



ugr | Universidad
de **Granada**

FACULTAD DE CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE ÓPTICA

CALIDAD ÓPTICA EN VISIÓN BINOCULAR

Tesis Doctoral

Memoria de Doctorado

José Juan Castro Torres

Licenciado en Física y Diplomado en Óptica y Optometría

Granada, Noviembre de 2008

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: José Juan Castro Torres
D.L.: GR. 990-2009
ISBN: 978-84-692-0161-9

CALIDAD ÓPTICA EN VISIÓN BINOCULAR

Directores de la Tesis

Fdo.: Dr. Enrique Hita Villaverde
Catedrático de Universidad
Departamento de Óptica
Universidad de Granada

Fdo: Dr. José Ramón Jiménez Cuesta
Catedrático de Universidad
Departamento de Óptica
Universidad de Granada

Los doctores **Enrique Hita Villaverde** y **José Ramón Jiménez Cuesta**, ambos Catedráticos de Universidad del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada,

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación que se recoge en esta Memoria, titulada **“CALIDAD ÓPTICA EN VISIÓN BINOCULAR”**, presentada por el Licenciado en Física y Diplomado en Óptica y Optometría D. José Juan Castro Torres para optar al grado de Doctor por la Universidad de Granada, con la Mención de Doctorado Internacional, ha sido realizado en su totalidad bajo nuestra dirección en el Departamento de Óptica de la Universidad de Granada.

Fdo.: Dr. Enrique Hita Villaverde
Catedrático de Universidad

Fdo: Dr. José Ramón Jiménez Cuesta
Catedrático de Universidad

Memoria presentada para optar al Grado de
Doctor por la Universidad de Granada con
Mención de Doctorado Internacional.

A handwritten signature in black ink that reads "José Juan Castro 08". The signature is stylized with a long horizontal stroke at the bottom that extends across the entire width of the text.

Fdo.: José Juan Castro Torres

Granada, Noviembre de 2008

El tribunal nombrado por el Magfco. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad de Granada:

Presidente: Dr.

Primer Vocal: Dr.

Segundo Vocal: Dr.

Tercer Vocal: Dr.

Secretario: Dr.

Realizado el acto de defensa de la tesis el día ____ de _____ de 2009 en Granada, acuerda otorgarle la calificación de _____.

A mis padres, Melchor y Petra

A mi María

AGRADECIMIENTOS.

Mi más sincero agradecimiento a los directores de esta tesis, los doctores Hita Villaverde y Jiménez Cuesta, por la confianza que han depositado en mí y por el apoyo recibido en todo momento. En especial, porque durante todo este tiempo, además de directores, han sido amigos; porque día tras día me han exigido que trabajara duro (de lo que me alegro, hoy día, enormemente); porque me han hecho madurar científicamente (y también personalmente); y, en general, por su calidad humana y por todo lo que me han enseñado. Gracias.

Al Departamento de Óptica de la Universidad de Granada, por permitirme ‘aprovecharme’ de su material e instalaciones. En especial a su anterior director y al actual, los doctores Luis Jiménez del Barco y Manuel Rubiño López, respectivamente, además de por su excelente labor, porque siempre han estado disponibles y me han atendido gustosamente. Y cómo no, a los doctores Pérez-Ocón, González Anera y Pozo Molina (Paco, Saro y Pozo, respectivamente, como me ha permitido llamarles nuestra amistad), por todo lo que me han aportado y enseñado, por sus consejos y orientaciones, además de por el impecable trabajo que realizan, tanto departamental como científicamente. Y también a Aixa Alarcón, por ‘soportarme’ como compañero de laboratorio durante este último periodo de intenso trabajo.

A María Balboa, mi María, porque, aunque no doctora, siempre ha sabido curar mis males. Por todos esos años que hemos estudiado codo con codo. Por su paciencia conmigo y porque durante los últimos años, mi trabajo y el desarrollo de esta tesis, han tomado ‘prestado’ gran parte de nuestro tiempo. Y porque junto a ella, soy feliz. A mi hermana María del Carmen, por haberme animado siempre a seguir estudiando, además de por su cariño. A mi hermano Ildefonso, por enseñarme tantas cosas, entre otras, hace muchos años, a disfrutar de la vida e iniciarme a mi actual pasión por la fotografía, disciplina óptica y artística, donde las haya.

Por último, el mayor y más cariñoso agradecimiento **a mis padres**. Las personas que más quiero en este mundo, y las que han hecho posible que llegue hasta aquí; por su bondad y nobleza; por todos los valores que me han inculcado y el cariño recibido. Por todo, gracias. A ellos, sobre todo, va dedicado este trabajo.



Parque Nacional de Ordesa y Monte Perdido (Huesca). Foto: JJ Castro

“(...) Es preciso respetar nuestro entorno a nivel individual, necesitamos cuidar la Tierra porque se nos está muriendo. (...) El hombre no es un ovni venido de una lejana galaxia; el hombre es un poema tejido con la niebla del amanecer, con el color de las flores, con el canto de los pájaros, con el aullido del lobo o el rugido del león. El hombre se acabará cuando se acabe el equilibrio vital del planeta que lo soporta. El hombre debe amar y respetar la Tierra como ama y respeta a su propia madre (...)”

*Dr. Félix Rodríguez de la Fuente
Naturalista*

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN. OBJETIVOS / INTRODUCTION. OBJECTIVES

1.1. Introducción y objetivos.....	1
1.2. <i>Introduction and objectives</i>	5

2. FUNDAMENTO TEÓRICO. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. Aberrometría.....	9
2.2. Calidad óptica de la imagen retiniana.....	12
2.3. Estereopsis. Disparidad.....	15
2.4. Estereogramas de puntos aleatorios (RDS).....	17
2.4.1. Introducción.....	17
2.4.2. Implicaciones de los RDS.....	20
2.4.3. Aspectos especiales de los RDS.....	21
2.5. Sumación binocular.....	22
2.5.1. Introducción.....	22
2.5.2. Sumación por probabilidad y sumación neuronal.....	23
2.5.3. Factores que afectan a la sumación binocular.....	23
2.5.4. Modelo de sumación cuadrático.....	27
2.5.5. Sumación binocular para diferentes funciones visuales.....	28

3. METODOLOGÍA

3.1. Observadores.....	35
3.2. Datos en aberrometría.....	37
3.3. Calidad de la imagen retiniana: razón de Strehl.....	39
3.4. Sumación binocular para la CSF.....	40
3.5. Estereopsis. Disparidad máxima.....	42
3.6. Topografía corneal.....	45

4. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN

4.1. Diferencias interoculares en aberraciones de alto orden para observadores normales.....	47
4.2. Diferencias interoculares en aberraciones de alto orden y en asfericidad corneal, en sujetos operados con LASIK.....	53
4.3. Diferencias interoculares en la calidad de imagen retiniana para observadores normales.....	59

5. CONCLUSIONES/CONCLUSIONS

5.1. Conclusiones.....	63
5.2. <i>Conclusions</i>	67

6. REFERENCIAS

Referencias.....	71
------------------	----

7. PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES A CONGRESOS

7.1. Publicaciones.....	77
7.2. Comunicaciones a congresos.....	77

1. INTRODUCCIÓN. OBJETIVOS / INTRODUCTION. OBJECTIVES.

1.1. INTRODUCCIÓN. OBJETIVOS.

Los avances de la Óptica Adaptativa y el desarrollo de numerosos dispositivos comerciales con nuevas tecnologías ópticas han supuesto en los últimos años un hito en los campos de la investigación de la Óptica Fisiológica, la Optometría y la Oftalmología. El estudio desde un punto de vista objetivo de las aberraciones oculares o el scattering¹ intraocular, así como de magnitudes subjetivas para evaluar el rendimiento visual, han permitido grandes avances dentro de estos campos.

Hasta hace unos años, la evaluación de la visión de sujetos se limitaba al estudio del estado refractivo del sujeto (miopía, astigmatismo, hipermetropía, emetropía) así como de su agudeza visual. Aunque estos aspectos son muy importantes, no son suficientes para caracterizar el estado de la visión y el rendimiento visual de un sujeto. Tan importantes, si no más, son la función de sensibilidad al contraste o CSF (*Contrast Sensitivity Function*), aspectos temporales, sensibilidad y percepción del movimiento, visión estereoscópica, sumación binocular, etc. Sin embargo, el estudio de estas funciones ha estado más encaminado a la investigación en el campo de las ciencias de la visión que a encontrar implicaciones en la práctica optométrica o en clínicas oftalmológicas.

En el estudio del sistema visual, desde el punto de vista óptico, el análisis que se realiza es, principalmente, monocular. Se analizan variables tales como las aberraciones oculares, el scattering intraocular y el rendimiento visual, pero monocularmente. Sin embargo, es condición natural del sistema visual humano su carácter binocular y cualquier interacción entre ambos ojos puede afectar al rendimiento visual (binocular). Al hablar de rendimiento visual en condiciones normales, inmediatamente se debería pensar en un sistema visual binocular.

¹ En este trabajo se utilizará la palabra ‘scattering’, ya que presenta un uso generalizado en la Óptica. Sin embargo, se ha de hacer notar que la forma correcta de expresarlo en castellano sería ‘difusión, dispersión o esparcimiento de la luz’.

En el estudio desarrollado en esta tesis doctoral, se pretende profundizar en la influencia en el rendimiento visual de las diferencias interoculares de variables ópticas tales como aberraciones y calidad visual (aberraciones + scattering). En esta línea de investigación las publicaciones en revistas científicas son escasas, siendo los estudios relacionados con visión binocular fundamentalmente de carácter clínico, sin profundizar en aspectos ópticos básicos.

El presente trabajo se ha desarrollado en el *Laboratorio de Ciencias de la Visión y Aplicaciones* (<http://www.ugr.es/local/labvisgr>) del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada, integrado a su vez en el *Grupo de Óptica de Granada* (FQM-151 de la Junta de Andalucía). Para el desarrollo de la investigación se han aprovechado tanto las instalaciones como el material del Departamento, así como el aportado por diferentes proyectos de investigación.

La investigación ha tenido como objetivo el estudio de la variación de la calidad óptica en visión binocular, en función de las diferencias interoculares de las aberraciones y del scattering intraocular. Para ello, se han realizado medidas monoculares de las aberraciones y de un parámetro que caracteriza la calidad de imagen retiniana, incluyendo las aberraciones y el scattering (la razón de Strehl). Posteriormente se han calculado las diferencias interoculares de los parámetros antes mencionados para cada uno de los observadores. Estas diferencias se han correlacionado con funciones que caracterizan el rendimiento visual binocular. Para evaluar este rendimiento visual se han estudiado funciones como la sumación binocular para la CSF o la disparidad máxima. Entendemos que este estudio permitirá un avance importante en la descripción de la calidad óptica del sistema visual en su estado natural de ‘binocularidad’.

Para llevar a cabo tal objetivo se han seleccionado, mediante los oportunos criterios de admisión, una serie de observadores normales. Se ha incluido, además, un grupo de sujetos operados con cirugía refractiva LASIK² a los que se le realizaron

² El LASIK (*Laser-Assisted in Situ keratomileusis*) actualmente es una de las técnicas de cirugía refractiva más utilizadas para corregir ametropías esféricas y cilíndricas. Consiste en modificar la curvatura de la córnea. Para ello se levanta un *flap* o colgajo corneal y se realiza una ablación sobre el estroma corneal con un láser de excímero. Se vuelve a colocar el *flap* en su posición original y se deja cicatrizar.

pruebas antes y después de la intervención, con el fin de resaltar la importancia de caracterizar el rendimiento visual binocular, no solo en observadores normales sino en aquellos que van a ser sometidos a algún tipo de cirugía refractiva.

En concreto, se llevaron a cabo tres estudios distintos. Un primer trabajo en el que se estudió el efecto en el rendimiento visual binocular de las diferencias interoculares en las aberraciones de alto orden. En este primer trabajo participaron observadores normales y para evaluar el rendimiento visual se estudiaron dos funciones: la CSF y la disparidad máxima. En el segundo trabajo, para un grupo de observadores operados con LASIK, se evaluaron la disparidad máxima y las diferencias interoculares en parámetros como asfericidad corneal y aberraciones. Por último, en un tercer trabajo, se estudió la influencia en la sumación binocular para la CSF de las diferencias interoculares en la calidad de la imagen retiniana para un grupo de observadores normales con un amplio rango de edad.

La toma de datos se realizó, principalmente, con la siguiente instrumentación: un aberrómetro, un dispositivo de análisis de la calidad óptica de la imagen retiniana (OQAS™), un topógrafo corneal, y un estereoscopio de espejos para evaluar la estereopsis, además del software necesario para el control de los parámetros, medida de CSF y toma de datos de agudeza visual.

1.2. INTRODUCTION. OBJECTIVES.

Advances in Adaptive Optics and the development of numerous commercial devices with new optical technologies in recent years represent a milestone for research in the fields of Physiological Optics, Optometry, and Ophthalmology. The study from an objective standpoint of the ocular aberrations or the intraocular scattering, as well as the subjective magnitudes for evaluating visual performance, have spurred great progress within these fields.

A few years ago, the evaluation of vision of subjects was limited to the study of the refractive state (myopia, stigmatism, hypermetropia, emmetropia) as well as visual acuity. Although these aspects are very important, they are not sufficient to characterize the state of vision or visual performance of a subject. No less important are the contrast-sensitivity function (CSF), temporal factors, sensitivity to and perception of movement, stereoscopic vision, binocular summation, etc. However, the study of these functions has been directed more towards the field of vision sciences than to the implications in Optometric practice or in Ophthalmological clinics.

In the study of the visual system, from an optics standpoint, the analysis that is made is primarily monocular. The variables analysed include ocular aberrations, intraocular scattering and visual performance, but monocularly. However, the natural condition of the human visual system is binocular and any interaction between the two eyes can affect visual performance (binocular). Thus, an evaluation of visual performance under normal conditions implies an examination of the binocular system.

In the study undertaken in this doctoral thesis, the aim is to delve into the ways in which visual performance is influenced by different interocular optical variables, such as aberrations and visual quality (aberrations + scattering). In this line of research, only a few publications in scientific journals are available and those are related mostly to clinical binocular vision without going into depth on other basic optical aspects.

The present work was performed in the *Laboratory of Vision Sciences and Applications* (<http://www.ugr.es/local/labvisgr>) of the Optics Department of the University of Granada, involving the Optics Group of Granada (*Grupo de Óptica de*

Granada FQM-151 de la Junta de Andalucía). This research has used both the facilities and the materials of the department, as well as that provided by different research projects.

The aim of the research is to study the variation in optical quality in binocular vision according to the interocular differences of the aberrations and of intraocular scattering. For this, monocular measurements were taken of the aberrations as well as of a parameter that characterizes the retinal-image quality, including the aberrations and scattering (Strehl ratio).

Afterwards, the interocular differences in the aforementioned parameters were calculated for each observer. These differences were correlated with functions that characterize binocular visual performance. For an evaluation of this visual performance, functions such as binocular summation were studied for the CSF or the maximum disparity of the observer. We think that this study will enable a major advance in the description of the optical quality of the visual system in its natural state of binocularity.

For this objective a number of normal subjects were selected on the basis of established criteria. Also, a group of subjects who had been operated upon by refractive surgery (LASIK)³ were included. Tests were made on these subjects before and after the operation in order to determine the importance of characterizing binocular visual performance, not only in normal observers but also in those to be submitted to some type of refractive surgery.

Three different studies were made. First, the effect of binocular visual performance was studied in terms of the interocular differences in high-order aberrations. In this first work, normal observers took part in the experiments and we studied two functions to evaluate visual performance: the CSF and the maximum disparity. In the second work, a group of observers, after LASIK, were evaluated for maximum disparity and interocular differences in parameters such as corneal asphericity

³ LASIK (*Laser-Assisted in Situ keratomileusis*) is currently one of the most widely used refractive-surgery techniques to correct sphero-cylindrical ametropias. It consists of modifying the curvature of the cornea. For this a corneal flap is lifted and an ablation is made on the corneal stroma with an excimer laser. The flap is placed in its original position and left to heal.

and aberrations. Finally, the influence on binocular summation of the interocular differences in retinal-image quality was studied on normal observers spanning a broad range of ages.

The data were taken primarily with the following instruments: an aberrometer, a device to analyse optical quality of the retinal image (OQAS™), a corneal topograph, and a mirrored stereoscope to evaluate stereopsis, in addition to the software necessary to control the parameters, measure the CSF, and take the visual-acuity data.

2. FUNDAMENTO TEÓRICO. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.

En esta sección se incluye un breve fundamento teórico de los aspectos más importantes de este trabajo. Se comienza mostrando una descripción de la aberrometría y del dispositivo de medida de aberraciones que se utilizará en el presente trabajo, así como de la calidad de imagen retiniana, donde se describe la técnica de doble paso usada para su medida. Ambos aspectos, aberrometría y calidad de imagen retiniana, se describen de forma muy breve, puesto que están ampliamente descritos en la bibliografía. Se dedicará una descripción más extensa a la estereopsis, el test de los estereogramas de puntos aleatorios que la evalúan, y la sumación binocular, por ser éstos, aspectos menos estudiados en óptica visual.

2.1. ABERROMETRÍA.

Un frente de onda cambia su forma al atravesar un medio de distinto índice de refracción (un sistema óptico), dejando de ser una superficie plana o esférica. Esto es debido a las características del medio que atraviesa, bien porque la superficie del mismo es irregular o porque el índice de refracción en su interior no es constante. Así, un frente de onda que se desvía de su forma ideal es un frente de onda aberrado (figura 2.1). La aberración de onda es la diferencia entre el frente de onda real (aberrado) y el frente de onda ideal o esperado.

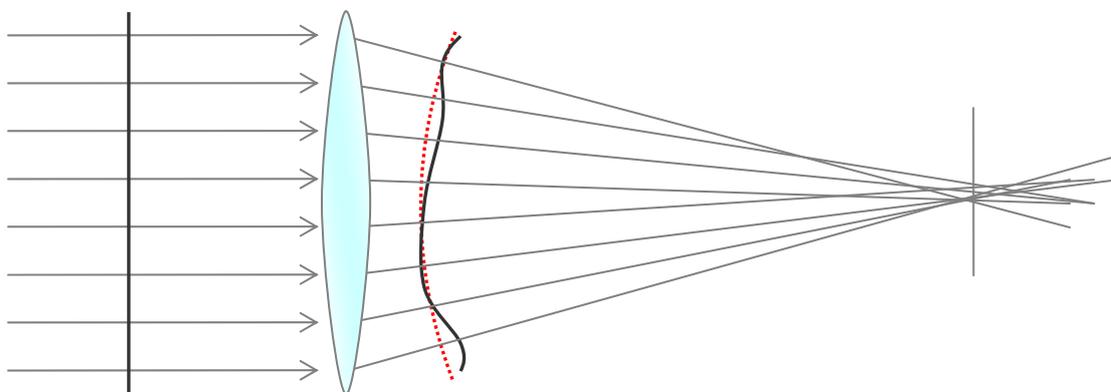


Figura 2.1. Frente de onda aberrado al atravesar un sistema óptico convergente.

El frente de onda incidente es plano (la luz procede de un punto lejano).

La aberración de onda es una función y puede ser descrita matemáticamente mediante los polinomios de Zernike. De este modo, la función aberración del frente de onda viene dada por una suma de términos, tal y como muestra la siguiente ecuación:

$$W(\rho, \theta) = \sum C_n^m \cdot Z_n^m(\rho, \theta) \quad (2.1)$$

donde C_n^m es el coeficiente de Zernike y $Z_n^m(\rho, \theta)$ el correspondiente polinomio de Zernike. Estos polinomios están perfectamente estandarizados y recogidos en la literatura (Thibos *et al.*, 2002).

Los coeficientes de Zernike se obtienen experimentalmente y son los que definen el frente de onda aberrado. Para ello se utilizan aberrómetros, que son instrumentos que miden aberraciones ópticas. El fin de la aberrometría es medir de forma precisa la aberración de onda para un ojo concreto, utilizando distintas técnicas, como la de *Hartmann-Shack* (o *Shack-Hartmann*, según la literatura), *Tscherning*, o la de *Retinal Ray Tracing* (Krueger *et al.*, 2004). En el presente trabajo, se ha utilizado un instrumento basado en la técnica objetiva de Hartmann-Shack para los datos en aberrometría.

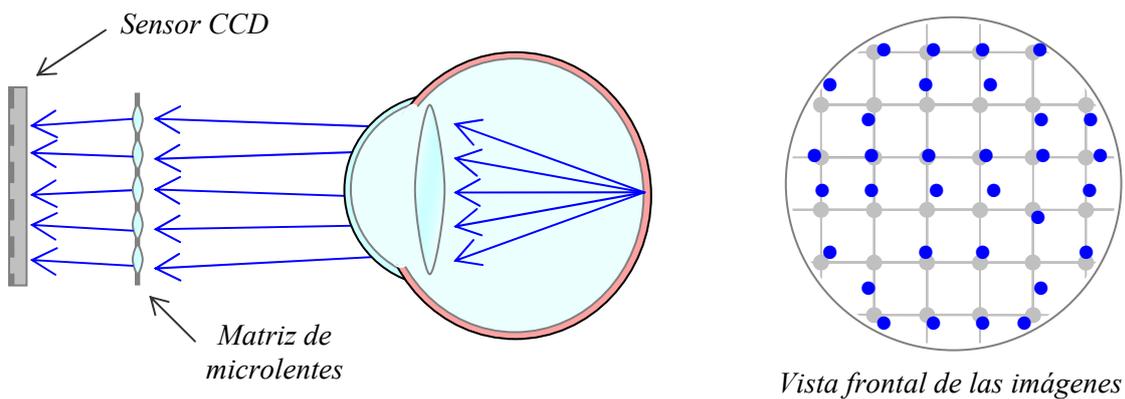


Figura 2.2. Esquema del sensor Hartmann-Shack. A la derecha se muestra la vista frontal de las imágenes del spot retiniano para un ojo aberrado. La matriz de puntos de color gris corresponde a las imágenes del spot para un ojo sin aberraciones.

Como muestra la figura 2.2, el aberrómetro Hartmann-Shack consiste en una matriz de microlentes y un sensor CCD (*Charge-Coupled Device*) que recoge los rayos luminosos que llegan de la retina (Thibos, 2000). Se hace incidir un láser sobre la pupila del sujeto de modo que el spot que se produce en la retina se convierte en una fuente puntual que irradia luz hacia el exterior del ojo y a través de la pupila. A la salida se coloca la matriz de microlentes de modo que cada orificio con su microlente aísla un pequeño pincel de rayos luminosos procedente de una parte determinada de la pupila (Thibos, 2000, Krueger *et al.*, 2004). Esos rayos emergentes inciden sobre el sensor CCD en un determinado punto, registrando el desplazamiento horizontal y vertical de cada rayo con respecto a la posición de referencia del rayo no aberrado, es decir, con respecto a la posición donde el eje óptico de la microlente y el sensor CCD se intersecan. Extendiendo a todas las microlentes, el resultado será una matriz de imágenes del spot de la retina que permitirán determinar la forma del frente de onda, ya que conociendo el desplazamiento horizontal y vertical con respecto a la posición ideal se puede determinar la pendiente del frente de onda aberrado al incidir sobre cada microlente (Thibos, 2000, Krueger *et al.*, 2004). Para un ojo sin aberraciones el resultado sería una matriz de imágenes equidistantes. Estas aberraciones son muy importantes en la calidad óptica de las imágenes que se forman en retina.

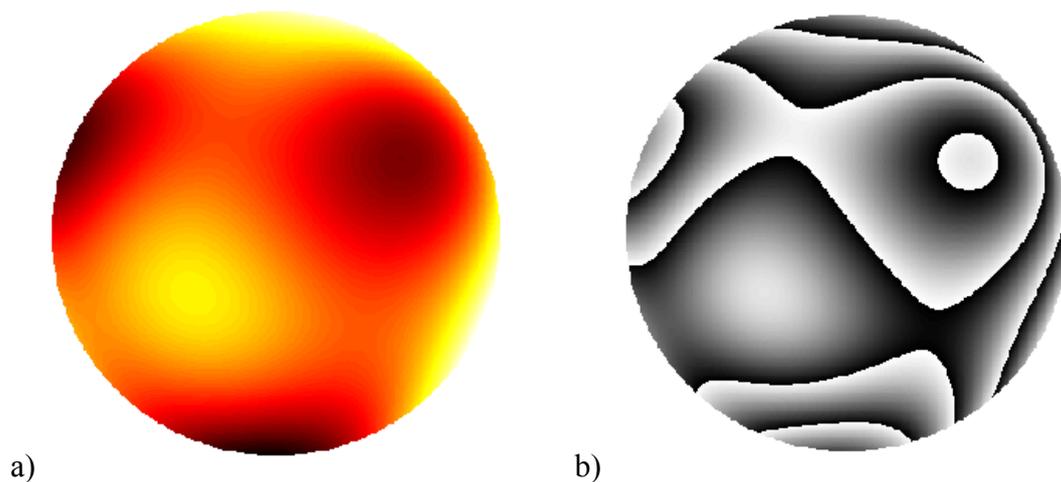


Figura 2.3. Mapa de aberraciones (a) en color y (b) en escala de grises para tercer orden y superiores, medido para una pupila de 5mm y para un mismo ojo. El mapa de color muestra la diferencia, en micras, del frente de onda aberrado con respecto al ideal, desde valores negativos (blanco-amarillo) hasta valores positivos (rojo-negro). El mapa en escala de grises representa los saltos de fase para el frente de onda aberrado.

2.2. CALIDAD ÓPTICA DE LA IMAGEN RETINIANA.

Para evaluar la calidad óptica de la imagen en el ojo humano se utilizan distintas métricas (Krueger *et al.*, 2004). Normalmente se suelen utilizar funciones tales como la PSF (*Point Spread Function*), que es la imagen de un punto a través del sistema óptico; la raíz cuadrática media o RMS (*Root Mean Square*) de la aberración óptica; la función de transferencia de modulación o MTF (*Modulation Transfer Function*), que da idea de la capacidad de un sistema óptico para transferir distintas frecuencias espaciales; o la razón de Strehl, parámetro que incluye aberraciones y scattering intraocular, y que viene definido en el capítulo *Metodología* de este trabajo.

En el punto 2.1 se muestran los aspectos más importantes de la aberrometría y se describe una técnica de medida de aberraciones. A partir de la obtención experimental de los coeficientes de Zernike se puede calcular el RMS para cualquier tipo de aberraciones (total, esférica, de coma, etc.).

Una vez conocida la aberración de onda, se pueden calcular funciones como la PSF, y, a partir de ésta, se puede obtener la MTF. Por tanto, no será estrictamente necesario el estudio detallado de estas últimas funciones, sino que bastaría con caracterizar la calidad óptica de la imagen retiniana mediante el estudio de las aberraciones y de la razón de Strehl:

- Para la obtención de datos referentes a aberraciones una de las técnicas utilizadas se basa en el sensor de Hartmann-Shack, descrito en el punto anterior.
- Para la obtención de otros parámetros referentes a la calidad óptica, se suele utilizar la técnica del doble paso, extensamente estudiada en la literatura (Artal *et al.*, 1995, Guell *et al.*, 2004, Díaz-Douton *et al.*, 2006).

En la figura 2.4 se puede observar un esquema típico para un sistema de doble paso, en concreto, el correspondiente al dispositivo utilizado en este trabajo en la toma de medidas del parámetro ‘razón de Strehl’.

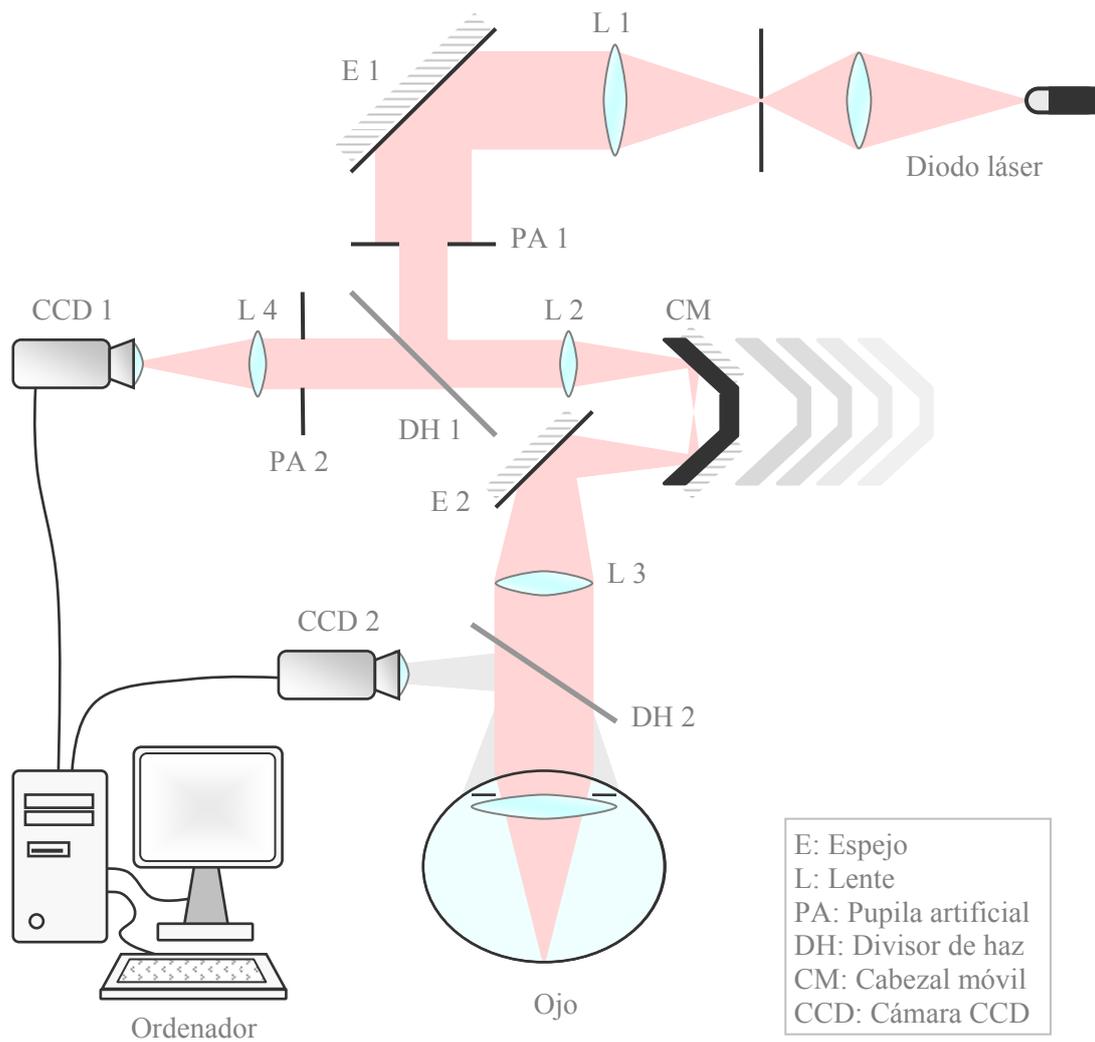


Figura 2.4. Esquema típico de un sistema de doble paso.

La fuente de luz es, en este caso, un diodo láser, cuyo haz es filtrado y colimado. Tras ser reflejado en el divisor de haz es transmitido por las lentes 2 y 3, que conforman un sistema de Badal hacia el ojo del observador objeto de estudio. Este sistema permite la corrección de la refracción esférica del ojo a medir mediante la variación de los caminos ópticos entre las lentes 2 y 3 gracias al cabezal móvil, en el que se sitúan dos espejos. Posteriormente sobre la retina se forma la imagen de la fuente puntual. El camino óptico descrito hasta ahora constituye el primer paso del sistema.

El segundo paso lo determina la luz en su trayectoria desde la retina hasta la cámara CCD1, obteniéndose la imagen aérea o de doble paso. El proceso es el siguiente: la luz se refleja en la retina, actuando ésta como un difusor y según un determinado patrón; posteriormente la luz reflejada atraviesa los medios oculares, alcanzando la lente 3, y de nuevo pasa a través del sistema de Badal hasta el divisor de haz DH1 donde el 50% de la luz incidente alcanza la pupila artificial PA2, que se haya conjugada con el plano pupilar del ojo del observador y actúa como pupila de salida cuando la pupila natural presenta un mayor diámetro que PA2. Un objetivo enfoca la imagen aérea sobre el sensor CCD de la cámara. Además, la cámara CCD2 en todo momento nos muestra una imagen pupilar del ojo del observador, con el fin de poder centrar la pupila.



Figura 2.5. Ejemplo de una imagen de doble-paso para un ojo sano y una pupila de 5 mm.

2.3. ESTEREOPSIS. DISPARIDAD.

La estereopsis es aquella cualidad de nuestro sistema visual que nos permite determinar con gran precisión la estructura tridimensional del entorno que nos rodea, proporcionando una sensación muy real de la profundidad. El estímulo que desencadena el fenómeno de la estereopsis es la **disparidad** (figura 2.6). La disparidad, η , entre los puntos P y T de la figura 2.6 es:

$$\eta = C_P - C_T = \Phi_I(P) - \Phi_D(P) \quad (2.2)$$

Las fuentes a partir de las cuales un observador obtiene información tridimensional de una escena exterior son: los rasgos monoculares; la convergencia y la acomodación; y la disparidad. Todas ellas se pueden encontrar simultáneamente en una escena y, por tanto, si se quiere estudiar el fenómeno de la estereopsis se tendrá que trabajar con tests en los que la única información presente sea la disparidad. Uno de estos tests consiste en los **estereogramas de puntos aleatorios**, o, simplemente, RDS (*Random Dot Stereograms*), el test más utilizado para evaluar el fenómeno. Más adelante, en esta misma sección, se estudia en detalle el mismo.

La disparidad es el estímulo desencadenante de la estereopsis y conduce a una fuerte sensación de estructura tridimensional. Se puede demostrar gráficamente cómo la disparidad puede determinar la distancia relativa entre objetos, cuestión que no es posible a través de la información que proporcionan los rasgos monoculares y la información binocular de la convergencia y acomodación.

Para ello, consideremos dos puntos, el primero de ellos, P , a una distancia d del ojo del observador y el segundo, Q , a una distancia Δd del primero, de tal modo que ambos puntos se encuentran alineados con el eje visual del ojo en cuestión, tal y como muestra la figura 2.7. Observando esta figura, y teniendo en cuenta que la tangente se puede aproximar por el ángulo para α y α' , y que $d\Delta d$ es despreciable frente a d^2 , se tiene que la disparidad η viene dada por:

$$\left. \begin{array}{l} \frac{2a}{d} = \operatorname{tg} \alpha \approx \alpha \\ \frac{2a}{d + \Delta d} = \operatorname{tg} \alpha' \approx \alpha' \end{array} \right\} \eta = \alpha - \alpha' \approx \frac{2a}{d} - \frac{2a}{d + \Delta d} \cong \frac{2a \Delta d}{d^2}$$

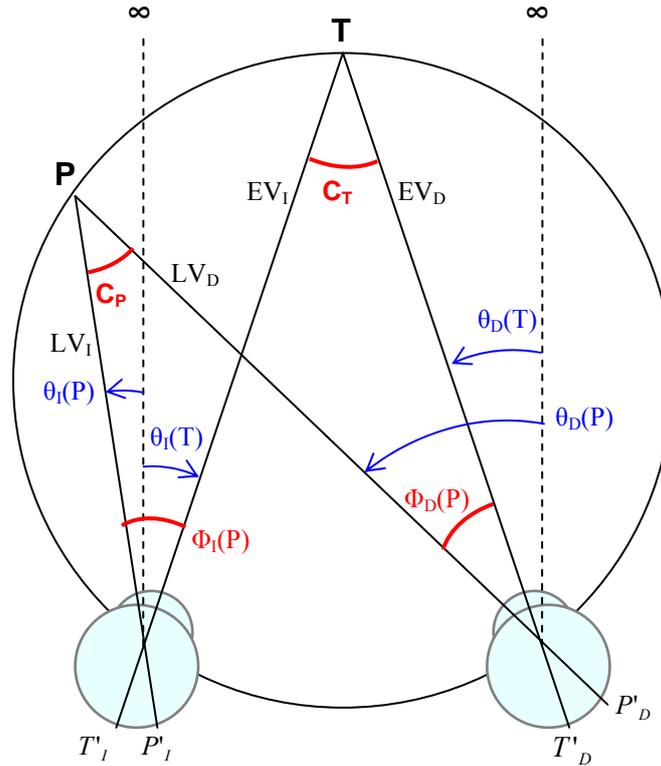


Figura 2.6. Esquema de cálculo de la disparidad.

De la expresión anterior se obtiene fácilmente que la profundidad relativa es:

$$\Delta d = \frac{\eta \cdot d^2}{2a} \quad (2.3)$$

De esta última ecuación se deduce que la disparidad η sirve a nuestro sistema visual para poder evaluar distancias relativas de manera precisa, aunque no de manera exacta, ya que se ha de conocer la situación de los objetos, es decir, conocer d , aunque esa información la adquiere el sistema visual a través del aprendizaje.

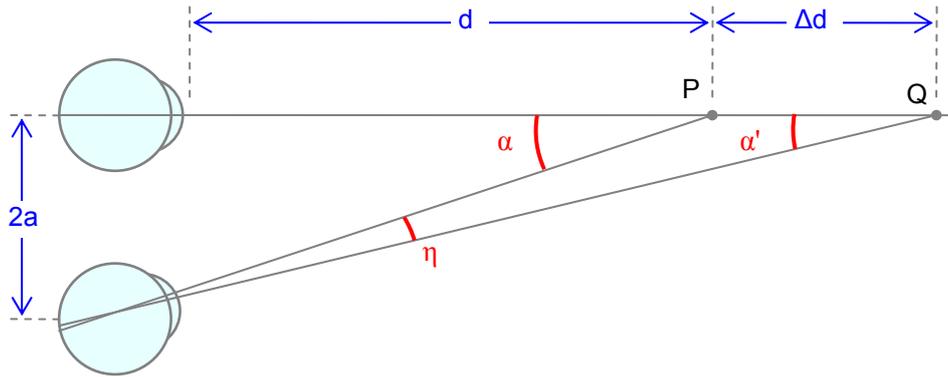


Figura 2.7. Relación entre la disparidad binocular y la profundidad relativa.

2.4. ESTEREOGRAMAS DE PUNTOS ALEATORIOS (RDS).

2.4.1. Introducción.

El descubrimiento de los estereogramas de puntos aleatorios constituye la fuente de conocimiento más importante de la visión binocular y la estereopsis, al ser origen de numerosas cuestiones para disciplinas tan diferentes como la Optometría, Neurofisiología, Psicofísica, Visión Artificial...

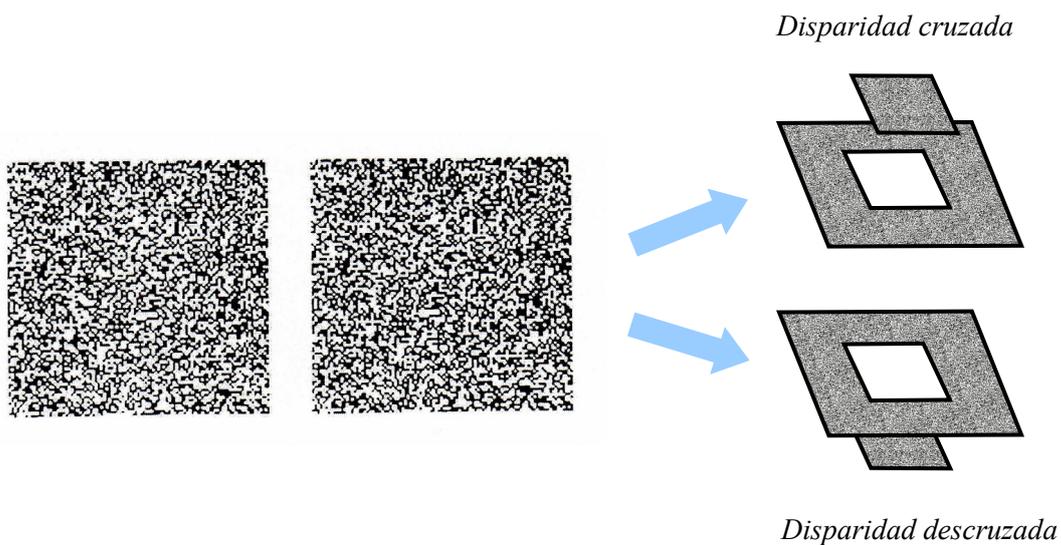


Figura 2.8. Estereograma de puntos aleatorios. A la derecha se muestran las dos posibles configuraciones espaciales que detectaría el sujeto.

Hasta el descubrimiento⁴ de los RDS se pensaba que en la percepción estereoscópica era fundamental el conocimiento de la forma de los objetos y que ésta, se procesaba a nivel monocular. Es decir, ambos ojos realizaban un reconocimiento de la forma, posteriormente evaluaban la disparidad y se obtenía la información tridimensional del objeto. Dicho de otra manera, el reconocimiento de la forma precede a la disparidad y por tanto a la información tridimensional. Con el test de RDS se comprueba claramente que no hay reconocimiento de forma y es, a partir del análisis de la disparidad, de donde se deduce la información tridimensional del objeto, demostrando por tanto que la información de la disparidad precede a un hipotético reconocimiento de forma, ya que en un RDS no hay forma conocida.

Observando la figura 2.8 podemos ver qué es un RDS. Se puede apreciar el estereograma constituido por las dos imágenes de la derecha. Estas dos imágenes son la proyección en ambas retinas del objeto tridimensional que se observa en la figura de la izquierda. Se observa un pequeño cuadrado, constituido por puntos negros sobre un fondo blanco o a la inversa, que sobresale de un cuadrado también constituido por puntos negros sobre fondo blanco (o hacia dentro, con disparidad descruzada).

Obviamente, si miramos una de las dos partes del estereograma es imposible distinguir la estructura tridimensional del objeto y por tanto, no hay información monocular reconocible de forma. La estructura tridimensional del objeto proviene de la disparidad, pero, ¿dónde se encuentra la información de la disparidad? La solución se encuentra si se observa la nube de puntos blancos y negros, en la figura 2.9, en la que cada pequeño cuadrado representaría un punto. Si nos centramos en la imagen izquierda, los puntos están al azar, sin orden alguno. Si se observa la otra imagen vemos que la disposición de puntos es idéntica salvo un cuadrado en el centro que se encuentra desplazado en la otra imagen (se muestra coloreado). Ese desplazamiento corresponde al pequeño cuadrado tridimensional. Dependiendo del sentido del desplazamiento del pequeño cuadrado en el estereograma, dicho cuadrado se ve por delante o por detrás (disparidad cruzada y disparidad descruzada, respectivamente).

⁴ El descubrimiento de los estereogramas de puntos aleatorios (RDS) en 1960 se atribuye al ingeniero búlgaro Bela Julesz, durante la *Reunión de la Sociedad Norteamericana de Óptica* del mismo año.

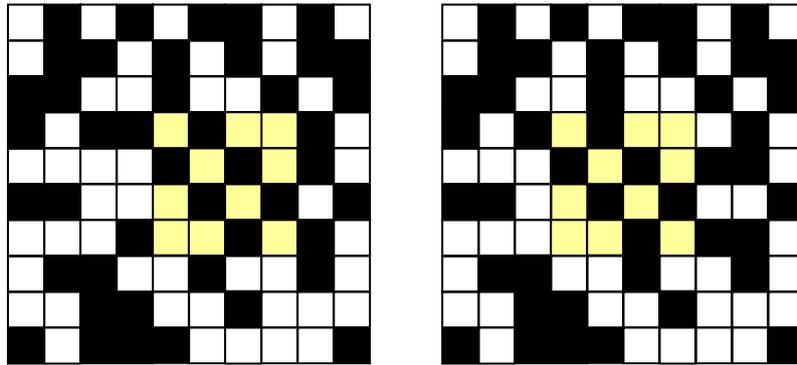


Figura 2.9. Interpretación del RDS mediante pequeños cuadrados blancos y negros. Coloreado se muestra el cuadro que se ha desplazado con respecto al otro.

Puntos o zonas espacialmente diferentes se proyectan en las retinas desplazadas, y, por tanto, ese desplazamiento (disparidad) es el que permite ver el objeto en tres dimensiones. A mayor sensación de profundidad (el cuadrado pequeño se percibe más lejano del central grande), mayor desplazamiento en las proyecciones retinianas. Si aumentamos progresivamente la disparidad (desplazamiento del cuadrado en la imagen), existe un valor para el que se deja de percibir de forma estereoscópica el cuadrado. Dicho valor se llama rango de disparidad o *disparidad máxima* y está relacionado con el área de fusión de Panum⁵, aunque no es exactamente igual, ya que en Optometría el área de fusión se calcula en torno a un punto de fijación y en este caso no tenemos un punto sino un objeto. No se debe confundir la disparidad máxima con el valor mínimo del desplazamiento que genera la percepción de profundidad, ya que esto último es una medida de la agudeza estereoscópica.

El valor de la disparidad máxima (o rango de disparidad, o límite superior de la disparidad) es importante desde muchos puntos de vista, ya que se puede utilizar para cuantificar ciertas influencias de determinados parámetros en la visión estereoscópica. Incluso tiene ciertas aplicaciones prácticas, ya que permite cierta evaluación de la calidad de la visión, como han mostrado algunos trabajos, en los que se han tenido en

⁵ Se entiende por *área de fusión de Panum* aquella región de una retina cuyos puntos originan visión unificada cuando son simultáneamente estimulados con un punto de la otra.

cuenta aspectos de color, luminancia o descentramiento de lentes (Jiménez *et al.*, 1997, Jiménez *et al.*, 2000b, Jiménez *et al.*, 2000c).

Una propiedad especial de los RDS es que no se experimenta diplopía. En el momento en que la disparidad es muy grande (mayor que el rango de disparidad), se funden las dos partes del estereograma pero no se ve en profundidad.

2.4.2. Implicaciones de los RDS.

Han sido numerosas las implicaciones en el estudio de la visión binocular a partir de su descubrimiento. Se muestran a continuación:

- Desde un punto de vista metodológico, constituye la introducción de los ordenadores como tests de visión binocular y estereopsis, permitiendo presentar diferentes tests con parámetros temporales y espaciales perfectamente definidos.
- La percepción de la profundidad binocular no depende del reconocimiento de la forma. Esto tuvo mucha influencia en los estudios sobre neurofisiología que enfocaban los problemas binoculares como un problema de reconocimiento monocular, abandonándose esta línea y produciéndose una eclosión de trabajos sobre fisiología binocular. Estos trabajos originaron, entre otros, los siguientes descubrimientos: en nuestro sistema visual hay células sintonizadas a la disparidad y que se engloban en tres familias, las neuronas sintonizadas a la disparidad cero (entorno del horóptero), disparidades positivas y disparidades negativas.
- Algunos sujetos anómalos a la estereopsis lo son a disparidades positivas o negativas, de ahí que los RDS son un buen test para detectarlo ya que pueden percibir la configuración con el cuadrado por delante (disparidad positiva) pero no a la inversa (disparidad negativa) o viceversa.
- Los RDS permiten estudiar la evolución de la funcionalidad binocular en niños, ya que a partir de los tres meses y medio comienza la sensibilidad a la disparidad. Los estudios con RDS pueden ayudar a separar las anomalías binoculares debidas a problemas motores (movimientos oculares) de las sensoriales, ya que la percepción

del RDS es una percepción sensorial que surge de la activación de las zonas de la corteza sensibles a la disparidad binocular.

- Como la percepción binocular se realiza a nivel de córtex visual (disparidad), este test permite aislar las sendas visuales previas ya que la información proveniente de los ojos izquierdo y derecho no se combina al menos hasta el córtex visual. Los fenómenos perceptuales producidos por los RDS no son generados por etapas de procesamiento previas en el cerebro hasta la combinación binocular. Esta técnica se llama psicoanatomía.

2.4.3. Aspectos especiales de los RDS.

En los estereogramas de puntos aleatorios se han de tener en cuenta algunos aspectos que les permiten presentar características específicas. Se citan a continuación:

- Tolerancia a las diferencias de tamaño. Se pueden tolerar (fundir) diferencias de tamaño entre las dos imágenes que forman el estereograma de un 15%, notablemente superior a los valores normales de aniseiconia en imágenes normales en las que se tolera como máximo un 5%.
- Tolerancia al desenfoque. Si una de las dos partes del estereograma se desenfoca, el observador es capaz de fundir las dos mitades y percibir nítidamente el estereograma, siempre que el desenfoque no sea muy acentuado.
- El sistema visual procesa contrastes de luminancia, no valores absolutos. Se pueden fundir dos mitades de un estereograma con puntos blancos de diferentes luminancias en cada mitad.
- La disparidad se procesa a diferentes frecuencias espaciales, fundiéndose el RDS a unas frecuencias, entrando en rivalidad otras. Esto lleva a la siguiente conclusión: la estereopsis es un fenómeno que se origina a diferentes escalas espaciales.

- Cierta información monocular como la textura, se puede perder cuando se procesa la información binocular. El procesamiento de la disparidad es más importante que cierta información monocular, como la textura.

2.5. SUMACIÓN BINOCULAR.

2.5.1. Introducción.

La principal característica del sistema visual humano es la unificación de las percepciones monoculares en una única percepción visual, llamada percepción binocular. El estudio de los mecanismos responsables de esta unificación ha permitido profundizar en el conocimiento del sistema visual a través de la estereopsis, rivalidad y supresión binocular, interacción binocular por medio de potenciales generados en la corteza cerebral y sumación binocular. La noción de sumación binocular aparece cuando se compara el funcionamiento y/o rendimiento de la percepción visual binocular frente a la percepción visual monocular en una serie de experimentos psicofísicos como pueden ser la medida del umbral absoluto, igualaciones en claridad y experimentos sobre Tiempo de Reacción Visual (Blake y Fox, 1973). Así, y de forma general, se entiende sumación binocular como la combinación o interacción entre los dos sistemas monoculares para formar una percepción binocular de una tarea psicofísica. Se han desarrollado dos modelos específicos para explicar ciertas funciones visuales, la sumación por probabilidad frente a la sumación neuronal.

Históricamente las primeras experiencias que estudian la existencia o no del fenómeno de la sumación binocular se realizaron para determinar el umbral absoluto. En la mayor parte de los experimentos realizados se presenta en fovea un estímulo de breve duración a uno o a ambos ojos, determinándose la luminancia mínima y/o tiempo de exposición necesario para la detección del estímulo. Pueden existir distintas formas de sumación binocular, pero la expresión general para cualquier tipo de sumación en el umbral puede expresarse como (Reading, 1983):

$$B = a(D) + b(I) \tag{2.4}$$

Donde D e I representan las magnitudes físicas del estímulo presentado al ojo derecho e izquierdo, respectivamente, necesarias para producir la respuesta en el umbral; a y b son dos coeficientes que especifican el peso de cada contribución. B es el umbral binocular obtenido por la suma de los dos procesos. Dependiendo de los valores que tomen los coeficientes, se tiene sumación completa ($a = b = 0,50$), sumación parcial ($0 < a < 0,5$; $0 < b < 0,5$) o sumación negativa ($a < 0$ y $b > 1$, o viceversa).

2.5.2. Sumación por probabilidad y sumación neuronal.

Se plantea cómo explicar el tratamiento simultáneo de la información por parte del sistema visual binocular (Medina Ruiz, 2002). Ciertos indicios fisiológicos y anatómicos, como pueden ser la convergencia de las señales generadas por cada retina en la corteza visual y la existencia de datos procedentes de la interacción neuronal en la espina dorsal, sugieren la posibilidad de asumir la existencia de interacción neuronal en este tipo de experiencias visuales (hipótesis de sumación neuronal). Alternativamente, la mejora detectada en visión binocular frente a la visión monocular, podría ser explicada mediante argumentaciones exclusivamente estadísticas por el mero hecho de que la utilización de dos ojos proporciona al observador dos oportunidades, aumentando la probabilidad de detección de la señal (hipótesis de sumación por probabilidad).

El método usado para valorar ambas afirmaciones ha sido el siguiente: utilizando como punto de partida la hipótesis de sumación por probabilidad se estiman los resultados experimentales correspondientes, si existe cierta forma de sumación neuronal, la magnitud de los resultados experimentales debe exceder la calculada por la primera vía. De esta forma la sumación binocular se entendería como el resultado de la contribución, en principio, de ambos factores (Medina Ruiz, 2002).

2.5.3. Factores que afectan a la sumación binocular.

- Características de los estímulos. Se han realizado numerosos estudios acerca de cómo deben de presentarse los estímulos para provocar el fenómeno de la sumación binocular. Así, se sabe que la correspondencia retiniana de estímulos dispares, no es, dentro de un rango, crucial para la sumación binocular. Algunos autores estudiaron la detección de estímulos de breve duración en el umbral

absoluto⁶, encontrando que al estimular zonas retinianas con una disparidad de 4°, la sumación binocular no era la misma que en el caso de la disparidad nula, concluyendo que a disparidad no nula los resultados se podían justificar mediante la hipótesis de sumación por probabilidad (Thorn y Boynton, 1974). Otros autores encontraron que existía un exceso en sumación binocular respecto a la sumación por probabilidad cuando luces de breve duración se presentaban dentro de un determinado rango de disparidad y bajo las cuales se producía diplopía o visión doble de los objetos (Westendorf y Fox, 1977). Posteriormente se verificó y extendió esto último midiendo umbrales de detección de contraste con estímulos acromáticos, obteniendo que a medida que aumentaba la disparidad, el grado de sumación disminuía, observándose tan sólo sumación neuronal en un rango de disparidad limitado (Rose *et al.*, 1988). Más recientemente, una serie de experiencias similares a las anteriores, verificaron estos resultados con estímulos acromáticos y también con estímulos cromáticos: el grado de sumación neuronal encontrado, fue distinto según el tipo de estímulo utilizado: cromático o acromático (Simmons y Kingdom, 1998). Otro factor que influye en la sumación binocular es la correspondencia temporal de los estímulos, de modo que en los umbrales diferenciales de luminancia con asincronías superiores a 100 ms, el umbral binocular se aproxima al monocular (Cogan *et al.*, 1990).

- Tamaño de la pupila y fijación ocular. Para experiencias en el umbral es necesario a la hora de comparar resultados binoculares y monoculares, que la cantidad de luz que llega a la retina de un solo ojo, sea la misma que el total recibido en el caso de utilizar ambos ojos. No obstante, se sabe que el diámetro pupilar en visión binocular es, en general, menor respecto del caso monocular y puesto que la luz que entra en un ojo es proporcional al cuadrado del diámetro pupilar⁷, este resultado puede enmascarar las pruebas realizadas para evidenciar el fenómeno de la sumación binocular. Respecto de la fijación, el punto de

⁶ Se entiende por *umbral absoluto*, la energía luminosa necesaria para la detección de un ‘punto de luz’ presentado en un fondo oscuro (Blake y Fox, 1973) donde el observador se encuentra completamente adaptado a la oscuridad (Home, 1978). El resto de las condiciones depende del tipo de experiencia.

⁷ Se define la *iluminancia retiniana* E_r como $E_r = L \cdot S$ donde L es la luminancia del estímulo y S es la superficie pupilar.

fijación y el estímulo presentado deben de estar en el mismo horóptero⁸, de esta forma se asegura la acomodación y la convergencia para estimular zonas retinianas correspondientes. Ciertas experiencias revelan que la fijación binocular produce una ligera mejora relativa a la condición monocular. A pesar de la influencia que puedan tener estos dos factores, ciertos investigadores han afirmado que estas diferencias en los umbrales medidos en visión monocular y binocular no pueden ser justificadas únicamente por estos motivos, argumentando que es posible dar muestras de sumación binocular para este tipo de experiencias (Blake y Fox, 1973).

- Método de presentación de estímulos y tarea involucrada. Generalmente, las experiencias realizadas sobre sumación binocular en el umbral absoluto han utilizado el cálculo de un porcentaje de respuestas correctas mediante varios métodos de presentación de estímulos. Algunos trabajos sugieren la posibilidad de que el efecto de sumación pueda ser distinto dependiendo del método (Blake y Fox, 1973, Collier y Kubzansky, 1958). De hecho, se demostró que la magnitud en la sumación era significativamente menor mediante una de las técnicas de presentación usualmente utilizadas y que los métodos usados eran capaces de producir sumación en exceso respecto de la estimación por probabilidad (Collier y Kubzansky, 1958). Se sabe que el grado de sumación varía dependiendo del tipo de tarea (detección, discriminación, resolución y reconocimiento). En un trabajo se comparó el grado de sumación binocular mediante diagramas de letras de tamaño pequeño en tareas de agudeza visual y sensibilidad al contraste en condiciones experimentales semejantes (Rabin, 1995). Se obtuvo que la mejora al utilizar los dos ojos llega a ser el doble cuando los diagramas de letras varían su contraste en vez del tamaño. Es interesante resaltar el trabajo que realizaron otros autores sobre el grado de sumación y la complejidad de las experiencias estudiadas (Frisen y Lindblom, 1988). Encontraron que el grado de sumación en tareas de detección era superior, frente a tareas de resolución; en tareas complejas de reconocimiento de

⁸ Se define el horóptero como la línea del espacio (en el plano horizontal de la mirada) que contiene a los puntos objeto cuyas imágenes se forman en puntos correspondientes de las retinas, dado un punto de fijación.

estructuras no encontraron sumación. Afirmaron que cuanto más complejo era el estímulo visual presentado, mayor sería el nivel de procesamiento neuronal en la corteza visual, y menor el grado de sumación binocular encontrado. Un trabajo posterior argumentó que los estímulos presentaban un contraste alto (Bears y Freeman, 1994). Se sabe que valores de contraste altos juegan un papel importante en la disminución del grado de sumación binocular para tareas sobre agudeza, reconocimiento de estructuras y discriminación (Home, 1978, Legge, 1984a, Banton y Levi, 1991, Bears y Freeman, 1994). En experiencias sobre agudeza Vernier⁹ y reconocimiento de estructuras se ha encontrado que la asignación del grado de complejidad en la tarea involucrada es arbitraria, pudiendo ser explicada mediante mecanismos que procesan el contraste durante sus primeras etapas (Banton y Levi, 1991).

- Procesos sensoriales frente a criterios de decisión. Se distinguen criterios de decisión (factores que no corresponden a la percepción, tal y como puede ser la predisposición anímica de un observador en tareas de detección de estímulos) frente a los procesos propiamente sensoriales. A pesar de la influencia que puedan tener los criterios de decisión en los resultados obtenidos, parece poco probable que estos efectos sean los responsables de la superioridad binocular, pues se han encontrado evidencias de sumación binocular mediante métodos de elección forzada, los cuales, no son, en general, sensibles a los criterios de decisión (Blake y Fox, 1973).

- Diferencias individuales. La literatura científica relacionada con el campo de la percepción visual está repleta de ejemplos donde se ponen de manifiesto las diferencias existentes entre los observadores que intervienen en las distintas experiencias. Esto hace que no exista razón a priori para suponer homogeneidad en los resultados referentes a la sumación binocular; y aún más, cabe pensar que este fenómeno puede no ser universal, suposición que viene avalada por la

⁹ La *agudeza Vernier* evalúa la capacidad del sistema visual humano de percibir pequeños desplazamientos. La tarea visual en la medida de este tipo de agudeza se suele llevar a cabo mediante dos líneas delgadas verticales, con alto contraste, que subtienden un pequeño ángulo y que se van desplazando una con respecto a la otra. El sujeto debe indicar cuándo las observa desplazadas. Es un ejemplo de hiperagudeza de nuestro sistema visual.

ausencia de sumación encontrada en sujetos con alguna anomalía como puede ser la ceguera estereoscópica (Lema y Blake, 1977).

2.5.4. Modelo de sumación cuadrático.

Legge elaboró un modelo conocido como modelo de sumación cuadrático (Legge, 1984b). Está basado en el modelo del detector de energía de la teoría de detección de señales (Green y Swets, 1966). Es un modelo clasificado como de un único canal (entendiendo como canal la combinación de mecanismos que realizan decisiones de detección) y un único mecanismo (entendiendo como mecanismo los elementos neuronales en la trayectoria visual), implicando una relación constante entre la actuación binocular y monocular.

El modelo de Legge afirma que las señales energéticas monoculares son sumadas y posteriormente son transmitidas a través de una “comprensión no lineal” para producir una señal energética binocular, a la cual se le añade un ruido visual central en última instancia. Para el caso del contraste, por ejemplo, la regla de combinación se puede expresar como:

$$C = \sqrt{(C_L^2 + C_R^2)} \quad (2.5)$$

donde C , es el contraste binocular efectivo, y C_L , C_R son los contrastes monoculares para el ojo izquierdo y derecho respectivamente. Esta expresión asume que los dos mecanismos monoculares poseen igual sensibilidad. En el caso de ciertas formas de dominancia ocular, es posible la inclusión de unos factores capaces de pesar cada contribución. Referente a la detección de contrastes, este modelo predice que el umbral monocular es un factor $2^{1/2}$ superior respecto al umbral binocular, conclusión que coincide con la dada por el modelo de Campbell y Green (Campbell y Green, 1965).

Respecto a las experiencias de discriminación de contrastes, el modelo de sumación cuadrático predice las funciones de discriminación de contraste monocular a partir de la binocular.

2.5.5. Sumación binocular para diferentes funciones visuales.

- Umbral absoluto de luminancia (umbrales de detección en contraste). Datos sobre las medidas de umbrales absolutos de detección de luz, demuestran que el umbral binocular es 0,7 veces el umbral monocular (promedia para diferentes condiciones experimentales), es decir, la sensibilidad binocular excede a la monocular entre un 40 y un 60%. No se da un fenómeno de sumación completa, sino de sumación parcial. De todos modos, este incremento en la sensibilidad binocular sobre la monocular puede ser importante desde el punto de vista conductual, como por ejemplo, en la conducción. Determinadas experiencias han demostrado que ese incremento de sensibilidad es crítico en situaciones de conducción nocturna. La mejora en la sensibilidad binocular numéricamente es prácticamente igual al fenómeno de la sumación espacial binocular cuando aumenta el área de la retina estimulada al doble (ley de Piper). Se sabe que el umbral de detección acromático binocular, con estímulos más complejos, resulta ser también entre 1,4 y 1,6 veces inferior frente al caso monocular (Campbell y Green, 1965, Lema y Blake, 1977). Otros autores, midiendo umbrales de detección en la presentación de una secuencia temporal de dos estímulos a las frecuencias espaciales de 5 y 40 minutos de arco (Wehrhahn *et al.*, 1990), llegaron a la conclusión de que el umbral de detección binocular era superior en un factor aproximadamente 1,4, compatible con los resultados ya citados. Esta forma de presentación de estímulos, con un orden en el tiempo y a bajas frecuencias espaciales, es equivalente a una percepción real de movimiento. Legge, en su estudio sobre sumación y contraste (Legge, 1984a), usó funciones psicométricas¹⁰ junto con el método de evaluar las diferencias en términos de la razón de umbrales. Para estas primeras obtuvo una relación en forma de potencias entre el índice de detección d' y el contraste del estímulo: $d' = (C/C')^N$, donde C' es el contraste umbral y N es el parámetro que marca la inclinación de la función, encontrando que, en el caso de detección de contraste, $N=2$ tanto para el caso monocular como para el caso binocular. Con el índice de detección Legge estudió la actuación de los dos ojos, en base a este índice es posible

¹⁰ Representaciones entre el logaritmo del porcentaje de respuestas correctas dadas o del índice de detección d' , en función del logaritmo del contraste.

clasificar el grado de sumación de forma similar a la ecuación 2.4. Se trata de sumación simple si el índice de detección binocular es la suma de los índices monoculares, tomándose esta relación como punto de referencia empírico. Si el valor es inferior a éste, se dice que existe sumación parcial. Se dice facilitación para valores por encima de esta relación. Legge encontró que usando los dos ojos, la capacidad de detección aumenta el doble, con la posibilidad de un efecto de facilitación débil. En los últimos años se han encontrado evidencias de sumación binocular en experiencias donde se involucran umbrales de detección de contraste cromáticos (Simmons y Kingdom, 1998). En una de las experiencias, la razón de sensibilidades al contraste binocular/monocular para estímulos que presentaban simultáneamente distintos valores de contraste cromático y acromático, resultó ser similar a los resultados en luminancia (alrededor de 1,4), incluso cuando los estímulos eran isoluminates puros. La mayor parte de los resultados expuestos han sido realizados en fóvea. Algunos autores encontraron una disminución del grado de sumación a medida que aumenta la disparidad. Por otro lado, existen estudios donde se ha analizado el grado de sumación a través del campo visual. Existen resultados que muestran que la sumación binocular es menor en periferia que en fóvea, para estímulos con movimiento; también estudiando la detección de contraste en función de la excentricidad y tamaño del estímulo a lo largo de los meridianos horizontal y vertical (Esterman, 1982, Wood *et al.*, 1992). Estos investigadores encontraron que tanto la sensibilidad binocular como la monocular disminuyen monótonamente al incrementar la excentricidad y al disminuir el tamaño de estímulo utilizado.

- Discriminación en contraste. Generalmente en este tipo de experiencias se superpone, sobre un fondo de contraste C , un estímulo de contraste $C+\Delta C$. Se sabe que los resultados difieren significativamente frente a los obtenidos en detección, sobre todo en condiciones por encima del umbral (Foley y Legge, 1981). Legge reafirmó esto encontrando que el índice N de las funciones psicométricas fue próximo a la unidad (Legge, 1984a). Cuando el contraste del fondo aumenta, la cantidad de sumación binocular disminuye. Para valores del contraste de fondo entre un 1% y un 5%, Legge encontró sumación parcial; para contraste del fondo de un 25%, la cantidad de sumación binocular fue nula. No

obstante, este último resultado ha sido negado por algunos autores (Westendorf y Blake, 1988) en un estudio sobre TRV frente a incrementos en el contraste. Para este mismo valor del contraste del fondo, cerca del umbral los resultados se ajustan a los esperados mediante sumación por probabilidad. Además, para incrementos superiores, la magnitud de la sumación binocular es aproximadamente invariable con el contraste del fondo. En otro tipo de experiencias sobre discriminación de contraste, para umbrales de discriminación de orientación se encontró una ligera mejora (17%) respecto del caso monocular (Andrews, 1967). No obstante, sería para valores de contraste altos, lo que limita el grado de sumación. Por el contrario, sí se encontraron marcadas diferencias para este tipo de tareas con valores de contraste bajo, de un 66% de mejora para un contraste del 8% (Bears y Freeman, 1994).

- Función de sensibilidad al contraste binocular. La sensibilidad al contraste binocular es superior para observadores normales, en promedio, en un factor 1,41 al caso monocular (aunque depende de la frecuencia espacial) y está considerado como un test para saber si hay alguna anomalía o diferencias de comportamiento binocular. El factor 1,41 está muy contrastado en observadores normales, de tal forma que una disminución en dicho valor suele ser debido a un “mal comportamiento” de alguno de los ojos. Así, un desenfoque monocular origina una inhibición binocular sobre la CSF que hace que se reduzca el factor 1,41. También sabemos que la anisometropía y diferentes iluminancias retinianas monoculares reducen la CSF binocular.
- Claridad. Igualaciones binoculares de claridad. Se define sumación binocular en claridad como la diferencia en claridad de estímulos presentados por encima del umbral bajo las condiciones de visión binocular y monocular. Se sabe que los experimentos de este tipo no producen un aumento drástico cuando se utilizan los dos ojos simultáneamente, es decir, la percepción en claridad no es el doble respecto del caso monocular (Blake y Fox, 1973). A niveles de supraumbrales, algunos estudios han demostrado ciertos fenómenos binoculares sumativos. Estos efectos son pequeños y pueden ser experimentados por un observador cerrando un ojo y reabriéndolo, aunque la impresión de claridad es muy parecida. Fuera del nivel de supraumbrales sí existen fenómenos de sumación

binocular. En estos experimentos de claridad, existe uno algo diferente que comprueba que el sistema visual en determinadas condiciones promedia: este fenómeno se conoce como *paradoja de Fechner*. Consiste en el siguiente hecho: si un filtro neutro se coloca delante de un ojo durante la observación binocular y la impresión binocular de claridad es comparada con la que se obtiene para el ojo sin filtrar, la escena aparece más brillante cuando la vemos monocularmente. Es paradójico, ya que la claridad binocular es menor que una de las dos claridades monoculares, que en este caso son diferentes. Por tanto, se ha producido algún proceso de promedio en la senda visual.

- Tiempo de reacción visual (TRV). Los estudios referentes al TRV confirman el hecho de que el TRV binocular es menor que el TRV monocular. Así lo muestra un trabajo donde se estudió la detección de un estímulo de breve duración cuya intensidad variaba en un rango de cuatro unidades logarítmicas (Minucci y Connors, 1964). En condiciones fotópicas y para un tamaño de estímulo de 1°, encontraron que el TRV varía de manera decreciente al aumentar el logaritmo de la intensidad; a su vez, concluyen que el TRV binocular es, para las condiciones mostradas, menor que el TRV monocular. Se encontraron diferencias significativas dependiendo de si el ojo era dominante o no, siendo el grado de sumación, en promedio, de un 6% cuando el ojo era dominante frente al 10% cuando el ojo no era dominante. Para el sistema monocular la latencia es función inversa de la intensidad del estímulo (ley de Pieron). En el caso binocular se han encontrado tiempos de reacción visual más cortos que en el caso monocular en aproximadamente 100° del campo binocular. Esta situación se mantenía en un rango de luminancia muy amplio de visión bifoveal. En algunas experiencias, se ha comprobado que el TRV para el ojo dominante es un 6% menor que para el no dominante.
- Post-imágenes y post-efectos. Resultados obtenidos reflejan que las post-imágenes obtenidas en visión binocular, aparecen antes, son más duraderas y son menos propensas a la fragmentación (Blake *et al.*, 1981). Por otra parte, se ha demostrado que la estabilidad superior de las post-imágenes binoculares no puede ser explicada únicamente sobre la base de fluctuaciones independientes en las post-imágenes monoculares (Forde y Mackinnon, 1975). Sin embargo, existe

gran controversia en los estudios sobre post-efectos con movimiento y con inclinación, argumentándose que los efectos de saturación en la magnitud de éstos dificultan la comparación.

- Frecuencia crítica de fusión. En la comparación binocular la frecuencia crítica de fusión se puede estudiar de dos maneras diferentes, en fase y fuera de fase. En la de fuera de fase, la luz que llega a un ojo llega en el instante que desaparece la misma del otro. En la de fase es la frecuencia crítica de fusión usual pero binocular. En ambos casos hay diferencias significativas en las frecuencias críticas de fusión. En el caso monocular valores típicos para la frecuencia crítica de fusión son de 40 Hz, 45 Hz en el caso binocular en fase y 30 Hz fuera de fase. En la actualidad se estudia la posible correlación entre los datos binoculares y monoculares de la frecuencia crítica de fusión en fase y ciertas anomalías binoculares.

- Función de transferencia de modulación temporal (TMTF). Normalmente se representa la función de transferencia de la modulación temporal, TMTF (*Temporal Modulation Transfer Function*), en función de la recíproca del contraste (visibilidad) y se observa que la sensibilidad al contraste es mayor para la visión binocular de ondas sinusoidales temporales en fase: es mayor en las frecuencias entre 0,5 Hz y 20,0 Hz, existiendo dos picos muy acusados (frecuencias resonantes) en torno a 3,0 Hz y 8,0 Hz. Para TMTF fuera de fase la sensibilidad es menor que en el caso monocular. El descubrimiento de estas frecuencias de resonancia, tiene aplicaciones prácticas y ha sido utilizado para el tratamiento de ciertas anomalías binoculares, como la correspondencia retiniana anómala.

- Agudeza y reconocimiento visual. Numerosas experiencias han estudiado el papel de la visión binocular en la resolución de la información de contorno. En el caso de la agudeza visual, la mayor parte de las experiencias han utilizado anillos de Landolt y letras de Snellen en diversas configuraciones y condiciones. En general se encuentra que la agudeza binocular es superior a la monocular. El grado de sumación en promedio, se encuentra entre un 8,8% (Frisen y Lindblom, 1988) y un 11,3% (Heravian *et al.*, 1990). A su vez, se pone de manifiesto la

importancia que puede tener el contraste. En la detección de una estructura formada con los anillos de Landolt con igual contraste, siendo el hueco de éstos presentado al azar, se llegó a la conclusión de que la superioridad binocular era máxima (alrededor de un 40%) al utilizar contrastes bajos (1-3%), disminuyendo acusadamente (entre 5-25% de mejora) para estímulos con contraste alto, entre 30-70% (Home, 1978). También se encontró dependencia con la luminancia de fondo, siendo el grado de sumación significativamente inferior a altas luminancias. Respecto a tareas visuales sobre hiperagudeza, ciertos estudios no muestran mejora en el caso binocular frente al monocular en pruebas de agudeza tipo Vernier (Frisen y Lindblom, 1988). No obstante, estos últimos investigadores encontraron indicios de sumación en una prueba de bisección (indicación de la posición de una línea horizontal, en relación a otras dos), midiendo umbrales de detección como índice de sensibilidad. Cuando la separación interlineal era pequeña (1,3 minutos de arco) el grado de sumación encontrado osciló entre un 36 y un 69%; al aumentar este factor, no se encontró sumación (para 18 minutos de arco, el umbral binocular fue entre un 2%-19% superior al monocular). Argumentan que el grado de sumación encontrado en pequeños desplazamientos se debe a la discriminación en intensidad generada por el solapamiento de las funciones de dispersión de línea retinianas. A pesar de la falta de consenso en los anteriores estudios, algunos autores sí han encontrado sumación binocular (Banton y Levi, 1991). Observaron que las anteriores experiencias utilizaron estímulos con contraste alto. Explicaron la falta de sumación por medio de la saturación que presentan las respuestas cuando el contraste es alto. Se midieron umbrales de agudeza Vernier (segundos de arco) para dos líneas horizontales que presentaban un ligero desplazamiento vertical, el rango de contraste utilizado por estos autores varió desde el umbral de detección de línea, hasta 20 veces este valor. El umbral de detección binocular fue inferior al monocular en todas las condiciones, siendo la mejora entre un 40 y un 60%, similar a lo encontrado en las tareas de detección de contraste. En base a sus resultados, argumentaron que en el conjunto de contrastes estudiados, la saturación no es relevante, además, estos investigadores calcularon un factor que estima el grado de sumación binocular en ausencia de contraste obteniéndose ausencia de sumación. Por otro lado, sobre reconocimiento de formas se encontró que la agudeza en la identificación de

letras mostradas brevemente fue ligeramente superior utilizando los dos ojos (Eriksen, 1966). Además, en otra experiencia donde la energía que estimulaba un ojo fue aumentada el doble, la agudeza en el reconocimiento fue significativamente superior respecto del obtenido mediante visión binocular, resultado que fue interpretado como sumación parcial. Home (Home, 1978) midiendo la sensibilidad al contraste en una experiencia de reconocimiento de letras y variando el contraste aleatoriamente entre 0,3 y 7%, obtuvo resultados similares a los citados sobre detección de contraste. Este resultado ha sido también verificado por otro autor (Rabin, 1995) donde midió la sensibilidad al contraste, para diagramas de letras pequeñas variando el contraste entre un 5 y un 93% gradualmente. Por otro lado, otros investigadores no encontraron indicios de sumación en una prueba de reconocimiento de estructuras complejas (Frisen y Lindblom, 1988). No obstante, utilizaron un valor del contraste alto.

3. METODOLOGÍA.

En esta sección dedicada a la *Metodología*, se describen los grupos de observadores que participaron en los experimentos, así como la metodología empleada en la toma de datos en aberrometría, calidad de imagen retiniana, sumación binocular y disparidad máxima. También se incluye la metodología usada en la obtención de datos referentes a topografía corneal, sólo para el grupo de sujetos operados con LASIK. Como se indicó en la introducción, cada uno de los tres experimentos se llevaron a cabo para un grupo concreto de observadores (normales u operados con cirugía refractiva). Previa a la descripción de la metodología, se describen a continuación los dos tipos de grupo de observadores.

3.1. OBSERVADORES.

Los observadores normales que formaron parte de los experimentos debían cumplir una serie de criterios de admisión:

- Observadores emétopes: refracción objetiva, con un error refractivo esférico menor de $\pm 0,50$ D y un astigmatismo $\leq \pm 0,25$ D. La refracción objetiva se llevó a cabo mediante retinoscopia. Se utilizó *ciclopentolato clorhidrato 1%* para conseguir la cicloplejía (parálisis del músculo ciliar).
- Agudeza visual $\geq 1,0$ en ambos ojos medida con el test de Snellen, proyectado a 6 m del observador y en rango fotópico de iluminación.
- Ninguna patología que pudiera afectar al rendimiento visual.
- Estereopsis normal, evaluada con el test de Titmus (*Stereo Fly Test*).

Se analizaron dos grupos de observadores normales:

- a) En el primer grupo se llevó a cabo un estudio de las diferencias interoculares en las HOA y se evaluó su rendimiento visual mediante la disparidad máxima y la sumación binocular para la CSF. Se estudiaron un total de 35 sujetos, con una edad promedio de 27,2 años en un rango desde 21 a 42 años.

- b) En el segundo grupo de observadores normales se analizaron las diferencias interoculares en la razón de Strehl y se evaluó su rendimiento visual mediante la sumación binocular para la CSF. Se estudiaron un total de 28 sujetos, con edades que variaban desde los 19 a los 63 años (promedio de edad de 39,8 años), donde un 32,1% eran mayores de 50 años.

En el segundo grupo de observadores solo se llevó a cabo un estudio de la sumación binocular para la CSF, debido a que se necesitaban sujetos de edades muy avanzadas para que el efecto del scattering intraocular fuera significativo en los experimentos. Esto limitó la toma de datos, puesto que los sujetos de edades avanzadas presentan dificultades para la realización de experimentos con RDS, como han demostrado resultados previos obtenidos en los laboratorios donde se han desarrollado las presentes pruebas.

Además, se llevó a cabo un estudio para un grupo de observadores operados con cirugía refractiva. Se estudiaron un total de 60 ojos operados en 30 sujetos. Fueron operados con LASIK mediante un procedimiento no personalizado; la intervención se llevó a cabo en una clínica especializada en cirugía refractiva usando el láser de excímero *ESIRIS* (*SCHWIND Eye-Tech Solutions*, Kleinostheim, Alemania). La edad de los sujetos de este grupo varió desde los 22 a los 41 años (el 75% de 22 a 28 años). El error refractivo esférico medio antes de la operación fue de $(-4,7 \pm 2,0)$ D, variando desde -1,0 a -8,0 D. La zona óptica fue de 6 mm y la posición de la bisagra del *flap*¹¹ fue superior en ambos ojos. La anisometropía media pre-LASIK fue de $(0,92 \pm 0,13)$ D, y el rango de anisometropía varió desde 0 a 2,25 D. Para cada sujeto la anisometropía se calculó como la diferencia entre el equivalente esférico de cada ojo. En el caso del estudio del grupo de sujetos operados con LASIK, los criterios de admisión fueron:

- Transcurridos 3 meses desde la cirugía refractiva, los pacientes estaban satisfechos con los resultados y no necesitaron ningún tipo de corrección óptica. El valor medio del error refractivo esférico era menor o igual a 0,50 D.

¹¹ En cirugía, el colgajo corneal resultante necesario para la ablación con la técnica LASIK, se le conoce como *flap corneal* o, simplemente, *flap*. Dicho flap presenta una zona de unión con el resto de córnea, que se suele llamar ‘bisagra del flap’.

- La agudeza visual mediante el test de Snellen debía ser mayor, igual o una línea menor que su agudeza visual pre-LASIK con su mejor corrección.
- Ningún paciente debía presentar anomalías que pudieran afectar a su rendimiento visual, como glaucoma, cataratas, queratitis u otras.
- Estereopsis normal, evaluada con el test de Titmus, los anillos de Wirt y los sestereogramas de puntos aleatorios.

Antes de realizar los experimentos, todos los observadores, normales y operados con LASIK, dieron su consentimiento informado según la Declaración de Helsinki.

3.2. DATOS EN ABERROMETRÍA.

Los datos en aberrometría fueron obtenidos mediante un aberrómetro *WASCA Analyzer* (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania), basado en un sensor Hartmann-Shack. Una fotografía del dispositivo se muestra en la figura 3.1. Las medidas se llevaron a cabo en ambos ojos, sin dilatación, para mantener condiciones naturales, evitando así el cambio del centro de la pupila cuando se usan fármacos para dilatarla (Yang y Wu, 2007).

Siguiendo las indicaciones del manual de usuario, se midieron las aberraciones utilizando la técnica de ‘fogging’ para conseguir un estado de ‘no acomodación’ del ojo. Todos los datos en aberrometría fueron calculados para $\lambda=555\text{nm}$ y para un tamaño de pupila de 5 mm, utilizando el software proporcionado por el fabricante.

Teniendo en cuenta las aberraciones oculares, existen distintas métricas para caracterizar la calidad visual (Marsack *et al.*, 2004). De los datos de aberrometría obtenidos, se calcularon: el RMS¹² total de las aberraciones de alto orden (desde el tercer al sexto orden), el RMS de las aberraciones esféricas y el RMS de las aberraciones de coma, también para alto orden, del mismo modo a como otros autores han caracterizado las aberraciones oculares (Wang y Koch, 2003).

¹² Raíz cuadrática media o RMS, del inglés *Root Mean Square*.

3. Metodología

A continuación se muestran las fórmulas utilizadas para el cálculo de la raíz cuadrática media para cada grupo de aberraciones:

$$RMS_{HOA} = \sqrt{(Z_3^{-3})^2 + (Z_3^{-1})^2 + (Z_3^1)^2 + (Z_3^3)^2 + (Z_4^{-4})^2 + (Z_4^{-2})^2 + \dots + (Z_6^4)^2 + (Z_6^6)^2} \quad (2.6)$$

$$RMS_{Sph} = \sqrt{(Z_4^0)^2 + (Z_6^0)^2} \quad (2.7)$$

$$RMS_{Coma} = \sqrt{(Z_3^1)^2 + (Z_3^{-1})^2 + (Z_5^1)^2 + (Z_5^{-1})^2} \quad (2.8)$$

Téngase en cuenta que la fórmula del RMS para las aberraciones de alto orden, RMS_{HOA} , donde HOA es el acrónimo de *Higher Order Aberrations*, aparece abreviada debido a la gran cantidad de términos que incluye. El orden de aparición de los coeficientes de Zernike sigue una norma estándar dada por la *Optical Society of America* (Thibos *et al.*, 2002).



Figura 3.1. Fotografía del aberrómetro WASCA y de un observador en plena toma de datos.

3.3. CALIDAD DE LA IMAGEN RETINIANA: RAZÓN DE STREHL.

Para estimar la calidad óptica de la imagen retiniana se utilizó el OQAS (*Optical Quality Analysis System*, Visiometrics S. L. Tarrasa, España), basado en la técnica del doble paso, que es una técnica usada para una descripción más precisa de la calidad óptica en ojos en los que destacan las aberraciones de alto orden y la luz dispersada (Díaz-Doutón *et al.*, 2006). En esta técnica una fuente puntual (un diodo láser infrarrojo, de $\lambda=780$ nm) se proyecta sobre la retina y, tras reflejarse y atravesar por segunda vez los medios oculares, una cámara registra la imagen resultante del doble paso (figura 2.3). El dispositivo incluye un optómetro para corregir el desenfoque del paciente.

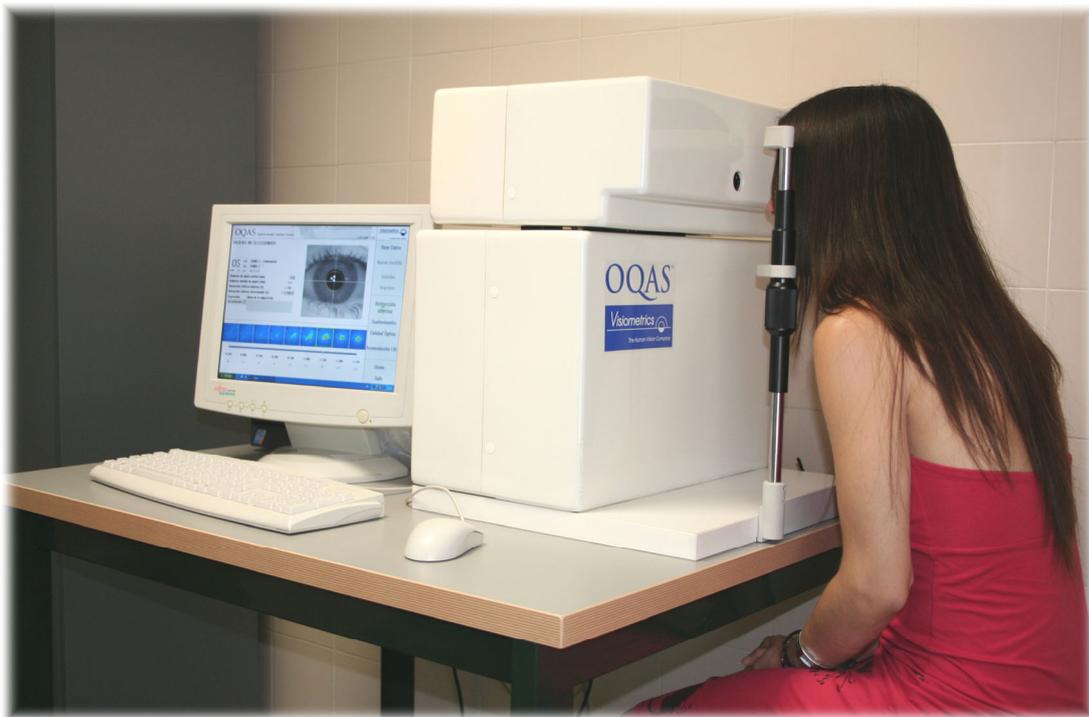


Figura 3.2. Fotografía del OQASTM utilizado. Frente a él, se observa uno de los sujetos durante la toma de datos.

Para medir de forma cuantitativa la calidad de la imagen retiniana se utilizó la *razón de Strehl*, un parámetro comúnmente usado para estimar la calidad óptica (Guell *et al.*, 2004, Díaz-Doutón *et al.*, 2006). Este parámetro se define como la razón entre el área de la MTF-2D (la función de transferencia de la modulación en 2D) del ojo y el

área de de la MTF-2D limitada por difracción. La razón de Strehl varía de 0 a 1, de modo que un valor bajo indica una calidad de la imagen retiniana más baja debido a una mayor influencia de las aberraciones y el scattering (Guell *et al.*, 2004, Díaz-Doutón *et al.*, 2006, Jiménez *et al.*, 2008).

Se tomaron los datos en ambos ojos sin dilatación, para mantener condiciones naturales, del mismo modo a como se hizo en aberrometría. De esta forma se evita el cambio del centro de la pupila cuando se usan fármacos para dilatarla (Yang y Wu, 2007). Todos los datos fueron referidos a una pupila de 5 mm.

Para todas las medidas realizadas con el OQAS, se realizaron al menos tres medidas y se promediaron. Tras medir la razón de Strehl para los ojos izquierdo y derecho, se calcularon las diferencias interoculares, en módulo, para la razón de Strehl y para cada uno de los observadores estudiados.

3.4. SUMACIÓN BINOCULAR PARA LA CSF.

La función de sensibilidad al contraste, en adelante CSF (*Contrast Sensitivity Function*), fue obtenida mediante un test dirigido por el software *Vision Works* de *Vision Research Graphics* (Dirham, NH, USA) (Swift *et al.*, 1997). El calibrado del monitor se llevó a cabo con un espectrorradiómetro *PR-704* (Photoresearch. Texas, USA). Las frecuencias espaciales utilizadas fueron:

Frecuencias espaciales (ciclos/º)	1.5	3.0	5.9	9.9	14.8	18.5	21.2
--------------------------------------	-----	-----	-----	-----	------	------	------

Se utilizaron rejillas de barras verticales. Para la frecuencia espacial más baja, se mostró una rejilla con 3 barras verticales blancas (luminancia máxima) y 4 barras verticales oscuras (luminancia mínima). La luminancia promedio durante la evaluación de la CSF fue de 7 cd/m², dentro del rango mesópico, y se llevó a cabo con luz blanca. Se utilizó una mentonera para fijar la posición de la cabeza del observador, a una distancia al test de 6 m.

Los experimentos de la CSF fueron realizados con pupilas naturales y todos los sujetos mostraron un tamaño de pupila mayor de 5 mm, medido con un pupilómetro *Colvard* (*OASIS Medical Inc.* Glendora, CA, Estados Unidos). Resultados previos han mostrado que los datos para la sumación binocular no difieren significativamente cuando los experimentos se llevan a cabo con pupila natural o artificial (Campbell y Green, 1965, Jiménez *et al.*, 2006).

Para cada frecuencia espacial, el umbral de contraste se determinó utilizando el método de escalera¹³ (*up-down staircase procedure*) con 6 inversiones, comenzando con la de mínimo contraste disponible. El umbral de contraste fue definido mediante el promedio de las cuatro últimas inversiones. Las frecuencias espaciales se presentaron en orden aleatorio.

Al comienzo de cada sesión se empleó un periodo de adaptación a la oscuridad de 2 minutos, para que el observador se habituara a la luminancia del estímulo. Para cada observador se llevaron a cabo dos sesiones para cada condición (tanto monocular, para ojo izquierdo y derecho, como para binocular) con el fin de estimar la sensibilidad al contraste. En total, 6 sesiones, que fueron realizadas en diferentes días para evitar fatiga visual del observador. Además, antes de cada toma de medidas, cada observador realizó 3 sesiones de entrenamiento para minimizar efectos de aprendizaje.

Para comparar los resultados monoculares con los binoculares, se calculó la sumación binocular. Para cada frecuencia, se dividió la CSF binocular por la mayor CSF monocular, es decir, por la mejor CSF monocular (Whitaker y Pardhan, 1997). La sumación binocular para cada observador se obtiene mediante el promedio de la sumación binocular determinada para cada frecuencia espacial. Resultados previos han mostrado que la sumación binocular no difiere significativamente con la frecuencia espacial (Campbell y Green, 1965, Jiménez *et al.*, 2003, Jiménez *et al.*, 2006).

¹³ Uno de los métodos psicofísicos de medida es el *método de escalera*, en el que si la respuesta del observador es positiva con respecto a la percepción del estímulo del test, se reduce el valor del parámetro de control o de la magnitud visual que se quiere medir (en este caso el contraste), mientras que si la respuesta es negativa, se incrementa. Uno de los inconvenientes de este método es la influencia que puede tener el conocimiento del observador sobre cómo varía el estímulo en función de su respuesta.

3.5. ESTEREOPSIS: DISPARIDAD MÁXIMA.

Para evaluar la disparidad máxima se utilizaron los estereogramas de puntos aleatorios (RDS) en los que la disparidad se produce entre los puntos conjugados visibles en cada imagen monocular (Howard y Rogers, 2002). Este tipo de test se usa normalmente en estudios de estereopsis (Reading, 1983, Howard y Rogers, 2002) y tiene una configuración espacial que permite determinar la disparidad máxima. El estímulo estereoscópico utilizado fue un cuadrado central con disparidad, visto por delante o por detrás de un fondo plano. Medimos la disparidad máxima percibida por cada observador (Jiménez *et al.*, 1997). Una mayor disparidad máxima indica un mayor rango de disparidades útiles y, por tanto, una percepción estereoscópica más efectiva.

Los pares de imágenes de los RDS tenían una densidad del 50% y se presentaron en un monitor conectado a un PC. El monitor fue optimizado tanto en contraste como en brillo para minimizar el efecto de la luminancia de fondo (Jiménez *et al.*, 1999). La luminancia promedio del test RDS fue de 6 cd/m^2 , dentro del rango mesópico.

Frente a la pantalla del monitor se colocó un estereoscopio de Wheatstone con espejos de primera superficie. Este dispositivo, perfectamente descrito en la literatura (Jiménez *et al.*, 1997), permitió proyectar las imágenes derecha e izquierda del par estereoscópico sobre el ojo derecho e izquierdo respectivamente, resultando una imagen central estéreo. Se fijó la posición de la cabeza mediante una mentonera y un apoyafrentes. La distancia al test fue de 2 m y el tamaño de cada uno de los puntos que forman el RDS tal que subtendía 2 minutos de arco desde el punto de observación. Los incrementos de disparidad se generaron mediante un desplazamiento de unos 4 minutos de arco del pequeño cuadrado central de ambas imágenes. Se ha de hacer notar que, aunque un valor de 4 minutos de arco es lo suficientemente preciso como para determinar la disparidad máxima, no es preciso para medir agudeza estereoscópica en observadores normales. Para medir estereoagudeza, el dispositivo debería ser modificado (Wong *et al.*, 2002). El tamaño del cuadrado central estereoscópico fue de $80'$, la separación entre los cuadrados que generaron el RDS fue de 1° , y el tamaño de cada patrón fue de 4° .

Hay dos posibles configuraciones para el estereograma: en frente (disparidad cruzada), donde el cuadrado central aparece más cercano al observador; y detrás (disparidad descruzada), donde el cuadrado central parece estar más lejano del observador. Para cada configuración, la disparidad máxima también se determinó mediante el método de escalera, con 6 inversiones. Para realizar el test, se comenzó con disparidad cero y se fue incrementando la misma, sometiendo al observador a un tiempo de exposición al estímulo de 0,5 segundos. El tiempo entre presentaciones de estímulos fue de 1,25 segundos. Antes de cada sesión, se informó al observador de la configuración que sería presentada (cruzada o descruzada), y que debían detectar estereoscópicamente un cuadrado central. La tarea del observador fue la de indicar cuándo dejaba de percibir el cuadrado ciclópeo presionando el botón de un ratón conectado al PC. El software utilizado para el test RDS almacenó esta información para su posterior análisis estadístico. Para cada configuración se determinó dos veces el límite superior de la disparidad; el promedio de esos dos valores se tomó como disparidad máxima. La disparidad máxima definitiva se obtuvo como el promedio de la disparidad cruzada máxima y la disparidad descruzada máxima.



Figura 3.3. Fotografía del dispositivo experimental para la medida de la disparidad máxima. Se puede apreciar en el monitor el RDS.

3. Metodología

En las sesiones se sometió a los sujetos a un periodo de unos 3 minutos de adaptación al fondo oscuro de pantalla. Entre presentaciones, se usó uno de los estímulos que generan el estereograma para rellenar el área del RDS y favorecer así la fusión. Antes de realizar el test definitivo, cada observador llevó a cabo 4 sesiones de entrenamiento.

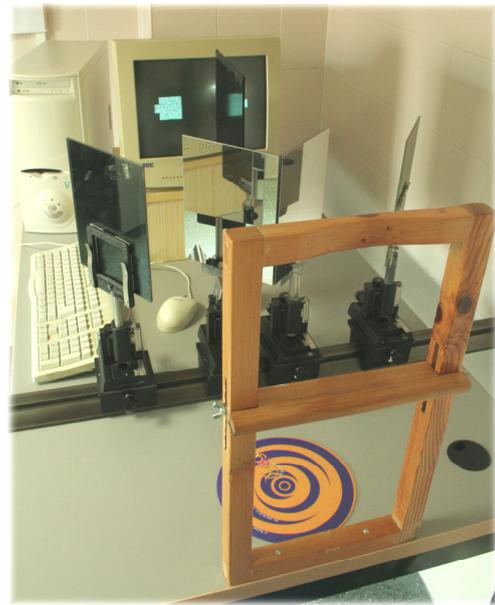
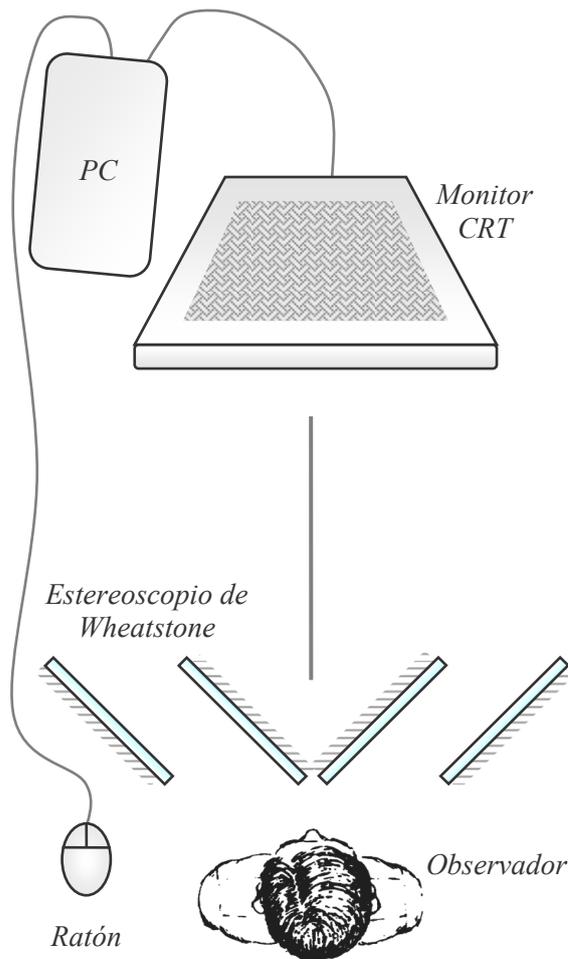


Figura 3.4. Esquema (vista superior) y fotografía del dispositivo experimental, donde se detalla el estereoscopio. En la fotografía se aprecia, en primer plano, el apoyafrentes y la mentonera.

Los datos de aberrometría están referidos a una pupila de tamaño de 5 mm, aunque los experimentos se realizaron con pupila natural. Tanto la disparidad máxima como los test de la CSF se llevaron a cabo bajo condiciones mesópicas de iluminación, y, durante los experimentos, todos los observadores mostraron una pupila mayor de 5 mm. El tamaño de la pupila se midió con un pupilómetro COLVARD, y se obtuvo un promedio de $(5,7 \pm 0,4)$ mm. Para minimizar los posibles efectos de anisocoria (diferente

tamaño de pupila en ambos ojos) y el hecho de que se calcularon diferencias interoculares en aberraciones para tamaños de pupila de 5 mm, también se midieron todos los datos con una pupila artificial de 5 mm para 12 observadores y se compararon los datos de una pupila natural y una pupila artificial. En el caso binocular con pupila artificial, se comprueba cuidadosamente que se mantengan tanto la fusión como la estereopsis, ya que pequeños descentrados de las pupilas en el caso binocular pueden causar diplopía y una pérdida de fusión. Una vez que las dos pupilas artificiales se colocaron en la estructura, las dos pupilas se movieron hasta que el observador indicó que su visión era clara, sin diplopía y con fusión limpia. Los resultados para los observadores con pupila artificial mostraron que la sumación binocular y la disparidad máxima no diferían significativamente ($p > 0,05$ en ambos casos) al usar pupila artificial con respecto a la pupila natural.

3.6. TOPOGRAFÍA CORNEAL.

En el caso de observadores operados con cirugía refractiva LASIK es importante un análisis de la superficie corneal pre- y post-cirugía, puesto que la intervención quirúrgica afecta directamente a la forma de la córnea. Los datos obtenidos de superficie corneal se tomaron con un topógrafo *EyeSys-2000*. A partir de estos datos se realizaron los cálculos para obtener la asfericidad corneal mediante el software *CTView Vol-Pro* (*Sarver and Associates, Inc.*), para un tamaño de pupila de 5mm.

4. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN.

A continuación se muestran los resultados experimentales en los diferentes estudios realizados sobre el rendimiento visual binocular. Se dividen en tres experimentos que corresponden a estudios distintos, cada uno de los cuales se realizó para un grupo de observadores determinado. Tanto los distintos experimentos como el grupo de observadores que participaron para cada uno, vienen detallados en el punto 3.1 del capítulo *Metodología*.

4.1. DIFERENCIAS INTEROCULARES EN ABERRACIONES DE ALTO ORDEN PARA OBSERVADORES NORMALES.

Medidas las aberraciones de alto orden (HOA) para cada uno de los ojos de los sujetos, lo primero que estudiamos fue la correlación entre los ojos izquierdo y derecho, encontrándose que fue significativa (para todas las aberraciones, $p < 0,001$ para la correlación del coeficiente de Pearson), indicando una cierta simetría interocular de las aberraciones de alto orden.

El siguiente paso fue calcular las diferencias interoculares en las aberraciones de alto orden, tanto para el total, como para las aberraciones esférica y de coma. Una vez obtenidas estas diferencias interoculares y calculada la sumación binocular para cada uno de los observadores, se procedió a la representación de los resultados: sumación binocular frente a las diferencias interoculares en las HOA (total, aberración esférica y aberración de coma).

Las figuras 4.1, 4.2 y 4.3 muestran los resultados para la sumación binocular y los tests de sensibilidad al contraste, en función de las diferencias interoculares ya citadas. Como puede apreciarse en los resultados obtenidos, la sumación binocular resultó ser mayor que 1,0 en todos los sujetos, indicando de esta forma la superioridad del sistema binocular con respecto al monocular. Para todas las aberraciones testeadas, el coeficiente de correlación entre la sumación binocular y las diferencias interoculares

en las aberraciones varió desde $r^2=0,71$ para el RMS total de las HOA, hasta $r^2=0,53$ para el RMS de las aberraciones de coma.

A la vista de los resultados, comprobamos cómo las diferencias interoculares en las aberraciones oculares influyen en el rendimiento visual. Para la CSF, la sumación binocular muestra una correlación decreciente con las diferencias interoculares en las aberraciones oculares estudiadas. Esto concuerda con otros resultados que muestran que las diferencias interoculares pueden disminuir la sumación binocular y, por tanto, el rendimiento visual en condiciones normales de visión binocular (Schor y Heckmann, 1989, Pardhan y Gilchrist, 1990, Legras *et al.*, 2001, Jiménez *et al.*, 2003, Anera *et al.*, 2007). Estas diferencias interoculares pueden ser críticas en sujetos que han sido sometidos a cirugía refractiva, por ejemplo LASIK, donde se pueden alcanzar grandes cambios en las aberraciones totales y corneales (Jiménez *et al.*, 2000a, Moreno-Barriuso *et al.*, 2001). Se ha de matizar que, en este estudio, los coeficientes de correlación fueron diferentes para el tipo de aberraciones estudiadas, estando de acuerdo con otros trabajos (Marsack *et al.*, 2004), aunque la tendencia fue la misma.

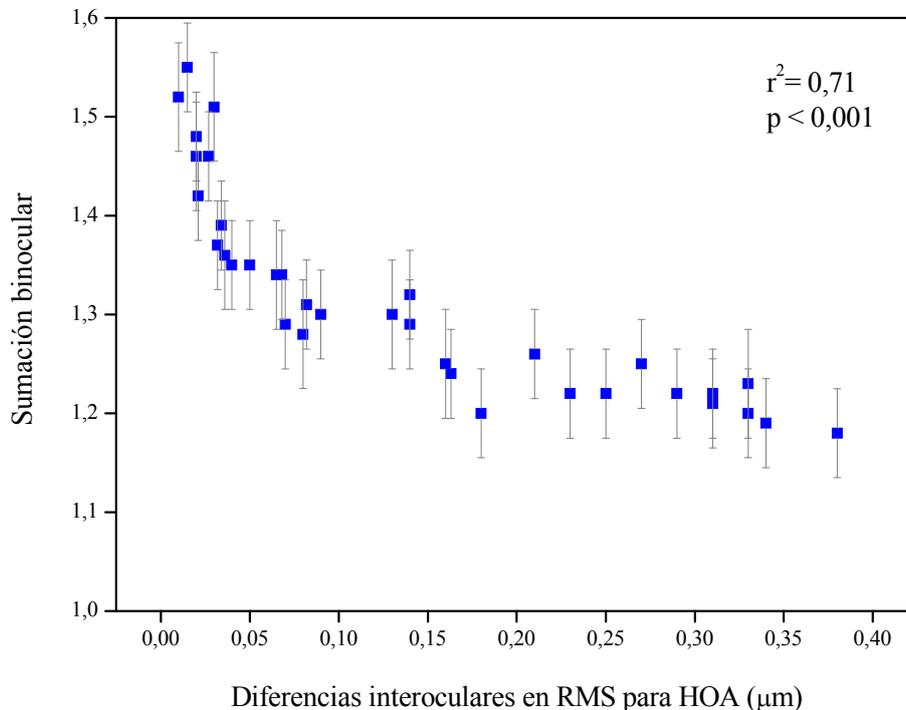


Figura 4.1. Sumación binocular en función de las diferencias interoculares en RMS para las aberraciones de alto orden (HOA), desde el tercer al sexto orden.

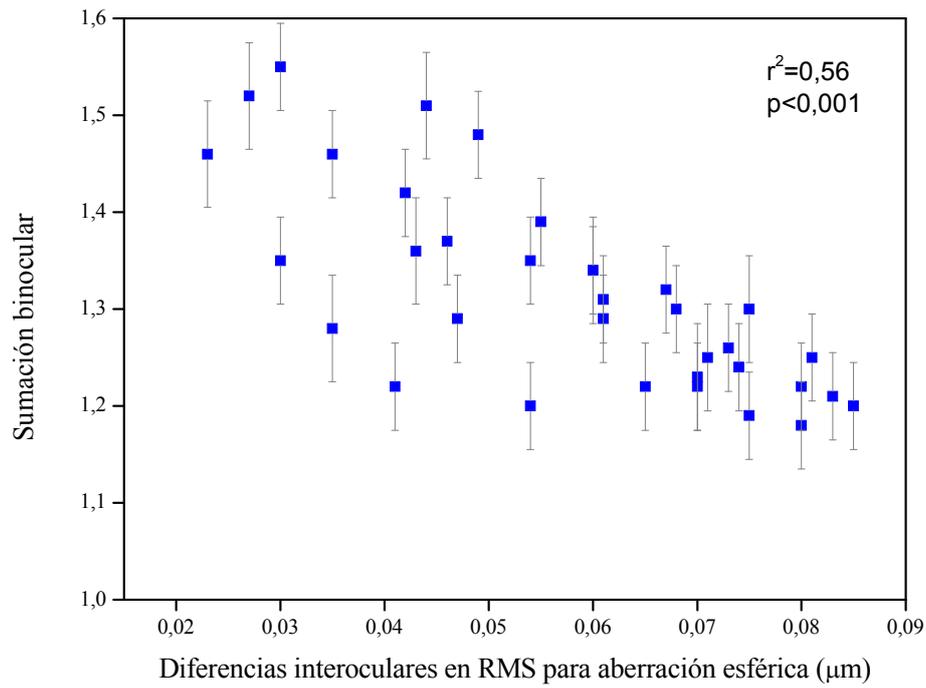


Figura 4.2. Sumación binocular en función de las diferencias interoculares en RMS para la aberración esférica, desde el tercer al sexto orden.

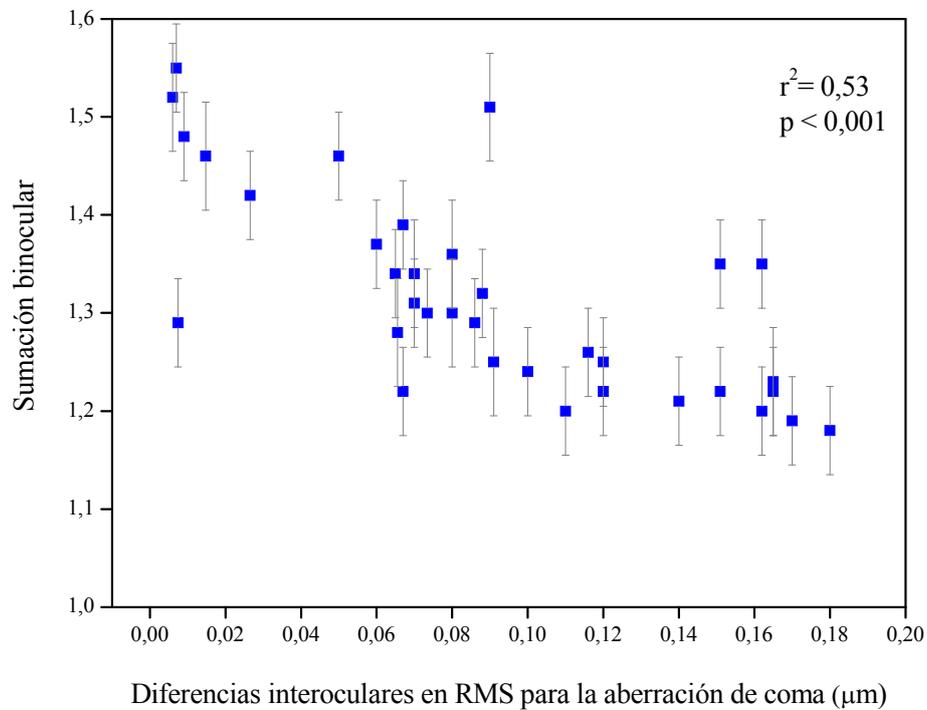


Figura 4.3. Sumación binocular en función de las diferencias interoculares en RMS para la aberración de coma, desde el tercer al sexto orden.

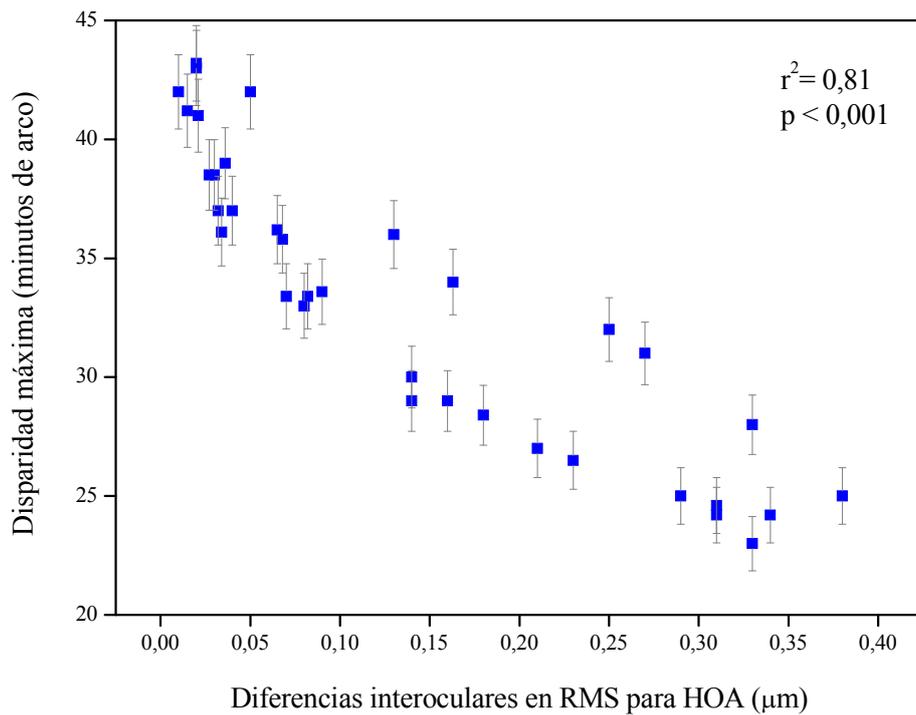


Figura 4.4. Disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en RMS para las aberraciones de alto orden (HOA), desde el tercer al sexto orden.

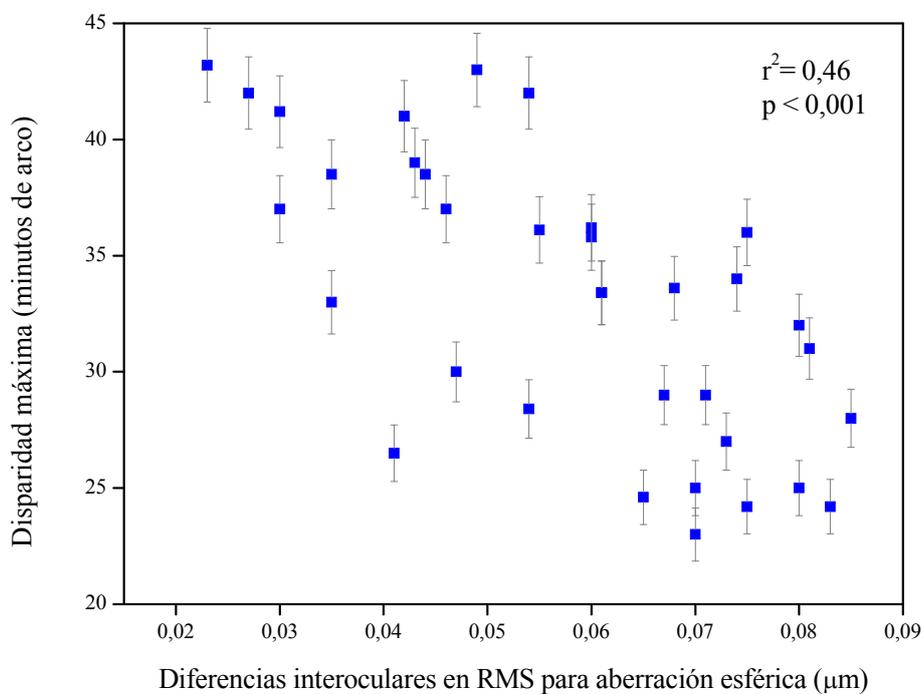


Figura 4.5. Disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en RMS para la aberración esférica, desde el tercer al sexto orden.

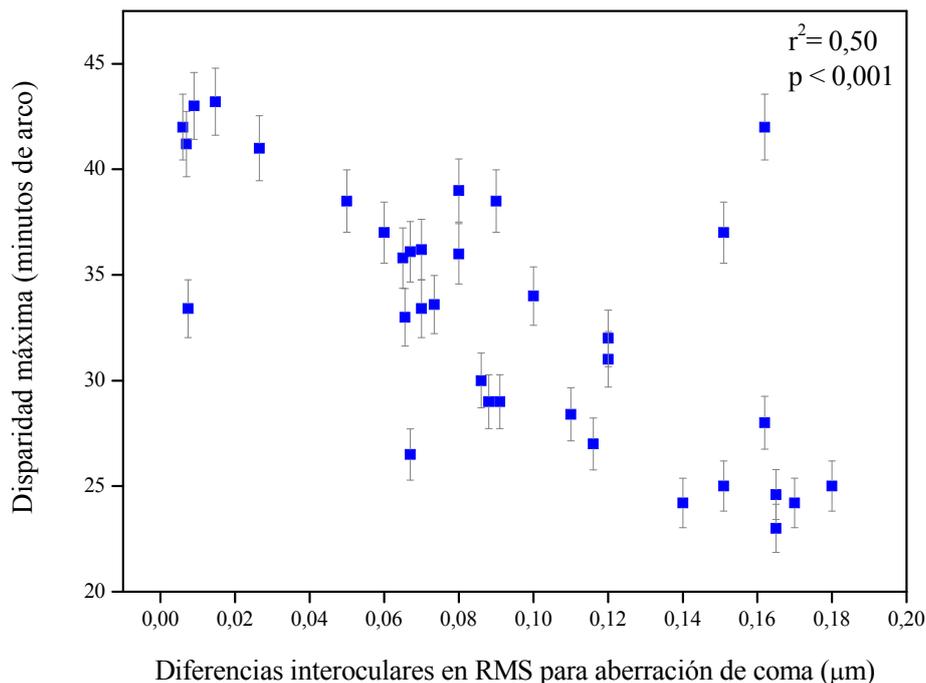


Figura 4.6. Disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en RMS para la aberración de coma, desde el tercer al sexto orden.

Otro aspecto a tener en cuenta es que, aunque se proporcionó la sumación binocular como el promedio de la sumación binocular para las distintas frecuencias espaciales estudiadas, se verificó si la sumación binocular difería para estas frecuencias, comprobando que no existían diferencias significativas ($p > 0,05$), como otros autores han mostrado (Reading, 1983; Jiménez *et al.*, 2006).

Por otro lado, las figuras 4.4., 4.5 y 4.6 muestran los resultados para el test de la disparidad. La disparidad máxima varía desde 43,2' hasta 23,0', indicando la variabilidad de este parámetro, como otros trabajos han demostrado (Jiménez *et al.*, 1997, Jiménez *et al.*, 2000b, Jiménez *et al.*, 2000c). Al igual que para la sumación binocular, existe una correlación significativa ($p < 0,001$) para la disparidad máxima con las aberraciones estudiadas, siendo la mayor correlación para el caso de las HOA totales ($r^2 = 0,81$), y la menor para la aberración esférica ($r^2 = 0,46$). Se encontró que la correlación era decreciente, de modo que a mayores diferencias interoculares en las aberraciones, menor era la disparidad máxima.

Estos resultados muestran la sensibilidad de la disparidad máxima a las diferencias interoculares en las aberraciones, siendo la visión estereoscópica más efectiva cuanto menores son las diferencias interoculares en las aberraciones. Otros estudios han mostrado la sensibilidad de la estereopsis a diferentes variaciones interoculares (Wood, 1983, Legge y Gu, 1989, Jiménez *et al.*, 1997, Jiménez *et al.*, 2000c).

Sin embargo, en este estudio, se deberían resaltar ciertas limitaciones. Por un lado, las diferencias interoculares en aberraciones se calcularon monocularmente para $\lambda = 555\text{nm}$, mientras que los tests psicofísicos se realizaron con luz blanca. En cualquier caso, otros resultados experimentales han mostrado que no existen grandes variaciones en las aberraciones monocromáticas con la longitud de onda (Llorente *et al.*, 2003), y que el efecto de corregir la aberración cromática para la CSF es pequeño (Yoon y Williams, 2002). En otro trabajo se mostró que, para una pupila de 4 mm, no existían diferencias en la sensibilidad al contraste para estímulos monocromáticos con respecto a la luz blanca (Campbell y Gubisch, 1967). Para la disparidad máxima, resultados previos han indicado que no existe dependencia con la longitud de onda cuando hay variaciones de luminancia en los estereogramas (Wong *et al.*, 2002), como ocurrió aquí.

Por otro lado, en el caso de la disparidad máxima, los tests se llevaron a cabo a una distancia de 2 m, mientras que la CSF se midió para visión lejana y la toma de datos en las aberraciones se realizó en estado de no acomodación del ojo. En tests anteriores realizados en el mismo laboratorio donde se ha llevado a cabo el presente trabajo, se obtuvo que la disparidad máxima no difería significativamente para distancias mayores de 1,5 m, lo que estaría de acuerdo con trabajos en los que se demuestra que otros parámetros estereoscópicos, como la estereoaquidez (disparidad mínima), no difiere significativamente para visión cercana o lejana (Campbell y Green, 1965, Jiménez *et al.*, 2006).

Las medidas psicofísicas fueron tomadas con pupilas naturales, no encontrándose influencia alguna de anisocoria. Los datos para sumación binocular y disparidad máxima no variaron significativamente para el grupo de observadores estudiados cuando los experimentos se llevaron a cabo con pupila natural o artificial, al

igual que se ha mostrado en otros resultados para sumación binocular y umbrales de contraste (Campbell y Green, 1965, Jiménez *et al.*, 2006). Se debería tener en cuenta que en numerosos experimentos en los que se utiliza pupila artificial, la pupila de entrada está localizada en el propio diafragma, y su posición no es la conjugada ópticamente con la pupila de entrada del ojo. En cualquier caso, en los experimentos realizados se confirmó que la imagen de la pupila (iris) a través de la córnea era, en todos los casos, > 5 mm (medida con un pupilómetro *Colvard*), asegurando que la pupila artificial de 5 mm actuaba como pupila de entrada.

Otra posible limitación podría ser que, en la toma de datos de las aberraciones, no se cancelaron las aberraciones de segundo orden, que pueden influir en el rendimiento binocular. Sin embargo, el objetivo de este estudio fue el de estudiar la influencia de las diferencias interoculares en las HOA y bajo condiciones normales, aunque los sujetos emétopes tengan este tipo de aberraciones. Así, los resultados obtenidos muestran la influencia de las HOA, estando presentes las aberraciones de bajo orden.

4.2. DIFERENCIAS INTEROCULARES EN ABERRACIONES DE ALTO ORDEN Y EN ASFERICIDAD CORNEAL, PARA SUJETOS OPERADOS CON LASIK.

Este estudio se llevó a cabo para el grupo de observadores operados con cirugía refractiva LASIK cuya descripción se muestra en el punto 3.1. Los resultados mostraron que la disparidad máxima disminuyó de forma significativa ($p < 0,01$) tras LASIK, como se puede apreciar en la figura 4.7. Antes de la cirugía refractiva, el promedio de disparidad máxima para estos sujetos fue de 41,1' (minutos de arco), disminuyendo a 31,3' tras LASIK. La disparidad máxima disminuyó significativamente en 25 sujetos y de forma no significativa en 3, lo que demuestra que la visión estereoscópica es menos efectiva tras LASIK, ya que la disparidad máxima disminuyó para el 93% de los sujetos, mientras que para el 83% esa disminución fue significativa. La disparidad máxima disminuyó un promedio del 26%. Estos resultados están de acuerdo con otros obtenidos en sumación binocular para la CSF (Jiménez *et al.*, 2006), en los que se muestra una pérdida promedio del 28% en sumación, disminuyendo desde 1,54 hasta 1,26 tras cirugía.

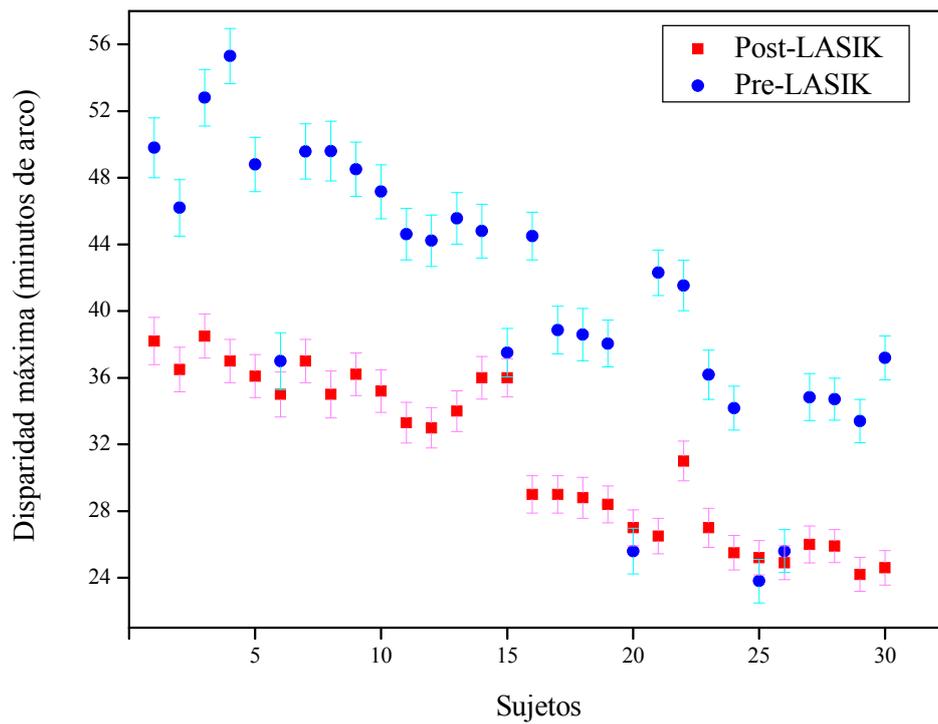


Figura 4.7. Disparidad máxima antes (con la mejor corrección) y después de la cirugía LASIK para los 30 sujetos.

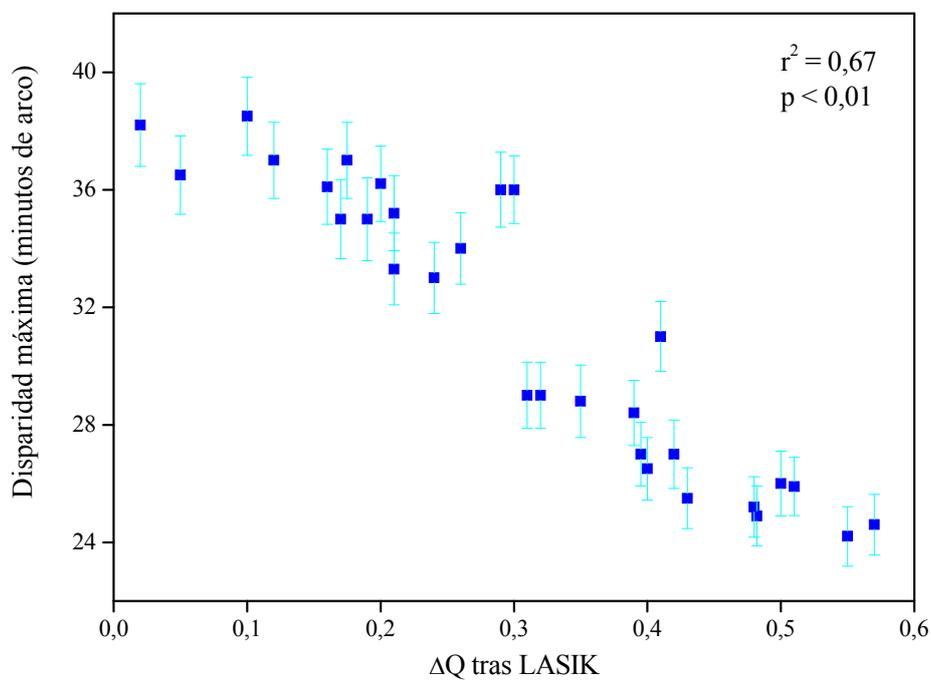


Figura 4.8. Disparidad máxima tras LASIK en función de las diferencias interoculares en asfericidad corneal (ΔQ) tras LASIK, para los 30 sujetos.

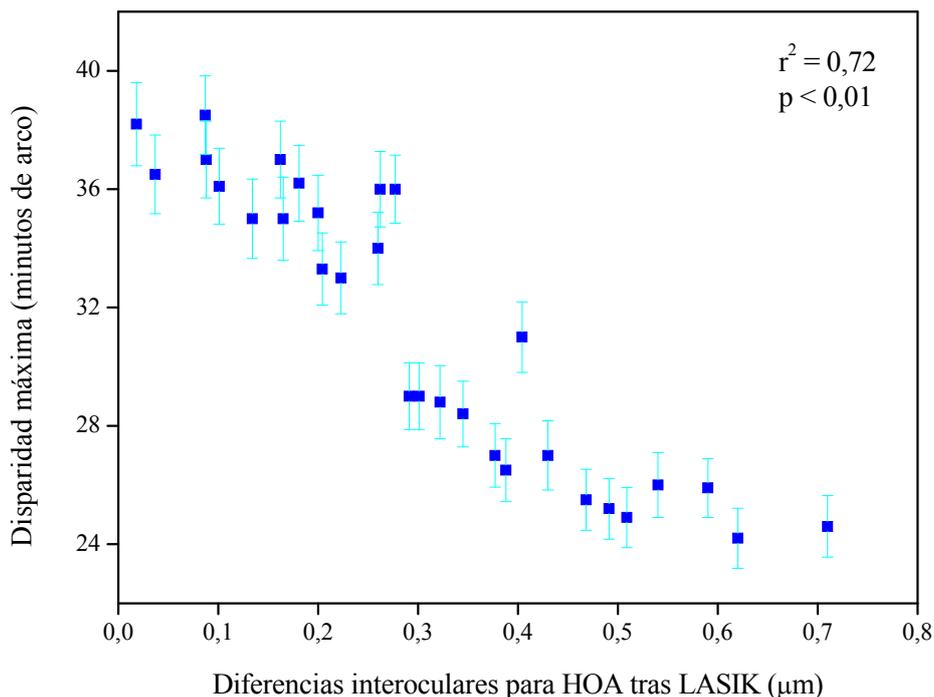


Figura 4.9. Disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en aberraciones de alto orden (HOA) para los 30 sujetos tras LASIK.

Esta disminución de la disparidad máxima implica una reducción en el rango de la percepción estereoscópica y, por tanto, una pérdida de la calidad en estereopsis. Desde un punto de vista práctico, para distancias de menos de 1 m, en las que la disparidad es crítica, la manipulación de objetos podría ser menos efectiva, ya que la disparidad máxima es menor y, por tanto, se dispone de un menor rango de percepción estereoscópica y discriminación de la profundidad. La disparidad máxima varió tras cirugía a pesar de los criterios de admisión: los sujetos debían de tener una buena agudeza visual y una agudeza estereoscópica normal tras LASIK. De hecho, en solo 2 sujetos, la agudeza visual disminuyó una línea y tan solo 8 sujetos no alcanzaron la disparidad mínima (estereoagudeza) detectada antes de la cirugía con el test de RDS, necesitando estos últimos uno o dos pasos más de disparidad, aunque el test de RDS no es lo suficientemente preciso como para medir la disparidad mínima o estereoagudeza percibida por un observador (Wong *et al.*, 2002). Los resultados obtenidos están en consonancia con otros que muestran la sensibilidad de la disparidad máxima frente a diversos parámetros (Jiménez *et al.*, 1997; Jiménez *et al.*, 2000b; Jiménez *et al.*, 2000c).

Se puede hacer una hipótesis sobre distintas variables que pueden influir en el deterioro de la estereopsis tras LASIK, tales como las diferencias interoculares en asfericidad corneal y aberraciones. Como muestran los resultados obtenidos en el punto 4.1, la sumación binocular para la CSF y la disparidad máxima disminuyen al aumentar las diferencias interoculares en las HOA. Otros trabajos han mostrado que, tanto para observadores emétopes (Jiménez *et al.*, 2003) como para operados con LASIK (Jiménez *et al.*, 2006), la sumación binocular disminuye al aumentar las diferencias interoculares en la asfericidad corneal. La figura 4.8 muestra los resultados para la disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en la asfericidad corneal, tras LASIK. Se encontró una correlación decreciente significativa ($r^2=0,67$; $p<0,01$), de tal forma que al aumentar las diferencias interoculares en la asfericidad corneal tras la cirugía, disminuía la disparidad máxima y, por tanto, la estereopsis era menos efectiva.

La figura 4.9 muestra la disparidad máxima en función de las diferencias interoculares en las HOA (RMS total, desde el tercer al sexto orden) tras LASIK, existiendo una correlación decreciente significativa ($r^2=0,72$; $p<0,01$) entre ambas. A mayores diferencias interoculares en las HOA, menor es la disparidad máxima y, por tanto, peor es la calidad de la visión estereoscópica. Los resultados para otras aberraciones (RMS para aberración esférica y para aberración de coma, desde el tercer al sexto orden) confirman los mismos resultados: correlación decreciente significativa ($r=0,82$ y $r=0,79$ para la aberraciones esférica y de coma, respectivamente; $p<0,01$ en ambos casos). Estos resultados concuerdan con resultados previos sobre sumación binocular tras LASIK (Jiménez *et al.*, 2006), extendiendo la importancia de las diferencias interoculares de la asfericidad corneal y las aberraciones oculares en el rendimiento visual binocular a otras funciones, como la disparidad máxima.

Se debería indicar que, aunque la asfericidad corneal y las aberraciones oculares son variables frecuentemente usadas para caracterizar los procesos de ablación, no son variables independientes (Atchison y Smith, 2000). La forma de la córnea influye en el patrón de aberración del ojo y las aberraciones están matemáticamente relacionadas con la asfericidad corneal. Por ejemplo, la aberración esférica es proporcional a la asfericidad corneal (Atchison y Smith, 2000); por tanto, las diferencias interoculares en la asfericidad corneal y en las aberraciones podrían aparecer simultáneamente. De

hecho, los resultados obtenidos en este estudio mostraron que las diferencias interoculares en la asfericidad corneal estaban correlacionadas de forma significativa ($p < 0,01$) con las diferencias interoculares en las aberraciones estudiadas (RMS total, de la aberración esférica y de la aberración de coma).

Sería importante encontrar los factores potenciales que implican esas diferencias interoculares. Un factor importante podría ser la anisometropía antes de la cirugía (Anera *et al.*, 2007). La forma corneal tras cirugía depende del grado inicial de miopía y asfericidad corneal y pequeñas variaciones en estos dos parámetros pueden resultar en variaciones significativas en la forma corneal final (Jiménez *et al.*, 2000a, Jiménez *et al.*, 2004, Cano *et al.*, 2004, Jiménez *et al.*, 2006, Anera *et al.*, 2007). Por tanto, una anisometropía inicial puede llevar a diferencias interoculares en la asfericidad corneal y en las aberraciones oculares, como estos trabajos han mostrado. Además, la forma final de la córnea no es del todo predecible, y puede diferir en cada ojo del mismo sujeto (Jiménez *et al.*, 2006) incluso si los parámetros geométricos de cada ojo son similares antes de la cirugía.

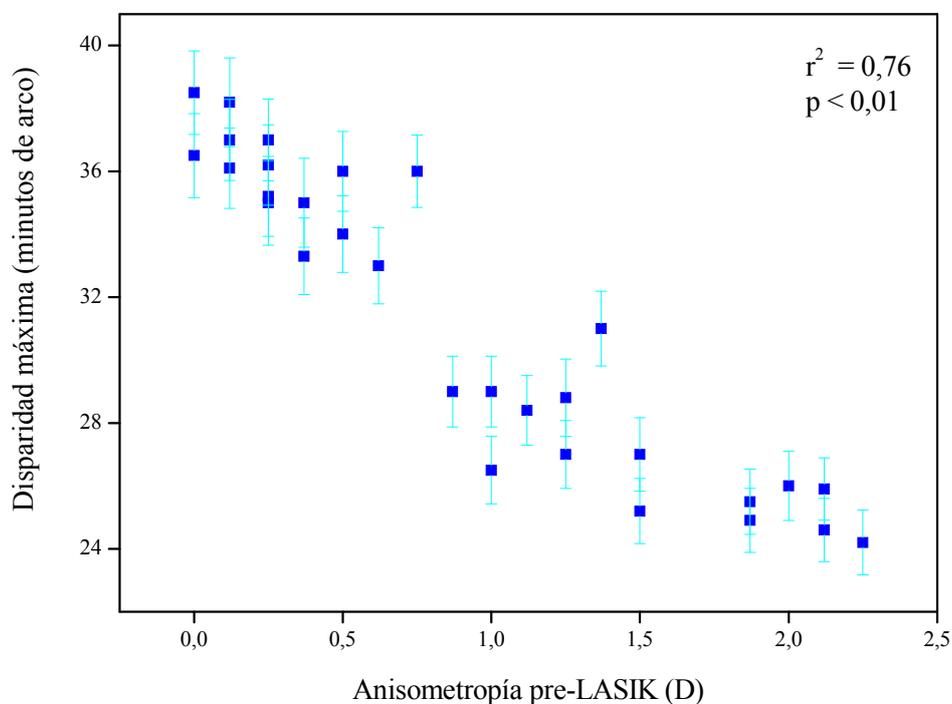


Figura 4.10. Disparidad máxima tras LASIK en función de la anisometropía pre-LASIK (en dioptrías) para los 30 sujetos.

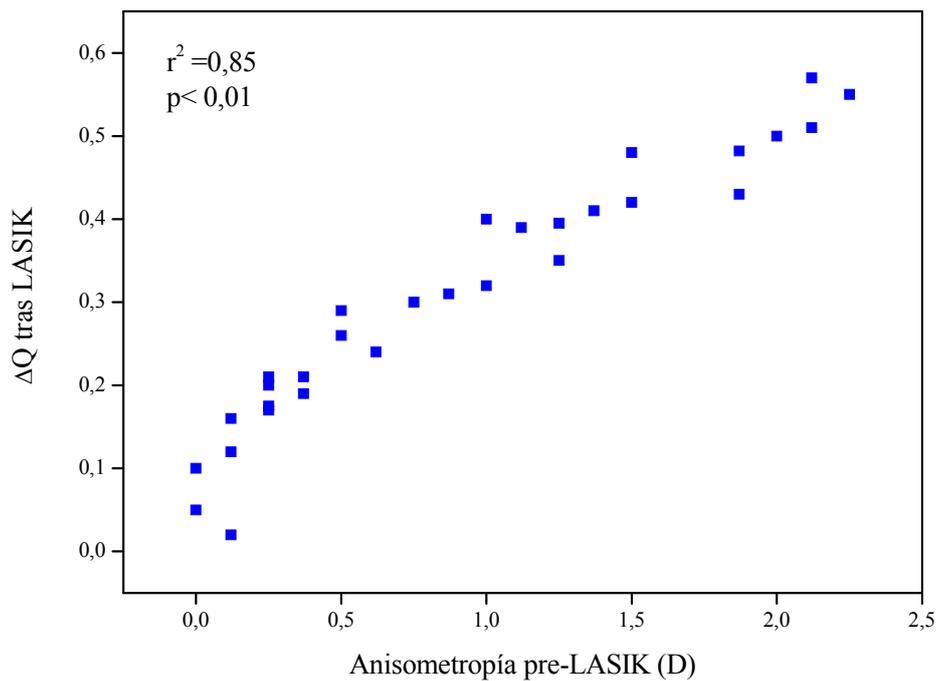


Figura 4.11. Diferencias interoculares en asfericidad corneal tras LASIK (ΔQ) en función de la anisometropía inicial (en dioptrías) para los 30 sujetos.

En las figuras 4.10 y 4.11 se representan la disparidad máxima y la asfericidad corneal, respectivamente, en función de la anisometropía inicial. Los resultados muestran una correlación decreciente significativa ($r^2=0,76$; $p<0,01$) entre la disparidad máxima y la anisometropía inicial: cuanto mayor era la anisometropía inicial, menor era la disparidad máxima. En otros estudios, se encontró este deterioro con el aumento de la anisometropía en la sumación binocular para la CSF (Anera *et al.*, 2007). Por otro lado, a la vista de los resultados obtenidos, a mayor anisometropía inicial, se inducen tras cirugía mayores diferencias interoculares en la asfericidad corneal, con una correlación significativa ($r^2=0,85$; $p<0,01$).

En el análisis del origen de las diferencias interoculares se podrían considerar otras variables relacionadas con la cirugía. Tal es el caso de la posición de la bisagra del *flap* corneal, que influye en la distribución de las aberraciones (Serrao *et al.*, 2005, Guell *et al.*, 2005). En este trabajo, la posición en ambos ojos fue prácticamente la misma, salvo desviaciones de carácter menor que pudieran inducir pequeñas diferencias interoculares en las aberraciones.

4.3. DIFERENCIAS INTEROCULARES EN LA CALIDAD DE IMAGEN RETINIANA PARA OBSERVADORES NORMALES.

En la figura 4.12 se muestran los resultados para la sumación binocular para la CSF en función de las diferencias interoculares en la razón de Strehl. La sumación binocular varió desde 1,50 hasta 1,18, indicando la superioridad del sistema binocular con respecto al monocular, ya que fue mayor que 1,0 para todos los observadores. Esta superioridad del sistema binocular también se puso de manifiesto en los resultados mostrados en el punto 4.1.

Se encontró una correlación significativa ($r^2=0,80$; $p<0,001$) entre la sumación binocular y las diferencias interoculares en las razones de Strehl estudiadas, de tal modo que cuanto mayores eran las diferencias interoculares en la razón de Strehl, menor era la sumación binocular para la CSF.

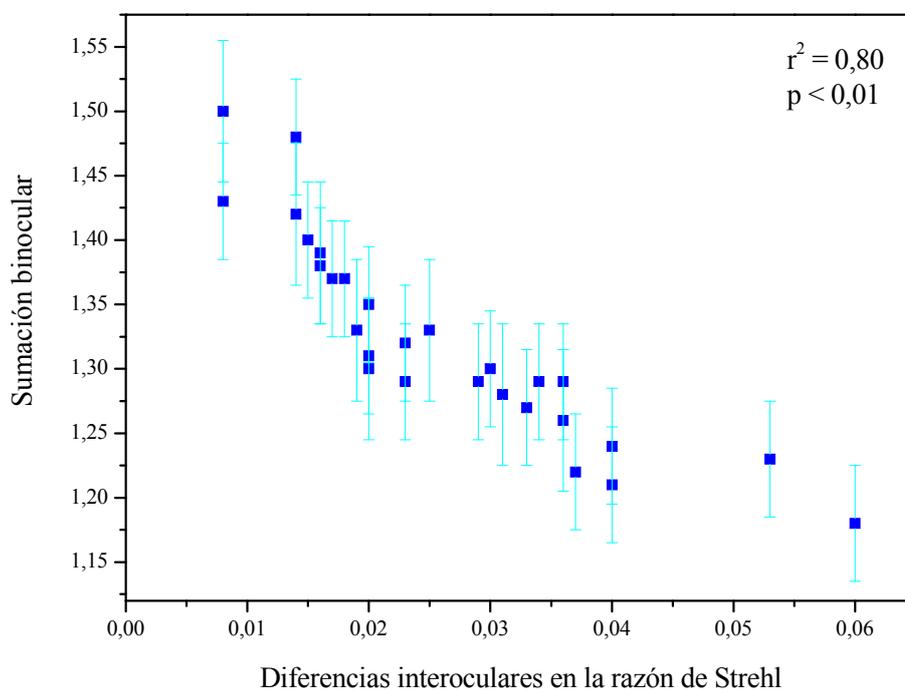


Figura 4.12. Sumación binocular para la CSF en función de las diferencias interoculares en la razón de Strehl.

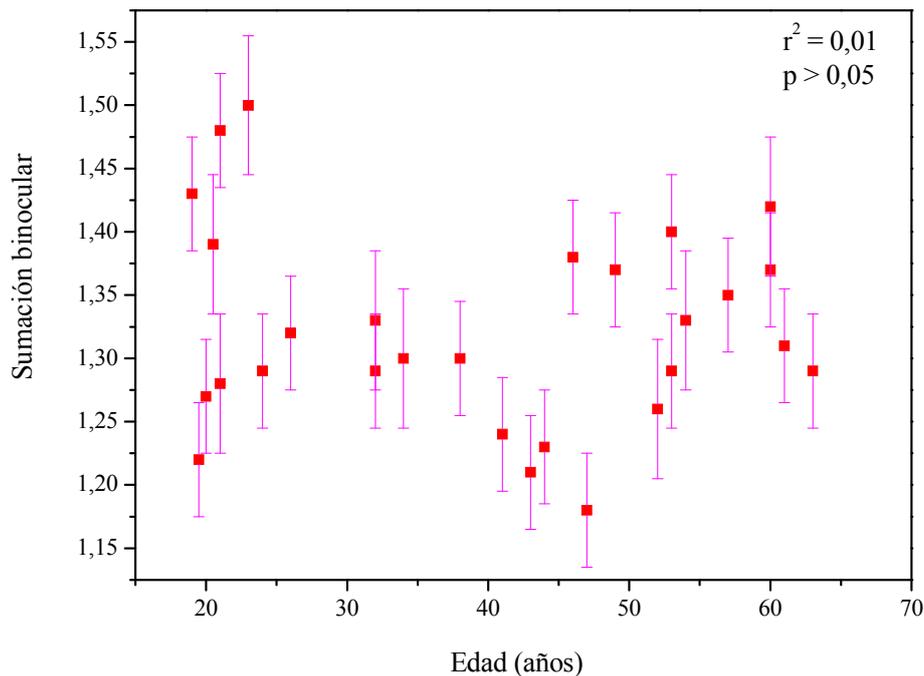


Figura 4.13. Sumación binocular en función de la edad (en años).

Resultados previos han mostrado que las diferencias interoculares en parámetros tales como la anisometropía (Legras *et al.*, 2001, Anera *et al.*, 2007), el desenfoque (Pardhan y Gilchrist, 1990) y la asfericidad corneal (Jiménez *et al.*, 2006), pueden disminuir la sumación binocular, aunque también el rango de disparidad en visión estereoscópica, tal y como se muestra en los resultados obtenidos en este trabajo (puntos 4.1 y 4.2).

El intervalo de edad de los observadores fue de 44 años. En este rango, se encontraron valores muy dispares para la sumación binocular. En la figura 4.13 se refleja la dependencia con la edad de la sumación binocular para la CSF. No se encontró correlación significativa ($r^2=0,01$; $p>0,05$). El máximo valor para la sumación binocular fue de 1,50 (observador de 23 años) y el menor de 1,18 (observador de 47 años), estando estos valores de acuerdo con otros trabajos (Campbell and Green, 1965). La sumación binocular promedio para sujetos jóvenes (de 19 a 40 años) fue de $1,34 \pm 0,05$;

mientras que para un grupo de sujetos mayores (de 41 a 63 años) fue de $1,31 \pm 0,05$; siendo no significativa la diferencia entre ambos grupos ($p > 0,05$).

Con respecto a la edad, resultados previos han concluido que la cantidad de luz dispersada y las HOA aumentan con la edad (Díaz-Doutón *et al.*, 2006). Otros trabajos que han estudiado la dependencia de la calidad de imagen retiniana con la edad, han mostrado un deterioro de la MTF del ojo (Artal *et al.*, 1993), implicando una menor sensibilidad al contraste. Sin embargo, a pesar de estos resultados y, desde el punto de vista binocular, en nuestro trabajo no se encontró una correlación significativa con la edad.

En este trabajo cabe resaltar una posible limitación: la razón de Strehl fue medida para $\lambda = 780$ nm, y el scattering intraocular depende de la longitud de onda de la radiación (López-Gil y Artal, 1997) y, por tanto, las diferencias interoculares en la razón de Strehl podrían diferir si los datos hubieran sido tomados para una longitud de onda distinta. Además, los test para la CSF se realizaron con luz blanca, y los datos de la calidad de imagen retiniana se calcularon para una $\lambda = 780$ nm, pero este aspecto ya ha sido discutido en el punto 3.1.

5. CONCLUSIONES / CONCLUSIONS.

5.1. CONCLUSIONES.

1. De acuerdo con los resultados obtenidos y para observadores normales, las aberraciones oculares de alto orden juegan un papel importante en el rendimiento visual binocular, de tal forma que las diferencias interoculares en las aberraciones de alto orden están correlacionadas con dos funciones binoculares distintas: la sumación binocular para la CSF y la disparidad máxima. Para el caso de la aberración esférica y la de coma (desde el tercer al sexto orden), sigue existiendo una correlación con la sumación binocular y la disparidad máxima.
2. Bajo condiciones normales, nuestros resultados han mostrado que el sistema binocular es superior al monocular y que se produce sumación binocular. Es decir, se produce una interacción entre los dos sistemas monoculares para formar una percepción binocular de una determinada tarea psicofísica, y, en este caso, esta interacción supone una mejoría del rendimiento visual. Sin embargo, diferencias en las sensibilidades monoculares hacen que la interacción binocular sea menos efectiva. En el estudio realizado, la sumación binocular para la CSF es menos efectiva al aumentar las diferencias interoculares en las aberraciones de alto orden, aunque también para la aberración esférica y la aberración de coma.
3. La misma tendencia presenta la disparidad máxima, que disminuye al aumentar las diferencias interoculares con las aberraciones estudiadas. Al aumentar estas diferencias interoculares, el rango de disparidad disponible es menor y la estereopsis es menos efectiva, lo que supone un deterioro de la visión estereoscópica y, por tanto, una pérdida de calidad en la percepción tridimensional.
4. Para el grupo de observadores operados con LASIK mediante un procedimiento no personalizado se evaluó la estereopsis antes y después de la intervención. La

disparidad máxima disminuye tras la intervención, reduciendo el rango de disparidad de la que dispone el observador. Esto supone un deterioro de la visión binocular de los observadores operados y de su percepción en tres dimensiones, que sería fácilmente percibido en distancias cortas, donde la disparidad es crítica.

5. Un posible factor para la presencia de estas diferencias interoculares es la anisometropía pre-LASIK, ya que cuanto mayor es esa anisometropía, mayores son las diferencias interoculares en la asfericidad corneal tras LASIK. La forma corneal final depende de la miopía corregida y de la asfericidad corneal; pequeñas variaciones en estos parámetros pueden generar variaciones significativas en la forma corneal, produciendo las diferencias interoculares, tanto en aberraciones como en asfericidad. La disparidad máxima tras LASIK y, con ello, la percepción estereoscópica, sufre un deterioro con la anisometropía inicial.
6. Los resultados de este trabajo justifican la necesidad de avanzar hacia una cirugía refractiva personalizada, incluyendo aspectos binoculares. La cirugía personalizada se diseña para minimizar las aberraciones monoculares de cada ojo con el fin de mejorar el rendimiento visual binocular. Los resultados obtenidos reflejan la necesidad de minimizar además las diferencias interoculares en la forma corneal, considerando la anisometropía inicial como un posible factor determinante de esas diferencias interoculares. El rendimiento binocular pierde efectividad tras una cirugía refractiva personalizada a nivel monocular.
7. El estudio de la razón de Strehl en observadores normales refleja que las diferencias interoculares en la imagen retiniana, incluyendo scattering intraocular y aberraciones, deteriora la visión binocular, reduciendo la sumación binocular. Por otro lado, no se aprecia correlación alguna de la sumación binocular con la edad.
8. Por último, cabe resaltar que la visión binocular es el estado normal de visión, y es importante evaluar de forma binocular las distintas funciones visuales que

determinan el rendimiento visual, ya que si se hace solo monocularmente, no se tendría en cuenta el proceso de sumación y de interacción binocular que realmente se produce en el proceso de la visión. Teniendo en cuenta además aspectos binoculares, se caracterizará de forma completa el sistema visual.

9. Por último, aunque no es propiamente una conclusión, una posible continuación de este trabajo sería la de evaluar el rendimiento visual binocular mediante la inducción de distintos tipos de aberraciones de alto orden (totales, de coma, esféricas, etc.) ya que, como se refleja en nuestros resultados, las diferencias interoculares influyen en el rendimiento visual binocular. Esto permitiría obtener distintas configuraciones binoculares en las diferencias interoculares para un sujeto, pudiéndose estudiar la influencia de dichas diferencias en el rendimiento visual binocular para cada una de las configuraciones, mediante la evaluación de funciones como la CSF o la disparidad máxima. Esta inducción de aberraciones se podría llevar a cabo mediante la utilización de láminas de fase fijadas en unas gafas de prueba o cualquier otro mecanismo basado en óptica adaptativa.

5.2. CONCLUSIONS.

1. According to the results of this study, for normal observers, high-order ocular aberrations are important for binocular visual performance, and the interocular differences in the high-order aberrations are correlated with two different binocular functions: binocular summation for CSF, and maximum disparity. For the case of spherical and coma aberration (from third to sixth order), a binocular summation continues to be correlated with maximum disparity.
2. Under normal conditions, our results show that the binocular system is superior to the monocular one, and that binocular summation occurs. That is, there is an interaction between the two monocular systems to form a binocular perception of a certain psychophysical task and, in this case, this interaction represents an improvement in visual performance. However, differences in monocular sensitivity cause the binocular interaction to be less effective. In the study made, the binocular summation for CSF was less effective when the interocular differences in the high-order aberrations increased, although also for spherical and coma aberrations.
3. The same tendency was found with maximum disparity, which diminished as the interocular differences with respect to the aberrations studied increased. As these interocular differences increased, the disparity range available was lower and the stereopsis was less effective, originating a deterioration in stereoscopic vision and therefore a loss in the quality of three-dimensional perception.
4. For the group of observers operated on with LASIK by a non-customized procedure, stereopsis was evaluated before and after the operation. The maximum disparity decreased after the operation, reducing the observer's disparity range. This represents a deterioration in binocular vision of the post-operative observers and of their three-dimensional perception, which would easily be appreciated at short distances, where disparity is critical.
5. One possible factor for the presence of these interocular differences is pre-LASIK anisometropia, since the greater this anisometropia, the greater the

interocular differences in corneal asphericity after LASIK. The final corneal shape depends on the myopia corrected and on the corneal asphericity; small variations in these parameters can generate significant variations in the corneal shape, provoking interocular differences both in aberrations as well as in asphericity. The maximum disparity after LASIK and, with this, stereoscopic perception, declines with initial anisometropia.

6. The results of this work indicate the need to advance towards personalized refractive surgery, including binocular aspects. Customized surgery would be designed to minimize the monocular aberrations of each eye with the aim of improving binocular visual performance. The results reflect the need to minimize further the interocular differences in corneal shape, considering initial anisometropia as a possible determining factor in these interocular differences. The binocular performance loses effectiveness after customized refractive surgery at the monocular level.
7. The study of the Strehl ratio in normal observers reflects that the interocular differences in the retinal image, including intraocular scattering and aberrations, deteriorates binocular vision, reducing binocular summation. On the other hand, no correlation at all was found between binocular summation and age.
8. Finally, it bears emphasizing that binocular vision is the normal state of vision and it is important to make a binocular evaluation of the different visual functions that determine visual performance, since, only monocular assessment fails to take into account the process of summation and binocular interaction, which really produce vision. When binocular aspects are also taken into account, the visual system can be characterized in a more complete way.
9. Finally, although this is not properly a conclusion, a possible continuation of this work would involve the evaluation of binocular visual performance by inducing different types of high-order aberrations (total, coma, spherical, etc.) since, as our results show, the interocular differences influence binocular visual performance. In this way, we could obtain different binocular configurations for an observer, and we would study the influence of such differences on binocular

visual performance for each configuration, evaluating the CSF or the maximum disparity. The induction of aberrations could be performance using phase plates or any other mechanism based on adaptive optics.

6. REFERENCIAS.

- Andrews, D. P. (1967). Perception of contour orientation in central fovea. I. Short lines. *Vision Research* **7**, 975-&.
- Anera, R. G., Jiménez, J. R., Villa, C., Rodríguez-Marín, F. and Gutiérrez, R. (2007). Technical Note: Pre-surgical anisometropia influences post-LASIK binocular mesopic contrast sensitivity function. *Ophthalmic and Physiological Optics* **27**, 210-212.
- Artal, P., Ferro, M., Miranda, I. and Navarro, R. (1993). Effects of aging in retinal image quality. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **10**, 1656-1662.
- Artal, P., Iglesias, I., López-Gil, N. and Green, D. G. (1995). Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eyes optical-system. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **12**, 2358-2366.
- Atchison, D. A. and Smith, G. (2000). *Optics of the Human Eye*. Butterworth-Heinemann, Oxford.
- Banton, T. and Levi, D. M. (1991). Binocular summation in Vernier acuity. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **8**, 673-680.
- Bearse, M. A. and Freeman, R. D. (1994). Binocular summation in orientation discrimination depends on stimulus contrast and duration. *Vision Research* **34**, 19-29.
- Blake, R. and Fox, R. (1973). Psychophysical inquiry into binocular summation. *Perception & Psychophysics* **14**, 161-185.
- Blake, R., Sloane, M. and Fox, R. (1981). Further developments in binocular summation. *Perception & Psychophysics* **30**, 266-276.
- Campbell, F. W. and Green, D. G. (1965). Monocular versus binocular visual acuity. *Nature* **208**, 191-&.
- Campbell, F. W. and Gubisch, R. W. (1967). Effect of chromatic aberration on visual acuity. *Journal of Physiology-London* **192**, 345-&.
- Cano, D., Barbero, S. and Marcos, S. (2004). Comparison of real and computer-simulated outcomes of LASIK refractive surgery. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **21**, 926-936.

- Cogan, A. I., Clarke, M., Chan, H. and Rossi, A. (1990). 2-Pulse monocular and binocular interactions at the differential luminance threshold. *Vision Research* **30**, 1617-1630.
- Collier, G. and Kubzansky, P. (1958). The magnitude of binocular summation as a function of the method of stimulus-presentation. *Journal of Experimental Psychology* **56**, 355-361.
- Díaz-Doutón, F., Benito, A., Pujol, J., Arjona, M., Guell, J. L. and Artal, P. (2006). Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **47**, 1710-1716.
- Eriksen, C. W. (1966). Independence of successive inputs and uncorrelated error in visual form perception. *Journal of Experimental Psychology* **72**, 26-&.
- Esterman, B. (1982). Functional scoring of the binocular field. *Ophthalmology* **89**, 1226-1234.
- Foley, J. M. and Legge, G. E. (1981). Contrast detection and near-threshold discrimination in human vision. *Vision Research* **21**, 1041-1053.
- Forde, J. and Mackinnon, G. E. (1975). Binocular stimulation and fragmentation of afterimages. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* **27**, 565-577.
- Frisen, L. and Lindblom, B. (1988). Binocular summation in humans – Evidence for a Hierarchic model. *Journal of Physiology-London* **402**, 773-782.
- Green, D. M. and Swets, J.A. (1966). *Signal detection theory and psychophysics*. Peninsula Publishing, Los Altos (California).
- Guell, J. L., Pujol, J., Arjona, M., Díaz-Doutón, F. and Artal, P. (2004). Optical Quality Analysis System: Instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **30**, 1598-1599.
- Guell, J. L., Velasco, F., Roberts, C., Sisquella, M. T. and Mahmoud, A. (2005). Corneal flap thickness and topography changes induced by flap creation during laser in situ keratomileusis. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **31**, 115-119.
- Heravian, J. S., Jenkins, T. C. A. and Douthwaite, W. A. (1990). Binocular summation in visually evoked-responses and visual-acuity. *Ophthalmic and Physiological Optics* **10**, 257-261.
- Home, R. (1978). Binocular summation – Study of contrast sensitivity, visual-acuity and recognition. *Vision Research* **18**, 579-585.

- Howard, I. P. and Rogers, B. (2002). *Seeing in Depth*. I Porteous Publishing, Toronto.
- Jiménez, J. R., Anera, R. G., Del Barco, L. J. and Carretero, L. (2000a). Retinal image quality in myopic subjects after refractive surgery. *Journal of Modern Optics* **47**, 1587-1598.
- Jiménez, J. R., Anera, R. G., Díaz, J. A. and Pérez-Ocón, F. (2004). Corneal asphericity after refractive surgery when the Munnerlyn formula is applied. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **21**, 98-103.
- Jiménez, J. R., Anera, R. G., Jiménez, R. and Salas, C. (2003). Impact of interocular differences in corneal asphericity on binocular summation. *American Journal of Ophthalmology* **135**, 279-284.
- Jiménez, J. R., Olivares, J. L., Pérez-Ocón, F. and Del Barco, L. J. (2000b). Associated phoria in relation to stereopsis with random-dot stereograms. *Optometry and Vision Science* **77**, 47-50.
- Jiménez, J. R., Ortiz, C., Hita, E. and Soler, M. (2008). Correlation between image quality and visual performance. *Journal of Modern Optics* **55**, 783-790.
- Jiménez, J. R., Reche, J. F., Díaz, J. A., Del Barco, L. J. and Hita, E. (1999). Optimization of color reproduction on CRT-color monitors. *Color Research and Application* **24**, 207-213.
- Jiménez, J. R., Rubiño, M., Díaz, J. A., Hita, E. and Del Barco, L. J. (2000c). Changes in stereoscopic depth perception caused by decentration of spectacle lenses. *Optometry and Vision Science* **77**, 421-427.
- Jiménez, J. R., Rubiño, M., Hita, E. and Del Barco, L. J. (1997). Influence of the luminance and opponent chromatic channels on stereopsis with random-dot stereograms. *Vision Research* **37**, 591-596.
- Jiménez, J. R., Villa, C., Anera, R. G., Gutiérrez, R. and Del Barco, L. J. (2006). Binocular visual performance after LASIK. *Journal of Refractive Surgery* **22**, 679-688.
- Krueger, R. R., Applegate, R. A. and Macrae, S. M. (2004). *Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II*. SLACK Incorporated, Thorofare, NJ.
- Legge, G. E. (1984a). Binocular contrast summation. 1. Detection and discrimination. *Vision Research* **24**, 373-383.
- Legge, G. E. (1984b). Binocular contrast summation. 2. Quadratic summation. *Vision Research* **24**, 385-394.

- Legge, G. E. and Gu, Y. C. (1989). Stereopsis and contrast. *Vision Research* **29**, 989-&.
- Léguas, R., Hornain, V., Monot, A. and Chateau, N. (2001). Effect of induced anisometropia on binocular through-focus contrast sensitivity. *Optometry and Vision Science* **78**, 503-509.
- Lema, S. A. and Blake, R. (1977). Binocular summation in normal and stereoblind humans. *Vision Research* **17**, 691-695.
- Llorente, L., Díaz-Santana, L., Lara-Saucedo, D. and Marcos, S (2003). Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination. *Optometry and Vision Science* **80**, 26-35.
- López-Gil, N. and Artal, P. (1997). Comparison of double-pass estimates of the retinal-image quality obtained with green and near-infrared light. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **14**, 961-971.
- Marsack, J. D., Thibos, L. N. and Applegate, R. A. (2004). Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *Journal of Vision* **4**, 322-328.
- Medina Ruiz, J. M. (2002). Estudio de las propiedades y modelos del tiempo de reacción binocular simple con relación al color. In: Optics, University of Granada, Granada.
- Minucci, P. K. and Connors, M. M. (1964). Reaction-time under 3 viewing conditions – Binocular dominant eye + non dominant eye. *Journal of Experimental Psychology* **67**, 268-&.
- Moreno-Barriuso, E., Lloves, J. M., Marcos, S., Navarro, R., Llorente, L. and Barbero, S. (2001). Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **42**, 1396-1403.
- Pardhan, S. and Gilchrist, J. (1990). The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity. *Ophthalmic and Physiological Optics* **10**, 33-36.
- Rabin, J. (1995). 2 Eyes are better than one – Binocular enhancement in the contrast domain. *Ophthalmic and Physiological Optics* **15**, 45-48.
- Reading, R. (1983). *Binocular Vision: Foundations and Applications*. Butterworth Publishers, London.
- Rose, D., Blake, R. and Halpern, D. L. (1988). Disparity range for binocular summation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **29**, 283-290.

- Schor, C. and Heckmann, T. (1989). Interocular differences in contrast and spatial-frequency – Effects on stereopsis and fusion. *Vision Research* **29**, 837-&.
- Serrao, S., Lombardo, G. and Lombardo, M. (2005). Differences in nasal and temporal responses of the cornea after photorefractive keratectomy. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **31**, 30-38.
- Simmons, D. R. and Kingdom, F. A. A. (1998). On the binocular summation of chromatic contrast. *Vision Research* **38**, 1063-1071.
- Swift, D., Panish, S. and Hippensteel, B. (1997). The use of VisionWorks(TM) in visual psychophysics research. *Spatial Vision* **10**, 471-477.
- Thibos, L. N. (2000). Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *Journal of Refractive Surgery* **16**, S563-S565.
- Thibos, L. N., Applegate, R. A., Schwiegerling, J. T., Webb, R. and Members, V. S. T. (2002). Standards for reporting the optical aberrations of eyes. *Journal of Refractive Surgery* **18**, S652-S660.
- Thorn, F. and Boynton, R. M. (1974). Human binocular summation at absolute threshold. *Vision Research* **14**, 445-458.
- Wang, L. and Koch, D. D. (2003). Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **29**, 1896-1903.
- Wehrhahn, C., Westheimer, G. and Abulencia, A. (1990). Binocular summation in temporal-order detection. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **7**, 731-732.
- Westendorf, D. and Blake, R. (1988). Binocular reaction-times to contrast increments. *Vision Research* **28**, 355-359.
- Westendorf, D. H. and Fox, R. (1977). Binocular detection of disparate light-flashes. *Vision Research* **17**, 697-702.
- Whitaker, A. and Pardhan, S. (1997). A comparison of binocular summation in the peripheral visual field in normal and amblyopic subjects. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **38**, 2097-2097.
- Wong, B. P. H., Woods, R. L. and Peli, E. (2002). Stereoacuity at distance and near. *Optometry and Vision Science* **79**, 771-778.
- Wood, I. C. J. (1983). Stereopsis with spatially-degraded images. *Ophthalmic and Physiological Optics* **3**, 337-340.

- Wood, J. M., Collins, M. J. and Carkeet, A. (1992). Regional variations in binocular summation across the visual-field. *Ophthalmic and Physiological Optics* **12**, 46-51.
- Yang, Y. B. and Wu, F. (2007). Technical Note: Comparison of the wavefront aberrations between natural and pharmacological pupil dilations. *Ophthalmic and Physiological Optics* **27**, 220-223.
- Yoon, G. Y. and Williams, D. R. (2002). Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* **19**, 266-275.

7. PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES A CONGRESOS.

7.1. PUBLICACIONES.

La presente memoria de doctorado se basa en tres artículos originales que constituyen la producción científica de una línea de investigación centrada en la calidad óptica de la visión binocular. De los tres artículos presentados a continuación, los dos primeros están publicados y el tercero está sometido y en proceso de revisión:

- Jiménez, J. R., Castro, J. J., Jiménez, R. and Hita, E. (2008). Interocular differences in higher-order aberrations on binocular visual performance. *Optometry and Vision Science* 85(3), 174-179.
- Jiménez, J. R., Castro, J. J., Hita, E. and Anera, R. G. (2008). Upper disparity limit after LASIK. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision* 25(6), 1227-1231.
- Castro, J. J., Jiménez, J. R., Hita, E. and Ortiz, C. Influence of interocular differences in the Strehl ratio on binocular summation. *Ophthalmic and Physiological Optics*. Sometido.

7.2. COMUNICACIONES A CONGRESOS.

Además de las publicaciones en revistas impactadas, algunos de los resultados obtenidos en este trabajo se han presentado en los siguientes congresos:

- *XXXI Reunión Bienal de la Real Sociedad Española de Física*.
10-14 Septiembre, 2007. Granada (España).
Póster: *Efecto de las aberraciones de alto-orden del ojo en el rendimiento visual binocular*. José J. Castro, José R. Jiménez, Raimundo Jiménez y Rosario G. Anera.

- *30th European Conference on Visual Perception.*
August 27-31, 2007. Arezzo (Italy).
Poster: *Effect of interocular differences in higher-order aberrations on binocular visual performance.* Jiménez, J. R., Castro, J. J., Salas, C., Jiménez, R. and Anera, R. G.

- *ARVO 2008 Annual Meeting. Eyes on innovation.*
April 27 – May 1, 2008. Fort Lauderdale, Florida, USA.
Poster: *Maximum disparity after LASIK.* Castro, J. J., Jiménez, J. R., Hita, E. and Anera, R. G.

- *4th European Meeting in Visual & Physiological Optics.*
August 31 – September 2, 2008. Heraklion, Crete, Greece.
Oral Communication: *Interocular differences in retinal-image quality diminish binocular visual performance.* Castro, J. J., Jiménez, J. R., Hita, E., Ortiz, C., Anera, R. G. and Alarcón, A.



