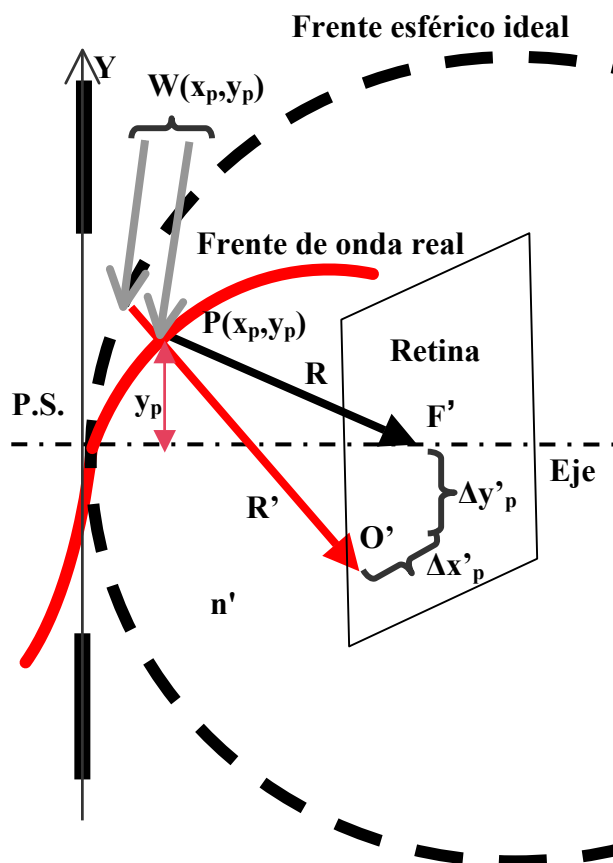


# Capítulo 2

## MEDIDA DEL FRENTE DE ONDA OCULAR: SISTEMA EXPERIMENTAL

### 2.1. Introducción: Métodos de medida de la aberración de onda ocular.

Se puede calcular la aberración de onda ocular tanto en el espacio objeto (exterior al ojo) como en el espacio imagen (dentro del propio ojo, tras pasar el segundo dioptrio del cristalino), siendo posible obtenerla a partir de la medida de la aberración transversal.



**Figura 2.1.** Aberración de onda  $W(x_p, y_p)$  en el punto P del espacio imagen: se muestran el frente de onda real y esférico (ideal o esfera de referencia) que atraviesan el ojo en dirección a la retina.

En la Figura 2.1, la aberración de onda  $W(x_p, y_p)$  en el punto P de coordenadas  $(x_p, y_p)$  es la diferencia de camino óptico entre el frente de onda real y el frente esférico ideal (o esfera de referencia) y la aberración transversal es el desplazamiento  $(\Delta x'_p, \Delta y'_p)$  de la imagen real O' respecto de la imagen ideal F'. Por tanto para calcular la aberración transversal  $(\Delta x'_p, \Delta y'_p)$  en el espacio imagen (Figura 2.1), tendremos que medir el desplazamiento lateral en el plano de la retina del rayo que incide por un determinado punto de la pupila respecto del que incide por el centro de la misma. La relación entre la aberración de onda y el desplazamiento viene dada por las siguientes ecuaciones [Born & Wolf, 1980; Casas, 1994]:

$$\frac{\partial W(x_p, y_p)}{\partial x} = \frac{n'}{R} \Delta x'_p, \quad \frac{\partial W(x_p, y_p)}{\partial y} = \frac{n'}{R} \Delta y'_p \quad (2.1-1)$$

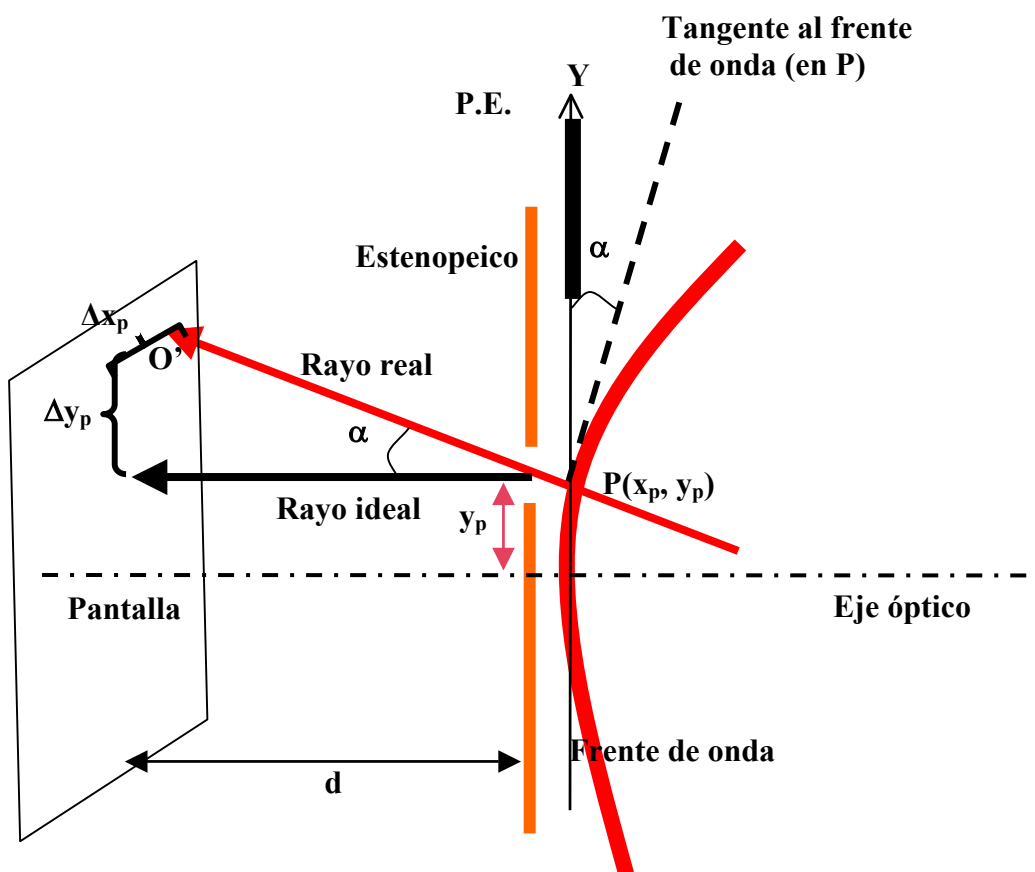
donde  $n'$  es el índice de refracción del espacio imagen (es decir, el del humor vítreo) y  $R$  la distancia entre el punto P del frente de onda, con coordenadas  $(x_p, y_p)$ , y la imagen paraxial ideal F' (tomada como aproximación de R' que es la distancia a la imagen real). Los valores de  $\Delta x'_p$  y  $\Delta y'_p$  para cada punto P del frente de onda representan la denominada aberración transversal medida en la retina (espacio imagen). La aberración ocular se obtiene (salvo una constante) tras una integración de la aberración transversal sobre la pupila de salida (P.S.).

La medida de la aberración transversal en el espacio imagen (expresada en el espacio objeto) es el fundamento de las técnicas de "Tscherning" [Mierdel *et al.*, 1997; Kaemmerer *et al.*, 2000], "cilindros cruzados" [Walsh *et al.*, 1984; Walsh *et al.*, 1995; Lopez-Gil *et al.*, 1999], o "ray tracing" [Navarro *et al.*, 1999]. En todas estas técnicas podemos encontrar tanto ventajas como inconvenientes. Entre las ventajas cabe destacar el gran rango dinámico (posibilidad de medir grandes aberraciones) proporcionado por el método de "ray tracing" así como el relativo bajo coste tanto de la técnica de "Tscherning" como del aberroscopio de cilindros cruzados. Sin embargo todos ellos plantean varios problemas a tener en cuenta. El primero es que los puntos luminosos ("spots") que componen las imágenes obtenidas son de una nitidez limitada por el hecho de que la luz debe atravesar dos veces la óptica ocular con la consiguiente degradación de la óptica. En el caso de "ray tracing", la medida

completa de la aberración de onda requeriría mayor tiempo por realizarse el muestreo de la pupila punto por punto de forma consecutiva. Además estos métodos suelen peinar la pupila del sujeto en un menor número de puntos que otras técnicas (que se exponen a continuación) haciendo difícil la detección de las variaciones con alta frecuencia espacial de la aberración.

El cálculo de la aberración de onda en el espacio objeto (fuera del ojo) se basa en la medida de la aberración transversal en un punto exterior al ojo (Figura 2.2). En este caso la aberración de onda coincide con el frente de onda (pues si el ojo está desacomodado, el frente de onda ideal es plano) y ésta se relaciona con la aberración transversal mediante las siguientes ecuaciones [Born & Wolf, 1980; Casas, 1994]:

$$\frac{\partial W(x_p, y_p)}{\partial x} = \frac{\Delta x_p}{d} ; \frac{\partial W(x_p, y_p)}{\partial y} = \frac{\Delta y_p}{d} \quad (2.1-2).$$



**Figura 2.2.** Medida de la aberración de onda en espacio objeto: trayectoria de un rayo luminoso real (rojo) y de otro ideal (negro) paralelo al eje, que emergen de un sistema óptico y llegan a una pantalla. (La apertura estenopeica estaría situada realmente fuera del ojo, en un plano conjugado al presentado en la figura).

El cálculo de la aberración ocular puede realizarse de dos maneras; una es determinar los cosenos directores correspondientes al rayo que entrando al ojo incide en la retina (centro de la fovea) en el mismo punto que el rayo que pasa por el centro pupilar (tomado normalmente como referencia); la otra alternativa es determinar los cosenos directores del rayo emergente que viene del centro de la retina. El primer método es el utilizado por el denominado “refractómetro espacialmente resuelto” o SRR (del inglés “*Spatial Resolved Refractometer*”) [Webb *et al.*, 1992; Burns, 2000], mientras que el segundo es el que utilizaba el sensor de Shack-Hartmann [Liang *et al.*, 1994]. Más adelante se analiza con más profundidad este último método.

Medir la aberración directamente en el espacio objeto presenta ventajas e inconvenientes. Como ventaja cabe destacar que el frente de onda que se va a analizar atraviesa el sistema óptico ocular solamente una vez. El índice de refracción del espacio donde se realiza la medida es conocido y prácticamente la unidad por tratarse del aire, y la distancia  $d$  de las Ecuaciones 2.1-2, pueden ser medida con gran precisión. Además es posible, a través de sistemas ópticos, conjugar con precisión uno o varios planos con el de la pupila de entrada del ojo (plano de medida de la aberración ocular). Entre los inconvenientes, destacar que el primer método (SRR) necesita de la participación del sujeto, y por tanto no es totalmente objetivo. Además es también relativamente lento (del orden de minutos) [Burns, 2000], implicando un muestreo reducido si no se quiere alargar demasiado la medida. En el caso del sensor de Shack-Hartmann representa un inconveniente la limitación de la irradiancia que puede recibir la retina del sujeto, pues se debe estar completamente seguro de que ésta está en todo momento por debajo de los límites de seguridad [Laser Institute of America, 2000].

## **2.2. Requerimientos del método a utilizar para la determinación de la aberración de onda ocular.**

En nuestro caso necesitábamos poner a punto un sistema experimental con las siguientes características:

1. Posibilitar que el proceso completo de medida (centrado del sujeto, grabación y comprobación de la validez de la medida) fuera lo suficientemente rápido para

realizar medidas en muchos sujetos de todas las edades, la gran mayoría de ellos no entrenados.

2. El sistema de medida debía ser confortable dentro de lo posible, evitando el uso de un mordedor u otra fijación estricta.

3. Se necesitaba un gran rango dinámico. Era esperable que hubiese que medir grandes aberraciones al estar incluidos entre nuestros grupos de interés pacientes con importantes patologías oculares (ver siguiente capítulo).

4. Nos interesaba la posibilidad de realizar series de medidas consecutivas en tiempos relativamente cortos (orden de décimas de segundo) permitiendo así estudios del comportamiento dinámico de las aberraciones del ojo desnudo o con lentes de contacto (ver Capítulo 4).

5. Las medidas debían de ser lo menos subjetivas posible ya que se pretendía utilizar los datos obtenidos para la generación de un dispositivo corrector.

6. El sistema experimental debía ser sencillo y a ser posible de dimensiones pequeñas para una posible portabilidad en caso necesario.

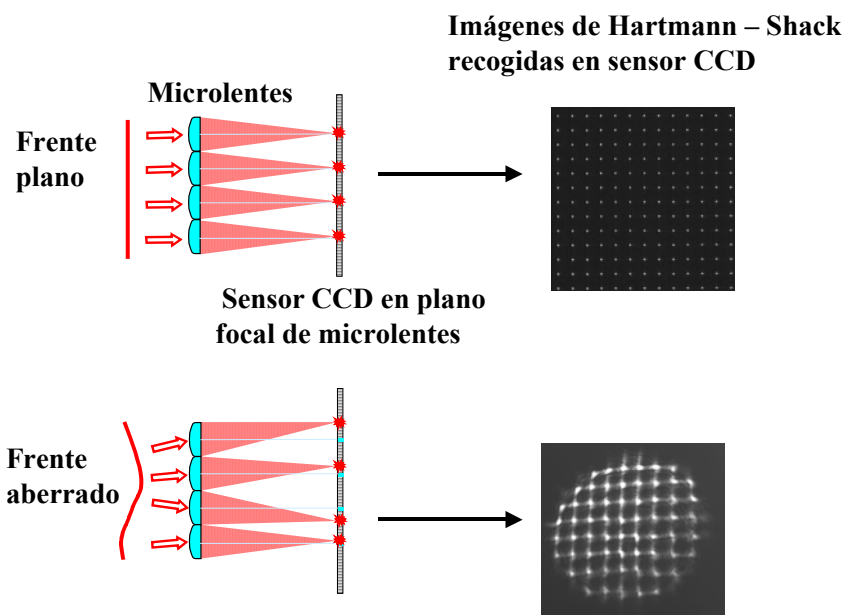
7. Las medidas debían ser precisas y tener una exactitud por debajo de los valores de aberración detectables por el ojo humano en condiciones normales de visión, es decir, por debajo de 0.15 D de desenfoque y astigmatismo y 0.036 micras de aberración esférica [Atchison *et al.*, 1997; Legras *et al.*, 2004].

Todos estos requerimientos, como veremos en los dos apartados siguientes, nos llevaron a considerar el sensor de Shack-Hartmann candidato idóneo como técnica de medida del frente de onda ocular.

### **2.3. Base del funcionamiento del sensor de Shack-Hartmann.**

Para el cálculo del frente de onda ocular (correspondiente al espacio objeto) mediante un sensor de Shack-Hartmann, se hace incidir sobre el ojo un haz láser con diámetro normalmente inferior a 2 mm. La luz reflejada difusamente por la retina emerge del ojo y se hace llegar mediante un sistema óptico al sensor. El sensor consiste básicamente en una matriz de microlentes ordenadas regularmente y conjugadas con el plano de la pupila de entrada del sujeto y un dispositivo que recoge la luz (CCD). Cada microlente peina una zona del frente de onda focalizando los haces de luz correspondientes que posteriormente son interceptados por el CCD.

La posición que ocupa el punto luminoso (“spot”) producido por cada una de las microlentes se relaciona con el promedio de la pendiente local del frente de onda (ver Figura 2.3). Un frente de onda plano (ideal) generaría una distribución perfectamente regular de puntos luminosos (situados en la focal imagen de cada microlente); la presencia de aberraciones implica desplazamientos de los spots respecto de esas posiciones de referencia ideales. Capturando la imagen de los spots podremos medir el desplazamiento sufrido por cada uno de ellos (relacionados con la aberración transversal) y realizar el cálculo posterior de la aberración de onda.



**Figura 2.3.** Fundamento del sistema de medida: la presencia de aberraciones provoca desplazamientos de los spots en la imagen que en ausencia de aberraciones se situarían en el foco imagen de las microlentes (imagen superior). La medida de dichos desplazamientos permite calcular las aberraciones.

Este tipo de detector de frente de ondas, formado originariamente por una placa agujereada y un detector de irradiancia (placa fotográfica, CCD, etc.) fue inventado por Hartmann y por ello se le llamó “Sensor de Hartmann”. El principal problema que planteaba esta configuración derivaba de lo oscuras que resultaban las imágenes originadas por el poco flujo radiante que dejaba pasar cada uno de los orificios de la placa. La solución llegó de manos de Roland Shack que utilizó una matriz de microlentes en sustitución de la placa con orificios. Recogiendo los spots en una pantalla situada en el foco imagen de las microlentes logramos aumentar la

extensión de la superficie en que se recoge la luz lo que lleva a una mayor luminosidad de los *spots* capturados. Este sensor se denomina por tanto “Sensor de Hartmann-Shack” o también “Sensor de Shack-Hartmann”.

Un ojo real siempre presenta aberraciones de mayor o menor magnitud y el frente de onda saliente no será plano al incidir sobre las microlentes del sensor. Vemos en la Figura 2.3 que cada *spot* presenta distinto desplazamiento respecto del foco de la microlente correspondiente. Como estos desplazamientos dependen de la orientación local del frente de onda incidente sobre cada microlente tenemos que su medida por medio del CCD permite posteriormente reconstruir el frente total [Prieto *et al.*, 2000].

Los *spots* no son puntuales y su localización se realiza por medio de la determinación del centroide (centro de gravedad) definido como:

$$x_j = \frac{\int_{A_j} x I(x, y) \, dx dy}{\int_{A_j} I(x, y) \, dx dy}, \quad y_j = \frac{\int_{A_j} y I(x, y) \, dx dy}{\int_{A_j} I(x, y) \, dx dy} \quad (2.3-1),$$

donde  $A_j$  es el área imagen asociada a la lente  $j$ -ésima e  $I(x,y)$  es la intensidad en la imagen en cada punto. Si  $f'$  es la longitud focal de las microlentes,  $A$  el área de cada microlente y  $W(x,y)$  la aberración de onda, entonces el desplazamiento del centroide de cada *spot* debido a la presencia de aberraciones en el frente de onda viene dado por las siguientes ecuaciones [Rousset, 1994]:

$$\Delta x_j = \frac{f'}{A} \int_{A_j} \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \, dx dy ; \quad (2.3-2).$$

$$\Delta y_j = \frac{f'}{A} \int_{A_j} \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} \, dx dy .$$

Como puede verse en las Ecuaciones 2.3-2 el desplazamiento del centroide es debido a la presencia de aberraciones y es proporcional a la focal.

Es importante resaltar la relación lineal entre la derivada de la aberración y el desplazamiento del rayo pues si  $(\Delta x_j, \Delta y_j)$  representa el desplazamiento en

coordenadas cartesianas del *spot* j-ésimo entre dos imágenes vinculadas a diferentes frentes de onda  $\Sigma_0(x, y)$  y  $\Sigma'(x, y)$ ,  $W(x, y)$  representa la diferencia entre ambos frentes de onda,  $\Sigma'(x, y) - \Sigma_0(x, y)$ . Este hecho es útil cuando interesa aislar el frente de onda correspondiente a un elemento concreto que forma parte de un sistema óptico completo. La contribución a la aberración total de los demás componentes puede ser eliminada teniendo en cuenta la distribución de *spots* producida por los mismos. Los desplazamientos ya no se medirán tomando como origen las coordenadas de los focos imagen de las microlentes sino que la nueva referencia son las posiciones obtenidas previamente para el resto del sistema. Esta propiedad ha sido utilizada en todas las medidas realizadas en este trabajo, pues siempre se han evitado las aberraciones del sistema experimental tomando su frente de onda ( $\Sigma_0(x, y)$ ) como frente de onda de referencia.

#### **2.4. Elección del sistema experimental.**

La posibilidad de disponer de matrices de microlentes de pequeño tamaño (cuadradas/redondas con lado/radio de décimas de milímetro) permite emplear el sensor de Shack-Hartmann para llevar a cabo peinados en la pupila humana (radio del orden de milímetros) en cientos de puntos de forma simultánea. Esto hace que las medidas se puedan realizar de forma precisa y rápida. Usar estas microlentes de tan pequeño tamaño provoca la reducción de la relación señal/ruido del *spot* generado. Se puede solventar este problema empleando microlentes con focal corta, lo que genera una apertura numérica suficiente para obtener imágenes más claras de los *spots*. Además la disminución de la longitud focal supone un aumento del rango dinámico (ver Ecuaciones 2.3-2) y conlleva un menor efecto pernicioso del *speckle* [Hofer *et al.*, 2001b; Larichev *et al.*, 2001].

Emplear microlentes de menor focal para aumentar el rango dinámico implica también una serie de desventajas. Puede suponer pérdida de precisión en la medida si no se tiene un tamaño de píxel (en el CCD) lo suficientemente pequeño. Según las Ecuaciones 2.3-2 disminuir la focal implica un menor desplazamiento de los *spots* para una misma magnitud de la aberración. Detectar y medir esos desplazamientos es lo que permite determinar la aberración que se realizará con la suficiente precisión sólo si se dispone de un CCD de tamaño de píxel adecuado. Además con



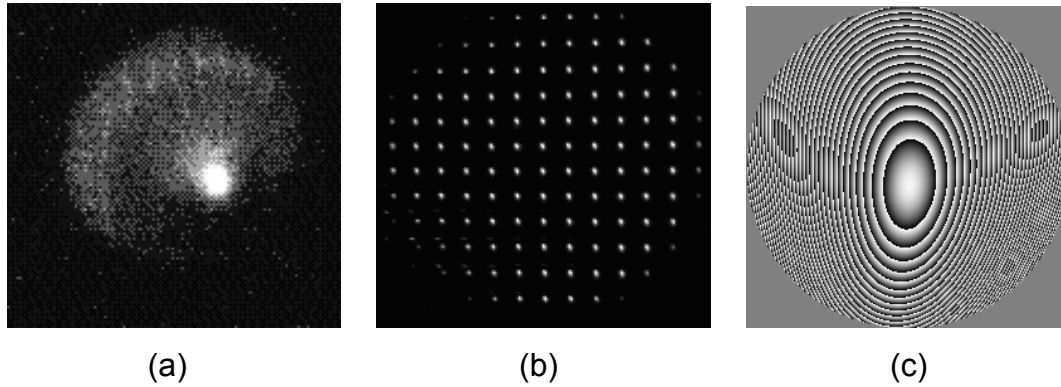
estas focales menores se acorta la profundidad de foco lo que hace que los *spots* de ojos fuertemente aberrados sean muy extensos con la consecuente dificultad en la determinación del centroide.

Todo el problema de la elección de las lentes para obtener la adecuada relación señal/ruido deriva del hecho de que al tratarse de un proceso de medida en el ojo humano estamos obligados a tener en cuenta los límites de seguridad en la intensidad de la radiación empleada. Se puede disminuir dicha intensidad a costa de alargar los tiempos de exposición (que a su vez tampoco pueden ser excesivos) y utilizar una longitud de onda para la cual la reflectancia de la retina sea alta. Además, permitiendo mayores tiempos de exposición (por fotograma) el efecto del *speckle* es menor. Este efecto también puede evitarse parcialmente empleando un ancho de banda espectral de emisión que garantice una baja coherencia del haz de medida [Hofer *et al.*, 2001b; Larichev *et al.*, 2001; Goodman, 1996].

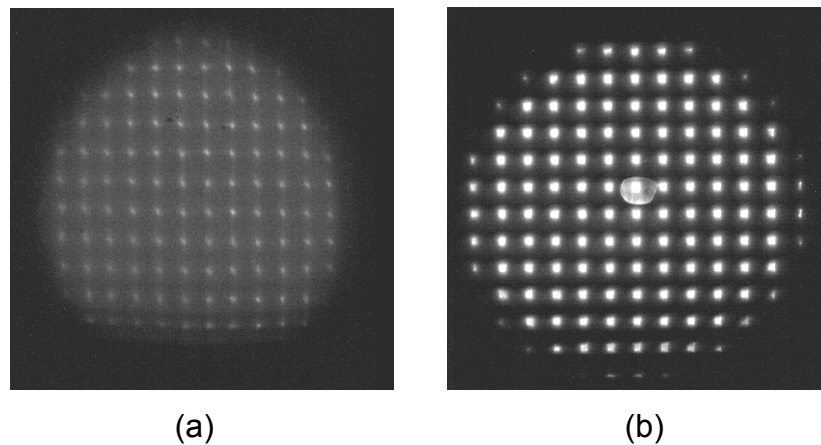
Por todo lo dicho anteriormente, la elección del tamaño y la distancia focal de las microlentes así como la de la iluminación, intensidad empleada y los tiempos de exposición resulta ser un compromiso entre factores diversos y debe ser resuelto según las necesidades concretas del sistema experimental. En nuestro caso, el RMS de las aberraciones mayores que se pretendía medir no superaba la decena de micras (correspondiente a desenfoques o astigmatismos de orden de una decena de dioptrías para una pupila de 5 mm). Se probaron dos matrices distintas de microlentes cuadradas (0.6 mm de lado) y focales de 40 y de 6.3 mm y finalmente se optó por las de menor longitud focal.

En la Figura 2.4(a) se muestra la imagen de Shack-Hartmann para un ojo con un queratocono artificial (creado mediante una lente de contacto que simula dicha patología). Se intentó medir en este caso peinando el frente de onda con las microlentes de focal 40 mm comprobando así que el uso de esta focal tan larga hace inviable la medida de estas aberraciones tan elevadas. La presencia de las aberraciones provoca los correspondientes desplazamientos de los *spots* cuya magnitud será proporcional a la longitud focal. Pero para la lente queratocónica los *spots* llegan a alejarse tanto de sus posiciones de referencia ideales como para que se produzca el “colapso” de los mismos; la imagen así obtenida resulta ser imposible de procesar. En la Figuras 2.4(b) y 2.4(c) se muestra la medida en un queratocono

real empleando en este caso las microlentes menor focal (6.3 mm). En ellas se ve como para una pupila de 5 mm se pueden calcular las aberraciones correspondientes de valor extremo para este tipo de patología.



**Figura 2.4.** Medida de aberraciones extremas con dos matrices de microlentes diferentes: a) queratocono simulado, imagen obtenida con microlentes de focal 40 mm imposible de procesar por desplazamiento excesivo de los *spots*; b) queratocono real, imagen obtenida con microlentes de focal 6.3 mm y c) mapa de aberración obtenido procesándola (RMS = 5.9 micras para un radio pupilar de 2.5 mm, desenfoque: 8 D, astigmatismo: 4,8 D), las zonas de mayor claridad de corresponden con adelantos de fase.



**Figura 2.5.** Proporción señal ruido y focal de microlentes: se muestra imagen obtenida en un mismo sujeto normal, con un mismo tiempo de exposición, empleando dos matrices de microlentes de distinta focal (a)  $f' = 40$  mm, (b)  $f' = 6,3$  mm.

La Figura 2.5 muestra dos imágenes de Shack-Hartmann obtenidas con el mismo tiempo de exposición por fotograma (500ms) en un mismo sujeto normal pero comparando de nuevo las dos matrices de microlentes de distinta longitud focal (40 y

6.3 mm), se aprecia el incremento de la señal ruido para las imágenes obtenida con las microlentes de focal más corta.

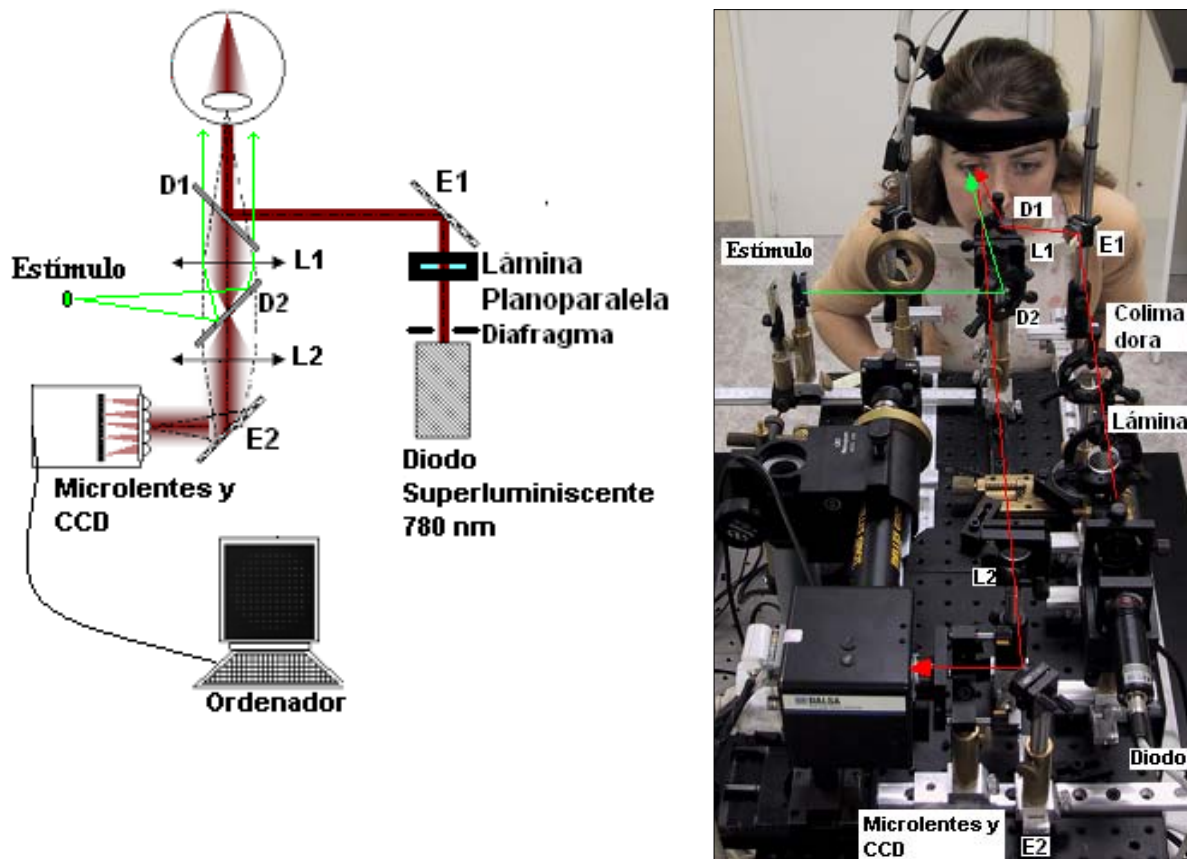
Al seleccionar finalmente las microlentes de focal 6.3 mm la proporción señal/ruido que se alcanzaba nos permitía usar tiempos de exposición (por fotograma) cortos alcanzando velocidades del orden de una imagen/medida cada 40 ms, siendo todavía posible el cálculo de la aberración de onda y permitiendo el estudio del comportamiento en “tiempo real” de la misma [Hofer *et al.*, 2001b; Diaz-Santana, 2003; Nirmaier, 2003].

Todas las imágenes de Shack-Hartmann mostradas en las Figuras 2.4.y 2.5 se obtienen para una misma iluminación seleccionada en la zona infrarroja lo cual incrementa la reflexión en la retina y hace que la medida sea más confortable y segura para el sujeto, mientras que la estimación de la calidad visual es similar a la obtenida con luz visible [López-Gil *et al.*, 1997; Hofer *et al.*, 2001b; Llorente *et al.*, 2003]. Una ventaja adicional de dicha iluminación es que no perjudica la visibilidad por parte del sujeto de estímulos visibles. La baja coherencia buscada con objeto de combatir los problemas de *speckle* en la imágenes obtenidas se logra empleando un diodo súper luminiscente de con un moderado ancho de banda [Hofer *et al.*, 2001b; Larichev *et al.*, 2001].

## **2.5. Descripción del sistema experimental.**

La Figura 2.6 muestra un esquema y una fotografía del sistema experimental de medida desarrollado y empleado en el presente trabajo.

El diodo infrarrojo de la esquina inferior derecha de la fotografía de la Figura 2.6, inicialmente utilizado en el primer montaje del sistema, fue sustituido por un diodo súper luminiscente Hamamatsu AS1C120 de longitud de onda central 788.73 nm y ancho de banda 43.10 nm (datos obtenidos a 25°C, 60% de humedad y en emisión continua de 0.7 mW). Con este segundo diodo el haz se colimaba por medio de una lente convergente que se incorporaba en el propio soporte (eliminando así la lente colimadora que se muestra en la fotografía de la Figura 2.6).



**Figura 2.6.** Sistema de medida de la aberración de onda ocular. Sobre la fotografía se han superpuesto las trayectorias de iluminación infrarroja (en rojo) y estímulo (en verde).

La intensidad del haz era controlada mediante una fuente de intensidad eléctrica regulable que ajustábamos de forma que la irradiancia en la córnea del sujeto en ningún momento superara los  $27 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ . Este era el valor máximo empleado en medidas consistentes en la captura de varias imágenes consecutivas (una secuencia de video) llegando a los 5 s de exposición total. La máxima irradiancia permitida (MPE) en córnea para exposiciones entre 18 microsegundos y 10 segundos, viene dada, por [Laser Institute of America, 2000]:

$$MPE = 88.2 \cdot 10^{2(\lambda - 0.70)} D^{-2} t^{-0.25} \text{ mW} / \text{cm}^2 \quad (2.5 - 1)$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda del haz en micras (0.789 micras) y D el diámetro del haz de entrada, que en nuestro caso era de 1.5 mm. En el caso de exposiciones más largas (entre 10 y 8.33 horas) el valor del máximo permitido es de:

$$MPE = 49 \cdot 10^{2(\lambda - 0.70)} D^{-2} \text{ mW} / \text{ cm}^2 \quad (2.5 - 2).$$

Esto indica que en el peor de los casos (tiempo de exposición de más de 8 horas), la irradiancia del haz que empleábamos era de tres órdenes de magnitud (1166 veces) menor que el máximo permitido.

La luz emitida por el diodo superluminiscente se refleja en un espejo plano E1 alcanzando a continuación el divisor de haz D1 (*pellicle beam splitter*) que refleja el 8% de la luz infrarroja incidente. Posteriormente el haz entra en el ojo por el centro de la pupila (pupila de entrada) o una posición cercana a ese punto. Al sujeto se le desplazaba horizontal y verticalmente hasta que él nos indicaba que veía “el punto luminoso rojo” (correspondiente al haz de medida) de la forma más clara e intensa posible. Un ajuste fino de la posición del sujeto, se hacía por parte del experimentador, de forma que se recogiera una imagen de los *spots* lo más nítida y contrastada posible apreciándose en la mayoría de los casos la primera imagen de Purkinje superpuesta a los *spots* centrales (Figura 2.5(b)). En caso de que dicha imagen se concentrara en una área pequeña de la imagen capturada (Figura 2.5(b)), se tomaba dicha imagen y se evitaba emplear el *spot* afectado en el procesado (opción que lleva incorporado el software de análisis). Otra opción complementaria, usada por nosotros de forma puntual, es la de descentrar ligeramente el haz por medio de una lámina plano-paralela (Figura 2.6).

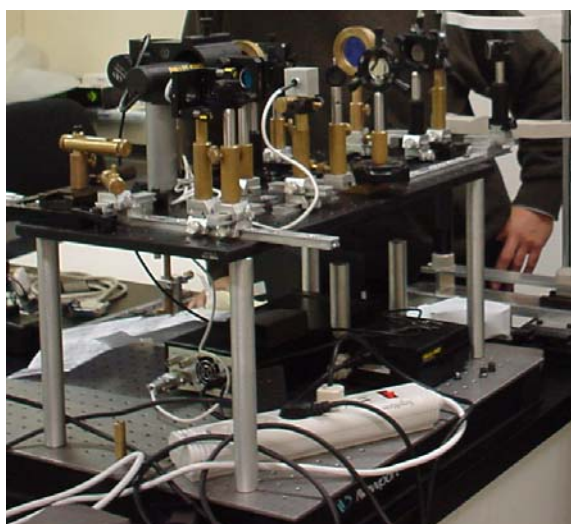
La luz reflejada por la retina y que sale del ojo atraviesa los dos dobletes acromáticos L1 y L2 de focal ( $f'$ ) 200 mm y posteriormente, tras reflejarse en un espejo plano, alcanza el sensor de Shack-Hartmann. Éste último consiste en la matriz de microlentes de alzado cuadrado con 6,3 mm de focal y 0,6 mm de lado y un sensor CCD (Dalsa CA-D4 con 12  $\mu\text{m}$  de tamaño de píxel). Los dobletes L1 y L2 (ambos de focal 200 mm) tiene como misión principal la de conjugar el plano de la pupila del ojo con el plano de las microlentes, por ello la distancia entre ambos es de 400 mm. Hubiera sido posible realizar una conjugación mediante una sola lente. Sin embargo, el uso de una sola lente no permitiría que también se conjugase el plano de la retina con el del CCD (suponiendo éste fijo y en el plano focal de las

microlentes). Tomando como valor de focal 200 mm quedaba espacio suficiente para incorporar el divisor de haz D1 de la vía de iluminación y el D2 de la vía de estímulo.

La posición correcta del sujeto respecto a la lente L1 se podía determinar ópticamente comprobando que la imagen de la pupila proporcionada por una cámara auxiliar con un objetivo enfocado al infinito y situada tras L1, estuviera perfectamente enfocada.

Se disponía de una segunda vía para el estímulo del sujeto a través de un divisor de haz D2 colocado cerca de L1 (entre L1 y L2) por el que llegaba la luz procedente de un texto iluminado perfectamente visible situado a la distancia focal de L1. De esta forma el sujeto apreciaba dicho estímulo como si estuviera muy alejado (en el infinito), con lo que, en caso de ser emétrope, no tendría que acomodar para poder verlo nítido.

Un sistema de estas características tenía las ventajas de ser un sistema lo más sencillo posible a la vez de ser relativamente compacto. Además el sistema se montó con doble altura, de forma que las fuentes de alimentación quedaban en el piso inferior (Figura 2.7) mientras que la óptica y la electrónica (diodo, sensor de Shack-Hartmann, CCD) quedaban ubicadas en el piso superior. Las dimensiones reales aproximadas eran de: 0.6 m (ancho)  $\times$  0.8 m (largo)  $\times$  0.6 m (alto), como se aprecia en la fotografía de la Figura 2.7.



**Figura 2.7.** Sistema de medida de la aberración de onda ocular.

## **2.6. Análisis de las imágenes capturadas.**

Una vez obtenida la imagen de los *spots* correspondientes a cada sujeto (imagen de Shack-Hartmann) se procedía al procesado de la misma teniendo en cuenta las inversiones que se producían a lo largo del sistema óptico. El conjunto formado por L1 y L2 supone una doble inversión tanto vertical como horizontal, la presencia del espejo E2 supone otra inversión que sólo afecta al eje horizontal y finalmente los controladores del CCD incluían la doble inversión característica de las cámaras. Como resultado final el sistema en conjunto produce una única inversión horizontal.

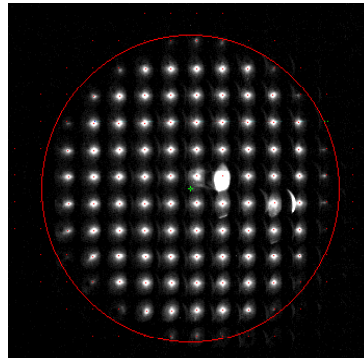
En todas las imágenes de Shack-Hartmann empleadas se efectuó un tratamiento previo para eliminar el efecto pernicioso en la medida de las luces parásitas presentes en nuestra sala oscura. Estas luces parásitas se obtenían a partir de un fotograma capturado previamente, sin la iluminación infrarroja ni presencia del sujeto, que posteriormente se restaba (pixel a pixel) a las imágenes que iban a ser procesadas.

El análisis de las imágenes Shack-Hartmann se realizó con un software desarrollado en la Universidad de Murcia. De forma resumida, la aplicación determina la posición de los centroides de los *spots* y el desplazamiento de los mismos respecto de la posición ideal de referencia. A partir de esos desplazamientos se reconstruye el frente de onda (Ecuaciones 2.1-2, 2.3-1 y 2.3-2). Para una medida estática de las aberraciones es suficiente analizar un único fotograma, extendiéndose este análisis a toda una secuencia de video cuando se desee conocer la evolución dinámica en función del tiempo. La aplicación se configura introduciendo una serie de parámetros que hacen referencia a las características de las microlentes, el algoritmo de búsqueda de centroides y a la posición de la pupila. Sin embargo la posición del centro de la pupila varía en las distintas medidas e incluso dentro de una misma medida cuando esta se extiende en el tiempo (al estudiar la evolución dinámica de las aberraciones). Aun en el caso de que situemos al sujeto y el estímulo totalmente estáticos tendremos que son inevitables los movimientos oculares y que alcanzan amplitudes de hasta 1 grado a distintas velocidades. [Yarbus, 1967; Carpenter, 1988; Hayhoe & Ballard, 2005; Eye Movements & Pupillometry Research Group, Universidad UNED]. El problema a la

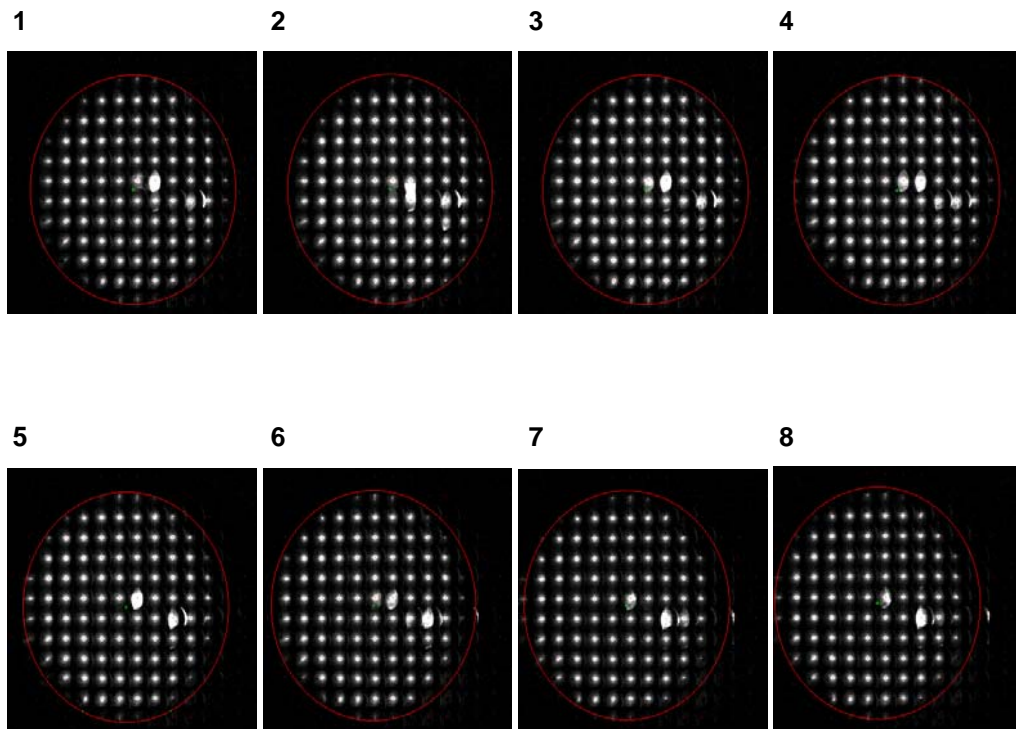
hora de procesar la imagen de Shack-Hartmann, surge por el hecho de que la aberración de onda ha de estar referida a un sistema de ejes cuyo origen es el centro pupilar, que no es un punto fijo. Es por eso que se incorporó al software de análisis inicial varias modificaciones que permitían la determinación de forma automática de la posición del centro de la pupila. Se desarrollo un algoritmo que obtenía la localización del centro pupilar a partir de las propias imágenes de Shack-Hartmann (método empleado también por otros autores [Thibos *et al.*, 2002]). En nuestro caso se basaba en el cálculo del centro de la pupila de cada imagen a partir del promedio de la posición de los centroides usando como peso la intensidad en cada uno de ellos. La razón de usar el peso de la intensidad no es otra que aumentar la precisión de la localización del centro pupilar, ya que la intensidad del *spot* es proporcional al área de la microlente que es iluminada, que es a su vez proporcional a la distancia que separa el borde pupilar con el centro de la microlente. La eficacia de esta estrategia está limitada por las variaciones en intensidad de los *spots* debido al carácter anisótropo de la reflectancia, por ejemplo por efecto Stiles-Crawford [Stiles & Crawford, 1933; Atchison *et al.*, 2003b]. En cualquier caso, hemos supuesto que las variaciones de la reflectancia en la retina son mucho menores que las producidas por el viñeteo en el plano de microlentes. Por tanto, aunque el desplazamiento pupilar sea inferior a la distancia entre microlentes, es de esperar que se detecte un aumento de la intensidad en los *spots* situados en el borde pupilar por el lado hacia el que se produce el desplazamiento. La Figura 2.8 muestra un ejemplo de una pupila (círculo rojo) centrada automáticamente aplicando el algoritmo descrito anteriormente a una imagen de Shack-Hartmann.

El programa de análisis actualizaba en cada fotograma de una secuencia de vídeo la posición del sistema de ejes disminuyendo así el error en el procesado introducido por los desplazamientos del ojo. El correcto funcionamiento del procedimiento se puede comprobar al procesar secuencias de vídeo como la que muestra la Figura 2.9. En ella se aprecia un desplazamiento del ojo, hacia la izquierda, del orden de milímetros. La pupila detectada automáticamente en cada instante se representa por medio de un círculo de color rojo.





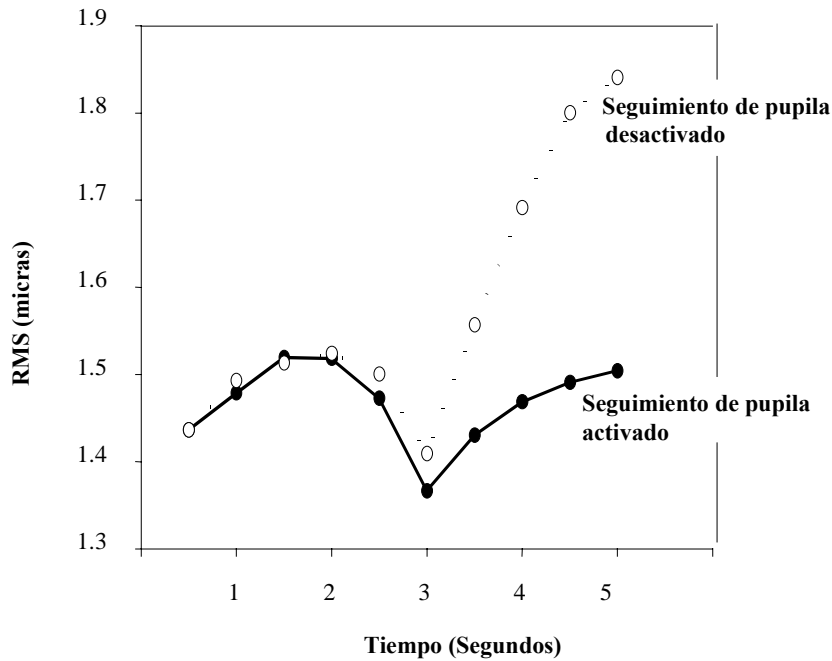
**Figura 2.8.** Determinación automática del centro pupilar: la posición de la pupila (en rojo y centro en verde) se estima a partir de la propia imagen de los *spots*.



**Figura 2.9.** Desplazamiento de la pupila: se muestra secuencia de video y se indica la posición de la pupila obtenida por el algoritmo utilizado.

Si no se tiene en cuenta el cambio de posición de la pupila, las variaciones de la aberración de onda que se miden son diferentes (en general mayores) a las reales. La Figura 2.10 muestra los valores de RMS obtenidos para las sucesivas imágenes de la secuencia de vídeo de la Figura 2.9 (de los dos primeros puntos no se muestra la imagen correspondiente), realizando el cálculo con y sin seguimiento de los desplazamientos pupilares. Como se aprecia, la falta de seguimiento produce

un aumento de RMS que no es debido a la óptica ocular. La incorporación de este software supone la automatización total del proceso de medida, evitando el uso de fijación más completa del ojo mediante un mordedor. Ambas cosas suponen ventajas de cara al uso clínico general de este tipo de sistemas.



**Figura 2.10.** Cálculo de aberraciones y desplazamiento de la pupila: la aberración total (RMS) obtenida es distinta si se hace seguimiento de los desplazamientos de la pupila (en negro) o si se desactiva la opción (en blanco).

A lo largo de todo el trabajo, emplearemos el indexado correspondiente a la notación estándar de la OSA (*Optical Society of America*) para los coeficientes de Zernike [Thibos *et al.*, 2000]. Las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismos) se representan por los coeficientes de Zernike de segundo orden de índices 3, 4 y 5. Las aberraciones de alto orden se representan por los coeficientes 6 al 9 para tercer orden, 10 al 14 para cuarto orden y 15 a 20 para el quinto orden (ver Apéndice para mayor detalle).

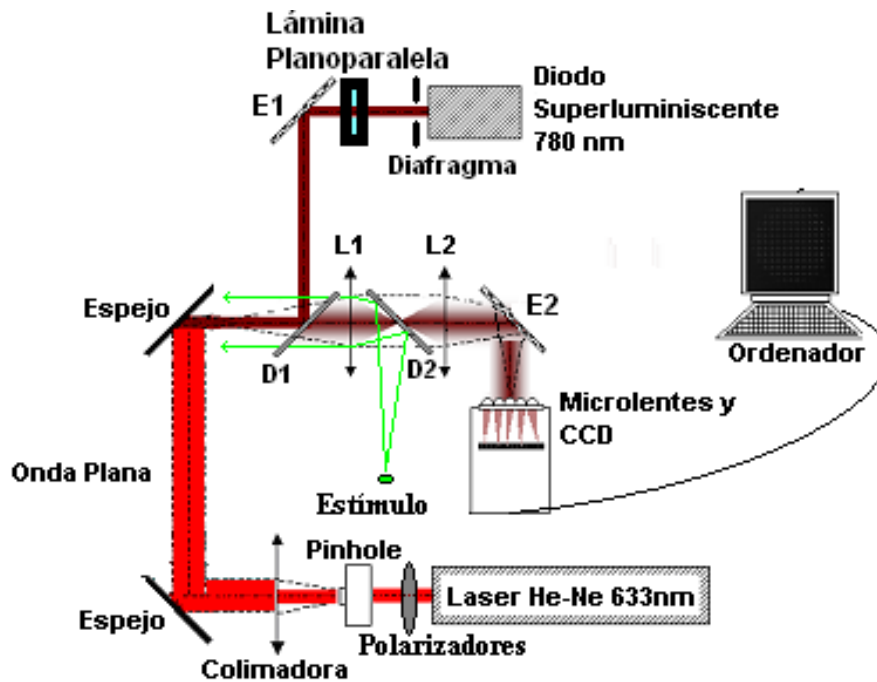
## **2.7. Calidad óptica y centrado del sistema experimental.**

Como ya se ha indicado en el Apartado 2.3, debido al carácter lineal de las Ecuaciones 2.3-2 los sistemas de Shack-Hartmann nos permiten aislar el frente de onda asociado a un elemento óptico (como el ojo) que forme parte de un sistema mayor (ojo + sistema experimental), eliminando así la contribución a la aberración total del resto de elementos ópticos que no sean los correspondientes al propio ojo. Para ello usamos como referencia la distribución de puntos luminosos dada por nuestro sistema de medida sin que haya ningún sujeto situado en el mismo. Cuando capturemos la imagen correspondiente a un ojo se determinara la posición de los centroides de los *spots* propios del mismo. Una vez determinada dicha posición se calculará el desplazamiento presente tomando como origen los centroides correspondientes a la imagen de referencia capturada previamente sin sujeto. Este procedimiento nos posibilita además conocer la aberración introducida por el propio sistema experimental, calculada a partir de la distribución de estos *spots* de referencia.

La imagen de referencia se medía utilizando una onda plana perfecta que generábamos artificialmente a través del montaje mostrado en la Figura 2.11. Ese mismo haz era además el empleado en el centrado del sistema.

En el esquema mostrado (Figura 2.11) la onda plana se obtiene a partir de la luz del láser He-Ne (longitud de onda de 633 nm) filtrada en intensidad mediante polarizadores y filtrada espacialmente mediante un objetivo de microscopio y un pinhole. El haz era colimado mediante un doblete de 190 mm de focal. El carácter de onda plana se comprueba por medio de un interferómetro share-plate [Malacara, 1992] a la salida de la lente colimadora y tras la lente L2. Este mismo haz, sin los filtros de intensidad y tras limitarlo a un diámetro de 1 mm, era usado para centrar el sistema.

En un sistema de medida totalmente libre de aberraciones al iluminar con esta onda plana, los *spots* de la imagen de referencia (Figura 2.11) estarían situados exactamente en los focos imágenes de las microlentes, formando en conjunto un patrón perfectamente ordenado. La presencia de aberraciones en el sistema altera la posición de los *spots* y son estas posiciones (no ideales) las que finalmente debemos tomar como origen en las medidas realizadas a los sujetos.

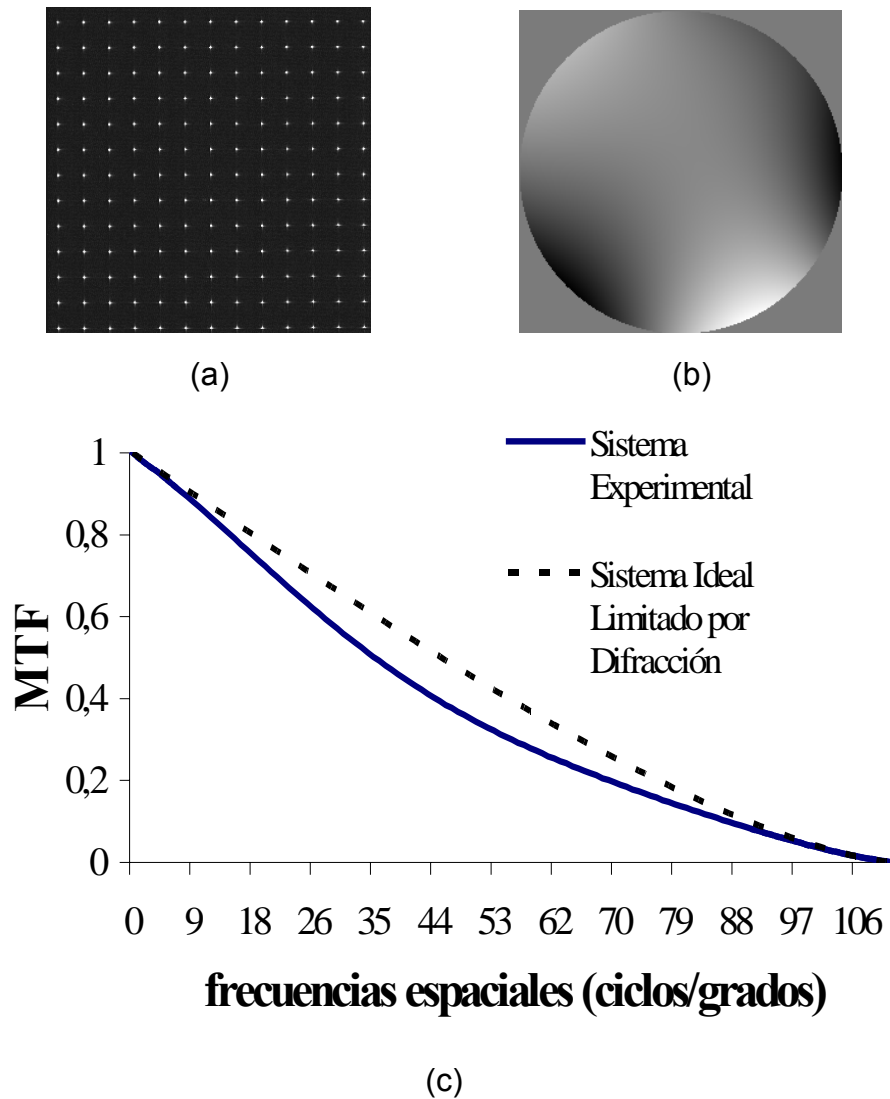


**Figura 2.11.** Esquema del montaje para captura de imagen de referencia y comprobación de centrado de los componentes.

En la Figura 2.12(a) se muestra la imagen capturada con el sensor del Shack-Hartmann para el montaje descrito (Figura 2.11). Vemos como se distribuyen los *spots* de referencia organizados formando un patrón casi perfecto, indicando que la aberración propia del sistema es muy baja. Al principio de cada sesión de medidas se obtenía una imagen como la mostrada en la Figura 2.12.(a) y se cargaba en la aplicación como imagen de referencia.

La Figura 2.12(b) muestra la aberración de onda calculada a partir de una imagen típica de referencia, es decir, el frente de onda introducido por el propio sistema para una pupila de 5 mm de diámetro. A partir de esta aberración se calcula el promedio radial de la MTF del sistema y se compara con la de un sistema ideal limitado por difracción (Figura 2.12(c)).

Los valores obtenidos de RMS y razón de Strehl en este caso fueron 0.06 micras y 0.85 respectivamente, indicando que el sistema está prácticamente limitado sólo por difracción. Todas las medidas que se realizaron con este sistema (ver Capítulos 3, 4 y 5) se hicieron con un sistema experimental que tenía al menos una razón de Strehl de 0.8.



**Figura 2.12.** Aberración propia del sistema: (a) imagen de Shack-Hartmann, (b) mapa de aberración y (c) MTF correspondientes al montaje de la Figura 2.11.

Con el mismo montaje y un procedimiento similar al que nos permitía grabar la imagen de referencia se podía también comprobar el correcto centrado y montaje del sistema que se realizaba bajo la iluminación del haz láser He-Ne. Abriendo el diafragma del diodo láser se obtenía un haz colimado de unos 10 mm de diámetro manteniendo el montaje indicado en la Figura 2.11. En este caso era necesario usar un visor de infrarrojos para poder seguir la trayectoria del haz. La colimación del haz se comprobaba también mediante el share-plate, empleando el visor para visualizar la imagen de las franjas proporcionada por el dispositivo. En el caso de que el sistema estuviera perfectamente alineado, la imagen de dos delgados haces colimados procedentes del láser de He-Ne y del diodo, coincidían en el mismo punto

del CCD y además el haz infrarrojo impactaba justo en el centro del *pinhole* usado para filtrar la luz roja, y el haz rojo en el centro del diafragma colocado delante del diodo infrarrojo. El centrado y ajuste del sistema experimental realizado con luz roja lo consideramos válido también para la luz infrarroja al usar dobletes acromáticos y teniendo en cuenta que las longitudes de onda sólo distaban 156 nm.

## **2.8. Calibrado y precisión del sistema experimental.**

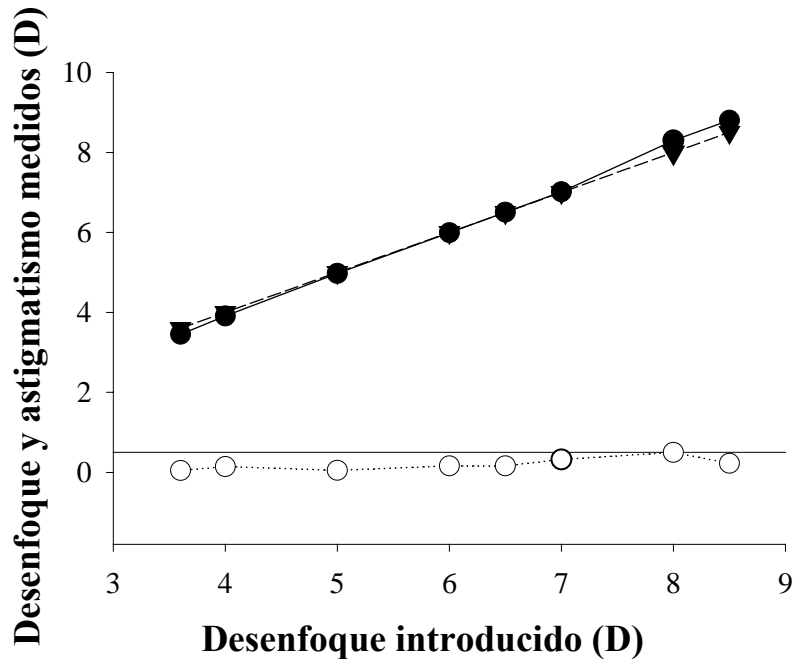
En el montaje de nuestro sistema de medida pretendíamos llegar a un equilibrio entre la posibilidad de medir aberraciones oculares especialmente severas y la necesidad de que dichas medidas fueran lo suficientemente exactas. Ambas prestaciones (rango dinámico y exactitud) se comprobaron por medio de distintas pruebas que describimos en el presente apartado.

### ***Medidas de desenfoque:***

En primer lugar se estudió la exactitud de las medidas proporcionadas por nuestro sistema al introducir una serie de desenfoques conocidos por medio del desplazamiento de una fuente puntual. Partiendo del montaje descrito para obtener la imagen de referencia (Figura 2.11) se eliminó la lente colimadora del haz rojo y se colocó el *pinhole* a diferentes distancias de la lente L1 de forma que la vergencia del haz cambiaba entre 3.5 y 8.5 dioptrías. En la Figura 2.13 se representa el desenfoque medido frente al introducido (para una pupila de 5 mm). El valor del desenfoque en dioptrías se obtiene a partir de la medida en micras del coeficiente de Zernike  $C_4$  (ver Apéndice).

Se observa (Figura 2.13) que los errores en la medida de estos desenfoques se mantuvieron siempre inferiores a 0.1 D para un rango entre 3 y 8 D. Puesto que la aberración se introdujo por medio del desplazamiento de una fuente puntual se trataba de un desenfoque puro, debiéndose obtener un valor nulo o muy pequeño, para las demás aberraciones. La parte inferior de la gráfica (Figura 2.13) muestra como el valor del cilindro calculado a partir de los coeficientes de Zernike  $C_3$  y  $C_5$

(ver Apéndice) varía muy poco en el rango de desenfoque inducido. Las demás aberraciones obtenidas eran prácticamente nulas y por ello no se muestran.



**Figura 2.13.** Calibrado del sistema (medidas de desenfoque): Desenfoque y astigmatismo medido con el sistema experimental (puntos redondos de color negro y blanco respectivamente) y desenfoque introducido (triángulos).

También se introdujeron desenfoques conocidos por medio de un segundo método empleando un ojo artificial y un sistema Badal. El ojo artificial se montó con una lente convexo - plana convergente (distancia focal aproximada de 1.5 cm en el infrarrojo empleado) detrás de la que se colocaba un difusor rotatorio a modo de retina artificial, consistente en una placa metálica de color negro a distancias aproximadas entre 1 y 2 cm sometida a un movimiento continuo de rotación aplicado por medio de un pequeño motor eléctrico. El sistema Badal estaba compuesto por dos dobletes convergente de 20 cm de focal y cuatro espejos planos  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$  y  $E_4$  (ver Figura 2.14). Dos de los espejos  $E_3$  y  $E_4$  se montan sobre un soporte móvil lo que permite variar el camino óptico entre los dobletes  $L_1$  y  $L_2$ .

Cambiando la posición del soporte móvil se introducen desenfoques variables. La dependencia del desenfoque (coeficiente  $C_4$ ) frente al desplazamiento debería ajustarse a un comportamiento lineal con pendiente teórica igual a 0.045 micras por cada milímetro para un radio pupilar de 2.5 mm (valor obtenido a partir de las focales

de las lentes aplicando la ecuación de Newton). Se realizó una medida experimental del desenfoque correspondiente a diferentes posiciones del soporte obteniendo los resultados mostrados en la Figura 2.15. Del ajuste por mínimos cuadrados de esos datos efectivamente se obtiene una variación experimental de 0.052 micras/mm y un coeficiente de correlación  $R = 0.99$ .

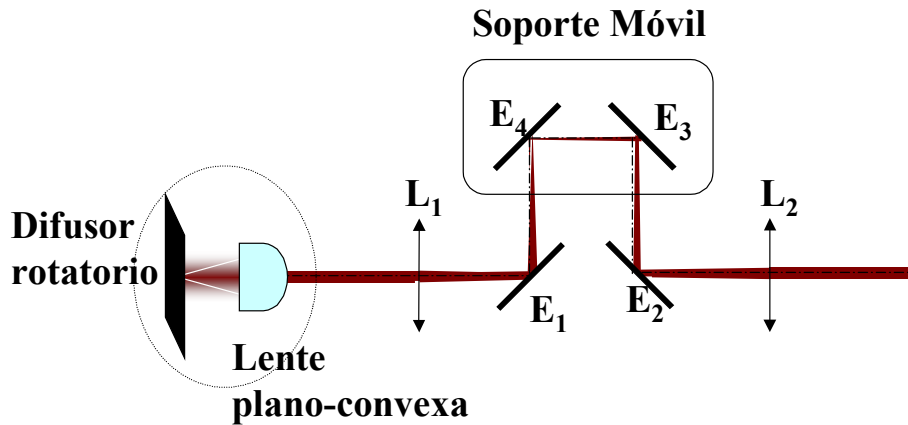


Figura 2.14. Montaje de ojo artificial y sistema Badal empleado para obtener desenfoques variables.

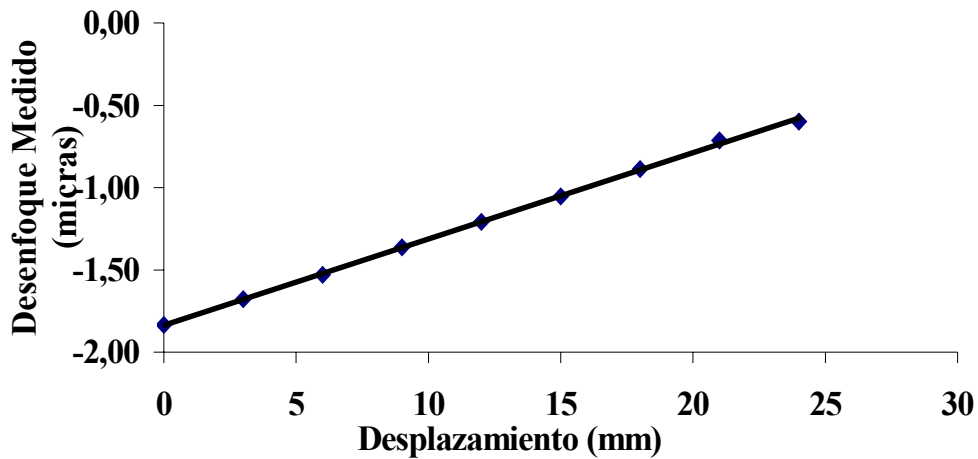


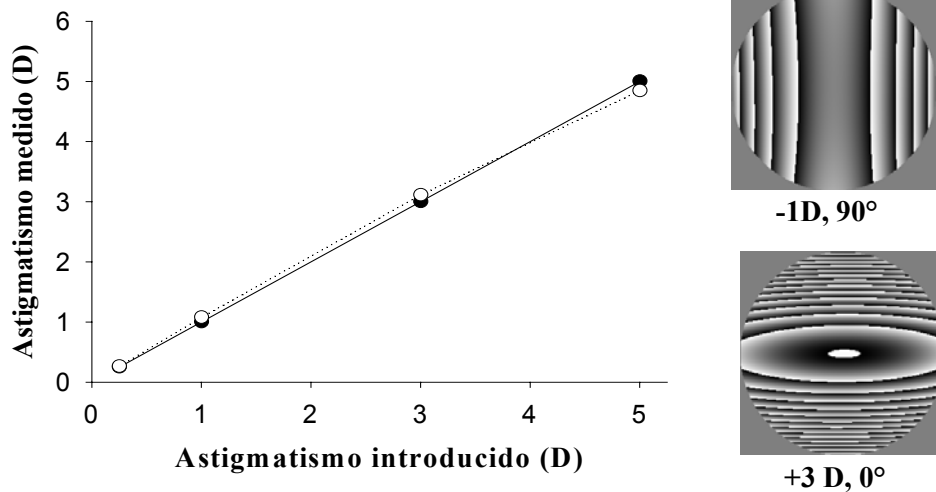
Figura 2.15. Medidas de desenfoque obtenido para distintas posiciones del soporte móvil mostrado en la Figura 2.14.

**Medidas de astigmatismo:**

En segundo lugar se introdujeron distintos valores conocidos de astigmatismo por medio del uso de diferentes lentes de prueba cilíndricas, variando la magnitud en



dioptrías y la orientación del eje. Partiendo del montaje descrito para la obtención de la imagen de referencia (ver Figura 2.11), las lentes cilíndricas se situaban en la focal objeto de L1.



**Figura 2.16.** Calibrado del sistema (medidas de astigmatismo): comprobación de la precisión para astigmatismos de diferente magnitud y orientación.

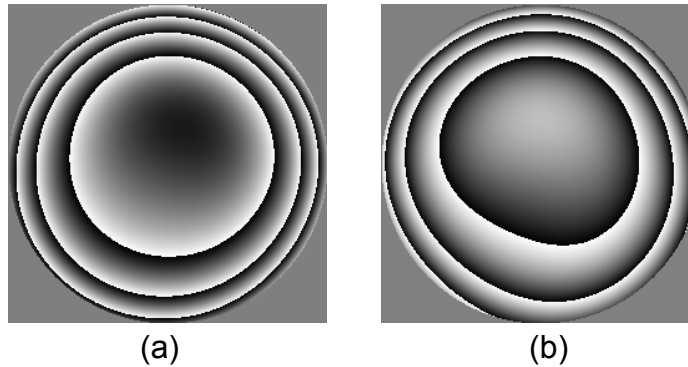
La Figura 2.16 muestra el acuerdo entre los valores de aberración introducidos y los medidos. Los errores son siempre inferiores a 0.1 D para valores de astigmatismo inducido de hasta 5 D. En cuanto a la orientación del eje se obtuvieron errores inferiores a 1 grado. La Figura 2.16 muestra también dos ejemplos de mapas de aberración para eje de astigmatismo a 0° y 90° (pupila de 5 mm de diámetro).

**Medidas de aberración esférica:**

En tercer lugar se realizó un calibrado mediante el empleo de láminas de aberración esférica. Se emplearon dos láminas de aberración esférica de valores  $\pm 0.12$  micras para 5 mm de pupila (según los datos de fabricación). Las láminas fueron realizadas a petición expresa con un torno con precisión por debajo de la micra.

Al igual que en el caso del astigmatismo las láminas aberradas se colocaban en la focal objeto de L1 manteniendo el resto del montaje mostrado en la Figura 2.11 con lo cual eran atravesadas por la onda plana obtenida a partir del Láser He-Ne.

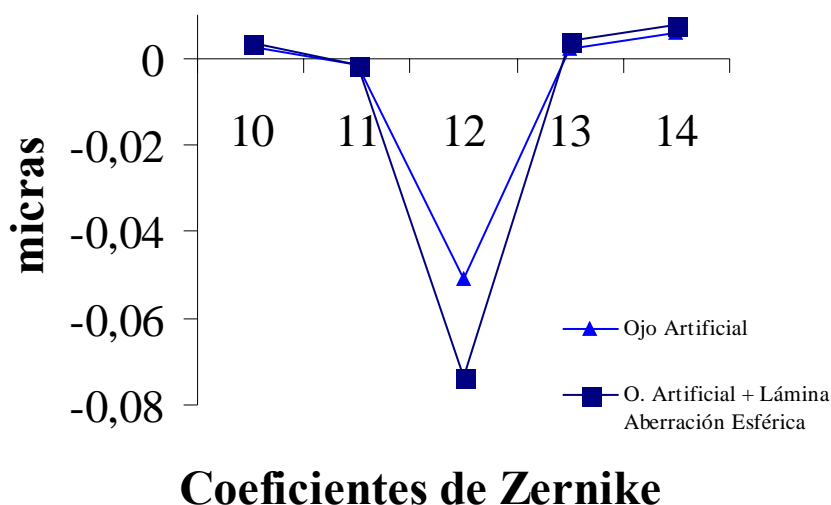
Los mapas de aberración obtenidos en el caso de las dos lentes utilizadas se muestran en la Figura 2.17.



**Figura 2.17.** Calibrado del sistema (medidas de aberración esférica): mapa de aberración obtenido (para pupila de 5 mm) con láminas de prueba de valores nominales  $-0.12$  micras (a) y  $+0.12$  micras (b).

Los valores medidos con nuestro sistema para la aberración esférica de este par de láminas fueron de  $-0.12$  micras y  $+0.10$  micras respectivamente. Es interesante destacar que los frentes de onda registrados (Figura 2.17) no presentan simetría de rotación debido a un pequeño descentramiento y *tilt* de la lámina de fase respecto del eje óptico del sistema experimental.

Se realizó una segunda comprobación de las medidas de aberración esférica proporcionadas por nuestro sistema. Se empleó el montaje de ojo artificial descrito anteriormente (ver Figura 2.14) al que se incorporaban otras dos láminas de aberración esférica de valores nominales  $\pm 0.028$  micras para un diámetro pupilar de 5 mm. La aberración introducida se calculaba midiendo las aberraciones correspondientes al conjunto formado por el ojo artificial y la lámina de prueba para posteriormente restar los valores obtenidos para el ojo artificial. Los valores así obtenidos fueron  $+0.021$  micras y  $-0.022$  micras. En la Figura 2.18 se muestran las medidas obtenidas para los términos de aberración 4º orden con cada uno de los montajes. Observamos la variación que aparece en el término de aberración esférica que no afecta sin embargo a los demás coeficientes.



**Figura 2.18.** Calibrado del sistema (medidas de aberración esférica): se muestran las medidas para todos los coeficientes de 4º orden obtenidas a partir del montaje del ojo artificial y del mismo montaje añadiendo la lámina de aberración esférica de valor nominal negativo.

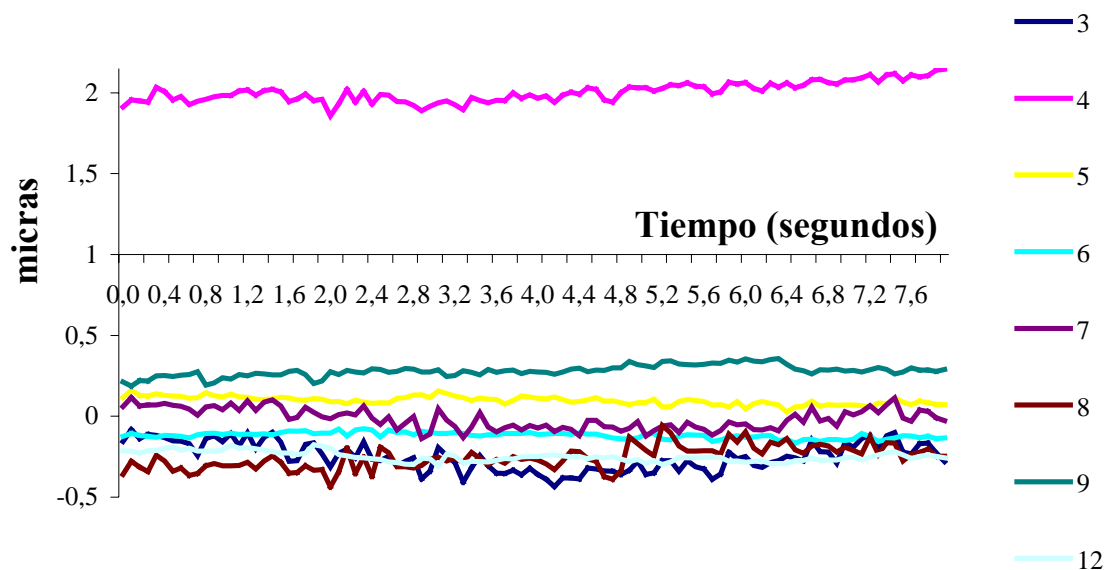
### **2.9. Elección del tiempo de exposición.**

En todas las imágenes de Shack-Hartmann correspondientes a medidas oculares que se muestran en el presente capítulo se optó por emplear tiempos de exposición de 500 ms por cada fotograma (lo que corresponde a una frecuencia de 2 Hz en la captura de video). También los datos del calibrado corresponden a esa configuración que es la que se emplea en el resto del trabajo.

Sin embargo se ha explicado anteriormente que el sistema permitía emplear menores tiempos de exposición por fotograma (y por tanto mayores frecuencias de muestreo de las variaciones temporales de la aberración). En principio las únicas desventajas que ello presentaría serían: mayor presencia de *speckle*, y unos más ajustados (pero suficientes) niveles de intensidad de la iluminación, tal y como se habían seleccionado en base a las consideraciones de seguridad expuestas. Aun así, resulta necesario aclarar bajo que criterios se decidió emplear mayores tiempos de exposición lo que en cierta manera supone desaprovechar las prestaciones del sistema.

Antes de proceder a la obtención de resultados de aberración de onda ocular era necesario fijar las condiciones de medida en función de las características del sistema experimental, el tipo de sujetos que se pretendían medir, las aplicaciones a

desarrollar y la propia dinámica de la óptica ocular. Esta dinámica se caracteriza por la posible aparición de variaciones en las medidas de aberración originadas por los movimientos oculares (que son parcialmente “evitados” con el algoritmo de localización del centro pupilar expuesto anteriormente) y por los propios cambios de las aberraciones oculares debido a variaciones en la lágrima [Montés-Micó *et al.*, 2004] y microfluctuaciones de la acomodación [Hofer *et al.* 2001b]. El sistema nos permitía efectuar medidas con una elevada rapidez de muestreo pudiendo estudiar este comportamiento dinámico. Se muestran en la Figura 2.19 los resultados obtenidos empleando tiempos de exposición de 80 ms por fotograma (lo que supone una frecuencia de muestreo de 12.5 Hz) en una medida que se extiende a lo largo de 8 s. Los datos corresponden a un sujeto normal hipermetrope entrenado y fijando su cabeza de forma estricta por medio del empleo de mordedor.



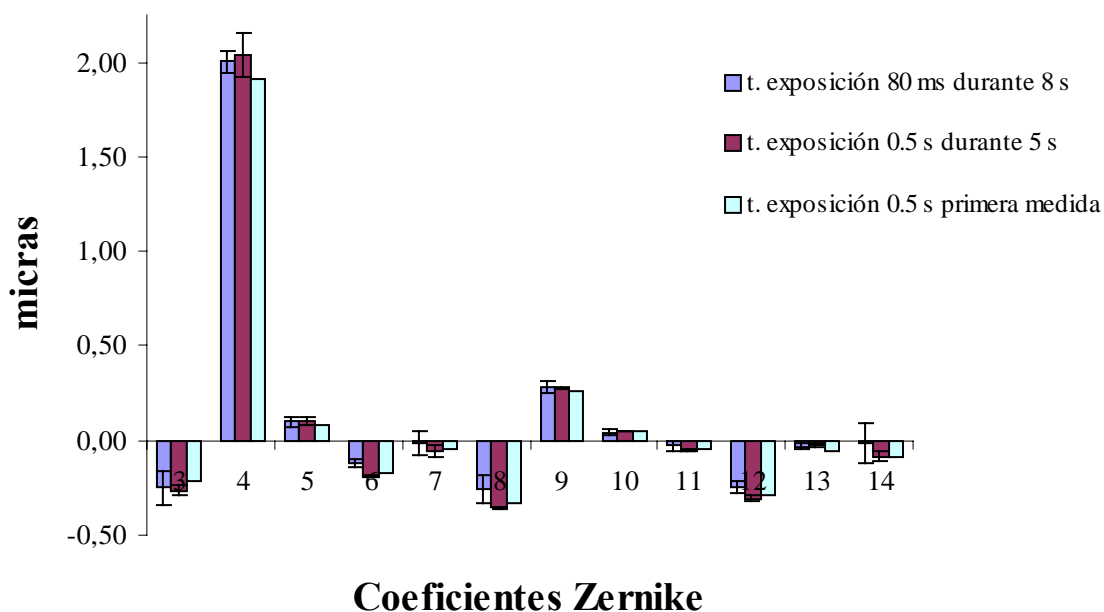
**Figura 2.19.** Medidas de las fluctuaciones de la aberración ocular empleando tiempos de exposición de 80 ms (por fotograma). Se muestran resultados a lo largo de 8 s para los coeficientes de 2º orden (índice 3,4,5), 3º orden (índice 5,6,7) así como el coeficiente  $C_{12}$  correspondiente a la aberración esférica de 4º orden.

En base a los resultados mostrados en la Figura 2.19 queda claro que la ventaja de emplear tiempos de exposición tan pequeños reside en la posibilidad de efectuar muestreos detallados de las fluctuaciones en las aberraciones oculares. En

cambio la desventaja asociada a dicha configuración residía en la menor nitidez de la imagen de video al no aprovechar totalmente la opción de integración de la señal correspondiente al CCD. Esto afectaba de dos maneras distintas, primeramente por la peor visualización durante todo el proceso de centrado del sujeto y comprobación previa de la idoneidad de la imagen (descrito en el apartado 2.5) y finalmente por una menor calidad de las imágenes de Shack-Hartmann que se capturaban. Ambos inconvenientes podían perjudicar de forma importante nuestros estudios caracterizados por la participación de sujetos no entrenados y a veces de elevada edad, ojos con fuertes patologías y en muchos casos un entorno clínico que obligaba a minimizar las molestias que pudiera suponer la medida. Al no ser objeto de estudio por nuestra parte las pequeñas variaciones de alta frecuencia en las aberraciones oculares finalmente se optó por emplear tiempos de exposición de 500 ms.

A continuación se muestran (Figura 2.20 y Tabla 2.1) los resultados de los valores promedios para los distintos coeficientes de Zernike hasta 4<sup>o</sup> orden de dos medidas sobre el mismo sujeto; la primera corresponde al video de la Figura 2.19 que empleaba tiempos de exposición de 80 ms por fotograma durante 8 s; en la segunda se empleaba un tiempo de exposición de 500 ms durante 5 s. En este segundo video de 5 s no se empleaba el mordedor sino una mentonera. En ambos videos el procesado se efectuaba activando el algoritmo de seguimiento del centro pupilar explicado anteriormente. El objetivo de esta comparativa era descartar posibles incongruencias entre ambas medidas que impidieran usar los tiempos de exposición superiores cuya ventaja práctica para nuestra aplicación era clara.

En la tercera columna de la Tabla 2.1 se muestran los datos de aberración ocular obtenidos empleando únicamente el primer fotograma del video correspondiente a tiempos de exposición de 500 ms. De esta forma podemos simular cual sería el error cometido si no dispusiéramos de toda una secuencia de video para poder realizar una estadística y nos viéramos obligados a obtener los datos a partir de una sola imagen.



**Figura 2.20.** Medidas (en micras) de los coeficientes de Zernike obtenidos en el mismo sujeto para tiempos de exposición (por fotograma) de 80 ms y 500 ms. Se muestran los valores promedios obtenidos a lo largo de 8 s y 5 s así como los valores obtenidos empleando únicamente la primera imagen (correspondiente al mejor centrado) para el video grabado con tiempo de exposición de 500 ms.

Coefficiente	t. exposición 80 ms (durante 8 s)	t. exposición 500 ms (durante 5 s)	t. exposición 500 ms (primera medida)
3	-0,25	-0,26	-0,22
4	2,00	2,04	1,91
5	0,10	0,11	0,08
6	-0,12	-0,19	-0,18
7	-0,02	-0,06	-0,05
8	-0,26	-0,35	-0,33
9	0,28	0,27	0,26
10	0,04	0,05	0,05
11	-0,03	-0,05	-0,04
12	-0,25	-0,31	-0,29
13	-0,03	-0,02	-0,05
14	-0,02	-0,09	-0,09

**Tabla 2.1.** Medidas (en micras) de los coeficientes de Zernike obtenidos en el mismo sujeto para tiempos de exposición (por fotograma) de 80 ms y 500 ms. Las dos primeras columnas muestran los valores promedios obtenidos a lo largo de 8 s y 5 s respectivamente mientras que la última muestra los valores obtenidos empleando únicamente la primera imagen (correspondiente al mejor centrado) para el video grabado con tiempo de exposición de 500 ms.

Tenemos así que la captura de imágenes podía llegar a reducirse a una o dos imágenes de Shack-Hartmann si existía la certeza de que en la grabación de las

mismas no había surgido ningún problema especial, se conseguía así reducir el proceso de medida a unos pocos segundos. Además incluso disponiendo de una secuencia de video relativamente más larga (entre 5 y 10 fotogramas) resultaba conveniente seleccionar la mejor de las imágenes siguiendo el criterio de eliminar las que estuvieran afectadas de parpadeos o de descentramiento que normalmente aumentaba con el tiempo después del instante inicial en que el sujeto era situado adecuadamente por nosotros. Finalmente cabe indicar que el hecho de tomar una única medida de aberración se asemejaría más a las posibles condiciones habituales en uso clínico.

Hay que tener en cuenta que la gran mayoría de las medidas expuestas en los próximos capítulos se tomaban en una serie de condiciones muy especiales, por su carácter práctico y/o clínico:

- Se medían sujetos no entrenados siendo a veces casos patológicos y /o de edad avanzada.
- Se empleaba una fijación leve de la cabeza consistente únicamente en apoyar la frente y la barbilla.
- Se evitaba que el sujeto tuviera que seguir ninguna instrucción especial excepto la de intentar mirar “el punto rojo” correspondiente al haz de iluminación (o un estímulo identificado por su color). A partir de ahí se realizaba el centrado descrito en el apartado 2.5.
- Muchas medidas se desarrollaban en un entorno de trabajo clínico lo que obligaba a tener en cuentas la propia situación del paciente y las recomendaciones o sugerencias del oftalmólogo en cuanto a la posibilidad de minimizar cualquier molestia.

## **2.10. Conclusiones.**

Se ha desarrollado un sistema que permite la captura y procesado de imagen de Shack-Hartmann incluso en el caso de ojos patológicos (ver Figura 2.4) caracterizados por una gran magnitud de las aberraciones oculares.

En las tres comprobaciones realizadas para las medidas de desenfoques, astigmatismos y aberración esféricas de valores conocidos, se observa el acuerdo

entre la aberración introducida y la aberración medida. Cabe resaltar la importancia del uso de la imagen de referencia para que se produzca dicho acuerdo a pesar de que el sistema sea prácticamente limitado sólo por difracción (Figura 2.12). Así por ejemplo, para la prueba con lentes cilíndricas el hecho de no usar la imagen de referencia en el procesado multiplica por dos el error, llegándose a errores de 0.2 D y de 2° para el eje. La aberración de onda se calcula a partir de los desplazamientos en los *spots* y éstos han de medirse tomando origen en las posiciones correctas.

El sistema es capaz de medir desenfoques con precisión menor de 0.1 D y detectar la presencia de una aberración esférica de magnitud inferior a las 0.03 micras, lo que está por debajo de los umbrales de detección del ojo humano [Atchison *et al.*, 1997; Legras *et al.*, 2004].