factores, se han propuesto:

- a) La fiabilidad de la estimación de la aberración. El algoritmo de recuperación de fase ya fue analizado anteriormente. En este trabajo, se han analizado las posibles fuentes de error del sensor de Hartmann-Shack: precisión estadística y resolución espacial. Se ha comprobado que los efectos de estos errores son moderados.
- b) La fluctuación de las aberraciones en el ojo. Empleando el sensor de Hartmann-Shack se ha comprobado que las aberraciones oculares fluctúan rápidamente. Esto tiene un efecto negativo en la corrección, teniendo en cuenta el intervalo que transcurre entre la medida de la aberración y la corrección. Aunque este problema no puede darse en el ojo artificial, reduce las prestaciones del sistema en casos reales.
- c) La limitada resolución espacial del modulador utilizado. Se ha comprobado que los resultados obtenidos en el caso del ojo artificial se encuentran muy próximos a los teóricamente predichos. Con ello, se ha comprobado que este problema impone una limitación final al sistema de corrección de las aberraciones oculares utilizando este tipo de elemento corrector, incluso aunque pudiera trabajarse a tiempo real. Se ha comparado, mediante simulación y experimentalmente, la corrección óptima posible del modulador utilizado y la de otro con mayor número de facetas observándose una mejora en los resultados de la corrección.

En resumen, a pesar de que los resultados de corrección de la aberración de onda ocular no ha permitido llegar a un sistema limitado por difracción, en este trabajo se ha desarrollado la base experimental y metodológica para futuras aplicaciones de la Óptica Adaptativa en el ojo en sus diferentes fases, incluyendo el objetivo final de medida y corrección de las aberraciones a tiempo real y en bucle cerrado. Estas aplicaciones incluyen medidas de la aberración en grandes grupos de población, medidas temporales de la aberración (acomodación y fluctuaciones), oftalmoscopia de alta resolución, etc.

APÉNDICE: IMÁGENES EXTENSAS

Con pocas modificaciones sobre el sistema experimental que se describe en el Capítulo 5, se adquirieron imágenes extensas de la retina a distintas excentricidades respecto de la fóvea¹⁴³. Esencialmente esta versión del sistema es una cámara de fondo de gran aumento (30×). Para obtener una fuente extensa incoherente cuasi monocromática, se utilizaron dos difusores (en transmisión) rotatorios a alta velocidad, cerca de la fuente puntual del sistema (Figura A-2). Los difusores eran accionados por dos motores girando aproximadamente a 10000 r.p.m. De esta manera se consigue iluminar una zona en la retina de aproximadamente 30 minutos de arco.

La Figura A-1 muestra las imágenes adquiridas para el sujeto PP, en su mejor foco, sin corrección de las aberraciones. Cada imagen corresponde a una excentricidad horizontal diferente respecto de la fóvea: (a) 0.7 grados, (b) 1.4 grados y (c) 2.1 grados. El tiempo de exposición para estas imágenes fueron 40ms.

En cada imagen aparecen patrones con diferentes frecuencias espaciales que pueden correlacionarse con fotorreceptores individuales. En particular, la separación media de los conos que se puede estimar es similar a la obtenida en otros trabajos¹⁴⁴.

Desgraciadamente, no se obtuvieron imágenes con una mayor resolución o mejor contraste cuando se compensaron las aberraciones del ojo. Para la compensación se utilizó sólo la estimación de la aberración obtenida mediante la recuperación de fase. El tiempo de computación obligó a utilizar sólo una estimación de la WA, y considerar el ojo isoplanático en esas excentricidades.

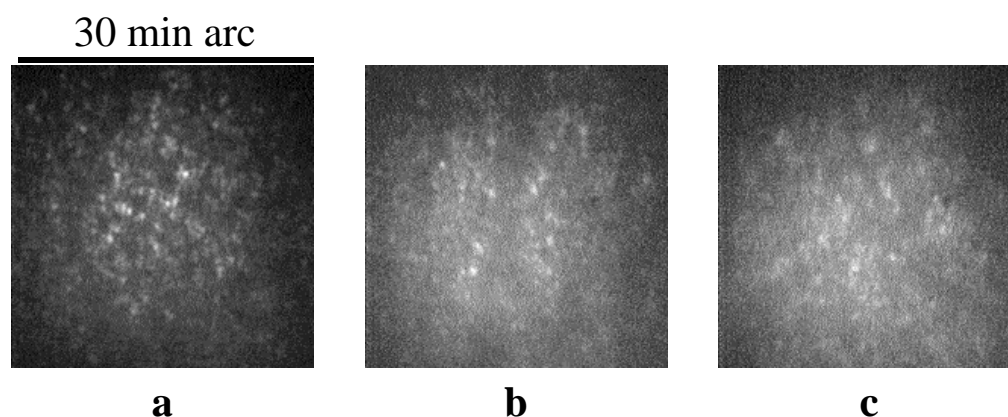


Figura A-1: Imágenes extensas del fondo del ojo con gran aumento.

¹⁴³ [Vargas-Martín, 1998b]

¹⁴⁴ [Williams, 1988], [Miller, 1996], [Artal, 1989], [Marcos, 1996]

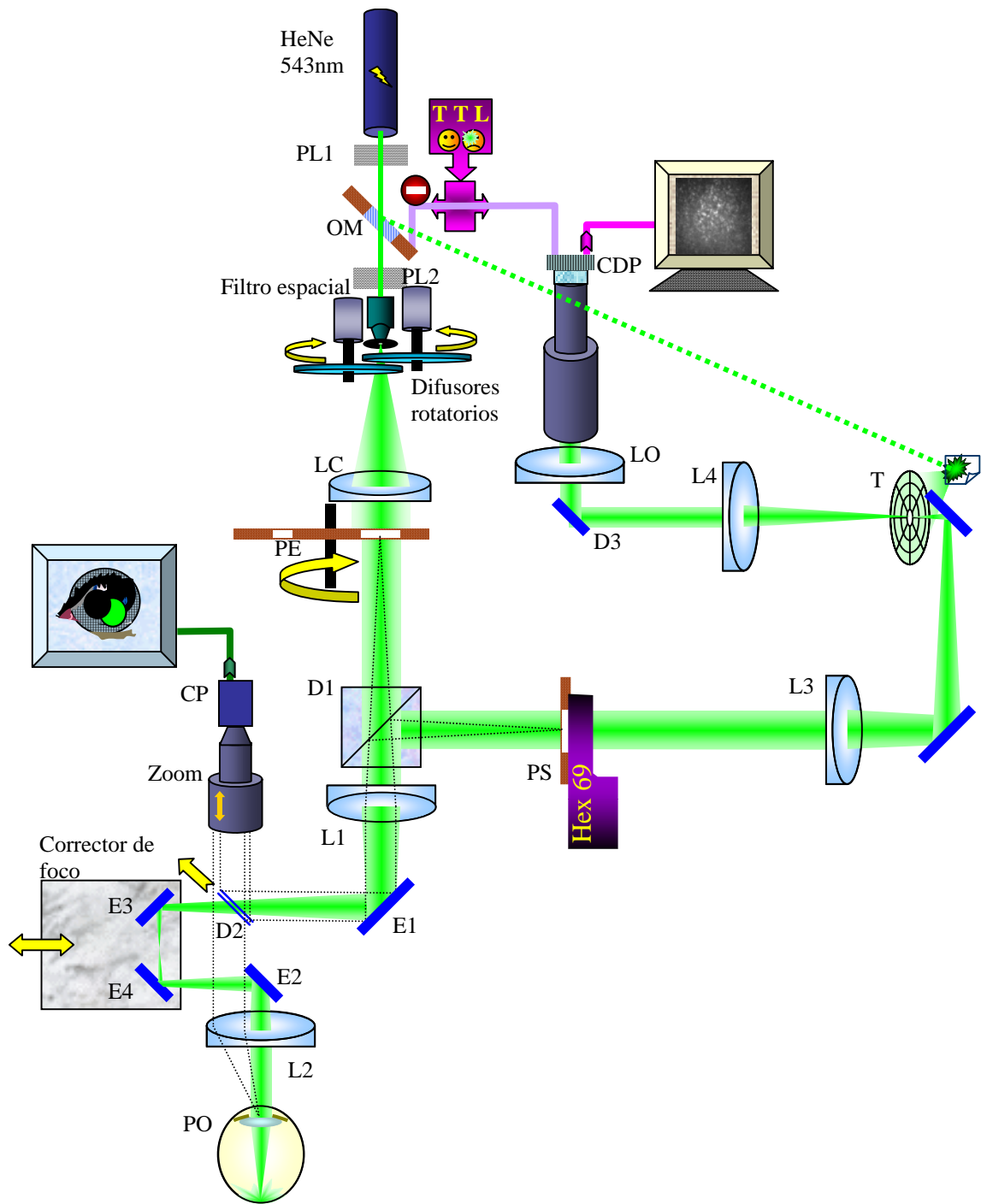


Figura A-2: Inclusión de los difusores rotatorios en el montaje experimental.

BIBLIOGRAFÍA

- [Adler, 1994] Adler, *Fisiología del ojo: aplicación clínica / Adler*, 9ª ed. (Mosby - Doyma, Madrid [etc.], 1994).
- [Artal, 1988] P. Artal, J. Santamaría, and J. Bescós, "Retrieval of wave aberration of human eyes from actual point-spread-function data", *J. Opt. Soc. Am. A* **5**, 1201-1206 (1988).
- [Artal, 1989] P. Artal and R. Navarro, "High-resolution imaging of the living human fovea: measurement of the intercenter cone distance by speckle interferometry", *Optics Letters* **14**, 1098-1100 (1989).
- [Artal, 1990] P. Artal, "Calculations of two-dimensional foveal retinal images in real eyes", *J. Opt. Soc. Am. A* **7**, 1374-1381 (1990).
- [Artal, 1990] P. Artal and R. Navarro, "Simultaneous measurement of two-point-spread functions at different locations across the human fovea", *App. Opt.* **31**, 3646-3656 (1992).
- [Artal, 1995a] P. Artal, I. Iglesias, N. López-Gil *et al.*, "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, 1995b] P. Artal, S. Marcos, R. Navarro *et al.*, "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality", *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 195-201 (1995).
- [Atchison, 1995] D. A. Atchison, M. J. Collins, C. F. Wildsoet *et al.*, "Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the Howland aberroscope technique", *Vision Res.* **35**, 313-323 (1995).
- [Babcock, 1990] H. W. Babcock, "Adaptive optics Revisited", *Science* **249**, 253-257 (1990).
- [Bennet, 1994] A. G. Bennet and R. B. Rabbetts, *Clinical Visual Optics (2 edition)*. (Butterworth-Heinemann, 1994).
- [Berny, 1969] F. Berny and S. Slansky, "Wavefront determination resulting from Foucault Test as applied to the human eye and visual instruments", , editado por J. H. Dickson (Oriel, London, 1969), pp. 375-386.
- [Blokland, 1985] G. J. van Blokland, "Ellipsometry of the human retina in vivo: preservation of polarization", *J. Opt. Soc. Am. A* **2** (1), 72-75 (1985).
- [Blokland, 1986] G. J. van Blokland and D. van Norren, "Intensity and polarization of light scattered at small angles from the human fovea", *Vision Res.* **26** (3), 485-494 (1986).
- [Blokland, 1987] G. J. van Blokland and S. C. Verhelst, "Corneal polarization in the living human eye explained with a biaxial model", *J. Opt. Soc. Am. A* **4**, 82-90 (1987).
- [Born, 1993] M. Born and E. Wolf, *Principles of Optics.*, Sixth ed. (Pergamon Press, 1993).
- [Brink, 1991] H. B. Klein Brink, "Birefringence of the human crystalline lens *in vivo*", *J. Opt. Soc. Am. A* **8**, 1788-1793 (1991).

- [**Bueno, 1999**] J. M. Bueno and Pablo Artal, "Double-pass imaging polarimetry in the human eye", *Optics Letters* **24**, 64-66 (1999).
- [**Burns, 1995**] S. A. Burns, S. Wu, F. Delori *et al.*, "Direct measurement of human-cone-photoreceptor alignment", *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2329-2338 (1995).
- [**Charman, 1995**] W. N. Charman, "Optics of the eye", en *Handbook of optics*, editado por M. Bass (McGraw-Hill, 1995), Vol. 1, pp. 24.1-24.54.
- [**Cho, 1998**] D. J. Cho, S. T. Thurman, J. T. Donner *et al.*, "Characteristics of a 128×128 liquid-crystal spatial light modulator for wave-front generation", *Optics Letters* **23** (12), 969-971 (1998).
- [**Cowan, 1995**] W. Cowan, "Displays for Vision Research", en *Handbook of optics*, editado por M. Bass (McGraw-Hill, 1995), Vol. 1, pp. 27.1-27.44.
- [**Curcio, 1987**] C. A. Curcio, K. R. Sloan, Jr., O. Packer *et al.*, "Distribution of cones in human and monkey retina: individual variability and radial asymmetry", *Science* **236**, 579-582 (1987).
- [**Dainty, 1987**] J.C. Dainty and J. R. Fineup, "Phase retrieval and imagen reconstruction for astronomy", en *Imagen Recovery: Theory and Aplications*, editado por H. Strark (Academic Press, New York, 1987).
- [**Dayton, 1997**] D. Dayton, S. Sanden, J. Gonglewski *et al.*, "Adaptive optics using a liquid crystal modulator in conjunction with a Shack-Hartmann wave-front sensor and zonal control algorithm", *Optics Express* **1** (13), 338-346 (1997).
- [**Dreher, 1989**] A. W. Dreher, J. F. Bille, and R. N. Weinreb, "Active optical depth resolution improvement of the laser tomographic scanner", *App. Opt.* **28**, 804-808 (1989).
- [**Espasa-Calpe, 1957**] Espasa-Calpe, *Diccionario Enciclopédico Abreviado*, 7º Ed. (Espasa-Calpe S.A., Madrid, 1957).
- [**Falk, 1986**] D. S. Falk, D. R. Brill, and D. G. Stork, *Seeing the Light: Optics in Nature* (John Willey & Sons, New York, 1986).
- [**Fercher, 1982**] A. F. Fercher, H. Z. Hu, P. F. Steeger *et al.*, "Eye deformation measurement by laser interferometry", *Optica Acta* **29**, 1401-1406 (1982).
- [**Geary, 1993**] J. M. Geary, *Introduction to Optical Testing* (SPIE Press, 1993).
- [**Geary, 1995**] J. M. Geary, *Introduction to wavefront sensing* (SPIE Press, 1995).
- [**Gennes 1974**] P.G. Gennes, *The Physics of Liquid Crystals* (Clarendon Press, The Physics of Liquid Crystals, 1974).
- [**Gonsalves, 1982**] R. A. Gonsalves, "Phase retrieval and diversity in adaptative optics", *Optical Engineering* **21**, 829-832 (1982).
- [**Goodman , 1996**] J. W. Goodman, *Introduccion to fourier optics*, Second ed. (McGraw-Hill, 1996).
- [**Gray, 1995**] R. M. Gray and J. W. Goodman, *Fouries Transforms. An Introduction for Engineers* (Kluwer Academic Publishers, Boston, 1995).
- [**Gruneisen, 1997**] M. T. Gruneisen, J. M. Wilkes, and C. M. Clayton, "Compensated Imageing whit Lightweight Telescopes using Real-Time Holography", en el *NAAO'97 Serial Digest*, OSA, Munich, 1997.
- [**He, 1998**] J. C. He, S. Marcos, R. H. Webb *et al.*, "Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure", *J. Opt. Soc. Am. A* **15** (9), 2449-2456 (1998).
- [**Henson, 1996**] D. B. Henson, *Optometric Instrumentation* (Butterwoth-Heinemann, 1996).
- [**Herrmann, 1981**] J. Herrmann, "Cross coupling and aliasing in modal wave-front estimation", *J. Opt. Soc. Am.* **71**, 989-992 (1981).

- [**Horner, 1995**] J. L. Horner and H. O. Bartelt., "Two-bit correlation", *Applied Optics* **24** (18), 247-253 (1995).
- [**Howland, 1977**] H. C. Howland and B. Howland, "A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye", *J. Opt. Soc. Am.* **67**, 1508-1518 (1977).
- [**Hofer, 1998**] H. J. Hofer, J. Porter, and D. R. Williams, "Dynamic measurement of the wave aberration of the human eye", *Inves. Ophthal. Vis Sci. (suppl.)* **39** (4) (1998).
- [**Hofer, 1999**] H. J. Hofer, P. Artal, J. L. Aragón, *et al.*, "Temporal characteristics of the eye's aberrations", *Inves. Ophthal. Vis Sci. (suppl.)* **40** (4) (1999).
- [**Iglesias, 1997**] I. Iglesias, "Nuevos Metodos para la Determinación de la Aberración de Onda Ocular", *Tesis Doctoral*, Lab. de Óptica, Universidad de Murcia, 1997.
- [**Iglesias, 1998a**] I. Iglesias, E. Berrio, and P. Artal, "Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images", *J. Opt. Soc. Am. A* **15** (9), 2466-2476 (1998).
- [**Iglesias, 1998b**] I. Iglesias, N. Lopez-Gil, and P. Artal. "Reconstruction of the ocular PSF from a pair of double pass retinal images". *J.Opt.Soc.Am.A.* **15**, "Reconstruction of the ocular PSF from a pair of double pass retinal images", *J. Opt. Soc. Am. A* **15** (2), 326-339 (1998).
- [**Iglesias, 1998c**] I. Iglesias, "Parametric wave aberration retrieval from PSF data using a pyramidal recursive algorithm", *App. Opt.* **37** (10), 5427-5430 (1998).
- [**Ivanoff, 1947**] A. Ivanoff, "Les aberrations de chromatisme et de sphéricité de l'oeil", *Revue D'Optique* **26**, 145-166 (1947).
- [**Kudryashov, 1997**] A.V. Kudryashov, J Gonglewski, S. Browne *et al.*, "Liquid crystal phase modulator for adaptive optics. Temporal performance characterization", *Optics Communications* **141**, 247-253 (1997).
- [**Le Grand, 1980**] Y. Le Grand and S. M. El Hage, *Physiological Optics* (Springer-Verlag, 1980).
- [**Liang, 1991**] J. Liang, "A New Method to Precisely Measure the Wave Aberrations of the Human Eye with a Hartmann-Shack-Wavefront-Sensor", *Tesis Doctoral*, Ruprecht-Karls-Universität, 1991.
- [**Liang, 1994**] J. Liang, B. Grimm, S. Goelz *et al.*, "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor", *J. Opt. Soc. Am. A* **11**, 1949-1957 (1994).
- [**Liang, 1997a**] J. Liang and D. R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 2873-2883 (1997).
- [**Liang, 1997b**] J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller, "Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics", *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 2884-2892 (1997).
- [**López Gil, 1997**] N. López Gil, "Estudio de la Calidad de la Imagen Retiniana en Relación con el Mecanismo de la Acomodación", *Tesis Doctoral*, Lab. de Óptica, Universidad de Murcia, 1997.
- [**López-Gil, 1997**] N. López-Gil and 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).
- [**López-Gil, 1998**] N. López-Gil, H. C. Howland, B. Howland *et al.*, "Generation of third-order spherical and comatic aberration using radially symmetric fourth-order lenses", *J. Opt. Soc. Am. A* **15** (9), 2563-2571 (1998).
- [**Love, 1991**] G. D. Love and J. V. Major, "The applications of Edser-Butler fringes to the measurement of the spatial optical structure of liquid crystal prisms and the determination of dispersion characteristics and thickness", *J. Phys. D: .Appl. Phys.* **24**, 1708-1773 (1991).
- [**Love, 1993a**] G. D. Love, "Liquid crystal phase modulator for unpolarized light", *App. Opt.* **32** (13), 2222-2223 (1993).

- [**Love, 1993b**] G. D. Love and J. V. Major, "A fast method to measure the voltage characteristics of liquid crystals using Edser-Butler fringes", *Meas. Sci. Technol.* (3), 615-617 (1993).
- [**Love, 1995**] G. D. Love, J. S. Fender, and S. R. Restaino, "Adaptive wavefront shaping with liquid crystals", *Optics and Photonics News* **6**, 16-20 (1995).
- [**Love, 1996**] G. D. Love, S. R. Restaino, R. C. Carreras *et al.*, "Polarization insensitive 127-Segment. Liquid crystal wave front corrector", *Optical Society of America Technical Digest* **13**, 288-290 (1996).
- [**Love, 1997**] G. D. Love, "Wave-front correction and production of Zernike modes with a liquid-crystal spatial light modulator", *App. Opt.* **36**, 1517-1524 (1997).
- [**Mahajan, 1991**] V. N. Mahajan, *Aberration theory made simple* (SPIE Press, Washington (USA), 1991).
- [**Malacara, 1992**] D. Malacara, *Optica Shop Testing (2nd edition)* (J. Wiley, 1992).
- [**Marcos, 1996**] S. Marcos, R. Navarro, and P. Artal, "Coherent imaging of the cone mosaic in the living human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **13**, 897-905 (1996).
- [**Marcos, 1998**] S. Marcos, S. A. Burns, and J. C. He, "Model for cone directionality reflectometric measurements based on scattering", *Journal of the Optical Society of America A* **15** (8), 2013 (1998).
- [**Master, 1990**] B. R. Masters, "Noninvasive Diagnostic Techniques in Ophthalmology", (Springer-Verlag, 1990).
- [**Miege, 1988**] C. Miege and P. Denieul, "Mean response and oscillations of accommodation for various stimulus vergences in relation to accommodation feedback control", *Ophthalmic and Physiological Optics* **8**, 165-171 (1988).
- [**Miller, 1996**] D. T. Miller, D. R. Williams, G. M. Morris *et al.*, "Images of cone photoreceptors in the living human eye", *Vision Res.* **36**, 1067-1079 (1996).
- [**Møller-Pedersen, 1998**] T. Møller-Pedersen, H. F. Li, W. M. Petroll *et al.*, "Confocal Microscopic Characterization of Wound Repair after Photorefractive Keratectomy", *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **39** (3), 487-501 (1998).
- [**Mu, 1998**] G. Mu, X.-M. Wang, and Z.-Q. Wang, "Amplitude-compensated matched filtering", *App Opt.* **27** (16), 3461-3463 (1988).
- [**NAAO'97**] NAAO'97, "Nonastronomical Adaptive Optics", en *Technical Digest* (OSA, Washington DC, 1997).
- [**Naumov, 1999**] A. F. Naumov, G. D. Love, M. Yu. Loktev *et al.*, "Control optimization of spherical modal liquid crystal lenses", *Optics Express* **4** (9), 344-352 (1999).
- [**Navarro, 1993**] R. Navarro, P. Artal, and D. R. Williams, "Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity", *J. Opt. Soc. Am. A* **10**, 201-212 (1993).
- [**Noll, 1976**] R. J. Noll, "Zernike polynomials and atmospheric turbulence", *J. Opt. Soc. Am.* **66** (3), 207-211 (1976).
- [**Pelli, 1991**] D. G. Pelli and L. Zhang, "Accurate control of contrast on microcomputer displays", *Vision Res.* **31**, 1337-1349 (1991).
- [**Pfund, 1998**] J. Pfund, N. Lindlein, and J. Schiwder, "Misalignment effects of the Shack-Hartmann sensor", *Applied Optics* **37** (1), 22-27 (1998).
- [**Press, 1992**] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling *et al.*, *Numerical recipes in C: the art of scientific computing*, Second ed. (Cambridge University Press, 1992).
- [**Prieto, 1999**] P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goeltz *et al.*, "An Analysis Of The Performance Of The Hartmann-Shack Sensor In The Human Eye", *J. Opt. Soc. Am. A* (Enviado 1999).

- [**Ribak, 1994**] E.. N. Ribak, "Deformable mirrors", en *Adaptive Optics for Astronomy*, editado por D. M. Alloin and J.-M. Mariotti (Klumer Academic Publishers, Dordrecht, 1994), Vol. 423, pp. 149-162.
- [**Ridgway, 1994**] S. T. Ridgway, "The impact of adaptive optics on focal plane instrumentation", en *Adaptive Optics for Astronomy*, editado por D. M. Alloin and J.-M. Mariotti (Klumer Academic Publishers, Dordrecht, 1994), Vol. 423, pp. 269-286.
- [**Roddier, 1988**] F. Roddier, "Curvature sensing and compensation: a new concept in adaptive optics", *App. Opt.* **27**, 1223-1225 (1988).
- [**Roddier, 1994**] F. Roddier, "The problematic of adaptive optics design", en *Adaptive Optics for Astronomy*, editado por D. M. Alloin and J.-M. Mariotti (Klumer Academic Publishers, Dordrecht, 1994), Vol. 423, pp. 89-111.
- [**Rodieck, 1998**] R. W. Rodieck, *The First Steps in Seeing* (Sinauer Associates, Inc., Sunderland, Massachusetts, 1998).
- [**Rousset, 1994**] G. Rousset, "Wavefront Sensing", en *Adaptive Optics for Astronomy*, editado por D. M. Alloin and J.-M. Mariotti (Klumer Academic Publishers, Dordrecht, 1994), Vol. 423, pp. 115-138.
- [**Roggeman, 1997**] M. C. Roggeman, V. M. Bright, B. M. Welsh *et al.*, "Use of micro-electro-mechanical deformable mirrors to control aberrations in optical systems: theoretical and experimental results", *Optical Engineering* **36** (5), 1326-1338 (1997).
- [**Saleh, 1991**] B. E. A. Saleh and M. C. Teich, *Fundamentals of Photonics* (Wiley-Interscience, 1991).
- [**Santamaría, 1987**] J. Santamaría, P. Artal, and J. Bescós, "Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method", *J. Opt. Soc. Am. A* **4**, 1109-1114 (1987).
- [**Smirnov, 1961**] M. S. Smirnov, "Measurement of the wave aberration of the human eye", *Biophysics* **6**, 776-795 (1961).
- [**Smith, 1988**] G. Smith, R. A. Applegate, and D. A. Atchison, "Assessment of the accuracy of the crossed-cylinder aberroscope technique", *J. Opt. Soc. Am. A* **15**, 2477-2487 (1998).
- [**Southwell, 1977**] W. H. Southwell, "Wave-front analyzer using a maximum likelihood algorithm", *J. Opt. Soc. Am.* **67**, 396-399 (1977).
- [**Tuchin, 1997**] V. V. Tuchin and D. A. Zimnyakov, "Controlling of the Optical Parameters in Biotissues", *Adaptive Optics for Industry and Medicine*, Int. Workshop, Shatura, Rusia (1997)
- [**Tunnacliffe, 1993**] A. H. Tunnacliffe, *Introduccion to Visual Optics* (Assoc. British Dispensing Opticians, 1993).
- [**Tyson, 1982**] R. K. Tyson, "Conversion of Zernike aberration coefficients to Seidel and higher-order power-series aberration coefficients", *Optics Letters* **7** (6), 262-264 (1982).
- [**Tyson, 1991**] R. K. Tyson, *Principles of Adaptive Optics* (Academic Press, San Diego (USA), 1991).
- [**Vargas-Martín, 1998a**] F. Vargas-Martín, S. Goeltz, P. M. Prieto *et al.*, "Comparison of Hartmann-Shack sensor and double-pass estimates of the retinal image quality", OSA Annual Meeting, Baltimore, Maryland, (1998)
- [**Vargas-Martín, 1998b**] F. Vargas-Martín, P. M. Prieto, and P. Artal., "Correction of the aberrations in the human eye with a liquid crystal spatial light modulator: Limits to the performance", *J. Opt. Soc. Am. A* **15** (9), 2552-2562 (1998).
- [**Vargas-Martín, 1998c**] F. Vargas-Martín and P. Artal, "Phasor averaging for wavefront correction with liquid crystal spatial light modulators", *Opt. Comm.* **(4-6)**, 233-238 (1998).

- [**Vdovin, 1997**] G. Vdovin, S. Middelhoek, and P. M. Sarro, "Technology and applications of micromachined silicon adaptive mirrors", *Optical Engineering* **36**, 1382-1390 (1997).
- [**Walsh, 1984**] G. Walsh, W. N. Charman, and H. C. Howland, "Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **1**, 987-992 (1984).
- [**Williams, 1988**] D. R. Williams, "Topography of the foveal cone mosaic in the living human eye", *Vision Res.* **28**, 433-454 (1988).
- [**Williams, 1996**] D. R. Williams, P. Artal, R. Navarro *et al.*, "Off-axis optical quality and retinal sampling in the human eye", *Vision Res.* **36**, 1103-1114 (1996).
- [**Wilson, 1995**] R. G. Wilson, *Fourier series and optical transform techniques in contemporary optics: an introduction* (J. Wiley & Sons, Inc., Nueva York, 1995).
- [**Wu, 1995**] S. Wu, "Liquid Crystals", en *Handbook of optics (Chapter 14)*, editado por Michael Bass (Mc Graw-Hill, 1995), Vol. 1, pp. 14.1-14.29.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero dar gracias a Pablo Artal por la dirección de esta tesis doctoral, por darme la oportunidad de comenzar mi vida docente e investigadora en el *LOUM* y por infinidad de capotes. Las peores rachas durante estos años las hemos sufrido juntos. Sinceramente espero superarle, aunque el listón lo sigue subiendo cada día más.

Agradecemos la financiación a cargo de los proyectos DGICYTPB94-1138, DGESPB97-1056 y Acción integrada Hispano-Alemana HA96-0022, imprescindible para un trabajo experimental como éste.

Igualmente al grupo de investigación de Sergio Restaino, del Phillips Lab. USAF Albuquerque NM, por su apoyo y colaboración, permitiéndonos la utilización de su Hex127... *but it works!*

Del mismo modo, al grupo de Josef Bille del Institut für Angewandte Physik de la Universidad de Heidelberg, con los que colaboramos estrechamente en las primeras etapas del HS; tuyas fueron las primeras MLs. Especialmente a Stefan Goeltz (y unos amigos más) por su cordial acogida en Heidelberg. *Prost!*

Del grupo de Andrew Derrington aprendí lo poco que sé de psicofísica, CRTs, fotómetros y demás hierbas. Sus consejos están grabados a fuego. No tengo nada más que agradecimientos para los miembros de su grupo de Visión de la Universidad de Nottingham. *Un grande beijo para a Fátima.*

Ni esta memoria es reflejo de todo el trabajo realizado ni mi nombre es el único autor de él. Destacaré por su importancia, además de Pablo Artal, a Ignacio Iglesias que desarrolló el algoritmo Recuperación de Fase, y a Pedro Prieto, con el que incluso he llegado a compartir cama... no digamos esto.

Quiero agradecer a (y/o disculparme de) todas las personas que directa o indirectamente han padecido mis infinitas (aunque numerables) quejas, subidas y bajadas de tono. Hay algo de cada uno de ellos por las esquinas de esta tesis:

A todos los miembros (y "ex-") del *LOUM* : Saulo, Norber, IIC, Juanmajín, el aparecido Nacho, ConchiGP, Elloy el Villegas, Aguirao, la niña Exther, Pegrito, Juanete de Beato, ABenito, Manolo en redondo... y todos aquellos que pasaron por este "retiro geriátrico". Espero que entiendan que detrás de "¡Pregunta tonta...!" siempre hubo un amigo.

Al personal del *P.A.S.* que me "conocen", ya que su tiempo me ha permitido hacer esta tesis, especialmente mi nueva "vecina".

A mis alumnos de todas las promociones de la Diplomatura de Óptica y Optometría, que me han disfrutado, sufrido u omitido. Siento decir que vuestros apuntes no me han servido para escribir la tesis (como creáis algunos); os sirvieron a vosotros. Nos vemos en el cole, o en el recreo.

La culpa de todo esto posiblemente no es mía, es de Enrique Hita. Mis batallas en clase con él, y su pasión, me hicieron decantarme por este espectro cuasi visible. He de confesar que el “mote” académico se lo puse yo. Extensible es este agradecimiento al grupo de Óptica de Granada, ya que ellos me indicaron por dónde se podía salir... por Murcia.

Un cariñoso recuerdo al grupo del Instituto Andaluz de Sismología, con los que aprendí que ES un grupo de investigación. Siempre serán uno de mis referentes, aunque no haya terremotos.

A la gente del piso de arriba, el *SIU*, por su ayuda y simpatía.

Al "Grupo El-estrógeno S.L." por que sin ell@s no habría aguantado en los días de "oscuridad".

A un sinvergüenza de Corrientes. A veces el motor sólo necesita una chispa para seguir.

A Paloma por su amistad y muchas cosas más. Ahora te toca a ti.

A Puchi C. y a la Reina de las Hadas, por ellas mismas... y por mí.

A esa gente que hace caer el teléfono cada vez que vuelvo a mi tierra.

A los que saben quién es la Gineta Inconformista. A mis Hermanos de camada: Buena Caza.

Finalmente a los más queridos, el equipo técnico: a Mi tía Luisa, por aguantarme y cuidarme ese par de meses que fueron cuatro años, a mi hermana Loli y a mis padres, Fernando y Lolita, por... TODO.

Me gustaría reservar el mayor de los agradecimientos al Dr. D. Juan Jiménez Alonso, Jefe del Servicio de Medicina Interna de la Ciudad Sanitaria Virgen de las Nieves de Granada, por mantener más tiempo a mi madre conmigo.



El sol, que permite ver al águila, ciega al lobo.

de "El mono que salvó a un pez"

Anthony de Mello, S. J., en "El canto del pájaro"