

---

# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

---

### 1.1. Introducción.

Conocer la aberración de onda del ojo humano y su impacto en la visión tiene gran interés, tanto desde el punto de vista de los fundamentos como de las aplicaciones (óptica adaptativa, lentes de contacto personalizadas, etc.).

Sin compararnos la vista con los demás sentidos encontramos que el 80% del aprendizaje del ser humano se realiza a través de ella [Casas, 1994]. Así el correcto funcionamiento de este sentido es determinante para nuestra calidad de vida ya que se trata del instrumento fundamental de que nos dota la naturaleza para relacionarnos con el mundo que nos rodea.

El estudio del sentido de la vista presenta interés para investigadores y profesionales de distintos campos que lo abordan desde diversos aspectos: anatómico, fisiológico, físico, optométrico, psicológico, etc. A pesar de los enormes progresos realizados en todos esos campos quedan importantes incógnitas por despejar acerca de un aspecto tan importante de nuestra vida.

En el proceso de la visión participan diversos órganos e influyen efectos de distinta naturaleza. De forma simplificada podemos considerar tres etapas principales. En la primera se forma sobre la retina la imagen de la escena de interés por medio de la córnea y el cristalino. Posteriormente en la segunda etapa, los fotorreceptores (conos y bastones) efectúan la conversión de la señal óptica en señal eléctrica. La tercera y última etapa consiste en el procesado de esta señal eléctrica en la propia retina y en el cerebro (a donde llega a través del nervio óptico). En la primera etapa de formación de la imagen retiniana la luz atraviesa medios y órganos de diferentes características: la película lagrimal, la córnea, el humor acuoso, la pupila, el cristalino y el humor vítreo. En su camino la luz se ve afectada

principalmente por tres efectos que pueden limitar la calidad visual: los fenómenos de difusión, los efectos difractivos y las aberraciones oculares.

La luz es una forma de energía y los fenómenos de difusión están relacionados con ese aspecto. Al atravesar los distintos medios oculares se producen pérdidas energéticas en la señal óptica que además pueden afectar de forma no homogénea a los distintos puntos del haz.

La luz también es una onda (electromagnética) y en su camino hacia la retina está sujeta a fenómenos de difracción debido al tamaño finito de las distintas aperturas del ojo y en particular al del iris, que normalmente actúa como diafragma de apertura. Por tanto, el proceso real de formación de la imagen retiniana no se puede analizar por métodos exclusivamente geométricos debido al carácter ondulatorio y su interacción con los bordes de la pupila ocular.

Por último tenemos la limitación introducida por las aberraciones oculares que son de dos tipos: cromáticas y monocromáticas. Las aberraciones cromáticas originadas por el carácter dispersivo de los medios oculares [Bedford, 1957; Simonet, 1990; Atchison & Smith, 2005] suponen una pérdida de estigmatismo en la imagen cuando el haz procedente del objeto es policromático (como suele ser lo habitual). Pero incluso en el caso de iluminación monocromática, la imagen retiniana se aleja también de ser una imagen ideal debido a las aberraciones monocromáticas presentes en todos los ojos.

## **1.2. Medida de la aberración de onda ocular.**

En un sistema óptico, la aberración de onda ( $W$ ) se suele medir en el plano de pupila de salida y es la diferencia de camino óptico a lo largo de cada rayo entre el frente de onda real y un frente esférico ideal [Mahajan, 1991]. En el caso del ojo humano, la aberración de onda se suele expresar, por cuestiones prácticas, como el frente de onda calculado en el plano de pupila de salida del ojo, suponiendo que la luz emerge del mismo partiendo de una fuente puntual situada en la retina (ver Capítulo 2).

El conocimiento de la función pupila generalizada nos proporciona una información muy detallada y completa de un sistema óptico como sistema formador

de imágenes en luz monocromática [Charman, 1991]. Dicha función se representa como:

$$P(x,y) = A(x,y)e^{-ikW(x,y)} \quad (1.2-1)$$

donde  $A(x,y)$  es la función pupila (una función de amplitud que describe la eficiencia relativa de la luz al atravesar la pupila),  $W(x,y)$  es la aberración de onda y  $k$  es el número de ondas de valor  $2\pi/\lambda$ , siendo  $\lambda$  la longitud de onda.

En el caso del ojo, suponiendo una pupila circular con radio conocido y una eficiencia relativa uniforme en su interior, tendríamos que  $A(x,y)$  estaría representada por una función binaria circular con valores unidad dentro de círculo y nulo fuera del mismo. La función pupila generalizada se podría obtener conociendo la función  $W(x,y)$  para una longitud de onda particular. Bajo estas hipótesis, a partir de la aberración de onda, podría entonces calcularse la función de esparcimiento de un punto o *Point Spread Function* (PSF), y la Función de Transferencia Óptica (OTF) [Goodman, 1996]. En concreto, la PSF es la transformada de Fourier de la OTF que para luz incoherente se obtiene por convolución de la función pupila  $P(x,y)$ , con su compleja conjugada  $P^*(-x,-y)$ . Por otro lado, el módulo de la OTF representa la Función de Transferencia de Modulación (MTF), y su fase la Función de Transferencia de Fase o PTF. A partir de estas funciones podemos calcular valores singulares de calidad de imagen retiniana tales como la razón de Strehl, RMS, entropía, etc. [Goodman, 1996; Guirao&Williams, 2003], o estimar la mejor corrección teórica esfero-cilíndrica [Guirao&Williams, 2003; Atchison et al., 2003a, Thibos et al., 2004]. El conocimiento de la PSF ocular puede ser también utilizado para la reconstrucción mediante convolución de las imágenes retinianas de objetos extensos siempre que supongamos isoplanatismo en fóvea\*.

Incluso remontándonos dos siglos atrás ya es posible encontrar referencias a medidas de las aberraciones ópticas en el ojo [Young, 1801]. En la primera mitad del siglo XX podemos encontrar medidas de algunas aberraciones de onda correspondientes a términos de alto orden. Así la aberración esférica ocular fue

---

\* El ojo humano parece cumplir la condición de isoplanatismo en fóvea [Artal & Navarro, 1992; Navarro et al., 1993; Williams et al., 1996]. Fuera de fóvea, la caída en resolución es tan dramática que, salvo casos particulares, no tiene sentido práctico el conocimiento de la aberración en dicha zona.

medida por primera vez por Ames y Proctor en 1921 [Ames & Proctor, 1921] realizando Ivanoff en 1947 [Ivanoff, 1947] posteriores medidas adicionales. En 1961 la aberración de onda ocular es medida por Smirnov [Smirnov, 1961] por métodos subjetivos usando la técnica de alineación de Vernier. El aberroscopio de cilindros cruzados [Howland & Howland, 1976] fue otra técnica subjetiva de medida propuesta hace varias décadas, basada en el aberroscopio de Tscherning de principios del siglo pasado [Tscherning, 1904] y que se convirtió posteriormente en objetiva [Walsh *et al.*, 1984; López-Gil & Howland, 1999]. Otras técnicas de más reciente aparición son el refractómetro espacialmente resuelto [Webb *et al.*, 1992], el *ray-tracing* [Navarro & Losada, 1997; Navarro & Moreno-Barriuso, 1999] y el sensor de Shack-Hartmann [Liang *et al.*, 1994].

Todas estas nuevas técnicas, hasta hace poco meros prototipos de laboratorio, se han convertido en aparatos clínicos comercializados<sup>\*\*</sup>. Debido al tipo de captura y la rapidez del procesado realizado por potentes ordenadores, estos aberrómetros comerciales permiten obtener los datos de aberración en periodos de tiempo del orden de las centésimas de segundo frente a las varias horas que necesitaba Smirnov para obtener sus primeros mapas aberrométricos [Smirnov, 1961].

Los actuales aberrómetros tanto experimentales como comerciales han posibilitado un gran número de estudios que han sido presentados en congresos internacionales y/o publicados en un gran número de revistas especializadas. De hecho, a fecha de hoy, una búsqueda rápida en Internet con las palabras “*ocular aberrations*” nos proporciona más de 400 artículos relacionados con ese campo de la visión. Gracias a muchos de esos artículos, hoy en día sabemos que las aberraciones varían de individuo a individuo [Howland & Howland, 1976; Porter *et al.*, 2001], con la edad [Guirao *et al.*, 1999; McLellan *et al.* 2001; Brunette *et al.*, 2003], con el diámetro pupilar [Thibos *et al.*, 2002; Howland, 2002], con la refracción [Guirao & Williams, 2003; Cheng *et al.*, 2003; Llorente *et al.*, 2004], con la excentricidad [Navarro *et al.*, 1993; Escudero-Sanz & Navarro, 1999; Guirao & Artal, 1999], con la acomodación [Atchison *et al.*, 1995; Burns *et al.*, 2000], etc.

---

<sup>\*\*</sup> Por citar algunos ejemplos: COAS-G200 (Wavefront Sciences); Visual Function Analyser (Tracey); KR9000PW Wavefront Analyzer (Topcon); Zywave II (Bausch&Lomb); LADARwave (Alcon); WaveScan WaveFront (Visx (20/10)); IRX3 (Imagine Eyes); Ork Wavefront Analyzer (Nidek).

### **1.3. Corrección de la aberración de onda ocular.**

La corrección de las aberraciones monocromáticas es una tecnología bien conocida en el campo de la astronomía. La luz que reciben los telescopios procedente de los distintos objetos celestes se ve afectada por la falta de homogeneidad espacial y temporal de las distintas capas de la atmósfera. Fue Babcock [Babcock, 1953] el primero que propuso la medida de la degradación de la luz, a través de un sensor de frente de onda, para su inmediata corrección en el propio telescopio por medios ópticos. Hoy en día el uso de la óptica adaptativa se ha generalizado en los telescopios astronómicos, permitiendo aumentar la resolución de las imágenes de modo significativo [Rousset, 1994]. Básicamente funciona efectuando la compensación de las aberraciones presentes en el haz incidente gracias a algún dispositivo corrector en el propio telescopio (por ejemplo un espejo deformable).

Durante la última década se han desarrollado sistemas experimentales capaces de corregir las aberraciones monocromáticas oculares. Tenemos así que una serie de ideas que ya se aplicaban en la óptica de los telescopios se adaptan para ser empleadas a una escala menor de tamaño (y de costes). Sistemas de este tipo abren la posibilidad del desarrollo de importantes aplicaciones para su uso en optometría y oftalmología. En primer lugar se busca una compensación de las aberraciones que conduzca a una mejora en la calidad visual de los sujetos corregidos [Liang *et al.*, 1997; Hofer *et al.* 2001a; Fernández *et al.*, 2001; Yoon & Williams, 2002]. En segundo lugar la corrección de las aberraciones oculares podría posibilitar la obtención de imágenes de alta resolución de la retina [Liang *et al.*, 1997; Roorda & Williams, 1999].

La corrección de las aberraciones oculares de alto orden se puede realizar por distintos métodos. La óptica adaptativa mediante espejos deformables aplicada al ojo [Liang *et al.*, 1997; Roorda & Williams, 1999; Fernández *et al.*, 2001; Hofer *et al.* 2001a; Yoon & Williams, 2002] permite una corrección precisa y en una frecuencia temporal relativamente alta (decenas de hertzios). Esta técnica, aunque ha sido llevada a cabo satisfactoriamente en algunos laboratorios experimentales,

requiere condiciones y montajes propios que resultan complicados y de tal tamaño y peso (mesas ópticas, ordenadores, etc.) que resulta totalmente imposible usarlos en ambientes que no sean clínicos o experimentales como es el caso de la corrección de los defectos visuales en la visión diaria.

En cambio, podría ser mucho más práctica la corrección estática de las aberraciones por medio del uso de láminas de fase que pudieran ser usadas en monturas al igual que ocurre con las lentes oftálmicas. Así se ha logrado la compensación de hasta un 80% de las aberraciones (porcentaje sobre el RMS de las mismas) en sujetos normales por medio de este sistema [Bará & Navarro, 2003]. En este caso la distancia a la pupila de entrada y el hecho de que la lente no se mueva solidaria al ojo, podría suponer una limitación a la amplitud del campo de visión dentro del cual se podría lograr la mejora de la calidad visual [Navarro *et al.*, 2000]. Las rotaciones oculares provocan que la visión no se realice por el centro de la lámina de fase y por tanto el sistema óptico formado por el conjunto de la lámina de fase y el ojo está descentrado. Este descentramiento originaría la aparición de aberraciones residuales que inicialmente no están presentes en el ojo y que no solo impiden la perfecta corrección del frente de onda ocular si no que pueden llegar a crear un frente de onda incluso más aberrado que el propio del ojo [López-Gil *et al.*, 2003]. Un dispositivo corrector de coma (3<sup>er</sup> orden) induciría, además de un efecto prismático ("tilt"), también un desenfoque y astigmatismo residuales (2<sup>o</sup> orden). En el caso de una lámina que compensara la aberración esférica (4<sup>o</sup> orden), su traslación induciría coma residual y aberraciones de orden inferior. En general, el mirar a través de la lámina que introduzca una corrección perfecta de orden enésimo, supondría la generación de aberraciones residuales de órdenes inferiores [Guirao *et al.*, 2001; Bará *et al.*, 2000].

Otra posibilidad práctica de corrección de las aberraciones oculares con un gran potencial es la cirugía refractiva personalizada [Mrochen *et al.*, 2000; Awwad *et al.*, 2004]. Este tipo de corrección no presenta los problemas antes mencionados de descentramiento al ser solidaria a los movimientos del globo ocular. Los resultados esperados con esta técnica, si bien pueden mejorar los obtenidos con mediante una cirugía no personalizada (sobre todo en lo referente a la aberración esférica [Sarkisian & Petrov, 2002]), todavía distan mucho de lograr una corrección

satisfactoria de las aberraciones oculares. Las razones de estos resultados hemos de buscarlas en los diferentes factores que afectan a la ablación como descentramientos, precisión en la ablación, proceso de cicatrización, deformaciones incontroladas, que pueden hacer diferir los resultados finales obtenidos respecto de los que se pretendían originariamente [Guirao *et al.*, 2003]. Este método plantea además otra serie de inconvenientes importantes como son su carácter potencialmente irreversible, o el hecho de que el ojo es un sistema cuyo frente de onda cambia con la edad [Marcos, 2002; Brunette *et al.*, 2003] lo que obligaría a reintervenir para mantener una compensación perfecta.

Finalmente existe la posibilidad de corregir el frente de onda mediante lentes de contacto personalizadas\* diseñadas para compensar la aberración de onda presente en cada ojo concreto. Esta es una opción factible en la actualidad gracias a las nuevas técnicas de fabricación (por ejemplo en el caso de la tecnología de los tornos) aunque ya fue propuesta por Smirnov en 1961 [Smirnov, 1961] como única opción posible para el caso del ojo teniendo en cuenta su relativa ligadura a los movimientos oculares. Reproducimos aquí lo escrito por Smirnov hace más de 40 años:

*"In principle, it is possible to manufacture a lens compensating the wave aberration of the eye in the complex form of the plates of error. The lenses must obviously be contact ones. Otherwise, even small turns of the eye will produce sharp increase in aberration of the system".*

La principal ventaja de la adaptación de lentes de contacto respecto de la cirugía reside en su carácter reversible, que permite proceder a la adaptación de la lente y así poder probar varios diseños hasta alcanzar la mejora visual deseada o bien por cambios en el patrón de la aberración por la edad, cirugía, patologías, etc. Además existen casos particulares en los que se podrían adaptar estas lentes de contacto siendo en cambio imposible o muy complicado la solución quirúrgica (como pueden ser los queratoconos).

---

\* Aunque podemos suponer que todas las lentes de contacto son "personalizadas". El uso del término en este contexto hace referencia a lentes de contacto diseñadas para corregir el frente de onda de cada ojo concreto.

#### **1.4. Justificación del trabajo.**

En el año 1999 comienza este trabajo que se desarrollaría en el contexto descrito en los dos apartados anteriores. Una gran variedad de técnicas de medida y corrección de las aberraciones oculares monocromáticas han aparecido y/o se han desarrollado a lo largo de estos años. Dos objetivos principales se perseguían en los inicios de este trabajo. El primero fue conocer en profundidad las aberraciones oculares monocromáticas en poblaciones amplias de ojos normales y patológicos. El segundo consistía en intentar efectuar una corrección de esas aberraciones por medio de una técnica que pudiera ser aplicada de forma general como son las lentes de contacto.

En aquellas fechas (año 1999) no se disponía de datos de las aberraciones oculares obtenidos por métodos de medida objetivos en grandes grupos de sujetos. Sí que existían en cambio referencias clásicas basadas en métodos subjetivos [Howland & Howland; 1976] para el estudio de ojos normales. En el caso de los ojos patológicos (queratoconos y queratoplastias) no estaba disponible medida alguna de la aberración de onda ocular. Esta ausencia de resultados se ha ido corrigiendo a lo largo de los años gracias a las aportaciones hechas públicas por distintos autores (ver Apartado 1.2) y nuestro propio trabajo.

Dentro del marco de trabajo descrito, fue necesario desarrollar un sistema Shack-Hartmann que permitiese la medida de aberraciones oculares elevadas de forma rápida y lo suficientemente precisa. Este sistema debía ser el paso inmediatamente anterior a un aparato clínico de uso general (como los que posteriormente han ido apareciendo). Es por esta razón que se buscó también que fuera compacto, de funcionamiento automatizado y de coste razonable.

La corrección de las aberraciones oculares por medio de lentes de contacto diseñadas de forma personalizada era el objetivo último del proyecto CLAAS (*Contact Lenses with Aspherical and Asymmetrical Surfaces*) financiado por la Unión Europea. Este proyecto nació en el año 1998 y de él formó parte la Universidad de Murcia. En él se desarrollaron tecnologías que permitieron el diseño, fabricación, inspección y prescripción de esas lentes de diseño personalizado para cada sujeto

caracterizadas por sus superficies esféricas y asimétricas. En nuestro caso particular, las poblaciones de interés eran tanto los sujetos normales como los casos patológicos de ojos con queratoconos y trasplantes de córnea. Como veremos las aberraciones de alto orden, especialmente coma y astigmatismo triangular, tienen un impacto crucial en la aberración ocular de estos pacientes mientras que en los sujetos normales la importancia de las mismas es relativa. La estadística de las aberraciones en los distintos grupos de interés, el nivel de corrección obtenido con las lentes personalizadas y el impacto en la calidad visual corresponden el núcleo principal de resultados descritos en este trabajo.

En el apartado 1.3 se ha comentado que a lo largo de estos últimos años sí que ha habido aportaciones de distintos autores en otros métodos de corrección de la aberración ocular. Sin embargo, hasta el comienzo del proyecto CLAAS no se había intentado el diseño y fabricación de lentes de contacto para corrección de las aberraciones de alto orden y a lo largo de estos años no ha habido otras aportaciones este sentido. De hecho muy recientemente [Yoon, 2005] se anunciaba una prueba de un prototipo orientado a la corrección en sujetos con queratocono y con córnea transplantada que será fabricado por una empresa del sector óptico. Sin duda el hecho de centrarse en este tipo de aberraciones se debe al estudio realizado por nuestro laboratorio varios años antes y cuyos principales resultados representan una parte de este trabajo de tesis.

Algunos de los contenidos del presente trabajo han sido publicados y/o presentados en congresos internacionales (*ARVO 2001 y 2002, 3<sup>rd</sup> International Congress of Wavefront Sensing and Aberration-Free Refractive Correction 2002, Mopane 2003, etc.*) y se engloban dentro del trabajo general en Óptica Fisiológica que la Universidad de Murcia viene desarrollando desde 1994.

### **1.5. Estructura del trabajo.**

Tras una introducción expuesta en el presente capítulo, el Capítulo 2 se centra en la puesta a punto del sistema experimental desarrollado para la medida de la aberración de onda ocular. Se describen los componentes y montaje del sistema

así como las distintas pruebas que se realizaron para calibrarlo y comprobar su correcto funcionamiento.

En el Capítulo 3 se aborda el estudio estadístico de las aberraciones oculares en distintos tipos de sujetos. Primero se estudia un grupo de sujetos jóvenes y posteriormente un grupo de sujetos con córnea transplantada.

En el Capítulo 4 se realiza un análisis teórico-experimental de los factores que pueden afectar perjudicialmente la corrección. A continuación, en el Capítulo 5, se presentan los resultados obtenidos al intentar corregir las aberraciones de alto orden por medio de lentes de contacto hidrofílicas en tres tipos de ojos: normales, queratoconos y queratoplastias. Posteriormente se muestran los datos de aberración y agudeza visual correspondientes a la etapa de adaptación de la lente.

Todos los capítulos presentan discusiones de los resultados, y en el último (Capítulo 6), se presentan las conclusiones más relevantes del trabajo así como posibles futuras líneas de investigación a desarrollar.

Finalmente se presenta un apéndice sobre los polinomios de Zernike: definición, propiedades, convenio usado en el presente trabajo y su interpretación física.