

UNIVERSIDAD DE  
MURCIA



Departamento de Física

Laboratorio de Óptica

# ESTUDIO DE FENÓMENOS DINÁMICOS DE LA ÓPTICA DEL OJO HUMANO

Trabajo presentado en la Facultad de Química

de la Universidad de Murcia por:

**Alejandro Mira Agudelo**

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

Laboratorio de Óptica. Departamento de Física. Universidad de Murcia.

Murcia, 24 de septiembre de 2010



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

La presentación de la tesis doctoral titulada “**DESARROLLO DE INSTRUMENTOS PARA EL ESTUDIO DE LA DINÁMICA DE LA ÓPTICA DEL OJO HUMANO**”, realizada por D. Alejandro Mira Agudelo bajo mi inmediata dirección y supervisión, en el Departamento de Física, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

Murcia, 24 de septiembre de 2010



A mis padres **EDILMA** y

**LUIS EDUARDO** el esfuerzo

A **ASTRID** el alma

A **DANIEL** la compañía

A **MARYORI** la ilusión

Y a **SEBASTIAN** el futuro

A todos ellos, OS AMO!

*La vida alcanza para hacerlo todo*



---

---

# RESUMEN

---

---

Una de las características de las aberraciones del ojo es su comportamiento fluctuante, que genera cambios, tanto lentos como rápidos, ligados a la propia fisiología del ojo, o a sus mecanismos normales de funcionamiento. Una correcta caracterización de dichas fluctuaciones en las aberraciones permite, por ejemplo, evaluar los posibles errores de precisión que se generan al hacer medidas *estacionarias*, o estimar la correlación entre diferentes mecanismos involucrados en la visión, o conocer los requerimientos computacionales y de hardware necesarios para manipular las aberraciones usando sistemas de óptica adaptativa en tiempo real.

Teniendo en mente la importancia de las características dinámicas del ojo, en esta tesis doctoral se han planteado una serie de experimentos que permiten el estudio de algunas de estas propiedades dinámicas, para proporcionar nueva información sobre el funcionamiento del sistema visual. Para llevar a cabo dichos experimentos, se han diseñado y construido tres instrumentos de medida, basados todos en el concepto del sensor de Hartmann-Shack, pero cada uno con características particulares, que permiten abordar condiciones específicas que puedan afectar la dinámica del ojo.

El primer instrumento es un *sensor de Hartmann-Shack de alta resolución temporal*, con el que se pueden obtener medidas a 200Hz, que pueden verse afectadas por el denominado ruido *speckle*, por lo que también se exploran nuevas soluciones que permitan la reducción de dicho ruido. Este instrumento en concreto se utiliza para el estudio de los posibles efectos que tiene el cambio en la línea de mirada (o la torsión del ojo) sobre las aberraciones. Otro experimento abordado en esta tesis, analiza las potenciales diferencias que se puede generar sobre las medidas de aberraciones, cuando los sujetos observan con visión monocular o binocular, para lo cual se ha empleado un diseño de *sensor de Hartmann-Shack de campo amplio*. Para concluir, se hace uso de un *sensor de Hartmann-Shack con iluminación invisible*, para responder a la pregunta de si en el ojo existe una longitud de onda “preferida” para enfocar estímulos policromáticos, lo cual confirmaría una de las posibles relaciones entre la aberración cromática longitudinal del ojo humano y el mecanismo dinámico de acomodación.

---

---

# ABSTRACT

---

---

One of the ocular aberrations characteristics is its fluctuating behaviour, that generates both slow and rapid changes, which are linked to the own physiology of the eye, or to its regular mechanism of performance. A correct characterization of those fluctuations in the aberrations allows, for instance, to evaluate possible errors of accuracy that are generated when *stationary* measurements are performed, or to estimate the correlation between different mechanisms involved in vision, or to get knowledge about the computational and hardware requirements needed to manipulate the aberrations when adaptive optics systems are used in real time.

Keeping in mind the importance of the dynamics characteristics of the eye, in this doctoral thesis a number of experiments were addressed to study some of these dynamic properties, in order to provide new information about the visual system performance. To carry out these experiments, three different set-ups were designed and implemented, all of them based on the Hartmann-Shack sensor principle, but with particular characteristics each, what allows to address specific conditions that might affect the ocular dynamics.

The former set-up is a *Hartmann-Shack sensor of high temporal resolution*, with which it is possible to perform measurements at 200 Hz that might be affected by *speckle* noise, so that new solutions to reduce this type of noise were also explored. In particular, this instrument is used to study the possible effects arising from changes in the line of sight (or the torsion of the eye) on the aberrations. Another experiment implemented in this doctoral project, analyzes the potential differences that might be generated on the aberrations measurements when the subjects are under monocular or binocular vision, for which a *wide field Hartmann-Shack sensor* was designed. To conclude, a *Hartmann-Shack sensor with invisible illumination* is used to answer the issue of if there is a “preferential” wave-length to bring polychromatic stimuli into focus, what would confirm one of the possible relationships between the chromatic aberration of the human eye and the dynamic mechanism of accommodation.

---

---

# AGRADECIMIENTOS

---

---

Hace ya diez años que estuve por primera vez en Murcia, precisamente en el LOUM, gozando de un intercambio universitario. Y fue precisamente en esa experiencia y al conocer la calidad académica y humana de las personas que trabajan en este grupo, que me di cuenta dónde quería y debía hacer el doctorado.

Tuvieron que pasar otros cinco años para poder iniciar a vivir esta etapa de mi vida académica, que durante tanto tiempo había vislumbrado y que ahora concluyo con alegría.

Son muchas las personas a las que tengo que agradecer por su ayuda en la consecución de esta meta, aunque de todos ellos agradezco especialmente a mi asesor, Pablo Artal, por aceptarme en su grupo, dirigirme, enseñarme, apoyarme y hasta aguantarme durante todos estos años. Gracias Pablo por creer en este estudiante desconocido, que seguro seguirá abusando de tu paciencia, incluso desde la lejanía.

A todos los demás miembros del LOUM, les debo el honor de haberme recibido como uno más del equipo de compañeros y amigos. A JuanMa que desde el principio estuvo presto a ayudarme con los infinitos trámites burocráticos y a enseñarme el difícil idioma de España. A Pedro Prieto por su estupenda simpatía y por su habilidad para resolverte dudas y generarte ideas. A Esther, con quien tanto me he reído y quien tanto me ha ayudado dentro y fuera del laboratorio, la espero por Colombia para que nos tomemos un “guaro”. A Joshua también le agradezco el compartir su conocimiento, ideas y jovialidad, que parece nunca acabar. Al igual que Antonio Benito, que siempre sabe un poco más de cualquier tema, y acabando con la lista de “profes”, el muy amable *doctor* Eloy, que nunca se olvida de mi día de cumpleaños y que está siempre dispuesto a ofrecerte una conversación, así esté muy ocupado.

También quisiera agradecer al profesor Ralf, a quien tuve la fortuna de conocer a mi llegada a Murcia, y de quien recibí algunas de las primeras ideas de trabajo en el laboratorio. A Silvestre, que ha sido mi “padrino” español, nunca podré terminar de agradecerle todos los favores que me sigue haciendo, incluso ahora que está al otro lado

del charco. Otras dos compañeras y amigas a las que les debo muchas horas de trabajo y con quienes compartí muchos “ratos” de laboratorio, son Carmen y Linda, a quienes les deseo muchos éxitos en sus destinos actuales. A Juan, le quedo profundamente agradecido por su amistad y por su confianza en mi y en Astrid y espero algún día poder compensarle por no poder ir a su boda. A Guillermo, que fue mi primer compañero de despacho, tanto en el edificio C, como en el CiOyN, le perdono el haber huido hacia un despacho con mejores vistas, puesto que ello no impidió que siguiera compartiendo su amistad con migo. Encarna, la “super nena” que me faltaba por nombrar, nunca ha perdido su estupendo carisma Murciano además de su buena disposición ha ofrecerte ayuda si lo requieres. A Bart, nuestro super atleta, le agradezco su amistad y cordialidad, además de la vitalidad y la motivación que siempre infunde en los demás. A Christina, además de desearle suerte con la herencia del control del sistema de óptica adaptativa, le doy las gracias por aguantarnos a Bart y a mi en el despacho, y al patuleco el resto del tiempo. El otro heredero rebelde del sistema de óptica adaptativa, Luis, siempre ha sido otra fuente de amistad y jovialidad para el LOUM, y de verdad espero que aún pueda compartir mucho tiempo con todo el grupo. A Diego, nuestro ex-informático, le agradezco que aún tenga tiempo de compartir su amistad, su buen carácter y algunas comidas en “donde los toros”.

Hay otro grupo al que le debo una profunda gratitud, por acompañarme durante todos estos años y ofrecerme la maravillosa amistad que hemos compartido: mi grupo latino. Musul, Patu, Coda, Wiki, Exa, Petite, Vechina, Patatuil, Pegui, Walle, Pulgarcito, Vicevice, Wauzi y Roro, gracias por estar siempre allí con migo.

El agradecimiento más grande es para Astrid, mi esposa y mejor amiga, que me ha acompañado durante tantos años, y que con paciencia infinita me soporta, incluso en estos últimos meses de estrés escribiendo la tesis.

Finalmente he de agradecer a la Universidad de Antioquia (Colombia) que me concedió la comisión de estudios durante estos cinco años de doctorado, así como a COLCIENCIAS (Colombia) por su apoyo financiero en los tres primeros años. Igualmente al Ministerio de Educación y Ciencia de España, por el dinero aportado para el desarrollo de este trabajo a través de de los proyectos FIS2004-2153 y FIS2007-64765, y a la Fundación Séneca de Murcia, con el proyecto de Grupos de Excelencia 04524/GERM/06.

---

---

# INDICE

---

---

<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>13</b>
1.1 ABERRACIONES ÓPTICAS .....	14
1.1.1 <i>Aberraciones Monocromáticas</i> .....	16
1.1.2 <i>Aberración Cromática</i> .....	20
1.2 SENSORES DE FRENTE DE ONDA.....	25
1.2.1 <i>Sensor de Hartmann-Shack</i> .....	28
1.3 FENÓMENO DE MOTEADO SPECKLE.....	32
1.4 JUSTIFICACIÓN, OBJETIVOS Y ESTRUCTURA DEL TRABAJO.....	36
1.4.1 <i>Justificación de la tesis</i> .....	36
1.4.2 <i>Objetivos</i> .....	37
1.4.3 <i>Estructura del trabajo</i> .....	38
<b>CAPÍTULO 2. SISTEMAS Y MÉTODOS EXPERIMENTALES.....</b>	<b>41</b>
2.1 SENSOR DE HARTMANN-SHACK DE ALTA RESOLUCIÓN TEMPORAL.....	41
2.1.1 <i>Aplicación de métodos para la reducción del ruido speckle</i> .....	45
2.1.2 <i>Cuantificación de la reducción del ruido Speckle</i> .....	57
2.2 SENSOR DE HARTMANN-SHACK CON CAMPO AMPLIO DE VISIÓN.....	77
2.3 SENSOR DE HARTMANN-SHACK CON ILUMINACIÓN INVISIBLE.....	81
<b>CAPÍTULO 3. APLICACIONES Y RESULTADOS.....</b>	<b>89</b>
3.1 EFECTO DEL CAMBIO DE LA LÍNEA DE MIRADA SOBRE LAS ABERRACIONES OCULARES .....	89
3.1.1 <i>Medida de las aberraciones oculares en relación a la línea de mirada</i> .....	92
3.1.2 <i>Resultados</i> .....	94
3.1.3 <i>Discusión</i> .....	105
3.2 DINÁMICA DE LAS ABERRACIONES EN VISIÓN BINOCULAR Y MONOCULAR .....	107
3.2.1 <i>Medidas de la dinámica de las aberraciones oculares</i> .....	109
3.2.2 <i>Resultados</i> .....	112
3.2.3 <i>Discusión</i> .....	118
3.3 ACOMODACIÓN EN FUNCIÓN DEL COLOR DEL ESTÍMULO.....	120
3.3.1 <i>Medida de la acomodación con estímulos mono y policromáticos</i> .....	123
3.3.2 <i>Resultados</i> .....	126
3.3.3 <i>Discusión</i> .....	138
<b>CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES .....</b>	<b>145</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>149</b>



---

---

# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

---

---

Una alta proporción de la información y estímulos que recibe el ser humano de su entorno, llega por medio del sentido de la vista y del correspondiente proceso de la “visión”. En este proceso están involucrados diversos mecanismos fisiológicos y físicos, empezando por la etapa “óptica”, en la que se forman las imágenes del *mundo exterior* sobre la retina, donde por medio de los fotorreceptores se hace un muestreo de dichas imágenes, transformándolas en impulsos nerviosos que posteriormente se transmiten a “centros específicos de procesado” en el cerebro, donde finalmente se realiza la interpretación de la escena.

En la primera etapa del proceso, se aborda el ojo como un sistema óptico formador de imágenes, con características impuestas por los distintos elementos que lo componen y que son responsables de la *calidad* de las imágenes que se proyectan sobre la retina, afectando las siguientes etapas del proceso de “visión”. Por ello, siempre ha habido un alto interés en medir, cuantificar y caracterizar las propiedades ópticas del ojo, y su influencia sobre los posteriores mecanismos, o fenómenos, involucrados en este importante sentido.

En este capítulo se abordan los principales conceptos que comúnmente se utilizan para caracterizar la *calidad óptica* del ojo, así como algunas de las herramientas matemáticas e instrumentales empleadas para su medida. Se presta especial interés al sensor de frente de onda tipo Hartmann-Shack, en el cual se basarán la mayoría de sistemas experimentales empleados en esta memoria, construidos para el estudio específico de algunas características *dinámicas temporales* en la óptica del ojo humano.

En la sección final del capítulo, se expone la justificación y los objetivos de la presente tesis.

## 1.1 Aberraciones Ópticas

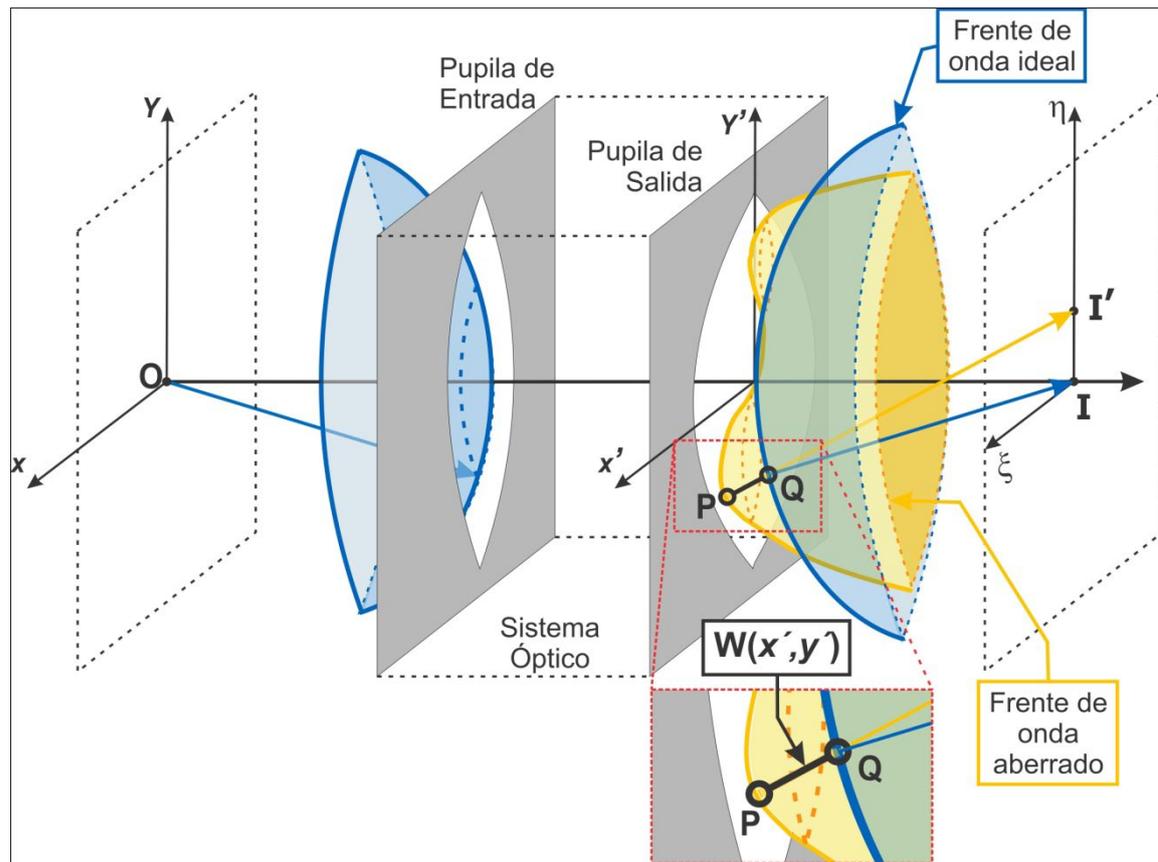
Las aberraciones ópticas en general se definen como las *diferencias* en la calidad de un sistema óptico respecto de lo predicho por la óptica paraxial [Guenther, 1990, p.193], o explicado de una manera más coloquial, las aberraciones son defectos que producen un *emborronamiento* de las imágenes producido por el sistema óptico no ideal con el que se está formando dicha imagen. La caracterización y el control de las aberraciones de los sistemas ópticos son parte de los estudios y objetivos de varios campos dentro de la óptica. Entre estos la Óptica Visual, donde desde hace ya varios siglos es bien conocido que el ojo es un sistema óptico no ideal. Es así como el desarrollo de la Óptica Visual ha estado siempre de la mano de los avances en el entendimiento de dichas aberraciones y su relación con los diferentes mecanismos visuales, y a su vez en las mejoras que estos conocimientos suponen para la creación de nuevos instrumentos de medida aplicables a este campo.

Por lo anterior y para el desarrollo de los temas que más adelante se tratan, será de utilidad presentar los conceptos fundamentales que definen las aberraciones y sus características.

Lo primero es establecer que las aberraciones se pueden catalogar en dos clases: *monocromáticas* y *cromáticas*. Las monocromáticas generalmente se asocian a las causadas por la *geometría* de los elementos formadores de imagen y pueden ocurrir tanto cuando la luz es reflejada como cuando es refractada; estos defectos aparecen usando luz monocromática (de ahí su nombre). Las aberraciones cromáticas son causadas por la dependencia de los índices de refracción de las lentes (u otros elementos refractivos) con la longitud de onda de la luz empleada en la formación de imagen.

Hay dos maneras básicas para caracterizar las aberraciones:

1. En términos de la desviación del frente de onda “real” respecto a una superficie de *referencia*, que es aquel frente de onda “ideal” que se tendría en el caso que el sistema óptico fuese perfecto.
2. Por la distancia que separa cada uno de los rayos que forman la imagen “real” respecto del punto de imagen Gaussiano “ideal” (vector  $\vec{II}$  en la Figura 1.1).



**Figura 1.1** La aberración de onda  $W(x',y')$ , en el punto  $(x',y')$  de la pupila de salida de un sistema formador de imagen, viene dada por el camino óptico  $PQ$ , donde  $P$  y  $Q$  son respectivamente la intersección sobre el frente de onda “ideal” y el frente de onda aberrado del rayo “real” procedente del punto  $(x',y')$ .  $O$  define el punto objeto (en el plano  $xy$ ), e  $I$  es el correspondiente punto imagen Gaussiano del sistema (corresponde al centro de la esfera que representa el frente de onda “ideal”).  $I'$  es el punto de intersección del rayo “real” con el plano imagen Gaussiano (plano  $\xi\eta$ ).

En el primer caso se define la aberración de onda  $W(x',y')$  para cada punto de la pupila de salida del sistema, como el camino óptico entre el punto  $P$  del frente de onda “ideal” y el punto  $Q$  del frente de onda “real”, resultado de la intersección del rayo de luz que pasa por el punto  $(x',y')$  de la pupila [Born y Wolf, 1999]. La Figura 1.1 muestra esquemáticamente el valor de la aberración de onda en un punto arbitrario de la pupila.

Para tratar analíticamente la función de aberración de onda  $W(x',y')$ , ésta se puede escribir como un desarrollo en serie de polinomios, pudiéndose utilizar diferentes bases para la descomposición, siendo especialmente adecuada la base ortonormal de polinomios de Zernike, al estar definidos sobre una pupila circular (con una parte radial y otra angular separables) [Noll, 1976].

### 1.1.1 Aberraciones Monocromáticas

Las aberraciones monocromáticas se suelen representar como un mapa bidimensional de niveles de gris o de colores, en los que cada nivel de gris o de color representa la aberración de onda en un punto de la pupila, expresada bien en micrómetros o en número de longitudes de onda.

Estos mapas bidimensionales se representan con la ayuda de la descomposición en polinomios de Zernike de la función de aberración de onda; siendo similares al interferograma que produciría el frente de onda aberrado respecto al frente de onda ideal.

De esta manera, cada polinomio de Zernike suele asociarse a un *modo* puro de aberración y la suma de estos *modos* pesados por un valor escalar  $c_n^m$  denominado “coeficiente” de Zernike, da como resultado una representación *modal* de la aberración de onda del sistema óptico bajo estudio:

$$W(r, \varphi) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n c_n^m (Z_n)^m(r, \varphi) \quad , \quad \text{con: } m = -n, -n + 2, -n + 4, \dots n \quad (1.1)$$

donde  $r$  y  $\varphi$  representan las coordenadas polares sobre una pupila circular de radio unitario.

La Tabla 1.1 muestra los 15 primeros polinomios de Zernike, asociados a las aberraciones puras correspondientes. Los modos de orden radial  $n = 2$ , es decir *desenfoque* y *astigmatismo*, se definen como las aberraciones de bajo orden y son las que habitualmente ejercen un mayor impacto en la calidad óptica de un sistema de formación de imágenes. Las demás aberraciones (modos correspondientes a  $n \geq 3$ ) se denominan aberraciones de alto orden; entre éstas, son de especial renombre *el coma* y la *aberración esférica*, las cuales son de relevancia en muchos sistemas ópticos, incluido el ojo humano.

La representación analítica de la aberración de onda, además de ser necesaria para caracterizar las aberraciones monocromáticas de un sistema óptico, también es muy útil a la hora de determinar el desempeño global de dicho sistema, ya sea simulando las imágenes que se obtienen con éste, o cuantificando la calidad del sistema por medio de

parámetros o funciones como el RMS (Root Mean Square), o la *razón de Strehl*, entre otras.

El RMS está definido como la raíz cuadrada de la *varianza* ( $\sigma_W^2$ ) del frente de onda:

$$\sigma_W^2 = \langle [W(r, \varphi)]^2 \rangle - \langle W(r, \varphi) \rangle^2$$

$$\Rightarrow \sigma_W^2 = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^1 [W(r, \varphi)]^2 r dr d\varphi - \left[ \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^1 W(r, \varphi) r dr d\varphi \right]^2 \quad (1.2)$$

Es la literatura es ampliamente aceptado que el valor medio de la función  $W(r, \varphi)$ , expresada en polinomios de Zernike, es cero (excepto para el coeficiente de pistón) [Mahajan, 2007, p.507]; por ello, la varianza del frente de onda en la ecuación (1.2), queda determinada sólo por el valor cuadrático medio de la aberración de onda sobre la

**Tabla 1.1** Polinomios de Zernike hasta 3<sup>er</sup> orden, en coordenadas polares  $Z_n^m(r, \varphi)$ . Índice  $j$  indica los *modos* del estándar OSA [L. N. Thibos et al., 2000].

Orden Radial, n	Frecuencia Azimutal, m								
	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4
0	Pistón (j=0)								
									
	1								
1	Tilt Vertical (j=1)				Tilt Horizontal (j=2)				
									
	$2r \sin(\varphi)$				$2r \cos(\varphi)$				
2	Astigmatismo Oblicuo (j=3)			Desenfoque (j=4)		Astigmatismo (j=5)			
									
	$\sqrt{6}r^2 \sin(2\varphi)$			$\sqrt{3}(2r^2 - 1)$		$\sqrt{6}r^2 \cos(2\varphi)$			
3	Trefoil Oblicuo (j=6)		Coma Vertical (j=7)		Coma Horizontal (j=8)		Trefoil Horizontal (j=9)		
									
	$\sqrt{8}r^3 \sin(3\varphi)$		$\sqrt{8}(3r^3 - 2r) \sin(\varphi)$		$\sqrt{8}(3r^3 - 2r) \cos(\varphi)$		$\sqrt{8}r^3 \cos(3\varphi)$		
4	Quatrefoil Oblicuo (j=10)		Astigma. Secundario Oblicuo (j=11)		Esférica (j=12)		Astigmatismo Secundario (j=13)		Quatrefoil Horizontal (j=14)
									
	$\sqrt{10}r^4 \sin(4\varphi)$		$\sqrt{10}(4r^4 - 3r^2) \sin(2\varphi)$		$\sqrt{5}(6r^4 - 6r^2 + 1)$		$\sqrt{10}(4r^4 - 3r^2) \cos(2\varphi)$		$\sqrt{10}r^4 \cos(4\varphi)$

pupila:

$$\sigma_W^2 = \langle [W(r, \varphi)]^2 \rangle = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^1 [W(r, \varphi)]^2 r dr d\varphi \quad (1.3)$$

Usando la expansión de la función de aberración (ecuación (1.1)) y las propiedades de ortonormalidad de los polinomios de Zernike, la ecuación (1.3) se puede expresar como la suma de las variancias de cada modo de Zernike, que corresponde a la suma de los cuadrados de los respectivos coeficientes de expansión  $c_n^m$ . De este modo, el RMS se obtiene finalmente como:

$$\text{RMS} = \sqrt{\sigma_W^2} = \sqrt{\sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=-n}^n (c_n^m)^2} \quad (1.4)$$

Experimentalmente el RMS se calcula hasta un orden radial  $n$  finito, y sin incluir los términos  $c_0^0$ ,  $c_1^{-1}$  y  $c_1^1$  (pistón, tilt vertical y tilt horizontal, respectivamente), que se pueden hacer cero, redefiniendo la distancia del plano imagen y la inclinación del eje de propagación del frente de onda. También es habitual el cálculo del “RMS de alto orden” (AORMS), en el cual sólo se incluyen los términos a partir del tercer orden radial ( $n \geq 3$ ), con lo cual se analizan los efectos de las aberraciones sin tener en cuenta el *desenfoque* y el *astigmatismo*.

Otro de los parámetros de utilidad para cuantificar la calidad de un sistema óptico, es la *razón de Strehl*, la cual cuantifica las variaciones de intensidad que sufre una imagen en el “punto imagen Gaussiano” (punto **I** en la Figura 1.1), debidas a la presencia de aberraciones<sup>1</sup>. De este modo se define la *razón de Strehl* como la relación de la intensidad central de una imagen (en el “punto imagen Gaussiano”), cuando se considera el sistema “real” aberrado y el sistema “ideal” limitado sólo por difracción.

Para el cálculo analítico de este parámetro, se parte del valor de la función que describe la distribución de intensidad en un sistema formador de imagen [Born y Wolf, 1999; Mahajan, 1982]:

$$I_W(\vec{\rho}) = \frac{1}{\lambda^2 R^2} \left| \int A(\vec{r}) \exp \left[ \frac{2\pi i}{\lambda} W(\vec{r}) \right] \exp \left[ -\frac{2\pi i}{\lambda R} \vec{\rho} \cdot \vec{r} \right] d\vec{r} \right|^2 \quad (1.5)$$

<sup>1</sup> En ausencia de aberraciones, la distribución de intensidad de la imagen de un objeto puntual, es máxima en el “punto imagen Gaussiano”. Cuando el sistema formador de imágenes se ve afectado por las aberraciones, la distribución de intensidad sufre cambios (distribución de potencia), reduciéndose por tanto la intensidad en el “punto imagen Gaussiano”.

donde  $\vec{\rho}$  indica el punto sobre el plano imagen para el cual se evalúa la intensidad  $I_W(\vec{\rho})$ ,  $A(\vec{r})$  se relaciona con la forma de la pupila de salida del sistema,  $R$  es el radio de curvatura de la esfera de referencia (distancia entre el plano de salida y el “punto imagen Gaussiano”) y  $W(\vec{r})$  es la función de aberración (definida en el plano de salida del sistema). A partir de la ecuación (1.5), se obtiene la forma funcional de la *razón de Strehl* ( $S$ ):

$$S = \frac{I_W(\vec{\rho} = 0)}{I_{W=0}(\vec{\rho} = 0)} = \frac{\left| \int A(\vec{r}) \exp \left[ \frac{2\pi i}{\lambda} W(\vec{r}) \right] d\vec{r} \right|^2}{\left| \int A(\vec{r}) d\vec{r} \right|^2} \quad (1.6)$$

$$= \frac{\left| \int_0^{2\pi} \int_0^1 \exp \left[ \frac{2\pi i}{\lambda} W(r, \varphi) \right] r dr d\varphi \right|^2}{\pi^2}$$

donde se ha considerado una pupila  $A(\vec{r})$  circular y transparente (de radio unidad). La función exponencial de la ecuación (1.6) se puede expandir en una serie de potencias, de modo que:

$$S = \frac{1}{\pi^2} \left| \int_0^{2\pi} \int_0^1 \left[ 1 + \frac{2\pi i}{\lambda} W(r, \varphi) + \frac{1}{2} \left[ \frac{2\pi i}{\lambda} W(r, \varphi) \right]^2 + \dots \right] r dr d\varphi \right|^2 \quad (1.7)$$

Si las aberraciones son pequeñas, las potencias de tercer orden y mayores de  $2\pi/\lambda W(r, \varphi)$  se pueden despreciar, lo que lleva a la aproximación:

$$S \approx \frac{1}{\pi^2} \left| \int_0^{2\pi} \int_0^1 \left[ 1 + \frac{2\pi i}{\lambda} W(r, \varphi) + \frac{1}{2} \left[ \frac{2\pi i}{\lambda} W(r, \varphi) \right]^2 \right] r dr d\varphi \right|^2$$

$$\approx \frac{1}{\pi^2} \left| \pi + \frac{2\pi i}{\lambda} \int_0^{2\pi} \int_0^1 W(r, \varphi) r dr d\varphi - \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right)^2 \int_0^{2\pi} \int_0^1 [W(r, \varphi)]^2 r dr d\varphi \right|^2 \quad (1.8)$$

$$\approx \left| 1 + \frac{2\pi i}{\lambda} \langle W(r, \varphi) \rangle - \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right)^2 \langle [W(r, \varphi)]^2 \rangle \right|^2$$

Usando de nuevo la propiedad de que el valor medio de la función  $W(r, \varphi)$  es cero (excepto para el coeficiente de pistón) [Mahajan, 2007, p.507] y la ecuación (1.3), se obtiene:

$$S \approx \left[ 1 - \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right)^2 \sigma_W^2 \right]^2 \quad (1.9)$$

Esta última expresión se conoce como la fórmula de Maréchal [Mahajan, 1982], la cual es una buena aproximación para el rango de valores de  $\sigma_W^2$ , en el cual  $S$  sea mayor a 0.5 (obteniendo errores en torno al 10%) [Mahajan, 1982, 1983].

Finalmente, la *razón de Strehl* y el RMS se pueden relacionar usando las ecuaciones (1.4) y (1.9):

$$S \approx \left[ 1 - \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right)^2 RMS^2 \right]^2 \quad (1.10)$$

## 1.1.2 Aberración Cromática

La aberración cromática es un efecto ocasionado por la dependencia o variación del *índice de refracción* de los materiales con la longitud de onda de la luz. Cuando una luz blanca pasa a través de un sistema simple o complejo de lentes, las diferentes longitudes de onda se refractan con diferentes ángulos, proyectando imágenes de diferentes colores a distancias y alturas diferentes (ver Figura 1.2).

La variación de la distancia en la posición de la imagen (o la distancia focal del sistema) respecto a la longitud de onda se define como *aberración cromática longitudinal* (o axial), y la dependencia del tamaño de la imagen con el color se denomina *aberración cromática transversal* (o lateral).

Las aberraciones monocromáticas, al estar definidas en términos del camino óptico, también presentan una pequeña dependencia con la longitud de onda, aunque estas variaciones se consideran generalmente como efectos de segundo orden [Mahajan, 1998, p.323], siendo posible en la práctica, considerar que dichas aberraciones permanecen constantes en todo el segmento del espectro visible y del infrarrojo cercano [Fernandez et al., 2005; Fernández y Artal, 2008].



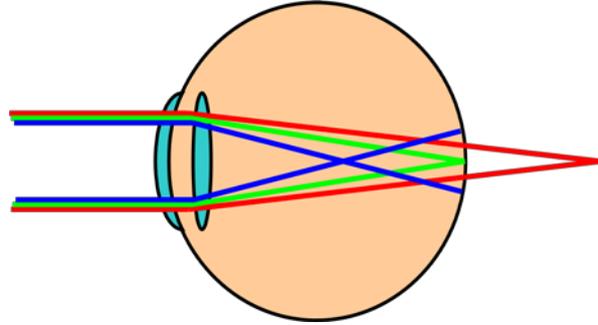
**Figura 1.2** Ejemplo de los efectos de la aberración cromática; en lugar de tener bordes nítidos oscuro sobre blanco, se perciben bordes coloreados poco definidos.

### 1.1.2.1 Aberración Cromática Longitudinal en el Ojo

En la mayoría de los vidrios el índice de refracción crece cuando la longitud de onda decrece; por lo tanto cuando la luz pasa a través de una lente, las longitudes de onda “azules” son mas refractadas (desviadas) que las longitudes de onda “rojas”, causando

que las imágenes de colores “azules” se enfoquen a menor distancia que las imágenes de colores “rojos”. Un comportamiento idéntico se encuentra en el ojo humano, lo que hace que un ojo que enfoca un estímulo verde se comporte como miope para la luz azul, y como hipermetrope para la luz roja (ver Figura 1.3).

La aberración cromática longitudinal (ACL), entendida como la variación de la potencia en relación a la longitud de onda, se presenta en el ojo humano como un fenómeno de poca variabilidad entre sujetos, lo cual ha sido corroborado y ampliamente estudiado por diferentes autores desde mediados del siglo XX y para rangos espectrales en el visible y en el infrarrojo cercano (ver Figura 1.4) [Atchison y Smith, 2005].



**Figura 1.3** La variación de potencia óptica del ojo relativa a la longitud de onda causa que la luz de diferentes colores se focalice en distintas posiciones respecto a la retina.

Un modelado simple de la aberración cromática se logra suponiendo al ojo como una esfera rellena de agua; en este modelo planteado por H.H. Emsley [Emsley, 1948] se encuentra que el error refractivo  $\Delta R_x$  está dado por:

$$\Delta R_x = \frac{n_{ref} - n(\lambda)}{r \cdot n_D} \quad (1.11)$$

Donde  $n_{ref}$  es el índice de refracción medido a una longitud de onda experimental tomada como referencia,  $n_D = 1.333$  es el índice<sup>2</sup> escogido en el modelo para el cual el ojo es emétrope,  $r$  es el radio de curvatura de la esfera (5.55mm) y  $n(\lambda)$  es el índice de refracción del medio para la longitud de onda  $\lambda$ , que en el caso del agua y utilizando la fórmula hiperbólica de Cornu se expresa de la forma [Le Grand, 1967]:

$$n(\lambda) = a + \frac{b}{(\lambda - c)} \quad (1.12)$$

con  $a = 1.31848$ ,  $b = 6.662$ ,  $c = 129.2$  y donde  $\lambda$  se expresa en nanómetros. Si se conoce o se mide la refracción  $R_{ref}$  del ojo para la longitud de onda de referencia (la misma usada para medir  $n_{ref}$ ), se puede expresar el error refractivo absoluto  $R_x$ :

<sup>2</sup> corresponde al índice de refracción del agua para la longitud de onda de la línea D del sodio: 589nm

$$\begin{aligned}\Delta R_x &= R_x - R_{ref} \\ \Rightarrow R_x &= \Delta R_x + R_{ref}\end{aligned}\tag{1.13}$$

Usando las ecuaciones (1.11) y (1.12):

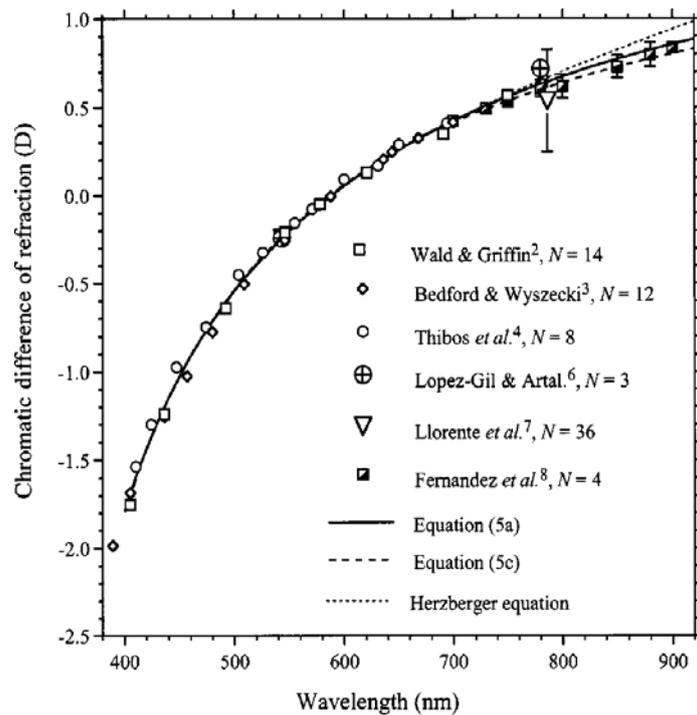
$$R_x = R_{ref} + \underbrace{\frac{(n_{ref} - a)}{r \cdot n_D}}_p - \underbrace{\frac{b}{r \cdot n_D}}_q \cdot \frac{1}{(\lambda - c)}\tag{1.14}$$

Quedando reescrito como una función hiperbólica:

$$R_x(\lambda) = p - \frac{q}{(\lambda - c)}\tag{1.15}$$

Cuyos parámetros  $p$ ,  $q$  y  $c$  toman los valores 1.96307, 900.56295 y 129.2 respectivamente en el modelo de Emsley, para  $\lambda$  expresada en nanómetros y una longitud de onda de referencia de 589nm.

Este modelo tan simple da cuenta de los valores medidos de ACL en el ojo en prácticamente todo el rango visible, y sólo en la zona de los azules se presenta cierta discrepancia (ver Figura 1.5) [Manzanera, 2006]. Un refinamiento a este modelo se logra considerando que  $a$ ,  $b$  y  $c$  en la ecuación (1.12), o  $p$ ,  $q$  y  $c$  en la ecuación (1.15), son parámetros cuyos valores se pueden ajustar en función de las medidas experimentales de ACL [Larry N. Thibos *et al.*,



**Figura 1.4** Diferencia cromática de refracción del ojo humano para el rango visible e infrarrojo cercano del espectro. Tomado de [Atchison y Smith, 2005].

1992]. Más recientemente y siguiendo este refinamiento al modelo de Emsley, Atchison y Smith han propuesto ajustes que dan cuenta del comportamiento de la ACL reportado en varios estudios y para el rango espectral que va desde 400nm a 900nm [Atchison y Smith, 2005]. Uno de los procesos de ajuste logrados por Atchison y Smith (para una

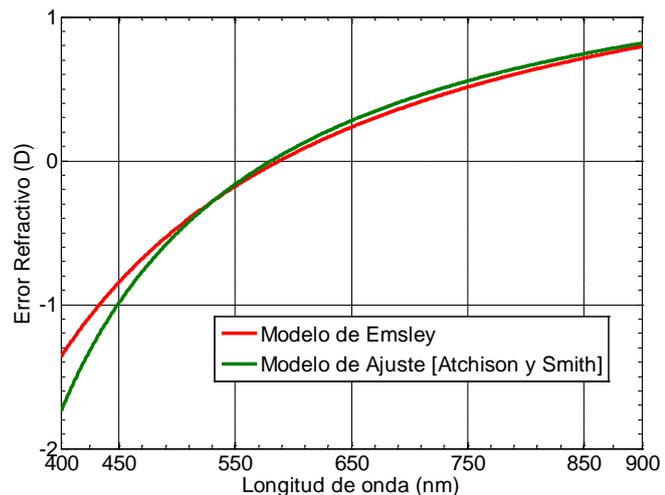
longitud de onda de referencia de 590nm) da como resultado los valores de los parámetros  $p = 1.74638$ ,  $q = 633.27$  y  $c = 218.358$  (ecuación (5c) de la referencia [Atchison y Smith, 2005] representada en la Figura 1.4 y en la Figura 1.5).

Un dato relevante tanto de los modelos teóricos como de las medidas experimentales de la ACL, es que ésta induce una variación de  $\sim 2.2D$  en la potencia del ojo en el rango de 400 a 700 nm.

Un posible mecanismo de compensación de la aberración cromática longitudinal en el ojo humano es la diferente sensibilidad o eficiencia luminosa a distintos colores, lo cual se ha definido como la *Sensibilidad Espectral* del ojo (ver Figura 1.6). Aunque las curvas de sensibilidad espectral muestran una significativa variabilidad entre sujetos, se ha

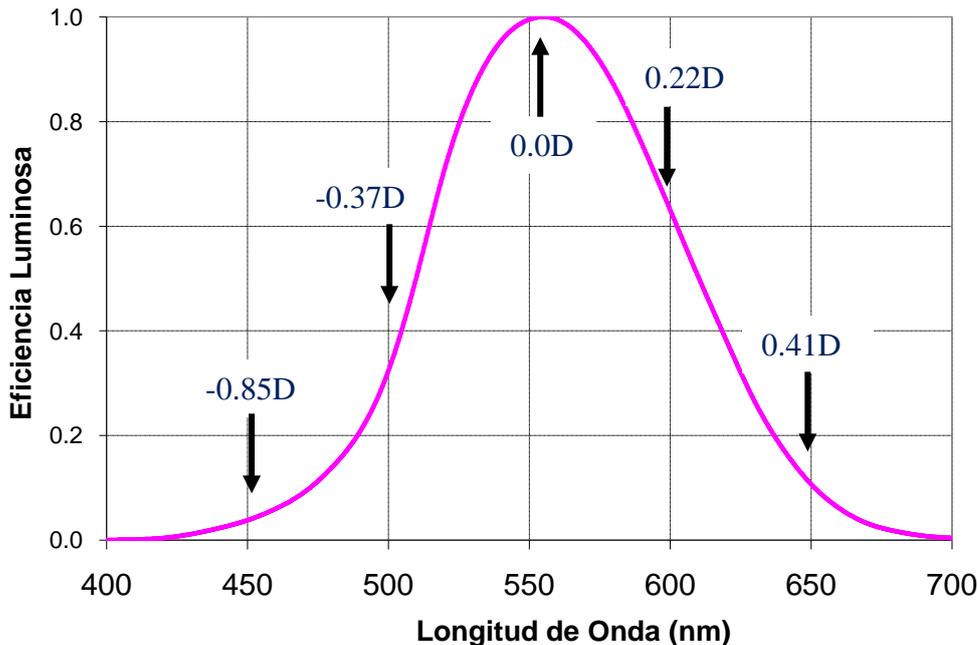
adoptado una curva que describe el comportamiento de un *observador patrón de referencia*<sup>3</sup> y para éste la máxima eficiencia corresponde a una longitud de onda de 555nm [Gibson y Tyndall, 1923]; no obstante es importante tener presente las considerables diferencias en los valores obtenidos para diferentes sujetos, de las cuales se puede recalcar por ejemplo la variación en el máximo de la curva, oscilando entre 549nm y 570nm.

Para explicar esta relación entre la ACL y la sensibilidad espectral, supóngase que un estímulo blanco se presenta al ojo del observador patrón; como ya se ha visto, la ACL provocará que el ojo forme simultáneamente imágenes del estímulo en diferentes posiciones y en diferentes colores, coincidiendo una de estas imágenes con el plano de la



**Figura 1.5** Comparación del error refractivo en el ojo predicho por el modelo de Emsley (curva roja) y el refinamiento logrado por Atchison y Smith al ajustar los parámetros del modelo a los datos experimentales (curva verde).

<sup>3</sup> Esta curva fue adoptada por la CIE en 1924 a partir de la unión ponderada (no el promedio) de resultados obtenidos por varios investigadores que utilizaron diferentes métodos. D.B. Judd en 1951 propuso una modificación a la curva de sensibilidad espectral que describe más adecuadamente la respuesta espectral del observador patrón en visión fotópica para longitudes de onda bajas, pero la CIE finalmente no modificó la curva de referencia, para evitar así hacer cambios en las definiciones fotométricas [Artigas et al., 1995, p.80].



**Figura 1.6** Curva de Sensibilidad Espectral relativa para el observador patrón en visión fotópica. También se indica para algunas longitudes de onda cuál es el correspondiente valor de aberración cromática longitudinal inducido en el ojo.

retina. Ahora bien, si se supone que la imagen en foco sobre la retina es precisamente la correspondiente a la longitud de onda donde es máxima la visibilidad espectral (555nm), se tendría por ejemplo que una imagen “azul” formada por la longitud de onda de 450nm estaría enfrente de la retina a  $\sim 0.8D$  y que una imagen “roja” correspondiente a 650nm se formaría detrás de la retina a  $\sim 0.4D$ ; no obstante la respuesta de la retina en dichos colores, es un 10% de la respuesta a 555nm (verde), por lo que las imágenes “azules” y “rojas”, que no están en foco, tendrían un efecto menor sobre la proyección finalmente percibida.

Otro aspecto importante de la curva de visibilidad espectral es que también varía en relación a la luminosidad de los estímulos, siendo por ello necesario distinguir entre casos de visión fotópica (alta luminancia  $\geq 10 \text{ cd/m}^2$ )<sup>4</sup>, escotópica (baja luminancia  $\leq 10^{-3} \text{ cd/m}^2$ ) y mesópica (luminancia intermedia entre  $10 \text{ cd/m}^2$  y  $10^{-3} \text{ cd/m}^2$ ). La curva de la Figura 1.6 y su máximo a 555nm corresponden por ejemplo, al caso de visión fotópica; en visión escotópica el máximo de la curva se desplaza hacia longitudes de onda menores, en torno a  $507\text{nm}$ <sup>5</sup>.

<sup>4</sup> El valor de luminancia donde empieza la visión fotópica es muy difícil de fijar puesto que puede depender del tamaño del estímulo, de su composición espectral, de su localización en la retina, etc.

<sup>5</sup> A esto se le conoce como efecto Purkinje.

## ***1.2 Sensores de Frente de Onda***

En la mayoría de casos prácticos las aberraciones de un sistema óptico real se cuantifican o determinan experimentalmente, ya que aunque se disponga de modelos o simulaciones que describan muy bien al sistema óptico, siempre hay parámetros o características internas o externas que no se pueden controlar completamente en el diseño, en la construcción o en el mismo modelado de los elementos ópticos, siendo esto mucho más notorio en el caso de sistemas biológicos como el ojo. Por tal motivo ha surgido la necesidad de diseñar dispositivos que puedan medir las aberraciones “reales” de un sistema óptico, o dicho en términos generales, que puedan medir la fase en distintos puntos de un frente de onda; dichos dispositivos se denominan *sensores de frente de onda*. Los requerimientos para la determinación de la fase son muy diferentes dependiendo de las condiciones impuestas por el sistema óptico a ser medido o el ambiente donde se encuentra inmerso, así por ejemplo, no es lo mismo medir las aberraciones de un objetivo de microscopio que las aberraciones de un ojo humano vivo. El primero es un sistema estático, en el cual en principio no hay restricciones a la cantidad de luz que se puede usar en las medidas, así como no es un problema (generalmente) los tiempos que tardan dichas medidas; en cambio en un ojo vivo no es posible usar fuentes intensas de luz (que pueden dañar diferentes tejidos) y también hay que restringir el tiempo empleado en las medidas, llegando incluso a ser necesarias medidas en “tiempo real” cuando se quieren evitar por ejemplo los propios movimientos del ojo (involuntarios), la dinámica interna de los mecanismos oculares, o se quieren implementar sistemas de óptica adaptativa (corrección dinámica de las aberraciones)<sup>6</sup>.

En el caso particular del ojo humano, los diferentes sensores de frente de onda empleados han sido desarrollados cumpliendo con variadas restricciones; las más importantes ya se han mencionado: límites en la intensidad de luz usada y el tiempo requerido para hacer las medidas. Entre otras restricciones se pueden enumerar los efectos de usar luz coherente (ver sección 1.3), restricciones biológicas, como el tamaño de la pupila y su respuesta a la luz de la medida (dependiendo tanto de la intensidad como de la longitud de onda), entre otras.

---

<sup>6</sup> Más información sobre Óptica Adaptativa se puede consultar en diversas referencias: [Tyson, 1997; Porter, 2006].

La historia en el desarrollo de los instrumentos modernos de medida de las aberraciones en el ojo, se remonta al siglo XVII, cuando Christopher Scheiner publicó en 1619 su tratado sobre *Fundamentos Ópticos del Ojo* [Scheiner, 1619], donde describía un dispositivo muy simple (ahora se conoce como el *disco de Scheiner*) compuesto de un disco opaco con dos agujeros, colocado enfrente del ojo, a través del cual se observa un objeto luminoso lejano (por ejemplo una estrella). En su razonamiento, Scheiner plantea que si el ojo es “imperfecto”, verá dos puntos luminosos en lugar de percibir la única fuente que se emplea. Si las imperfecciones del ojo se deben a un simple caso de desenfoque, las imágenes dobles en la retina se pueden contrarrestar con una lente de la potencia adecuada. Esta idea para el diseño de un *optómetro* para medir los errores refractivos, fue propuesta por primera vez por William Porterfield en 1747 y fue luego mejorada por Thomas Young en 1845 [Larry N. Thibos y Raymond Alan Applegate, 2003].

Casi 350 años después del planteamiento de Scheiner, M.S. Smirnov extendió el método para medir no solo los errores refractivos, sino el mapa de aberración de onda [Smirnov, 1961]. En la idea de Smirnov se tienen dos fuentes de luz: una fija que pasa por el centro de la pupila y que sirve como referencia, y otra móvil que se desplaza transversalmente y que ilumina solo una pequeña área excéntrica en la pupila. Una vez que se fija el punto de la pupila que se iluminará con la fuente móvil, se pide al sujeto que desplace dicha fuente horizontal y verticalmente, redirigiendo el rayo de luz hasta que éste interseca el rayo fijo en la retina, reportando por tanto la visualización de un único punto luminoso. Repitiendo la misma tarea para diferentes puntos de iluminación con la fuente móvil sobre la pupila, y con los valores de desplazamiento reportado por el sujeto, se puede calcular finalmente las pendientes locales del frente de onda y hacer una reconstrucción del mapa de aberraciones. Este método, mejorado posteriormente por otros autores [Webb *et al.*, 1992; He *et al.*, 1998], se denomina *refractómetro espacialmente resuelto*.

Este tipo de sensor de frente de onda se cataloga dentro del grupo de los que usan metodologías subjetivas. Dentro de este grupo también se encuentran los que proyectan sobre la retina una rejilla, que luego el sujeto dibuja, tratando de reproducir cómo se percibe, obteniendo así una medida semi cuantitativa de las aberraciones [Tscherning, 1894; B. Howland, 1968; B. Howland y H. C. Howland, 1976; H. C. Howland y B. Howland, 1977; Atchison *et al.*, 1995].

Este último método fue modificado por Walsh, añadiendo un *divisor de haz* y una cámara, lo que permitió el registro “objetivo” de la distorsión producida sobre la rejilla proyectada en la retina [Walsh *et al.*, 1984], accediendo de este modo a una medida no subjetiva de la aberración de onda, siendo éste un ejemplo de un sensor de frente de onda objetivo.

Como en el caso anterior, muchos de los sensores objetivos para la medida del frente de onda, se han basado en técnicas subjetivas previas, siendo otro ejemplo el método de trazado de rayos por láser [V. V. Molebny *et al.*, 1997; Navarro y Moreno-Barriuso, 1999], el cual es la versión objetiva del refractómetro espacialmente resuelto. Dentro de la categoría de sensores objetivos también son relevantes el sensor de curvatura [Rodier, 1988], el sensor piramidal [Iglesias *et al.*, 2002; Ragazzoni, 1996], o la determinación de la aberración a partir de imágenes de doble paso [Flamant, 1955; F. W. Campbell y Gubisch, 1966; Santamaría *et al.*, 1987; Artal *et al.*, 1988; Iglesias *et al.*, 1998a].

Un sensor de especial interés es el de Hartmann-Shack (HS), el cual fue ideado y desarrollado inicialmente por Johannes Hartmann para medir las aberraciones en los espejos y lentes de los grandes telescopios [Hartmann, 1900], y que se puede considerar como una reinención de la idea primitiva de Scheiner. El método de Hartmann consistía en perforar una pantalla opaca con numerosos agujeros (no sólo dos como en el disco de Scheiner), de modo que cada agujero actuaba como una apertura para aislar un pequeño grupo de rayos luminosos, que pudieran ser rastreados para determinar cualquier error en su dirección de propagación, que se corresponde con la pendiente local del frente de onda, logrando de este modo conocer el frente de onda bajo estudio.

Setenta años después, Shack [Shack y Platt, 1971] modificó esta técnica sustituyendo la pantalla de agujeros de Hartmann por una red de pequeñas lentes que enfocan la luz en una matriz de puntos luminosos (spots), lo que incrementó la señal-ruido del registro. Este diseño constituye el esquema básico del actual sensor de frente de onda de HS. El primer uso del sensor de frente de onda HS para medir aberraciones en el ojo humano fue planteado en 1994 por Liang y colaboradores [Liang *et al.*, 1994], quienes incorporaron un sistema telescópico para conjugar el plano de la pupila del ojo con el plano de la red de microlentes. De esta forma, el haz de salida del ojo proveniente de la reflexión sobre la retina de un haz de entrada, se muestreaba directamente sobre el plano de la pupila. La conjunción de una serie de características como son un costo

razonable, la posibilidad de realizar medidas en tiempo real y una relativa facilidad para su implementación, han hecho de este método uno de los más usados actualmente para la medida de aberraciones oculares, así como su vínculo con sistemas de corrección de óptica adaptativa [Liang *et al.*, 1997; Fernández *et al.*, 2001].

### 1.2.1 Sensor de Hartmann-Shack

Este sistema objetivo se basa en la medida indirecta de las pendientes locales del frente de onda, para la posterior reconstrucción del frente de onda completo al integrar dichas pendientes.

El sensor de Hartmann-Shack (HS) contiene un conjunto de microlentes que consiste de una matriz bidimensional de unos cuantos cientos (pudiendo llegar a miles) de microlentes, todas con el mismo diámetro y la misma distancia focal. Los diámetros típicos de las microlentes van desde 100 a 600  $\mu\text{m}$  y sus longitudes focales típicas varían desde unos pocos milímetros hasta poco menos de medio centímetro [Geunyoung Yoon, 2006]. Es esta matriz de microlentes la encargada de detectar las pendientes locales del frente de onda aberrado proveniente de la reflexión de un haz láser<sup>7</sup> en la retina del ojo bajo estudio; de este modo el frente de onda es muestreado espacialmente en muchos haces individuales, generando cada uno al pasar por la respectiva microlente un punto luminoso (*spot*) en el plano focal de las microlentes. En un ojo perfecto, sin aberraciones, la luz reflejada desde el punto luminoso proyectado sobre la retina, sale por la pupila como un haz colimado y los spots generados por las microlentes del sensor HS se forman a lo largo del eje óptico de cada microlente, exhibiéndose en conjunto una red completamente regular en el plano focal de las microlentes, la cual se registra con la ayuda de una cámara CCD. En otro caso, un frente de onda distorsionado por la óptica de un ojo aberrado, hará que los spots de las microlentes se desplacen de su eje óptico, siendo cada desplazamiento proporcional a la pendiente promedio de la zona del frente de onda que llega a la respectiva microlente (ver Figura 1.7).

---

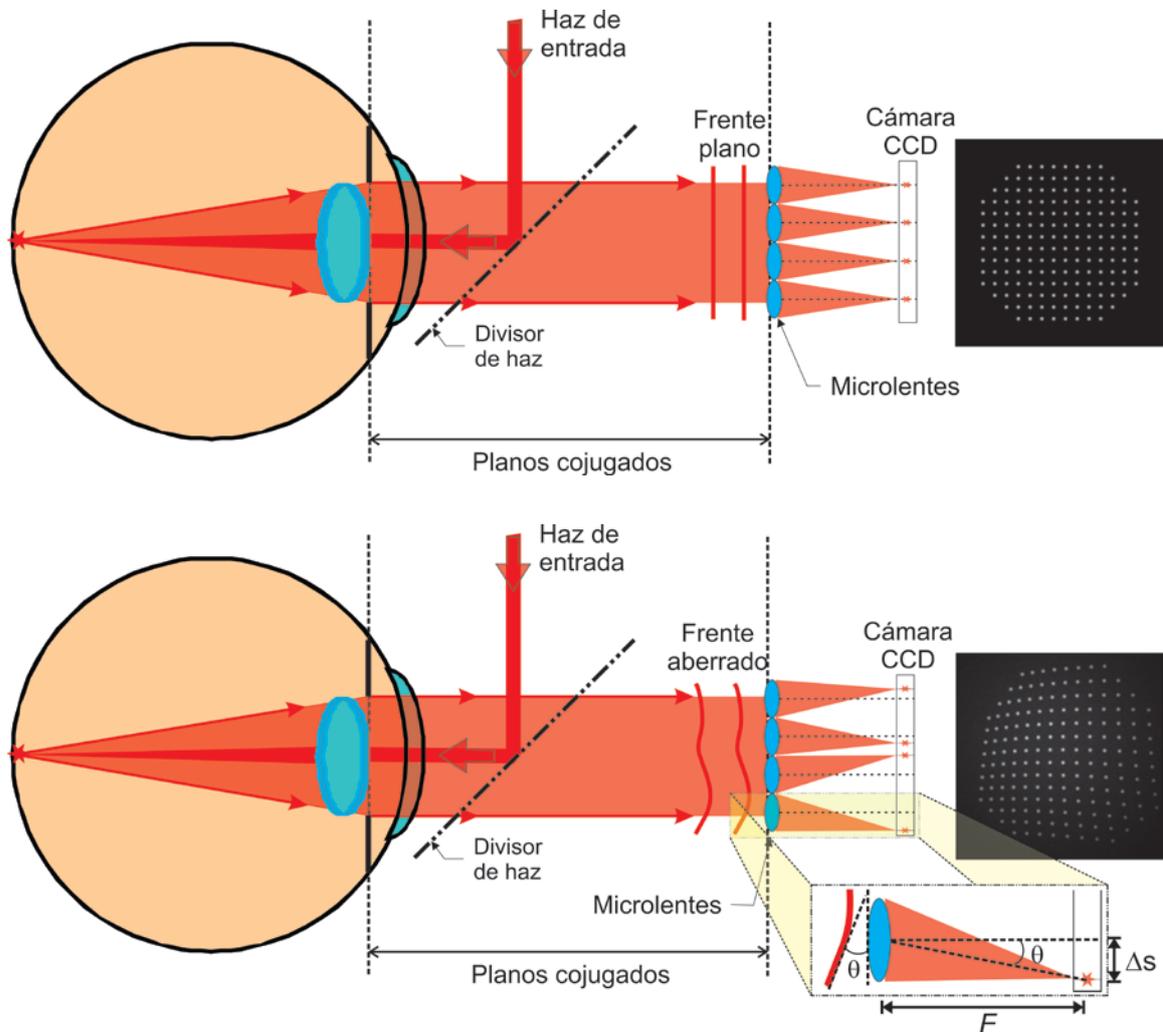
<sup>7</sup> Los láseres que con más frecuencia se usan en los sensores de Hartmann-Shack aplicados al ojo, son láseres de emisión continua en la región del infrarrojo cercano, donde el ojo tiene una baja sensibilidad (ver Figura 1.6) y por lo tanto es menos molesto y más seguro para el sujeto [Sloney *et al.*, 1976]. Adicionalmente, la reflectividad de la retina es mayor para longitudes de onda largas, lo cual mejora el contraste de las imágenes obtenidas con el sensor [Delori y Pflibsen, 1989].

La relación entre la pendiente local del frente de onda y el respectivo desplazamiento del spot registrado, se puede describir geoméricamente como (ver recuadro de la parte inferior de la Figura 1.7):

$$\text{pendiente local } W = \frac{\partial W}{\partial s} = \tan(\theta) = \frac{\Delta s}{F} \quad (1.16)$$

con  $s$  indicando una de las coordenadas  $x$  o  $y$ ,  $\Delta s$  el desplazamiento correspondiente del spot y  $F$  la focal de las microlentes.

Estrictamente hablando, el desplazamiento  $\Delta s$  que sufre cada spot, proviene de la pendiente local “promedio” de la porción de frente de onda que ilumina la respectiva microlente, que se calcula como el promedio de los valores de la derivada del frente de onda en el área de la microlente:



**Figura 1.7** Diagrama esquemático del principio de medida del sensor de Hartmann-Shack aplicado al ojo. Se presentan dos casos: medida en un ojo perfecto (arriba) y medida en un ojo real con aberraciones (abajo). En el recuadro (abajo) se muestra el detalle de la geometría en el desplazamiento del spot.

$$\text{pendiente local } W = \frac{\iint_k \frac{\partial W}{\partial s} dx dy}{\iint_k dx dy} = \frac{1}{A_k} \iint_k \frac{\partial W}{\partial s} dx dy = \frac{\Delta S_k}{F} \quad (1.17)$$

donde  $\iint_k$  representa la integración (o suma) en el área  $A_k$  de la *subapertura* de una cualquiera de las microlentes (microlente  $k$ -ésima).

Para la reconstrucción del frente de onda completo, es habitual emplear un algoritmo de aproximación modal, basada en la ecuación (1.23) y en la expansión de la función de aberración de onda  $W$  en polinomios de Zernike (ver ecuación (1.1)) [Southwell, 1980; Prieto et al., 2000], en este caso expresada convenientemente en coordenadas cartesianas y usando un único índice  $j$  para identificar los coeficientes de la expansión, ordenados según el estándar OSA (ver Tabla 1.1) [L. N. Thibos et al., 2000]:

$$W(x, y) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n c_n^m Z_n^m(x, y) = \sum_{j=0}^J c_j Z_j(x, y) \quad , \quad \text{con: } j = \frac{n(n-2) + m}{2} \quad (1.18)$$

donde  $m$  y  $n$  son los índices definidos en la ecuación (1.1), y  $J$  indica el máximo modo que trunca la expansión (experimentalmente es imposible obtener infinitos modos).

Combinando las ecuaciones (1.18) y (1.17), se relacionan finalmente los distintos modos de la expansión del frente de onda, con las medidas de desplazamiento de los spots de cada microlente:

$$\Delta x_k = \frac{F}{A} \sum_{j=0}^{j_{\max}} c_j \iint_k \frac{\partial Z_j(x, y)}{\partial x} dx dy, \quad \Delta y_k = \frac{F}{A} \sum_{j=0}^{j_{\max}} c_j \iint_k \frac{\partial Z_j(x, y)}{\partial y} dx dy \quad (1.19)$$

donde ahora se ha distinguido explícitamente los desplazamientos  $(\Delta x_k, \Delta y_k)$  a lo largo de ambas coordenadas  $x$  e  $y$ , y se ha supuesto un área  $A$  constante para todas las microlentes.

Estas expresiones, aplicadas a un conjunto de  $K$  desplazamientos, obtenidos de igual número de microlentes, generan un doble sistema lineal de ecuaciones que comparten las mismas incógnitas  $c_j$ , y que se puede expresar en notación matricial como:

$$\vec{\Delta} = \mathcal{M} \vec{c} \quad (1.20)$$

donde  $\vec{\Delta}$  es un vector columna de tamaño  $2K$ , formado por los desplazamientos  $(\Delta x_k, \Delta y_k)$  de las  $K$  microlentes;  $\vec{c}$  es otro vector columna formado por los  $J$  coeficientes a determinar; y  $\mathcal{M}$  es la matriz  $2K \times J$  definida por:

$$\mathcal{M} = \frac{F}{A} \begin{pmatrix} \iint_1 \frac{\partial Z_1}{\partial x} dx dy & \iint_1 \frac{\partial Z_2}{\partial x} dx dy & \cdots & \iint_1 \frac{\partial Z_J}{\partial x} dx dy \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \iint_K \frac{\partial Z_1}{\partial x} dx dy & \iint_K \frac{\partial Z_2}{\partial x} dx dy & \cdots & \iint_K \frac{\partial Z_J}{\partial x} dx dy \\ \iint_1 \frac{\partial Z_1}{\partial y} dx dy & \iint_1 \frac{\partial Z_2}{\partial y} dx dy & \cdots & \iint_1 \frac{\partial Z_J}{\partial y} dx dy \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \iint_K \frac{\partial Z_1}{\partial y} dx dy & \iint_K \frac{\partial Z_2}{\partial y} dx dy & \cdots & \iint_K \frac{\partial Z_J}{\partial y} dx dy \end{pmatrix}_{2K \times J} \quad (1.21)$$

La solución de la ecuación (1.20), se puede expresar como:

$$\vec{c} = \mathcal{M}^\dagger \vec{\Delta} \quad (1.22)$$

donde  $\mathcal{M}^\dagger$  es la matriz pseudo-inversa<sup>8</sup> de  $\mathcal{M}$ , obtenida con el método de *descomposición en valores singulares* (Singular Value Decomposition -SVD-) [Press et al., 2007].

Otro aspecto importante a considerar en el algoritmo de reconstrucción del frente de onda, es el uso de una técnica adecuada para determinar la posición de los spots en las imágenes de H-S, para lo cual se han probado diversos métodos, siendo el del “centro de masas” uno de los más ampliamente usados<sup>9</sup>. En esta técnica, las coordenadas  $x$  o  $y$ , del spot correspondiente a la microlente  $k$ -ésima, está definida por las expresiones:

$$x_k = \frac{\sum_{(n_x, n_y) \in A_k} I(n_x, n_y) n_x}{\sum_{(n_x, n_y) \in A_k} I(n_x, n_y)}, \quad y_k = \frac{\sum_{(n_x, n_y) \in A_k} I(n_x, n_y) n_y}{\sum_{(n_x, n_y) \in A_k} I(n_x, n_y)} \quad (1.23)$$

donde  $I(n_x, n_y)$  se asocia a valores de intensidad en los distintos píxeles  $(n_x, n_y)$ , dentro del área  $A_k$ , ligada a la *subapertura* de la microlente  $k$ -ésima.

<sup>8</sup> La matriz  $\mathcal{M}$  habitualmente no cumple los requisitos de ser “no-singular” y “cuadrada”. Por ello se requiere el cálculo de su pseudo-inversa por medio del método SVD, el cual también se puede entender como una solución de *mínimos cuadrados* del sistema de ecuaciones lineales (1.20).

<sup>9</sup> Otro posible método, se basa en la aproximación y ajuste de la distribución de intensidad de cada spot, a una superficie de segundo orden; luego, las coordenadas del punto máximo de dicha superficie, se toman como la posición real del spot [Koryabin et al., 1993].

En términos generales, el método de “centro de masas” es de fácil implementación, pero es algo sensible al *ruido* presente en la imagen, especialmente si dicho ruido cambia el perfil o la forma del spot [Larichev *et al.*, 2001]. Una mejora a éste método, es el algoritmo de *reducción piramidal*, en el cual el *centroide* de cada spot se va ajustando iterativamente, por medio de reducciones sucesivas en el área de búsqueda dentro de cada *subapertura* [Prieto *et al.*, 2000].

Una vez se determinada la posición de los spots en la imagen de H-S, se calculan los respectivos desplazamientos  $(\Delta x_k, \Delta y_k)$  sufridos por cada spot, respecto a los puntos de *referencia*  $(x_{k,ref}, y_{k,ref})$  definidos para cada área asociada  $A_k$ . En la práctica, dichos puntos de *referencia* corresponden a la posición de los spots de una imagen de H-S, obtenida con una onda plana, propagada por el sistema de medida. Esto es particularmente importante para eliminar el efecto de las propias aberraciones del sistema, sobre las medidas del frente de onda de interés. De este modo:

$$\Delta x_k = (x_k - x_{k,ref}), \quad \Delta y_k = (y_k - y_{k,ref}) \quad (1.24)$$

donde el conjunto de coordenadas  $(x_k, y_k)$  y  $(x_{k,ref}, y_{k,ref})$ , se obtienen usando la ecuación (1.23), aplicada respectivamente a las imágenes de H-S obtenidas con el frente de onda “real” y con la *referencia*. De este modo se logra la medida de los desplazamientos de los spots, con los cuales se construye el vector  $\vec{\Delta}$ , a partir del cual, con la ayuda de la ecuación (1.22), se obtienen las estimaciones de los coeficientes  $c_j$  de la expansión modal, que describen y reconstruyen la función de aberración de onda  $W$ .

### 1.3 Fenómeno de moteado Speckle

Uno de los aspectos primordiales a la hora de medir fielmente un frente de onda, es obviamente, la calidad de la información que se pueda obtener de un sensor de frente de onda en particular. En el caso del sensor de Hartmann-Shack, la fiabilidad en las medidas radica, por un lado, en el muestreo (número de puntos de medida sobre el frente de onda)<sup>10</sup>, y en la sensibilidad para registrar cada una de las muestras (poder medir tanto

---

<sup>10</sup> Para el caso particular del sensor de H-S, el número de puntos de muestreo se corresponde con el número de spots generados por la matriz de microlentes.

“pequeños” como “grandes” *valores* del frente de onda)<sup>11</sup>. Por otro lado, dicha fiabilidad también depende de las diferentes fuentes de degradación de la información, enmarcadas dentro del concepto de *ruido*, presentes en las imágenes que se obtienen con el sensor y que pueden llegar a hacer imposible la reconstrucción correcta del frente de onda a partir de dichas medidas.

Existe un amplio abanico de fuentes de *ruido*, que dependiendo de su naturaleza tienen mayor o menor impacto en las medidas, o son más o menos difíciles de controlar. Entre las fuentes de ruido más comunes se encuentran el *ruido térmico*, el *ruido electrónico*, las *señales parásitas*, etc. Muchos de estos *ruidos* dependen del detector empleado en el instrumento, o de elementos y condiciones externas a la señal o al sensor. Por ello, la reducción del efecto de tales fuentes de *ruido* se puede lograr habitualmente, mejorando la calidad o las prestaciones de los componentes del sistema (especialmente los detectores), o con el correcto aislamiento de la señal bajo estudio.

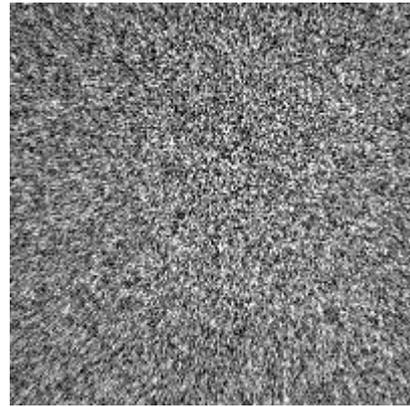
No obstante, hay casos en los que el *ruido* está ligado directamente a la señal que se quiere medir, lo cual hace mucho más difícil su reducción, siendo necesario en la mayoría de los casos, hacerla sobre la propia fuente de señal.

Una de estas fuentes de ruido intrínsecas a la señal medida, proviene del *fenómeno de moteado de “speckle”*, el cual está asociado generalmente con el “patrón de granulosidad” fino (ver Figura 1.8) que se produce con la dispersión generada por el punto de luz que un haz láser proyecta sobre una superficie rugosa (una pared o un trozo de papel por ejemplo). En el caso del sensor de H-S, este tipo de *ruido* se genera básicamente en la propia retina del ojo, la cual es una microestructura formada de fotorreceptores, microvasos y capilares. Bajo la iluminación de la fuente láser del sensor, se produce un “patrón de granulosidad” (o *campo de speckle*), que distorsiona al frente de onda que emerge del ojo, lo cual se traduce en una degradación sobre la calidad de las imágenes de H-S, perturbando la distribución de intensidad sobre dichas imágenes (ver Figura 2.2) [Larichev et al., 2001].

---

<sup>11</sup> En el caso concreto del sensor de H-S, dichos *valores* del frente de onda hacen referencia a las medidas mínimas y máximas que se pueden obtener sobre las pendientes locales del frente de onda.

El fenómeno de *speckle* se encuentra ligado a la *coherencia* de la luz. Fue con la invención del láser en el año 1960, cuando se comenzó la investigación sistemática tanto en la descripción y explicación de su origen, como de sus múltiples propiedades, que ha permitido derivar una infinidad de aplicaciones metrológicas, al margen de su consideración como fuente de *ruido*.



**Figura 1.8** Patrón de speckle generado por un difusor iluminado por un haz láser con longitud de onda de 780nm y registrado con una cámara CCD (patrón de speckle subjetivo).

La explicación más general describe al efecto de *speckle* como el resultado de la interferencia de muchas ondas (cada una con diferentes fases), las cuales al sumarse mutuamente generan una onda cuya amplitud, y por tanto su intensidad, varía aleatoriamente pasando de puntos brillantes, donde se ha producido una interferencia constructiva de las ondas, a puntos oscuros generados por una interferencia destructiva. En el ejemplo del haz láser proyectado sobre una superficie rugosa, el conjunto de ondas a interferir provienen de cada punto de dicha superficie, que de acuerdo a la teoría de la difracción, se convierten en una fuente de ondas esféricas secundarias cuya fase difiere punto a punto en relación a la rugosidad *aleatoria* de la superficie [Dainty, 1976].

Como en todo fenómeno de interferencia, la visibilidad del patrón de interferencia aleatorio generado (denominado patrón de *speckle*), depende directamente del grado de coherencia de la fuente utilizada para generarlo, por lo que nuevamente se destaca que es un fenómeno ampliamente asociado a los sistemas con fuentes de iluminación láser y con muy poca incidencia sobre sistemas con iluminación incoherente.

El *speckle* se observa no solo en la reflexión sobre una superficie rugosa, sino también cuando una luz láser se transmite a través de un objeto o sustancia que genere una difusión estacionaria, siendo la explicación del fenómeno la misma: el camino óptico de los diferentes rayos luminosos, que pasan a través del objeto en transmisión, varía significativamente en un valor del orden de la longitud de onda y su interferencia genera un patrón de intensidad aleatoria [Goodman, 2007, p.1].

Muchas de las propiedades del *speckle* han permitido el uso de este fenómeno en aplicaciones variadas como la medida de deformaciones en la superficie de un objeto (*interferometría holográfica e interferometría digital de patrones speckle*), la detección de objetos como estrellas [Dainty, 1976], o el examen de un ojo para determinar, cualitativamente, su refracción [Ennos, 1996].

No obstante, en la mayoría de sistemas ópticos, como es el caso del sensor de H-S, el fenómeno *speckle* es considerado como un importante factor de *ruido*, que por lo general disminuye las prestaciones del sistema y que al ser inherente a la propia fuente de iluminación presenta serios retos para lograr incluso su reducción. Partiendo de que el *speckle* es un fenómeno que en la mayoría de los casos se aprecia como una desuniformidad con estructura aleatoria en los campos de iluminación o en las imágenes generadas por los sistemas ópticos, su reducción se puede lograr con la creación de muchos patrones de *speckle independientes*<sup>12</sup>, que luego puedan ser promediados sobre el detector del sistema óptico (una cámara o la retina), homogenizando de este modo las inhomogeneidades mencionadas<sup>13</sup>. Esta idea para la reducción del “*ruido speckle*” se puede implementar básicamente por [Trisnadi, 2002]:

- Multiplicidad angular: iluminación desde diferentes ángulos.
- Multiplicidad en polarización: uso de diferentes estados de polarización.
- Multiplicidad cromática: uso de varias fuentes láser que difieran un poco en su longitud de onda.

Para cuantificar el *speckle* generado en un sistema óptico, se suele definir el contraste  $C$  de un patrón de *speckle* como [Goodman, 2007, p.28]:

$$C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle} \quad (1.25)$$

donde  $\sigma_I$  representa la desviación estándar del patrón de intensidad, e  $\langle I \rangle$  es la intensidad promedio, de donde dicho contraste puede tomar valores entre 0 (no hay patrón de *speckle*) y 1 (patrón de *speckle completamente desarrollado*). Se puede probar que el contraste de un patrón de *speckle* completamente desarrollado, se reduce de 1 a  $1/\sqrt{N}$ ,

---

<sup>12</sup> Por patrones de *speckle independientes*, se entienden aquellos que no estén correlacionados y que no generen interferencia.

<sup>13</sup> Otras opciones intentan reducir o destruir la coherencia espacial de las fuentes láser usando por ejemplo difusores que rotan a alta velocidad.

cuando se promedian  $N$  campos de *speckle* independientes y con el mismo valor promedio de intensidad [Goodman, 2007, p.44].

Diferentes tipos de sistemas ópticos se han beneficiado de estas metodologías para la reducción del “*ruido speckle*”, entre ellos los sensores de frente de onda, que como se ha comentado en las secciones anteriores, habitualmente usan sistemas de iluminación coherente, y por lo tanto son susceptibles a verse afectados por dicho *ruido*.

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

### **1.4.1 Justificación de la tesis**

El estudio del ojo y de su *efectividad* para formar mejores o peores imágenes del mundo que nos rodea, ha sido un tema de trabajo a lo largo de varios siglos, y aún hoy es un campo de animado interés, en el que se desarrollan importantes investigaciones, tanto básicas como aplicadas, que buscan entender y mejorar los diversos mecanismos involucrados en el proceso de la visión humana [Artal y Tabernero, 2010].

Una buena parte de los avances que se han obtenido en los campos de la *Óptica Visual*, se han logrado por medio del desarrollo de técnicas e instrumentos para la medida de la *calidad óptica* del sistema visual, cuantificada en lo que se denominan las “aberraciones oculares”, lo cual ha habilitado el estudio de diversos parámetros ópticos del ojo y sus relaciones con diferentes mecanismos o etapas del proceso de *visión*, su posible influencia sobre patologías y la eficiencia de diferentes soluciones en la corrección, o la modificación, óptica del sistema visual humano.

Una de las características importantes de las aberraciones oculares, principalmente de las aberraciones *monocromáticas*, plantea que éstas están ligadas a procesos fluctuantes, tanto lentos como rápidos, generados por la propia fisiología del ojo, o por sus mecanismos normales de funcionamiento. En el primer caso se puede enunciar como ejemplo, la evolución que sufren algunas aberraciones concretas en ojo como consecuencia del envejecimiento, lo cual se producen en el orden de años [Artal, Berrio, et al., 2002]. En otro caso, la función acomodativa es un claro ejemplo de uno de los

mecanismos dinámicos del ojo, que afecta a las propiedades ópticas del ojo en escalas de tiempo que podrían llegar hasta las centésimas de segundo [Charman y Heron, 1988].

La correcta caracterización de las fluctuaciones o cambios en las aberraciones, particularmente en los casos donde las variaciones se dan en rangos del orden de segundos, es de particular interés, entre otros, para evaluar la precisión que se logra al hacer medidas estacionarias de dichas aberraciones, para estimar la correlación entre diferentes mecanismos involucrados en la visión, o para conocer los requerimientos computacionales y de hardware necesarios para manipular las aberraciones usando sistemas de óptica adaptativa en tiempo real.

Por otra parte, no solo las aberraciones *monocromáticas* juegan un rol importante en los diferentes fenómenos dinámicos de la visión, pues la aberración *cromática*, aunque no exhibe la alta variabilidad temporal ya mencionada, dadas sus características, si influye en otros mecanismos dinámicos del sistema visual, como por ejemplo en la efectividad del mecanismo de acomodación, donde se encuentran marcadas diferencias dependiendo de si se observan estímulos policromáticos, o monocromáticos [Aggarwala, Nowbotsing, et al., 1995]. Por ello, dicha aberración también es clave dentro del entendimiento de las diferentes interrelaciones dinámicas de los componentes del ojo humano.

Teniendo en mente la importancia de las mencionadas características dinámicas, relacionadas con las propiedades ópticas del ojo humano, se plantean importantes retos relativos al desarrollo de nuevos instrumentos de medida y metodologías de análisis, que permitan la adecuada cuantificación de las aberraciones, sus fluctuaciones y efectos, con la apropiada precisión temporal y espacial, que en cada caso proporcione nueva información sobre el funcionamiento básico del sistema visual.

### 1.4.2 Objetivos

- Estudiar, las características y propiedades de la dinámica de las aberraciones del ojo humano.

- Diseñar y construir equipos de medida de las aberraciones del ojo, teniendo en cuenta mejoras sobre los sistemas existentes en cuanto a su resolución temporal y espacial, así como en sus fuentes de iluminación.
- Analizar las relaciones e interacciones entre la dinámica de las aberraciones oculares y algunos de los mecanismos involucrados en los procesos de visión, prestando especial interés a la incidencia de fluctuaciones de alta velocidad.
- Estudiar del fenómeno de *moteado Speckle*, como fuente de *ruido* en los instrumentos de medida de las aberraciones ópticas, abordando los posibles mecanismos de reducción de dicho ruido en las tomas logradas con los sistemas experimentales propuestos.
- Investigar qué tipo de cambios se pueden inducir sobre los valores de aberración estáticos y sus fluctuaciones, cuando se producen variaciones en la posición de la línea de mirada.
- Estudiar la posible influencia de la visión binocular y monocular, sobre las aberraciones y su dinámica, en distintas condiciones de acomodación.
- Determinar la relación entre la dinámica de la acomodación y la cromaticidad de los estímulos; en particular, encontrar la longitud de onda que emplea el ojo para enfocar estímulos policromáticos.

### 1.4.3 Estructura del trabajo

Las primeras secciones de este primer capítulo se han propuesto como introducción a los conceptos y herramientas que se usan a lo largo de la presente memoria.

El segundo capítulo es de carácter metodológico y allí se describen en detalle los distintos instrumentos y montajes experimentales, usados para el registro de las aberraciones oculares. Dicho capítulo comienza presentando los detalles de un sensor de frente de onda de alta resolución temporal, a partir del cual se plantea el problema del *ruido* introducido por el fenómeno de *moteado Speckle* y los posibles mecanismos que se pueden emplear para su reducción. El capítulo continúa con la descripción de otro diseño

de sensor de frente de onda, que permite realizar medidas mientras el sujeto dispone de un campo amplio de visión. Finalizando el capítulo, se presenta una sección con la descripción de un tercer instrumento de medida del frente de onda, integrado dentro de un sistema de óptica adaptativa, que cuenta con la particularidad adicional de que la fuente de iluminación empleada para las medidas, es invisible, lo que amplía el abanico de situaciones en los que se puede usar dicho instrumento.

El tercer capítulo aborda el uso de los diferentes sistemas experimentales propuestos en el capítulo 2, aplicados a casos de estudio concretos, con medidas sistemáticas realizadas en sujetos reales, para abordar distintos parámetros dinámicos en el ojo. En concreto, se analizan los efectos del cambio en la línea de mirada (o la torsión del ojo) sobre las aberraciones oculares, así como las posibles diferencias que también pueda generar sobre las aberraciones, el hecho de contar con una visión monocular o binocular. Para concluir, se analiza una de las posibles relaciones entre la aberración cromática típica del ojo humano y el mecanismo de acomodación, buscando en particular si existe una longitud de onda “preferida” por el ojo para enfocar estímulos policromáticos.

El cuarto y último capítulo, resume y expone las principales conclusiones obtenidas en el transcurso del trabajo.



---

---

## CAPÍTULO 2. SISTEMAS Y MÉTODOS EXPERIMENTALES

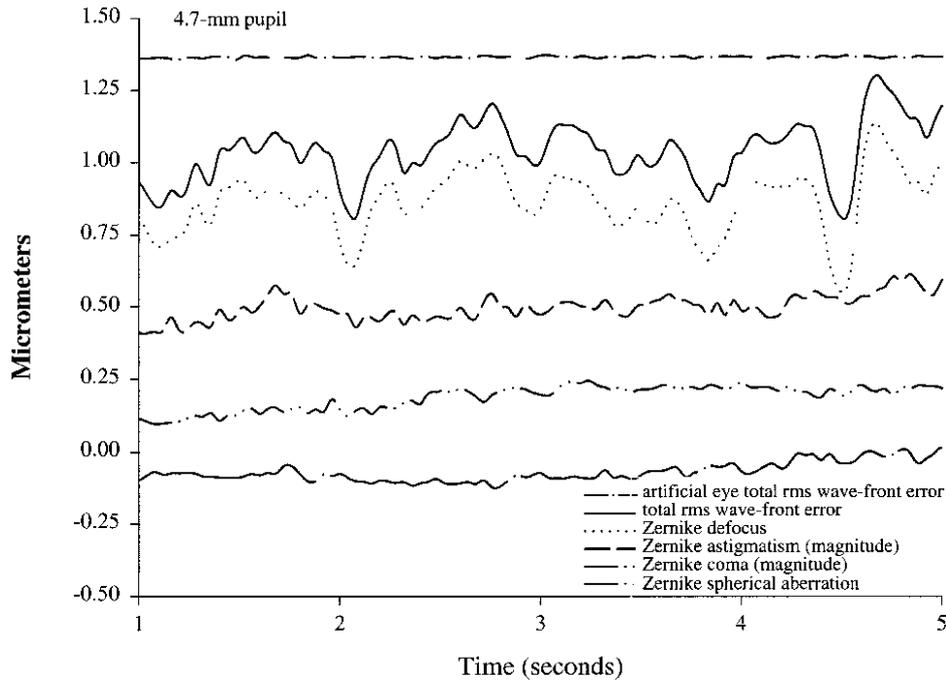
---

---

En este capítulo se describen los instrumentos y sistemas experimentales empleados para el estudio de algunos fenómenos dinámicos en el ojo. Los tres sistemas empleados se basan en el sensor de Hartmann-Shack, cada uno con un diseño particular para adaptarse a las condiciones del respectivo fenómeno bajo estudio. Dos de los instrumentos permiten la medida de las variaciones en el tiempo de las aberraciones oculares con una alta resolución temporal y espacial; para el primer caso se exploran diferentes esquemas que posibilitan la reducción del ruido “*speckle*”, y en otro caso se tiene una configuración de “campo de visión amplio”, que permite al sujeto fijar a estímulos binocularmente mientras se obtienen medidas monoculares de las aberraciones. El tercer sistema incorpora una fuente láser invisible, en el rango infrarrojo a unos 1050 nm, que permite realizar las medidas de las aberraciones sin afectar la fijación, o la acomodación, del sujeto.

### ***2.1 Sensor de Hartmann-Shack de alta resolución temporal***

Las medidas de las aberraciones oculares por medio de instrumentos del tipo Hartmann-Shack (H-S) son en la actualidad una tecnología estándar de amplio uso, no solo en los laboratorios de investigación, sino también en el ámbito clínico, donde en la mayoría de los casos se realizan medidas estáticas. No obstante, es bien conocido que las aberraciones sufren variaciones a diferentes escalas temporales, que pueden ser de años [Artal *et al.*, 1993], o de fracciones de segundo [Hofer, Artal, *et al.*, 2001], las cuales para poder ser registradas, requieren sistemas de medida “rápidos” que permitan realizar registros en el orden de los Hertz (Hz), siendo factible con cámaras CCD y equipos de cómputo modestos, llegar a velocidades de registro de unos 25Hz.



**Figura 2.1** Trazas temporales del RMS del frente de onda y de los coeficientes de Zernike de desenfoque, de astigmatismo, de coma y de aberración esférica, para un sujeto que enfoca un estímulo a 2 D. Tomado de la referencia [Hofer, Artal, et al., 2001].

Sin embargo, hay al menos dos razones por las cuales es necesario pensar en la construcción de nuevos instrumentos más rápidos, que permitan una mayor resolución temporal en la medida de las aberraciones. La primera de estas razones es el advenimiento de sistemas de óptica adaptativa (OA, que permiten correcciones dinámicas de las aberraciones más rápidas, que a su vez requieren altas velocidades de medida. Un sistema de OA suele requerir de varias iteraciones para lograr una corrección, por ello las medidas tienen que ser mucho más rápidas que la frecuencia de corrección (bucle cerrado) que se desea [Prieto et al., 2000]. Siguiendo criterios muy conservadores, al demandarse por ejemplo una frecuencia de 20Hz, las medidas deben hacerse por lo menos a 200Hz (200 medidas por segundo).

Una segunda razón para querer desarrollar sistemas de medida de aberraciones de alta velocidad, es el estudio de las propias dinámicas de las aberraciones oculares, que como ya se dijo presentan variaciones temporales que van hasta las fracciones de segundo. La Figura 2.1 muestra las inestabilidades temporales de algunas aberraciones en un sujeto típico, las cuales para poder ser fielmente determinadas, requieren medidas bastante más rápidas de las que se logran con los sistemas convencionales. Por ejemplo, si se quiere conocer las características de las variaciones temporales que se producen

sobre las aberraciones en intervalos de hasta 10 milisegundos (ms), el sistema tiene que hacer medidas a una frecuencia mínima de 200Hz, es decir, tomar una imagen de Hartmann-Shack cada 5 milisegundos<sup>14</sup>.

El interés por obtener medidas de alta velocidad de las aberraciones, ha sido abordado por varios autores, que han desarrollado sistemas experimentales que logran muestreos de hasta 240Hz [Diaz-Santana *et al.*, 2003] o 300Hz [Nirmaier *et al.*, 2003]. Sin embargo, el número de spots y con ello la resolución espacial en la medida de dichos instrumentos de H-S era algo limitada.

Un punto importante a resolver en el diseño de este tipo de sistemas de alta velocidad, es el ruido producido por el moteado óptico (*speckle*), proveniente de la reflexión sobre la retina del láser (luz coherente) utilizado en la medida (ver sección 1.3). El ruido *speckle*, introduce estructuras aleatorias en la fase y en la amplitud del frente de onda proveniente del ojo, que se traduce en inhomogeneidades sobre los patrones de spots de las imágenes de Hartmann-Shack y sobre sus estructuras de intensidad internas [Larichev *et al.*, 2001]. Esto afecta a la precisión con la cual se determinan las posiciones de dichos spots, lo cual finalmente disminuye la fidelidad del frente de onda reconstruido. En la Figura 2.2 (a) se muestra un ejemplo, donde el campo de *speckle* producido por el ojo de un sujeto típico, ha hecho irresolubles los spots de un sensor de Hartmann-Shack que emplea unas microlentes con 400 $\mu$ m de apertura y 53mm de focal, y que toma las imágenes con una exposición de 5ms. No obstante el mismo sensor, al capturar las tomas con una exposición de 1s, muestra una distribución de spots “detectables”, lo cual se explica por el movimiento natural del ojo, que conduce a un promedio temporal de diferentes imágenes que disminuye el efecto del ruido *speckle* (ver Figura 2.2 (b)).

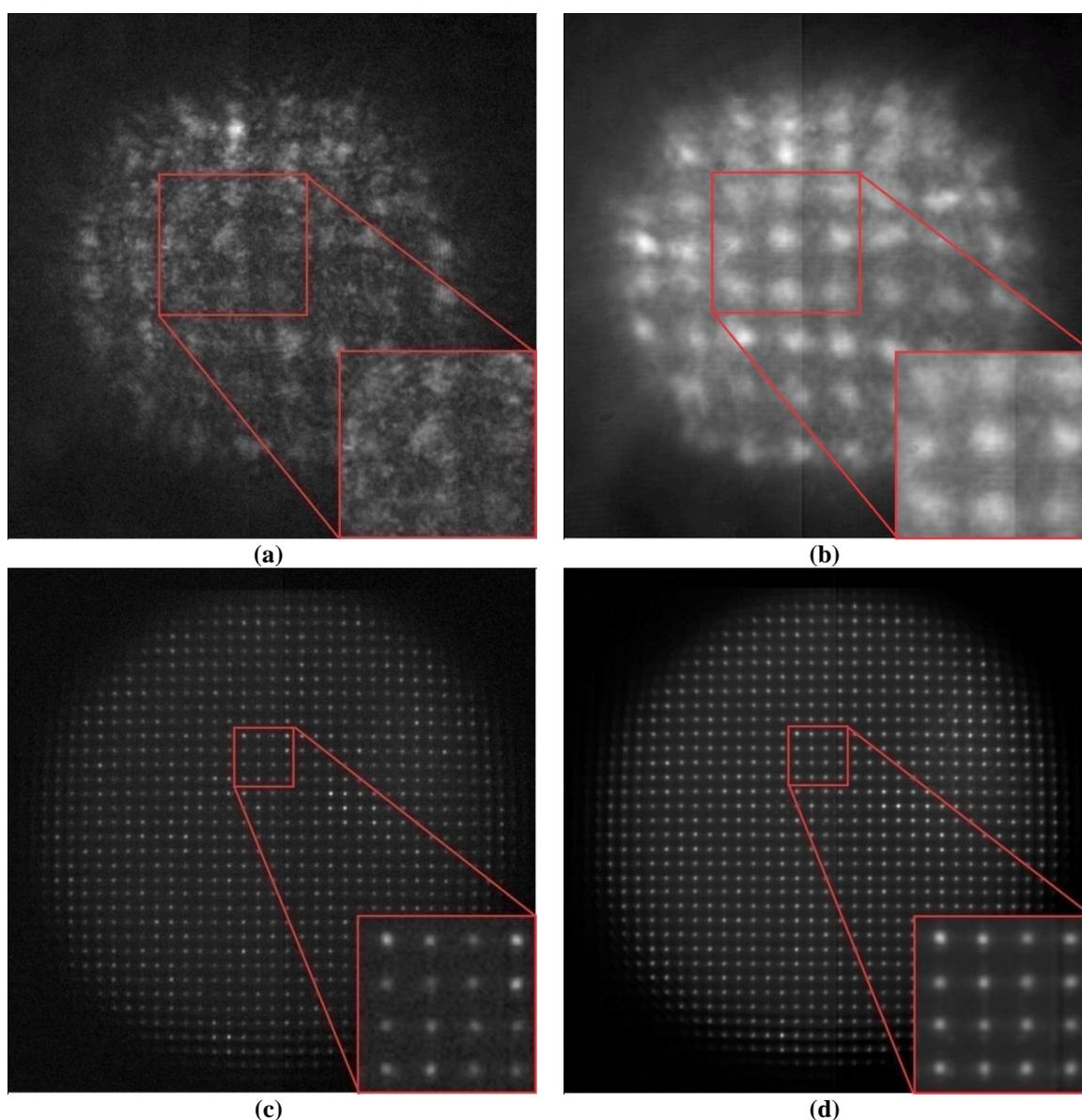
La apertura y la focal de las microlentes que se empleen en un sensor H-S, también afectan la incidencia del ruido *speckle* sobre la “calidad” de los spots, sin olvidar que estos mismos factores determinan el nivel de muestreo espacial y el límite mínimo y máximo de aberración que se pueden medir. Así, el uso de microlentes con apertura más pequeña disminuye los efectos que tiene el *speckle* sobre los spots individuales [Larichev *et al.*, 2001], que además son más numerosos (al poder tener más microlentes en la

---

<sup>14</sup> Debido al criterio de Nyquist, se necesita que el intervalo en el muestreo de una señal sea al menos dos veces menor del que se quiere obtener información, es decir que se tomen al menos dos muestras de la señal por cada intervalo.

misma área), aumentando así la resolución espacial en la determinación del frente de onda.

Un ejemplo de esto último se puede apreciar en la Figura 2.2 (c), donde la imagen del sensor de H-S se ha obtenido usando unas microlentes de  $100\mu\text{m}$  de apertura y  $1.7\text{mm}$  de focal, con un tiempo de exposición ( $5\text{ms}$ ) igual al caso de la Figura 2.2 (a), lográndose con esta configuración una notable mejora en la detección de los spots. Sin embargo, aún se aprecian regiones donde los spots tienen menor visibilidad o estructuras internas más irregulares, lo cual indica la presencia del ruido *speckle*, que se reduce cuando el tiempo de captura de las imágenes aumenta, como en el caso de la Figura



**Figura 2.2.** Imágenes de Hartmann-Shack (de un ojo real), tomadas con una exposición de  $5\text{ms}$  (a y c) y de  $1\text{s}$  (b y d), usando microlentes de  $400\mu\text{m}$  de apertura y  $53\text{mm}$  de distancia focal (a) y (b) (sujeto AM), o microlentes de  $100\mu\text{m}$  de apertura y  $1.7\text{mm}$  de distancia focal (c) y (d) (sujeto PA).

2.2 (d), donde el tiempo de exposición ha subido a 1s.

De la comparación entre los casos de la Figura 2.2, se hace evidente la necesidad de incluir algún método “externo” para eliminar o disminuir el ruido de *speckle*, siendo ello indispensable cuando se requieren medidas de las aberraciones a alta velocidad, conservando una buena fiabilidad en la detección del frente de onda.

### 2.1.1 Aplicación de métodos para la reducción del ruido speckle

La reducción del ruido de *speckle*, logrado con el simple movimiento natural del ojo en tomas de exposición larga, es un ejemplo de un esquema de “multiplicidad angular” (ver la sección 1.3), donde los cambios o fluctuaciones involuntarios en la línea de mirada del ojo producen distintos patrones de *speckle* independientes que se promedian y homogenizan sobre el sensor. Siguiendo esta idea, se pueden aplicar esquemas “artificiales” de eliminación de *speckle* donde se generen dichos patrones a una velocidad suficientemente alta para lograr el promedio que reduzca el *speckle*, incluso en tomas de alta velocidad. En el caso de registros con tiempos de exposición de 5ms, es decir a 200 tomas por segundo, la generación de patrones de *speckle* independientes a 2000Hz (2000 patrones por segundo) permitiría la superposición de 10 patrones por cada toma, con lo cual se lograría una disminución de hasta un 70% en el contraste de *speckle* (el contraste se reduce de 1 a  $1/\sqrt{10}$ , al promediar 10 patrones de *speckle*; ver página 69).

#### 2.1.1.1 Espejos rotatorios o de barrido

Uno de los esquemas *tradicionales* de eliminación del ruido *speckle*, que ilustra el concepto de *multiplicidad angular*, se ve en los sensores de Hartmann-Shack que usan espejos rotatorios (spinning mirrors) o espejos de barrido (scanning mirrors) para lograr la iluminación del ojo desde un rango diverso (aunque pequeño) de ángulos, cada uno de los cuales genera los distintos patrones de *speckle* que se promedian en los registros del sensor [Ih y Baxter, 1978; Hofer, Artal, et al., 2001; Diaz-Santana et al., 2003].

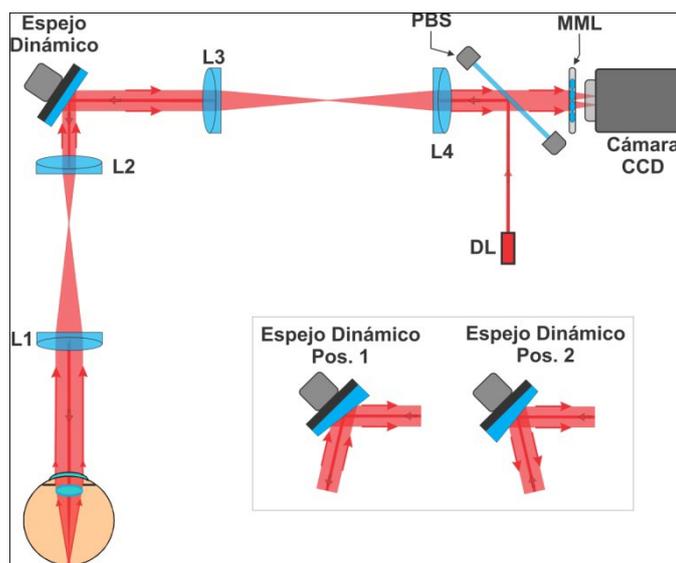
En la Figura 2.3, se muestra el diagrama de un sensor de H-S implementando uno de estos métodos de reducción de *speckle*. En este esquema, el pequeño haz colimado

proveniente del diodo láser, se introduce en el sistema por medio de un divisor de haz, permitiendo a la luz dirigirse en un primer paso hacia el ojo, reflejándose en este camino en el *espejo móvil*, que constantemente va variando ligeramente el ángulo de reflexión del haz y que por tanto desplaza la posición del punto luminoso proyectado sobre la retina, lo que consecuentemente genera cambios en la estructura del *speckle*.

En el caso general, la variación en la inclinación global del frente de onda causada por el espejo móvil, puede conducir a desplazamientos continuos, no deseados, de los spots registrados en las imágenes de H-S. Para evitar este efecto, el plano de ubicación del espejo se conjuga ópticamente (por medio del sistema afocal de lentes L1 y L2) con el plano de pupila del ojo<sup>15</sup>, de tal manera que en un segundo paso, el haz que sale del ojo incide nuevamente en el espejo con un ángulo idéntico al que se generó en el primer paso, compensándose en esta segunda reflexión la inclinación inducida sobre el frente de onda (ver recuadro de la Figura 2.3).

Finalmente, por medio de un segundo sistema afocal de lentes (L3 y L4), se proyecta la imagen del plano de pupila del ojo sobre la matriz de microlentes, que muestrea el frente de onda y consecuentemente mide las aberraciones del ojo.

En este esquema, el parámetro relacionado directamente con la reducción del ruido de *speckle* es la velocidad de movimiento (de giro o de barrido) del espejo, que debe ser



**Figura 2.3** Diagrama esquemático de un sistema de Hartmann-Shack implementando un método de reducción de speckle por medio de un espejo rotante o de barrido (espejo dinámico). Las lentes L1 y L2 forman un arreglo afocal, así como L3 y L4; PBS = divisor de haz de película; DL = diodo láser; MML = matriz de microlentes. (Recuadro) detalle del efecto del espejo dinámico sobre el haz.

<sup>15</sup> Desde un punto de vista formal, el plano de conjugación del espejo móvil debería coincidir con el *punto nodal* del ojo, de modo que se pueda garantizar que el ángulo del haz de entrada (primer paso) sea idéntico al ángulo de salida (segundo paso). No obstante, se suele usar el plano de pupila como una aproximación a la ubicación del *punto nodal*, pues en la práctica es bastante difícil ubicar este punto que sólo está definido teóricamente y que generalmente no coincide con ningún elemento físico del sistema óptico.

suficiente para que el tiempo característico de la variación del *speckle* sea mucho más corto que el tiempo de integración de la cámara del sensor de HS. Por lo tanto, para el caso particular de registros del frente de onda a altas resoluciones temporales, se requiere que los dispositivos que generan los movimientos del espejo móvil (dígase actuadores piezoeléctricos o motores) funcionen a elevadas velocidades, sin inducir por ejemplo vibraciones mecánicas o inestabilidades sobre el sistema, lo que hace que dichos dispositivos sean costosos y/o de difícil adaptabilidad.

### 2.1.1.2 Película vibrante

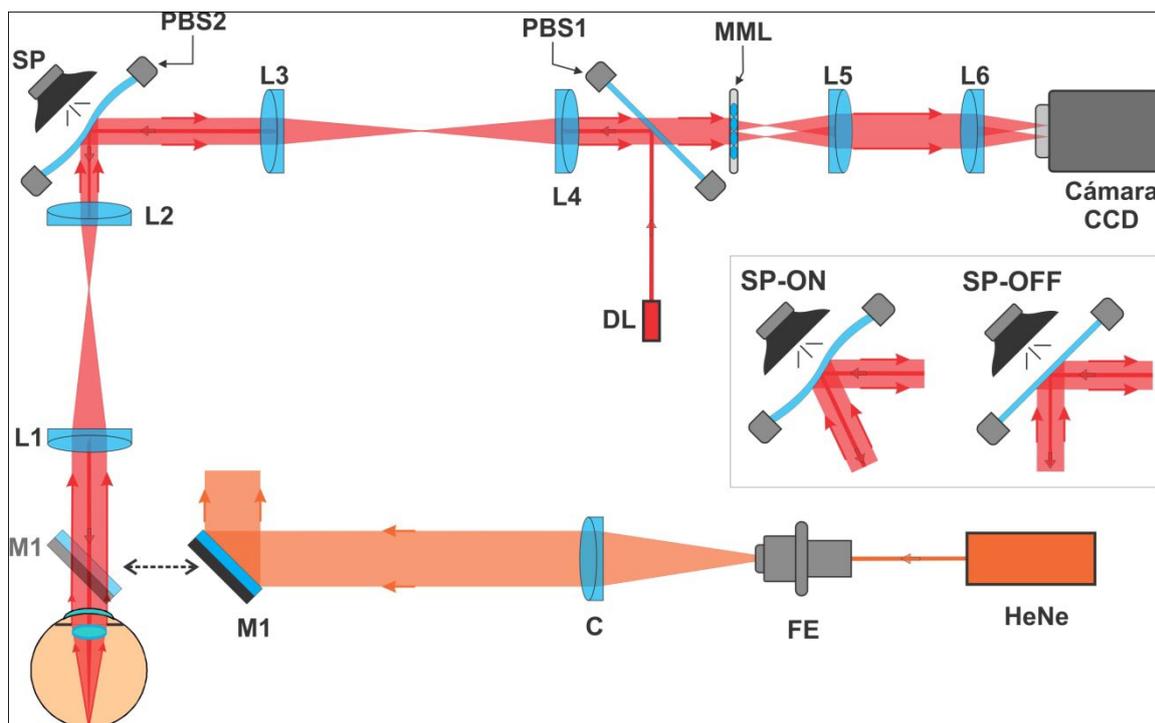
En la línea de métodos que usan la multiplicidad angular para la eliminación del ruido de *speckle*, se propone una nueva solución simple y económica que hace uso de una película divisora de haz (pellicle beam splitter –PBS-) vibrando bajo la acción de ondas acústicas, en reemplazo del espejo móvil del esquema de la Figura 2.3; de este modo el haz láser que se refleja en la película del divisor, cambia su ángulo de incidencia en el ojo (o equivalentemente cambia la posición del punto luminoso proyectado sobre la retina) en consonancia con la vibración u oscilación inducida sobre la película por medio de un altavoz comercial corriente, montado cerca del divisor de haz, y que reproduce patrones de audio que se generan con la tarjeta de sonido de un ordenador, controlada por un software de generación de tonos digitales.

El altavoz, que en definitiva es el que induce el barrido del haz sobre la retina, se puede desacoplar fácilmente del sistema, de modo que no induzca vibraciones mecánicas sobre los demás elementos de la mesa de montaje, lo cual como ya se mencionó, es uno de los problemas que se genera al usar los espejos móviles empleados en los esquemas clásicos de reducción de ruido *speckle*.

Para la implementación de este nuevo método de eliminación del ruido de *speckle* en un sensor de H-S de alta resolución temporal, se ha procurado un diseño similar al de la Figura 2.3. En la Figura 2.4 se detallan todos los elementos del sistema; con esta configuración, la luz colimada<sup>16</sup> del diodo láser (LD,  $\lambda = 788$  nm), que tiene un haz con un diámetro menor a 2mm, se refleja en una película divisora de haz (PBS1, con

---

<sup>16</sup> Para este sistema el haz colimado se obtiene con el acople del diodo láser a una fibra óptica monomodo, unida en su otro extremo a una lente colimadora de diseño especial para dicho tipo de fibra.



**Figura 2.4** Diagrama esquemático del sistema de H-S, implementando el método de reducción de speckle por medio de una película divisora de haz, sometida a vibración. L1 = lente con focal de 200mm; L2 = L3 = L4 = lentes con focal de 100 mm; L5 = L6 = lentes con focal de 50 mm; MML = matriz de microlentes (100 $\mu$ m de apertura, 1.7mm de focal); PBS1 = película divisora de haz (R = 0.08, T = 0.92); PBS2 = película divisora de haz (R = 0.45, T = 0.55); DL = diodo láser de 788nm, SP = Altavoz (speaker); M1 = espejo desmontable; C = lente con focal de 400mm; FE = filtro espacial; HeNe = láser de 633nm. (Recuadro) detalle del efecto del altavoz sobre la película del divisor de haz y sobre el haz.

coeficiente de reflexión  $R = 0.08$  y coeficiente de transmisión  $T = 0.92$ ) e ingresa al sistema; luego, en su camino hacia el ojo pasa a través de las lentes acromáticas L4, L3, L2 y L1, y de una segunda película divisora de haz (PSB2,  $R = 0.45$  y  $T = 0.55$ ), la cual se somete a las ondas acústicas, producidos por el altavoz SP, para generar de este modo el barrido del haz láser sobre la retina del ojo. Para cada sujeto se ajusta la potencia de radiación incidente sobre el ojo, manteniéndose siempre por debajo de los  $20\mu$ W, lo cual es un orden de magnitud más bajo que la máxima exposición recomendada por la ICNIRP para este tipo de emisión continua [ICNIRP, 1996, 2000].

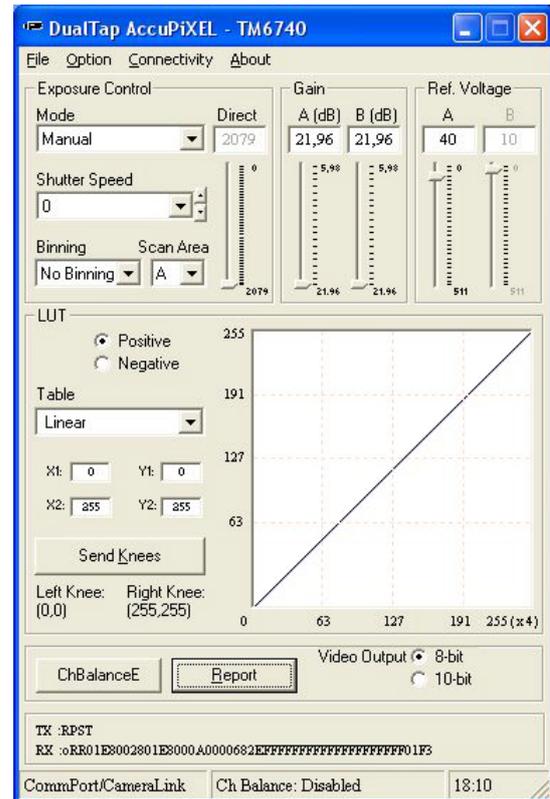
La radiación que emerge del ojo se propaga en dirección inversa a través de L1 y L2, dispuestas para conjugar el plano de la pupila del ojo con el divisor de haz PSB2, que refleja y compensa nuevamente la inclinación del haz que se propaga hasta la matriz de microlentes MML, la cual está a su vez conjugada ópticamente con el plano de pupila del ojo por medio del segundo sistema afocal L3 y L4. Finalmente, una imagen de los spots generados por la matriz de microlentes, se proyecta sobre el sensor de una cámara, con la ayuda del sistema afocal de lentes acromáticas L5 y L6, necesarias en el caso de usar una

matriz de microlentes con focal pequeña, que no permita su enfoque directo sobre la CCD.

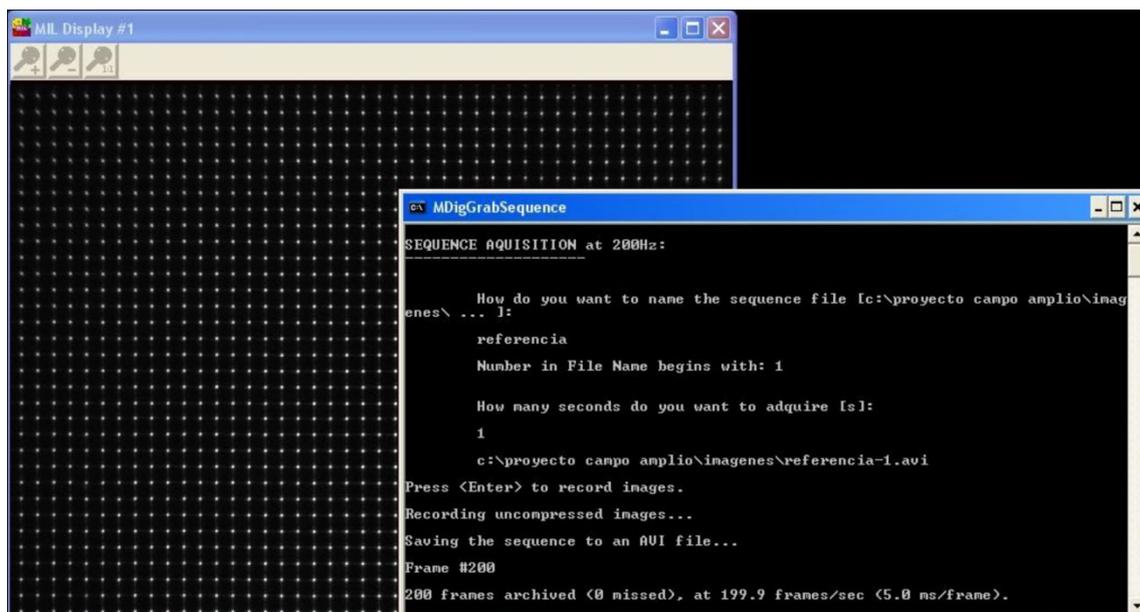
La cámara usada para los sensores que se describen en esta sección, es una cámara tipo CCD Jai-Pulnix TM 6745cl (JAI PULNiX, Inc., Sunnyvale (CA), USA) con un sensor de 1/3" (con píxeles que tienen un tamaño de  $7.4 \times 7.4 \mu\text{m}$ ), que permite una adquisición de hasta 200 imágenes por segundo, en un modo de barrido progresivo con una resolución de  $640 \times 480$  píxeles (VGA). Los altos rangos de transferencia de datos, de unos 60Mbytes/s producidos por la cámara, se adquieren por medio de una tarjeta (*frame-grabber*) con tecnología *Camera-Link*, que saca provecho del modo de operación especial que dispone la cámara llamado *dual-tap*, con el cual la información de los píxeles de dos zonas diferentes del sensor, se lee en paralelo por dos canales distintos. Esto produce que en las imágenes finales se aprecie una línea de separación, proveniente de las diferencias en contraste entre las dos áreas mencionadas; no obstante, la visibilidad de esta línea de separación se puede reducir ostensiblemente por medio de un cuidadoso balanceo de los parámetros de adquisición de ambas mitades del sensor de la CCD (ver los valores *Gain* y *Ref.Voltage* en el programa de control de la cámara mostrado en la Figura 2.5).

Para capturar las imágenes que se envían al ordenador a 200Hz, se programó un software específico, que además de habilitar el registro a estas altas velocidades, también se encarga de indicar posibles errores en los tiempos de captura de las tomas (ver Figura 2.6).

El área activa de la cámara ( $4.74 \times 3.55 \text{ mm}$ ), restringe el tamaño de pupila que se puede registrar con el sensor, por lo que en la mayoría de los casos los sistemas afocales



**Figura 2.5** Vista del programa de control de la cámara Pulnix, configurado para tener la mayor sensibilidad (Gain A,B = 21.96dB; Shutter Speed = 0).



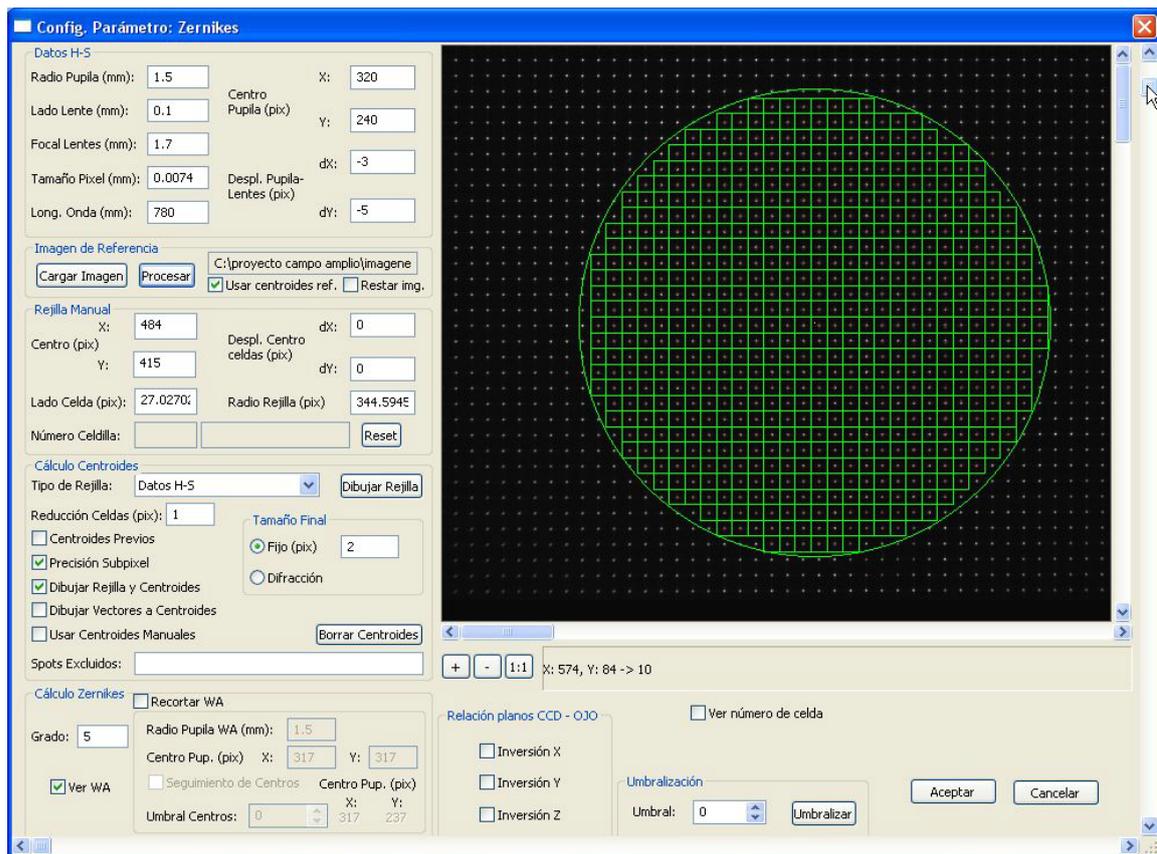
**Figura 2.6** Software para la adquisición de las secuencias de video capturadas a alta velocidad (200 tomas por segundo, 5 ms por toma). En la imagen, un ejemplo de la toma de una secuencia de imágenes de H-S de referencia del sistema.

del montaje óptico se diseñan de modo que el aumento<sup>17</sup> total sea menor a 1 (reducción) y así poder tener imágenes de la pupila completa. Por ejemplo, para el sistema de la Figura 2.4 se tiene un aumento de 0.5x, lo que permite tomar imágenes de pupilas con un diámetro de hasta ~7mm.

Un segundo brazo del sistema, compuesto por un láser de He-Ne (633nm) espacialmente filtrado, expandido y colimado, se usa como vía de calibración y referencia, que se acopla al sistema por medio del espejo desmontable M1. Este procedimiento permite generar una imagen de referencia de los spots de H-S, la cual es usada por el software de reconstrucción de frente de onda CamWin (LOUM, Murcia, España), para sustraer potenciales aberraciones inherentes a la vía de formación de imagen (ver Figura 2.7).

En la Figura 2.8 se pueden apreciar los resultados de aplicar este esquema de reducción de ruido speckle en tomas de 5ms. El caso que se muestra usando microlentes con una apertura de 400 $\mu$ m (y 53mm de focal), ilustra visualmente el buen desempeño del sistema, aunque éste no es de interés práctico por la baja resolución espacial que se obtiene al muestrear el frente de onda con tan pocas microlentes (es decir, pocos spots).

<sup>17</sup> El aumento de un conjunto de sistemas afocales de lentes, como los usados en esta tesis, se calcula como:  $M = \frac{f_1 f_3 \dots f_{n-1}}{f_2 f_4 \dots f_n}$ , donde  $f_1, f_2, \dots, f_{n-1}$ , son las focales de las lentes del montaje (un par de lentes por cada sistema afocal), numeradas según el orden en que la luz las atraviesa desde el plano de pupila del ojo.



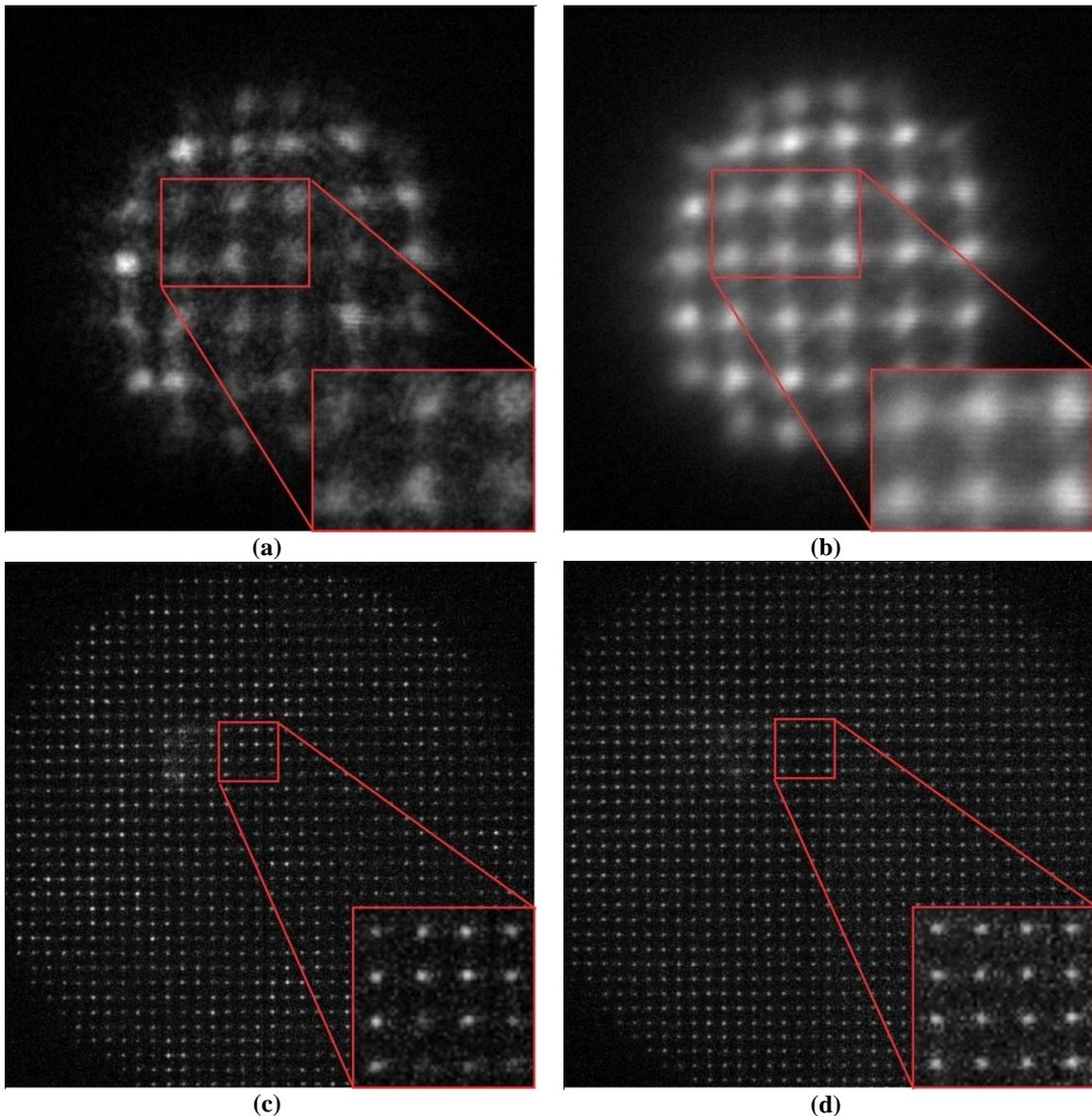
**Figura 2.7** Pantalla de configuración del software de reconstrucción del frente de onda (CamWin), donde se procesa la imagen de referencia de los spots de H-S, usada para eliminar la contribución de las aberraciones inherentes al sistema y substraerlas del frente de onda bajo estudio.

De este modo, para lograr no solo una alta resolución temporal sino también una buena resolución espacial en las medidas de las aberraciones oculares, se implementó finalmente el sensor H-S usando una matriz de microlentes con aperturas individuales de  $100\mu\text{m}$  y focal de 1.7mm.

Como se comentó anteriormente, el efecto del ruido *speckle* es menos notorio visualmente cuando se usa una matriz de microlentes con una apertura pequeña (ver Figura 2.8 (c) y (d)), aunque no por ello deja de ser una fuente de ruido que puede inducir a errores en la reconstrucción de un frente de onda (o equivalentemente, de las medidas de las aberraciones).

Con el software de generación de tonos digitales, NCH Tone Generator<sup>®</sup> (NCH Software Pty Ltd, Canberra, Australia), se reprodujeron dos patrones de audio diferentes para inducir las vibraciones sobre la película del divisor de haz PBS2:

- el sonido obtenido de la mezcla de 8 frecuencias puras (1.0, 2.2, 3.4, 4.5, 5.3, 6.7, 7.8 y 8.0kHz), con una amplitud de -8 decibelios (dB).



**Figura 2.8** Imágenes de Hartmann-Shack, adquiridas con el sistema descrito en la **Figura 2.4** (exposiciones de 5ms), tomadas sobre un ojo artificial usando microlentes de  $400\mu\text{m}$  de apertura y 53mm de distancia focal (a y b), y sobre un ojo real (sujeto AM) usando microlentes de  $100\mu\text{m}$  de apertura y 1.7mm de distancia focal (c y d). En (a) y (c) no se ha inducido ninguna vibración en la película. Para la reducción del ruido speckle se aplica un patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias (b) y con *ruido blanco* (d).

- el patrón de audio generado por un “*ruido blanco*”<sup>18</sup> en el rango de 60Hz a 22kHz, con una amplitud de -8dB.

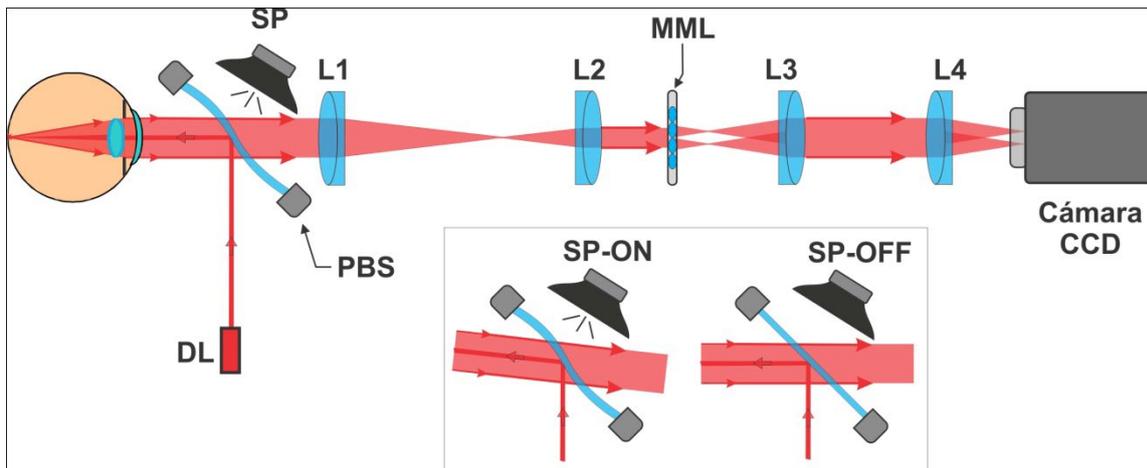
Para ambos casos la reducción del ruido *speckle* lograda es similar, aunque hay diferencia en la secuencia de barrido que produce cada uno de los patrones de audio

<sup>18</sup> La definición teórica de *ruido blanco*, involucra la mezcla aleatoria de infinitas frecuencias con igual potencia, lo cual es físicamente imposible (se requiere una energía infinita). En la práctica se define el *ruido blanco* para un rango de frecuencias (ancho de banda) finito, dentro del cual su espectro de potencias es plano.

sobre la retina; con la mezcla de 8 frecuencias, los sujetos medidos reportan un barrido más lineal del haz láser, en comparación con la estructura aleatoria (más circular) que produce el *ruido blanco*.

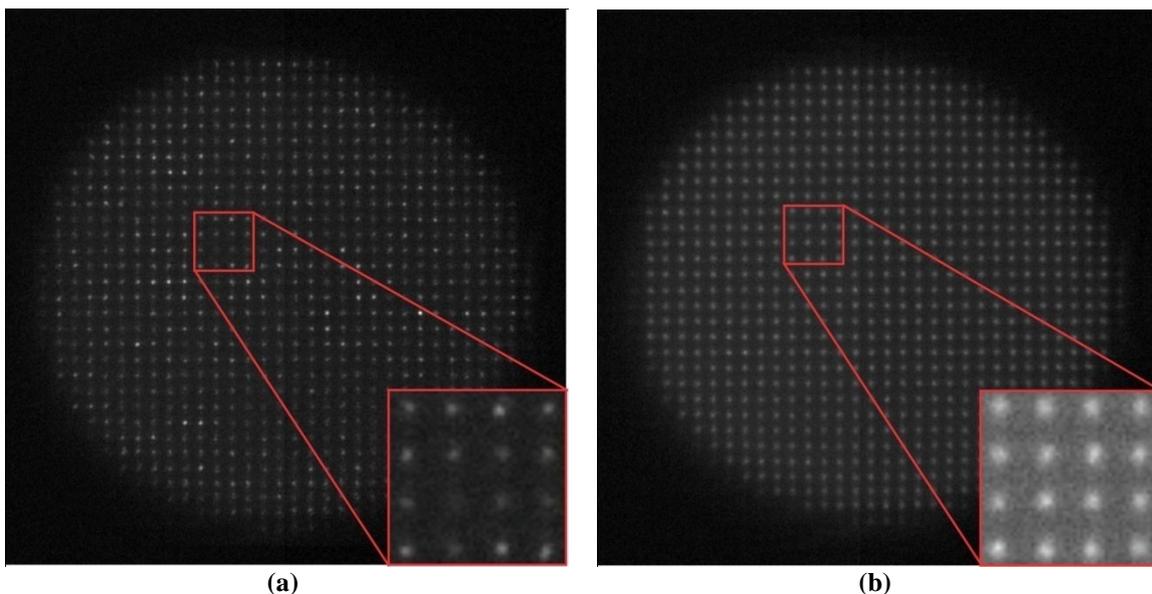
Es importante destacar que el diseño de este tipo de sensor H-S, con medidas a alta frecuencia y con un alto muestreo del frente de onda, conllevan el problema de tener escasa luz para formar imágenes procesables de los spots de Hartmann-Shack, siendo incluso mayor el problema en el caso del esquema de reducción de *speckle* que se ha propuesto, donde además de otras pérdidas, la reflexión en el divisor de haz PBS2 (ver Figura 2.4) hace que se desaproveche un 55% de la luz que emerge del ojo. No obstante esta dificultad, es posible para éste sensor obtener imágenes como las detalladas en la Figura 2.8 (c) y (d), que siguen siendo procesables por el software de detección de spots y de reconstrucción del frente de onda -CamWin-, aunque la relación *señal-ruido* (S/R) es baja, usando incluso  $20\mu\text{W}$  de potencia del haz infrarrojo sobre la pupila de entrada del ojo (máximo de seguridad impuesto para las medidas de esta tesis, con iluminación a 788 nm).

Para lograr una mayor relación S/R en las imágenes de H-S sin aumentar la potencia del diodo láser, se propone evitar la segunda reflexión del haz proveniente del ojo sobre el divisor PBS2, lo que conduce a la simplificación del sistema mostrada en la Figura 2.10. Este nuevo diseño conduce el haz láser infrarrojo colimado directamente hacia el ojo, barriendo una pequeña zona de la retina tras una única reflexión en la película divisora de haz (PSB, con  $R=0.08$  y  $T=0.92$ ), que se hace vibrar por medio del altavoz (SP); el frente de onda que emerge del ojo (segundo paso) atraviesa el divisor (PSB) perdiendo sólo un 8% de la luz útil para el sensor H-S. Igual que en el diseño anterior, la pupila del ojo está conjugada ópticamente con el plano de la matriz de microlentes por medio del arreglo afocal de lentes L1 y L2, encargadas además de generar un aumento de 0.5x; un segundo arreglo afocal (lentes L3 y L4) con aumento unitario, se usa para formar la imagen del arreglo de puntos focales de las microlentes sobre el sensor de la cámara CCD. En esta configuración el brazo usado para la calibración y para tomar las referencias (igual al detallado en la Figura 2.4), se incorpora fácilmente al sistema por medio de la reflexión en el mismo divisor de haz PSB (en la cara contraria a la incidencia del haz infrarrojo), evitando ello el uso de un espejo desmontable.



**Figura 2.10** Representación esquemática del sistema óptico simplificado de película vibrante. L1 = lente con focal de 200mm; L2 = L3 = L4 = lentes con focal de 100 mm; MML = matriz de microlentes (100 $\mu$ m de apertura, 1.7mm de focal); PBS = película divisora de haz; DL = diodo láser de 788nm, SP = Altavoz (speaker). (Recuadro) detalle del efecto del altavoz sobre la película del divisor de haz y sobre el haz.

Evidentemente, en este diseño la cantidad de luz que llega a la cámara se duplica, permitiendo obtener imágenes como las de la Figura 2.9, empleando sólo 8 $\mu$ W de potencia del haz infrarrojo sobre la pupila. No obstante para esta configuración, las pequeñas inclinaciones globales del frente de onda, inducidas por el barrido sobre la retina, no son contrarrestadas por una segunda reflexión en la película vibrante (en el segundo paso el haz se transmite pero no se refleja en el divisor PSB) y por ello pueden llegar a ser notorios algunos desplazamientos “conjuntos” de los spots de las imágenes de H-S adquiridas con este esquema. En cualquier caso, estos desplazamientos deberían ser



**Figura 2.9** Imágenes de Hartmann-Shack, adquiridas con el sistema descrito en la Figura 2.10 (exposiciones de 5ms), tomadas sobre un ojo real (sujeto AM) usando microlentes de 100 $\mu$ m de apertura y 1.7mm de distancia focal. Sin inducir vibraciones en la película (a) y aplicando un patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias (b).

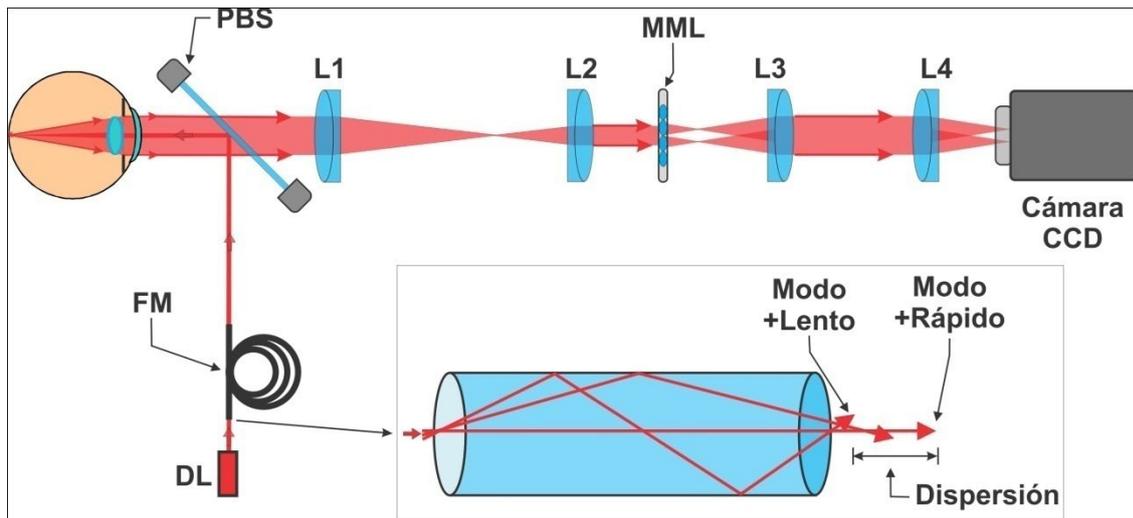
detectados por el software de reconstrucción del frente de onda como un término de inclinación (tilt) y en principio no deben afectar la medida de los demás términos de aberraciones. Un análisis de este posible efecto se verá más adelante en la sección 2.1.2.

### 2.1.1.3 Fibra Óptica Multimodo

Los métodos de reducción del ruido speckle descritos hasta este punto, aplican la idea de la *multiplicidad angular*, donde distintos patrones de speckle *independientes* se obtienen iluminando a alta velocidad diferentes puntos de una pequeña área en la retina del ojo, que luego se promedian durante el tiempo que dura la captura de cada toma de la cámara CCD.

Aprovechando el fenómeno de “dispersión modal” en una fibra óptica multimodo se puede lograr un esquema diferente, en el cual los patrones de speckle *independientes* se obtienen iluminando la retina con los distintos modos propagados dentro de la fibra [Takai y Asakura, 1985; J. Kim et al., 2005; Rha et al., 2006; Dhalla et al., 2010], en un símil a utilizar múltiples fuentes no correlacionadas como medio de iluminación. Para garantizar la independencia de cada patrón de speckle se debe cumplir que las interacciones intermodales sean despreciables, es decir, que los modos que se propagan en la fibra sean mutuamente incoherentes. Dicha condición se logra si la longitud de la fibra óptica es lo suficientemente larga para que la dispersión entre los distintos modos sea mayor a la longitud de coherencia de la fuente láser empleada en el sistema.

Un diagrama del sistema experimental que implementa este esquema de reducción del ruido speckle, se muestra en la Figura 2.11, donde se tiene un montaje muy similar al descrito en la Figura 2.10, salvo que en este caso la película del divisor de haz no se hace vibrar y que el haz del láser infrarrojo se propaga a lo largo de 100m ( $L$ ) de una fibra multimodo BFL48-200 (Thorlabs Inc., Newton (NJ), USA), con apertura numérica ( $NA$ ) de 0.48, cuyo núcleo tiene un diámetro ( $a_{nucleo}$ ) de 200 $\mu$ m y un índice de refracción ( $n_{nucleo}$ ) de 1.45353 a  $\lambda = 788$ nm. Como se representa gráficamente en el recuadro de la Figura 2.11, la luz inyectada en la fibra multimodo se distribuye entre los 73.223 modos disponibles ( $\# \text{ de modos} = 0.5(\pi NA a_{nucleo} / \lambda)^2$ ), que se propagan a distintas velocidades axiales (dispersión modal), lo que genera un retardo en el tiempo de viaje de cada modo, o equivalentemente genera un espaciamiento entre los distintos modos. El



**Figura 2.11** Representación esquemática de un sistema H-S implementando la iluminación con una Fibra óptica multimodo (FM). L1 = lente con focal de 200mm; L2 = L3 = L4 = lentes con focal de 100 mm; MML = matriz de microlentes (100 $\mu$ m de apertura, 1.7mm de focal); PBS = película divisora de haz; DL = diodo láser de 788nm. (Recuadro) La luz inyectada en la fibra se distribuye en los *modos*, que al viajar a distintas velocidades producen la *dispersión*.

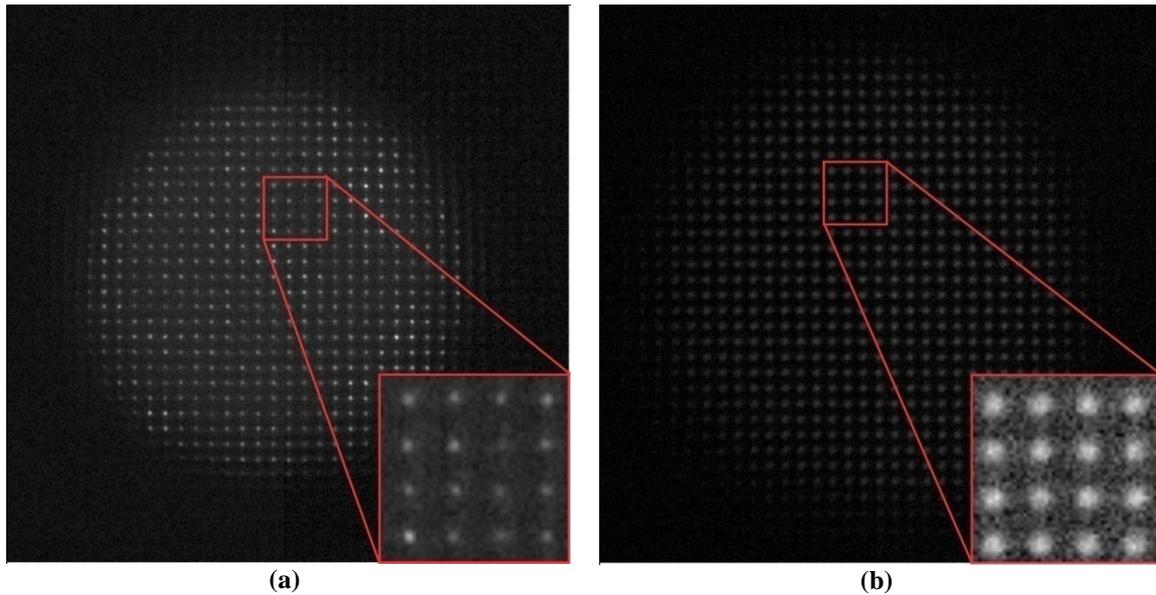
máximo espaciamento, que se produce entre el modo más lento y el modo más rápido, se calcula cómo [Rha et al., 2006]:

$$\text{máximo espaciamento modal} = \frac{L(NA)^2}{2n_{\text{nucleo}}} = 7.93\text{m} \quad (2.1)$$

lo cual corresponde a un *espaciamento intermodal* de 108.2 $\mu$ m (*máx espaciamento modal* / # de modos), que es 1.3 veces mayor que la longitud de coherencia ( $L_c$ ) del diodo láser ( $L_c = 2\ln(2)\lambda^2/(\pi\Delta\lambda) = 81.6\mu\text{m}$ , para el diodo láser infrarrojo con  $\lambda = 788\text{nm}$  y  $\Delta\lambda = 3.4\text{nm}$ ), garantizando ello finalmente que los modos de la fibra interfieren incoherentemente.

La Figura 2.12 (b) muestra un ejemplo de las imágenes de H-S adquiridas con este esquema de eliminación del ruido *speckle*. Es notoria la homogeneidad en la intensidad de los distintos spots, aunque también hay que destacar el aumento en el tamaño relativo de dichos puntos. Esto se debe a que el tamaño efectivo de la fuente ha pasado de ser de unas pocas micras (iluminación a través de una fibra monomodo), a medir 200 $\mu$ m (diámetro del núcleo de la fibra multimodo), lo cual hace que la proyección del haz láser sobre la retina deje de ser puntual<sup>19</sup> y pase a convertirse en una fuente extensa que se replica en los patrones focales de cada microlente.

<sup>19</sup> Como en todos los sistemas descritos anteriormente, el haz infrarrojo que llega colimado al ojo (en este caso por medio del acople a la fibra de un colimador de 8mm de focal), es focalizado en un punto sobre la retina (suponiendo un ojo emétrepe ideal). No obstante, proviniendo el haz colimado de una fuente extensa, la focalización sobre la retina se convierte en una imagen no puntual de dicha fuente.



**Figura 2.12** Imágenes de Hartmann-Shack, adquiridas con el sistema descrito en la **Figura 2.11** (exposiciones de 5ms), tomadas sobre un ojo real (sujeto PA) usando microlentes de  $100\mu\text{m}$  de apertura y 1.7mm de distancia focal. Iluminando directamente con el diodo láser (a) e iluminando con la fibra óptica multimodo (b).

Otra desventaja es la pérdida de luz, tanto en los acoples a la fibra multimodo, como en el viaje a través de los 100 metros de fibra, lográndose un máximo de sólo  $12\mu\text{W}$  en la pupila de entrada del ojo, lo cual en muchos casos resulta escaso para dar suficiente contraste a unos spots que cubren una mayor cantidad de píxeles sobre la cámara.

### 2.1.2 Cuantificación de la reducción del ruido *Speckle*

Hasta este punto, la evaluación sobre la efectividad de los diferentes esquemas de reducción de ruido *speckle*, se ha hecho por medio de una inspección visual sobre la homogeneidad en la distribución de intensidad de los spots de las respectivas imágenes de Hartmann-Shack, lo cual como ya se ha visto, es especialmente difícil de juzgar cuando se usan matrices de microlentes con aperturas pequeñas.

Por ello, para evaluar la efectividad de los diferentes esquemas de reducción de ruido *speckle* propuestos, se plantean tres algoritmos de análisis sobre las imágenes de H-S, que permitan cuantificar la reducción o la incidencia del *speckle*: (a) el análisis sobre la variación temporal de la intensidad de los spots; (b) el efecto de cada esquema de corrección sobre la variabilidad en la detección de la posición de los spots; y (c) la densidad del espectro de potencias (PSD) del registro de variación temporal del frente de

onda (cuantificado en la raíz cuadrática media -RMS- de los términos de expansión del frente de onda).

### 2.1.2.1 Variación temporal de la intensidad de los spots

El ruido *speckle* afecta principalmente la homogeneidad de la intensidad relativa de los spots de una imagen de H-S. No obstante, dichos patrones inhomogéneos en la intensidad también varían en el tiempo cuando se miden ojos reales, debido tanto a los movimientos del ojo (o del sujeto), como a las propias fluctuaciones de las aberraciones. Por este motivo, para cuantificar el efecto del ruido *speckle* en los diferentes esquemas de Hartmann-Shack expuestos, se propone un método de análisis que se basa en “seguir” las fluctuaciones temporales de intensidad, de spots individuales en una secuencia de imágenes de H-S. De este modo una alta variabilidad temporal en la intensidad, denotará una mayor incidencia de ruido *speckle*; y en el otro extremo, una intensidad constante y sin ninguna fluctuación indicará el caso ideal de ausencia total de *speckle*.

Es claro que este método de análisis sólo es aplicable a secuencias de H-S obtenidas de ojos reales, pues en el caso de ojos artificiales “estáticos”, incluso bajo la influencia de un fuerte campo de *speckle*, el valor de intensidad de los spots individuales permanece inalterada en el tiempo, aunque sea visible una fuerte inhomogeneidad relativa entre ellos. No obstante, este método aplicado a un ojo artificial puede dar información sobre posibles ruidos (en la intensidad) inducidos por los distintos esquemas de reducción de *speckle*.

En el procedimiento básico seguido con este método, primero se elige un spot individual y se mide la traza de su intensidad (siguiendo el pixel del spot con máxima intensidad) a lo largo de una secuencia de H-S. Este registro dará la información de la variación de la intensidad del spot, que se supone es debida únicamente al ruido *speckle*<sup>20</sup>. De dicha traza de intensidad se puede extraer, por ejemplo, la máxima amplitud de la fluctuación, para ser usada como medida del grado de incidencia del campo *speckle*. No obstante, con ese único dato se puede perder información importante que permita encontrar diferencias entre los distintos métodos de eliminación de *speckle*. Por lo tanto, se opta por mantener toda la información de la traza de intensidad, pero

---

<sup>20</sup> La variación de intensidad de un spot, también se puede ver afectada por los cambios de tamaño de pupila del ojo; sin embargo, dicho cambio de intensidad afectará de igual manera a todos los spots de la imagen de H-S y estará presente tanto si se elimina o no el ruido *speckle*. Por ello en una comparación relativa entre sistemas de eliminación de *speckle* no es necesario tener en cuenta este posible efecto.

analizada en el espacio de frecuencias (temporales), por medio del cálculo de la función de Densidad de Potencia Espectral (Power Spectrum Density – PSD), que permite entender cómo se ve afectada la variación en intensidad por fluctuaciones a diferentes frecuencias (componentes espectrales de la traza).

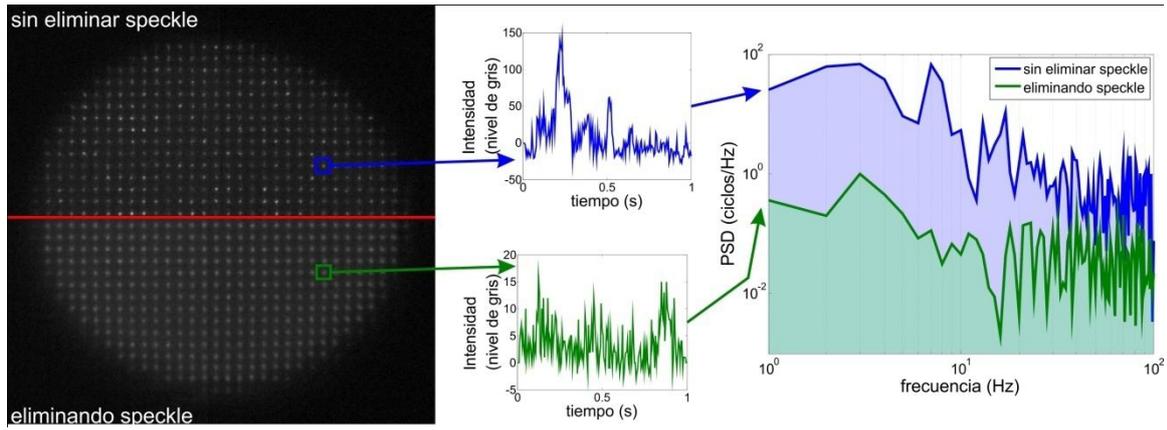
En este algoritmo de análisis, la definición de la función PSD está dada por:

$$PSD(v) = \frac{1}{T} |\mathcal{F}\{I(t)\}|^2 = \frac{1}{Nf_{muestreo}} [\mathcal{F}\{I(t)\} \cdot \mathcal{F}\{I(t)\}^*] \quad (2.2)$$

donde  $t$  es la variable temporal (en segundos) y  $v$  es la correspondiente variable en el espacio de frecuencias (en Hz);  $\mathcal{F}\{I(t)\}$  denota la Transformada de Fourier de la variación de la intensidad muestreada en  $N$  puntos a una tasa de  $f_{muestreo} = 200\text{Hz}$  (veñocidad de registro de la cámara), es decir, adquirida a lo largo de un tiempo  $T = Nf_{muestreo}$ .

En la Figura 2.13 se presenta un ejemplo donde se aplica este método de análisis comparando dos secuencias de H-S: una con y otra sin reducción del ruido speckle. En el ejemplo se ilustran las trazas del valor de intensidad de dos spots (un spot de cada secuencia, registradas durante  $T = 1$  segundo a 200 tomas por segundo  $\Rightarrow N = 200$ ) y sus respectivos espectros de potencia (con datos en el rango de  $1/T = 1\text{Hz}$  y  $f_{muestreo}/2 = 100\text{Hz}$ ), donde es notoria la diferencia entre las componentes espectrales obtenidas para ambas trazas. En esta comparación, el espectro de potencias del caso con reducción del ruido *speckle* muestra un nivel de valores inferior, lo cual denota la menor variabilidad en la intensidad del spot, que correspondería efectivamente a una menor incidencia del ruido *speckle*. Una manera explícita para cuantificar estas diferencias entre los distintos espectros de potencia, se logra calculando la proporción entre las áreas bajo la curva de cada PSD.

Para completar el método de evaluación, el mismo procedimiento descrito en los párrafos anteriores se aplica no sólo a uno, sino a todos los spots de la secuencia de H-S bajo análisis, calculándose al final el promedio de todos los espectros de potencia generados (uno por cada spot registrado), obteniendo así la información ponderada sobre toda la extensión de la pupila registrada y muestreada en la secuencia por entre 400 y 800 microlentes, dependiendo del tamaño de pupila.



**Figura 2.13** Algoritmo de medida de la variación temporal de la intensidad de los spots en una secuencia de imágenes de H-S, para apreciar el efecto del ruido *speckle*. Se comparan las variaciones temporales de intensidad registradas sobre un spot, manteniendo o removiendo el ruido *speckle*.

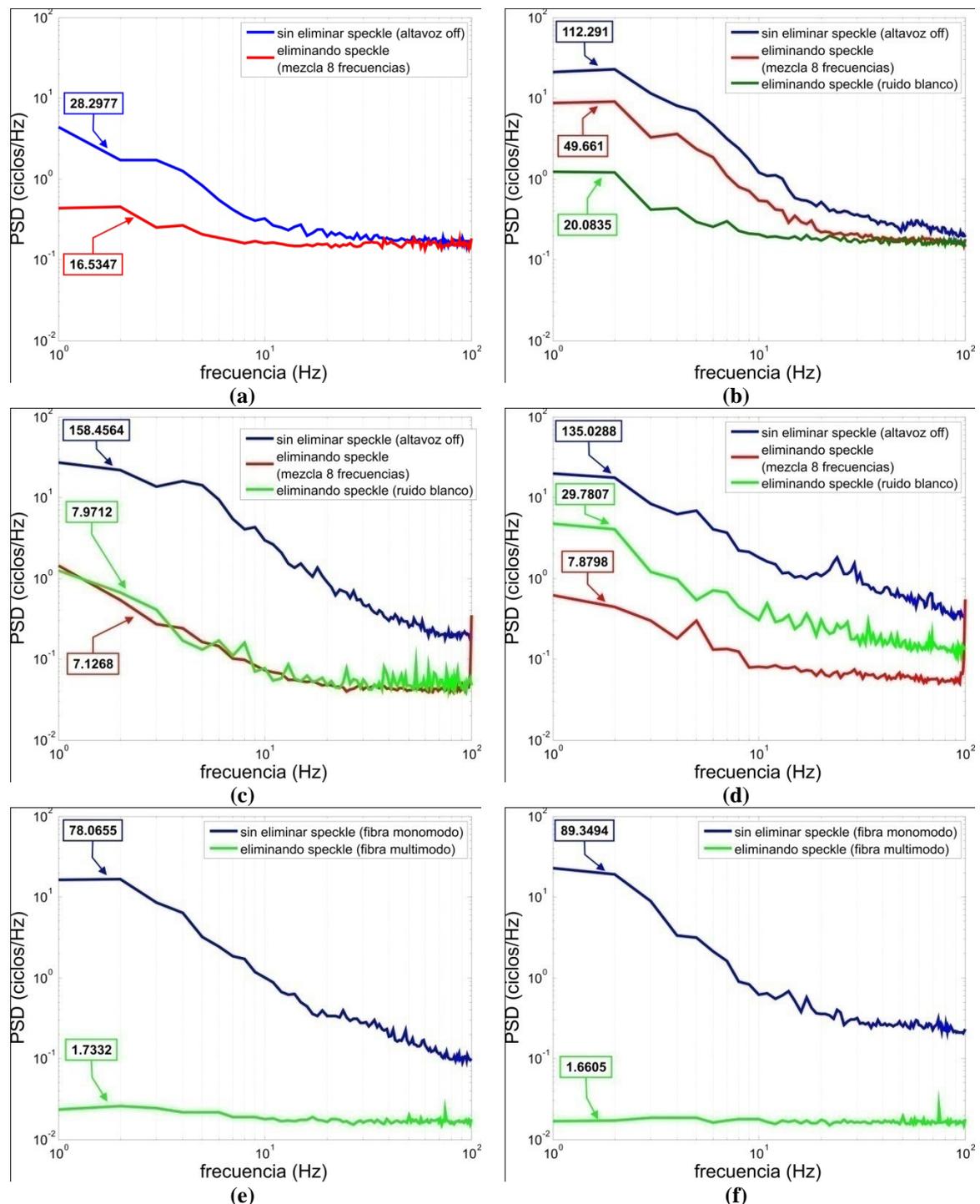
La Figura 2.14 muestra los resultados de aplicar este método sobre secuencias de imágenes de H-S, obtenidas con los diferentes esquemas de reducción de ruido de *speckle* propuestos en las secciones anteriores, mostrando medidas para dos sujetos en cada caso. Los resultados de cada esquema se comparan con sendas medidas en las que se mantiene la configuración general del respectivo montaje, pero sin eliminar el ruido de *speckle*. En las figuras, además de presentar las comparaciones entre las PSD (promedio) calculadas, se exhiben sus respectivos valores del *área bajo la curva*, que se usan para cuantificar el grado de reducción relativa en la fluctuación de intensidad ( $GRF_I$ ):

$$GRF_I = \frac{A_{PSD\_esquema}}{A_{PSD\_speckle}} \tag{2.3}$$

donde  $A_{PSD\_esquema}$  es el área bajo la curva de la PSD de la variación de intensidad obtenida al aplicar el esquema de reducción de ruido *speckle*, y  $A_{PSD\_speckle}$  es el área bajo la curva de la PSD obtenida manteniendo el ruido *speckle*.

Para el montaje de *película vibrante* (esquema de la Figura 2.4), se puede apreciar (Figura 2.14 (a) y (b)) que cuando se aplican los patrones de audio para hacer vibrar la película del divisor de haz, efectivamente hay una reducción en la dinámica de las fluctuaciones de la intensidad de los spots de H-S. Usando la definición de la ecuación (2.3), se puede cuantificar una reducción en las fluctuaciones de  $GRF_I = 0.5843$  y  $GRF_I = 0.4423$ , aplicado el patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias, en los sujetos PA y AM respectivamente. Haciendo vibrar la película con el *ruido blanco*, se obtiene una reducción mayor de  $GRF_I = 0.1789$ , en el sujeto AM.

Para el esquema de *película vibrante simplificado* (detallado en la Figura 2.10), se obtienen mayores reducciones en las fluctuaciones de intensidad registradas sobre los spots de H-S (ver Figura 2.14 (c) y (d)), lográndose valores de  $GRF_I = 0.0450$  y



**Figura 2.14** Resultados de aplicar el algoritmo de análisis sobre la variación temporal de la intensidad de los spots de las secuencias de H-S (medidas de 1 segundo a 200 Hz), usando los esquemas de reducción de ruido *speckle* propuestos. Esquema de película vibrante (montaje en **Figura 2.4**) en el sujeto PA (a) y en el sujeto AM (b). Esquema de película vibrante simplificada (montaje en **Figura 2.10**) para el sujeto RB (c) y el sujeto AM (d). Esquema con fibra multimodo (montaje en **Figura 2.11**) en el sujeto PA (e) y el sujeto AM (f). En los recuadros de cada figura, se indica el valor del *área bajo la curva* de cada espectro de potencias.

$GRF_I = 0.0584$  (aplicando el patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias en los sujetos RB y AM respectivamente), y  $GRF_I = 0.0492$  y  $GRF_I = 0.2206$  (aplicando el patrón de audio con *ruido blanco* en los mismos sujetos). Como se discutió en la sección 2.1.1.2, con el esquema de *película vibrante simplificado* se pueden lograr niveles de intensidad en los spots mayores, comparados con en el caso original de doble reflexión sobre la película vibrante, lo cual aumenta la relación Señal/Ruido (S/R) de los máximos de intensidad de los spots, contribuyendo a la reducción adicional en las fluctuaciones de dichos máximos ( $GRF_I$  menores) encontrados en este caso.

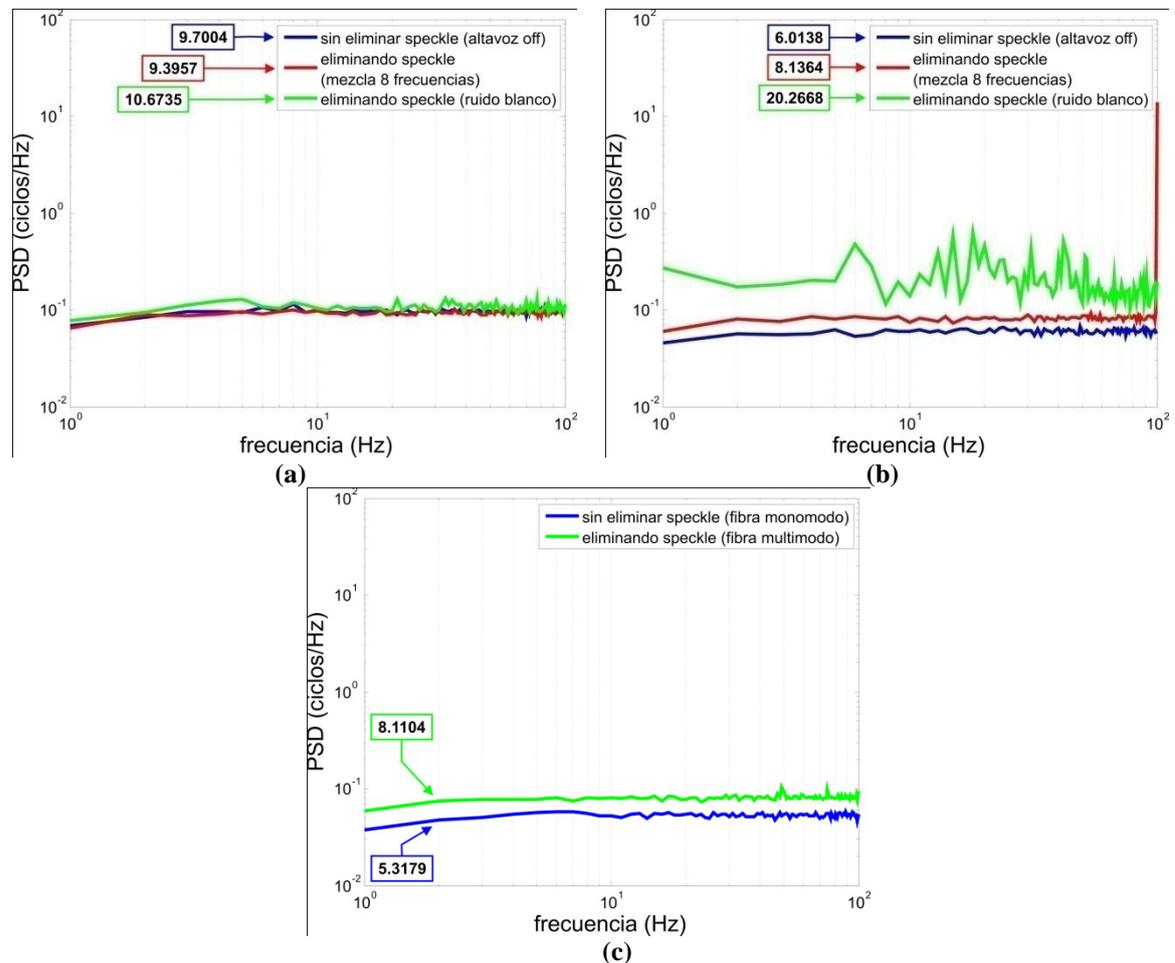
Con el uso del esquema empleando la *fibra óptica multimodo* (montaje en Figura 2.11) se logran las mayores reducciones en las variaciones de intensidad de los spots de H-S ( $GRF_I = 0.0222$  y  $GRF_I = 0.0186$ , para los sujetos PA y AM respectivamente), obteniéndose incluso espectros de potencia casi planos (en las gráficas en escala logarítmica), característicos de las fluctuaciones de carácter aleatorio y estacionarias (ver Figura 2.14 (e) y (f)) [Brown, 1983; Hsu, 1996]; ello se puede interpretar como una ausencia de los efectos del ruido *speckle* sobre la intensidad de los spots, pues aunque siguen presentes los factores externos de los movimientos del ojo y las fluctuaciones de las aberraciones, ya no se registran cambios temporales en la estructura de iluminación, asociados en un principio al campo de *speckle*. No obstante, cabe recordar que para este esquema de reducción de ruido *speckle* no se obtuvieron niveles de intensidad, en los spots de H-S, lo suficientemente altos para tener una buena relación S/R, además de contar con spots de mayor diámetro que pueden reducir la precisión en los algoritmos de detección de los spots.

Finalmente, con el método de análisis de la variación temporal de la intensidad de los spots, se estudia no solo la reducción del ruido *speckle* lograda con cada esquema, sino también los posibles efectos inducidos por los mismos esquemas, sobre la fluctuación en intensidad de los spots; dicho de otra manera, con el mismo método de análisis se puede conocer qué fracción del nivel de variación es inducida por el propio sistema de reducción de *speckle*. Ello se puede conseguir, como ya se dijo, usando secuencias de H-S tomadas sobre un ojo artificial estático, que permite mantener patrones de intensidad fijos aunque estén afectados por un campo *speckle*.

En la Figura 2.15 se puede constatar que para casi todos los esquemas de reducción de ruido *speckle* en discusión, la variabilidad inducida sobre la intensidad de los spots es

muy baja; esta conclusión se obtiene de los respectivos espectros de potencia que lucen planos (valores casi constantes para todas las componentes espectrales) y con niveles muy cercanos al caso “completamente” estático (usando el mismo montaje del respectivo esquema pero sin actuar para remover el *speckle*), lo cual demuestra que los efectos inducidos son aleatorios y muy pequeños.

El único esquema que parece inducir un grado moderado de variabilidad, es el de *película vibrante simplificada* con el patrón de audio generado por el *ruido blanco* (ver Figura 2.15 (b)); no obstante, en dicha variabilidad no hay presente ninguna componente espectral sobresaliente en el respectivo PSD, lo que mantiene el carácter aleatorio del efecto. Este aumento en el nivel dinámico de las fluctuaciones de intensidad, sufridas por el ojo artificial estático, puede ser explicado en principio por los movimientos “conjuntos” de los spots de H-S, que como se explicó en la sección 2.1.1.2, se inducen al



**Figura 2.15** Resultados de aplicar el algoritmo de análisis sobre la variación temporal de la intensidad de los spots de las secuencias de H-S (medidas de 1 segundo a 200 Hz), usando los esquemas de reducción de ruido *speckle* propuestos, para un ojo artificial. (a) Esquema de película vibrante (montaje en **Figura 2.4**). (b) Esquema de película vibrante simplificada (montaje en **Figura 2.10**). (c) Esquema con fibra multimodo (montaje en **Figura 2.11**). En los recuadros de cada figura, se indica el valor del *área bajo la curva* de cada espectro de potencias.

no corregirse la inclinación (tilt) cambiante del frente de onda (generada por la única reflexión sobre la película vibrante), y por lo tanto dichos movimientos, que son de mayor amplitud cuando se usa el ruido blanco, acaban por producir variaciones en la intensidad de los spots detectada por la cámara.

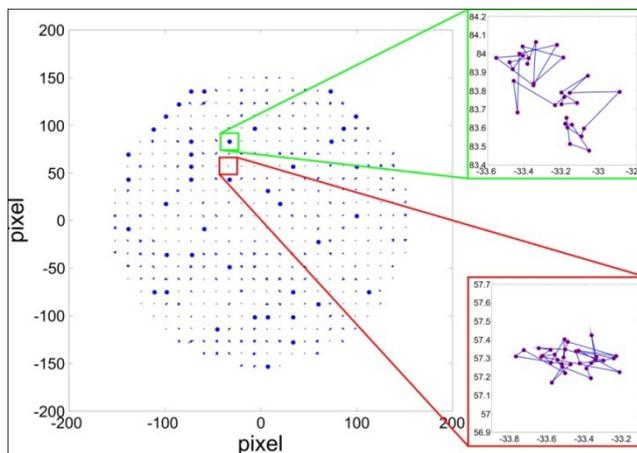
Para el mismo esquema de *película vibrante simplificado*, pero usando el patrón de audio generado con la *mezcla de 8 frecuencias*, es bastante notoria una única componente espectral que destaca de la PSD a 100Hz, que no se sabe muy bien de dónde proviene, pero se piensa que debe ser algún tipo de efecto del ruido de la red eléctrica, inducido en el sistema por medio del altavoz (el mismo pico a 100Hz se puede apreciar en la Figura 2.14 (c) y (d)).

### 2.1.2.2 Variación en la detección de la posición de los spots

Una de las principales preocupaciones a la hora de estudiar el ruido *speckle* en un sensor de Hartmann-Shack, es el efecto que éste tiene no sólo en la intensidad de los spots generados por las matrices de microlentes, sino también sobre la detección de la posición de dichos spots<sup>21</sup>, de la cual depende todo el proceso de reconstrucción del frente de onda bajo estudio.

No obstante, al trabajar con un sistema dinámico como el ojo, el determinar qué variaciones en la posición de los spots son debidas al *speckle*, no es un problema trivial, pues los movimientos del ojo y las fluctuaciones de sus aberraciones contribuyen también en buena parte a dichas variaciones (ver Figura 2.16).

Por lo anterior, para aislar los efectos del *speckle* y medir sólo su influencia sobre la variabilidad de



**Figura 2.16** Superposición de las ubicaciones de los spots de H-S, detectadas a lo largo de una secuencia de 30 tomas (0.15 segundos) en un ojo real, afectado con ruido *speckle*. Los recuadros rojo y verde muestran el detalle de la variación de posición de dos spots (igual escala en ambos casos).

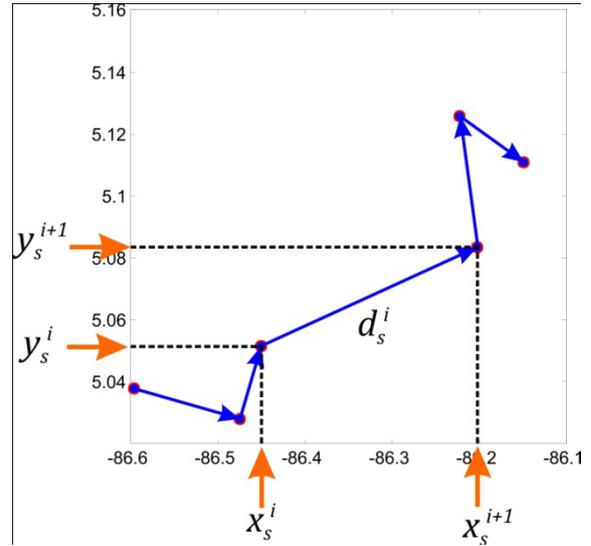
<sup>21</sup> La posición de un spot se especifica por medio del *centroide* de la distribución de intensidad que define el spot. Si el ruido *speckle* afecta dicha distribución de intensidad (y en efecto lo hace), el *centroide* cambia y consecuentemente hay un desplazamiento “aparente” de la posición del spot.

la posición de los spots, se propone realizar dichas medidas en intervalos de tiempo por debajo de los 30ms, lo que permite suponer que los mayores efectos dinámicos relativos al ojo han sido excluidos (dinámica en el ojo hasta  $\sim 30\text{Hz}$ , ver sección 2.1.2.4). Adicionalmente y para corroborar que en las medidas efectivamente se ha reducido la variabilidad inducida por el ojo, se pueden analizar separadamente conjuntos pequeños de spots en zonas diferentes de la pupila, pues contrario al efecto de las aberraciones, la influencia del ruido *speckle* en principio no depende de la zona de la pupila que se esté analizando (estadísticamente, el campo *speckle* está igualmente distribuido sobre toda la pupila).

Para aplicar el protocolo de análisis propuesto, sobre una secuencia de Hartmann-Shack dada (registros a 200Hz y microlentes de  $100\mu\text{m}$  de apertura), se mide la evolución temporal de las coordenadas de posición de  $n_{spots} = 100$  spots de la región central de la pupila<sup>22</sup>, a lo largo de  $n_{tomas} = 6$  tomas de la secuencia ( $\Rightarrow$  un intervalo de 30ms). De este modo, el desplazamiento sufrido por uno cualquiera de los spots (spot  $s$ -ésimo) entre dos tomas consecutivas (toma  $i$  e  $i+1$ ), se obtiene de las respectivas parejas de coordenadas  $(x_s^i, y_s^i)$  e  $(x_s^{i+1}, y_s^{i+1})$  (ver Figura 2.17):

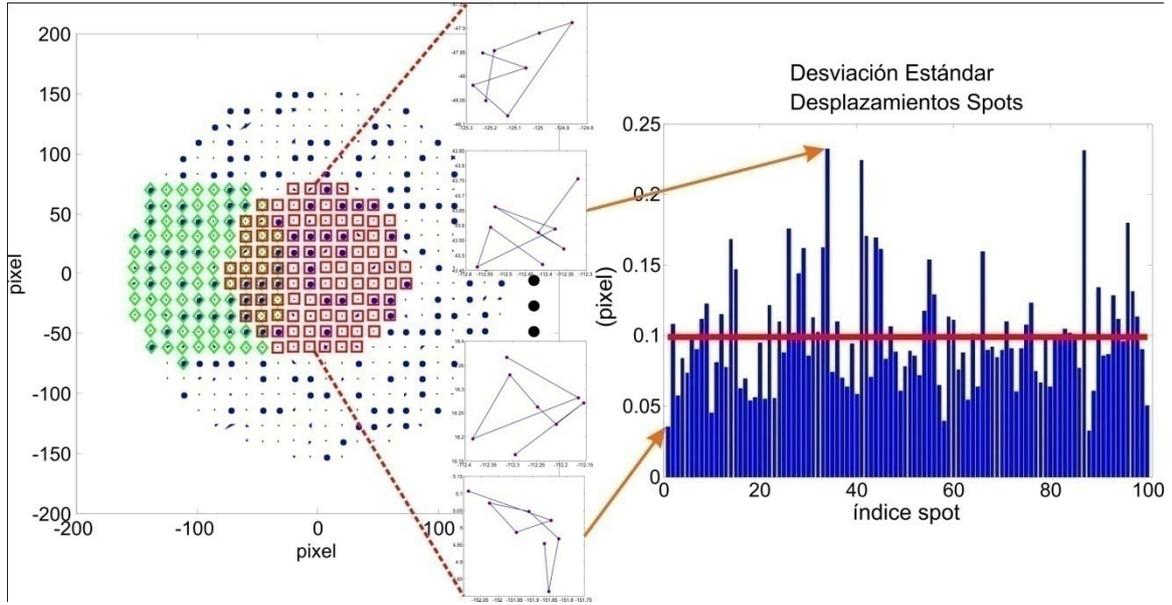
$$d_s^i = \left[ (x_s^i - x_s^{i+1})^2 + (y_s^i - y_s^{i+1})^2 \right]^{1/2} \quad (2.4)$$

donde  $s = 1, \dots, n_{spots} = 100$ , e  $i = 1, \dots, n_{tomas} = 6$ . Cabe destacar que de todas las coordenadas de posición de los spots de una toma específica, se sustrae el valor medio de dichas coordenadas, de modo que se eliminan los movimientos “conjuntos” de los spots; o dicho de otro modo, se elimina la inclinación (tilt) registrada por el sensor de H-S ( $x_s^i = x_{s,medido}^i - \frac{1}{n_{spots}} \sum_{s=1}^{n_{spots}} x_{s,medido}^i$ , y una expresión similar para  $y_s^i$ ).



**Figura 2.17** Registro de la evolución temporal de la posición detectada de un spot ( $s$ -ésimo), a lo largo de 6 tomas (30ms) de una secuencia de H-S. Se detalla el desplazamiento  $d_s^i$  sufrido por el spot, entre las tomas  $i$  e  $i+1$ .

<sup>22</sup> Las coordenadas de posición de los spots (con resolución sub-píxel) se obtienen con ayuda del software CamWin, aplicando un algoritmo de búsqueda de centroides para cada spot.



**Figura 2.18** Registro de los desplazamientos sufridos por los spots de una secuencia de H-S de la región central de la pupila (recuadros rojos) y las respectivas *desviaciones estándar* (gráfica de barras) de dichos registros temporales a lo largo de 6 tomas (30ms) en un ojo real; el valor promedio de éstas últimas, identifica el parámetro *VPS* (línea roja horizontal sobre la gráfica de barras).

A continuación se calcula la desviación estándar de los desplazamientos de cada spot:

$$\sigma_s = \left[ \frac{1}{n_{\text{tomas}} - 1} \sum_{i=1}^{n_{\text{tomas}} - 1} (d_s^i - \bar{d}_s)^2 \right]^{1/2} \quad (2.5)$$

donde  $\bar{d}_s$ , denota el promedio de los desplazamientos sufridos por el  $s$ -ésimo spot.

Cada uno de los valores  $\sigma_s$ , calculados con la ecuación (2.5), da información sobre la variación temporal de la posición de los spots, registrada en un corto intervalo de tiempo, lo que permite cuantificar los efectos del ruido *speckle* (además de los ruidos inherentes al sistema, como vibraciones, ruido fotónico, térmico, electrónico, etc). Finalmente, se usa el valor medio de todas las desviaciones estándar  $\sigma_s$ , para englobar en un único número la variación en la detección de la posición de los spots provocada por el *speckle* (*VPS*):

$$VPS = \frac{1}{n_{\text{spots}}} \sum_{s=1}^{n_{\text{spots}}} \sigma_s \quad (2.6)$$

En la Figura 2.18 se puede apreciar un resumen gráfico del proceso, que lleva al valor *VPS* que cuantifica el grado de variabilidad en la posición de los spots de una secuencia de H-S en concreto.

El proceso descrito se aplica tanto a spots en la región central de la pupila, como también a un conjunto de igual número de spots en el borde izquierdo de la pupila (indicados por los diamantes verdes de la Figura 2.18).

En la Tabla 2.1, se comparan los valores *VPS* calculados para diferentes secuencias, tomadas con los distintos esquemas de reducción de ruido *speckle* bajo análisis en esta tesis, aplicados tanto a ojos reales como a un ojo artificial, para las dos zonas de análisis.

Para todos los esquemas que emplean el *divisor de haz de película vibrante*, se aprecia una disminución de la variabilidad en la detección de la posición de los spots (comparado con los respectivos casos en los que no se elimina el *speckle*), llegando a reducciones de entre un 20% y un 50%. Cabe notar, que para el caso del esquema de *película vibrante simplificado*, el análisis sobre el ojo artificial (estático) muestra un aumento del 10% al 15% en dicha variabilidad, lo cual es debido seguramente al

**Tabla 2.1** Comparación de la variación en la detección de la posición de los spots -*VPS*- (fracciones de pixel) para secuencias de H-S tomadas en diferentes sujetos y con los distintos esquemas de reducción de ruido *speckle*, tanto para un conjunto de spots en la zona central de la pupila (centro), como para spots en el borde izquierdo de ésta (borde).

		Sujeto AM		Sujeto PA		Sujeto RB		Ojo Artificial	
		centro	borde	centro	borde	centro	borde	centro	borde
<b>Esquema película vibrante</b>	Sin vibraciones (con <i>speckle</i> )	0.1655	0.1161	0.5374	0.4508	----	----	0.0501	0.0471
	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	0.1063 (0.6420) <sup>†</sup>	0.0957 (0.8241) <sup>†</sup>	0.3443 (0.6406) <sup>†</sup>	0.2900 (0.6433) <sup>†</sup>	----	----	0.0480 (0.9590) <sup>†</sup>	0.0429 (0.9101) <sup>†</sup>
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	0.1041 (0.6288) <sup>†</sup>	0.0972 (0.8370) <sup>†</sup>	----	----	----	----	0.0494 (0.9871) <sup>†</sup>	0.0422 (0.8946) <sup>†</sup>
<b>Esquema película vibrante simplificado</b>	Sin vibraciones (con <i>speckle</i> )	0.2012	0.2050	----	----	0.1000	0.0988	0.0280	0.0264
	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	0.1195 (0.5942) <sup>†</sup>	0.1307 (0.6375) <sup>†</sup>	----	----	0.0852 (0.8513) <sup>†</sup>	0.0836 (0.8463) <sup>†</sup>	0.0308 (1.1015) <sup>†</sup>	0.0306 (1.1567) <sup>†</sup>
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	0.1027 (0.5104) <sup>†</sup>	0.1011 (0.4932) <sup>†</sup>	----	----	0.0692 (0.6914) <sup>†</sup>	0.0800 (0.8097) <sup>†</sup>	0.0312 (1.1143) <sup>†</sup>	0.0307 (1.1629) <sup>†</sup>
<b>Esquema fibra óptica multimodo</b>	Sin eliminar <i>speckle</i> (fibra monomodo)	0.1258	0.0946	0.0891	0.1012	----	----	0.0352	0.0389
	Fibra multimodo	0.2210 (1.7565) <sup>†</sup>	0.2351 (2.4840) <sup>†</sup>	0.1788 (2.0067) <sup>†</sup>	0.2027 (2.0028) <sup>†</sup>	----	----	0.0288 (0.8179) <sup>†</sup>	0.0385 (0.9897) <sup>†</sup>

<sup>†</sup>proporción comparando la variación de la posición de los spots, respecto al caso sin eliminar el ruido *speckle* ( $VPS_{con-reducción-speckle} / VPS_{sin-reducción-speckle}$ ).

movimiento “conjunto” de los spots de H-S, ya explicado para este caso. Sin embargo, estos valores de oscilación adicional están un orden de magnitud por debajo de las fluctuaciones registradas para un ojo real, por lo cual inciden poco sobre las medidas hechas con el sistema.

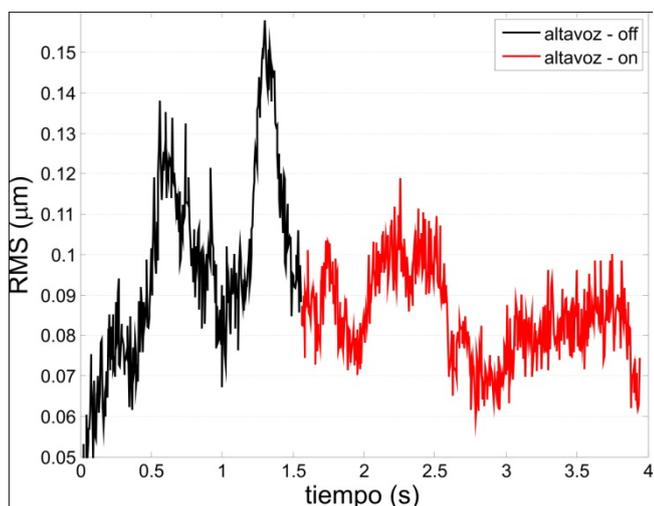
Con el esquema de la fibra óptica multimodo, se encuentran variabilidades en la detección de la posición de los spots, hasta 2.5 veces mayores, comparados con el caso en que no se elimina el *speckle* (fibra monomodo), lo cual seguramente radica en el aumento del tamaño de los spots (debido al incremento en el tamaño de la fuente de iluminación), y al poco contraste que se logra en las imágenes de H-S con este sistema.

### 2.1.2.3 Densidad del espectro de potencias del RMS del frente de onda

Como se ha reiterado en varias ocasiones, los algoritmos de reconstrucción de un frente de onda, medido con un sensor de Hartmann-Shack, dependen en definitiva de la detección y ubicación de los spots generados por la matriz de microlentes con la que se muestrea dicho frente de onda. De este modo, la variabilidad o los errores en la detección de la posición de los spots de H-S (ya considerada en la sección anterior), redundan obligatoriamente en la detección de fluctuaciones inexistentes o valores erróneos sobre el frente de onda medido.

Por este motivo, un registro adicional (y de cierta forma indirecto) de los efectos del ruido *speckle* sobre la precisión de las medidas hechas con un sensor H-S, se pueden lograr analizando los patrones de fluctuación del frente de onda reconstruido sobre un intervalo temporal adecuado.

Es fácil de entender que la variabilidad del frente de onda debida al ruido *speckle*, está superpuesta a las oscilaciones



**Figura 2.19** Traza temporal del RMS del frente de onda obtenido de un ojo real, usando un sensor H-S implementado con el esquema de *película vibrante simplificado* (diagrama de la **Figura 2.10**), donde el campo de *speckle* se ha mantenido al comienzo durante 1½ segundos (sin vibración en la película → altavoz off), y los restantes 2½ segundos aplicando la reducción del ruido *speckle* (vibración en la película → altavoz on)

propias y reales del frente de onda (originadas en la dinámica ocular). Ello se puede corroborar en la Figura 2.19, donde se aprecia cómo cambia la variabilidad en la traza temporal de la *raíz cuadrática media* total (Root Mean Square -RMS-) de un frente de onda, cuando se pasa de estar afectado por un campo *speckle*, a reducir este último por medio de uno de los esquemas ya propuestos.

En este caso, el RMS (como fue definido en la ecuación xxxx) se presenta como una buena función para englobar el comportamiento del frente de onda, registrándose de esta manera la evolución temporal conjunta de los distintos términos de aberración, medidos en cada una de las tomas de una secuencia de H-S.

Como ya se mencionó en la sección 2.1.2.1, las fluctuaciones temporales de una medida se pueden analizar (y comparar) más fácilmente si se llevan a un espacio de frecuencias, donde dichas fluctuaciones quedan representadas unívocamente por las distintas componentes espectrales con sus respectivos pesos. De este modo, se calcula la Densidad de Potencia Espectral (Power Spectrum Density – PSD) de las trazas temporales de los RMS de los distintos frentes de onda registrados con los esquemas de reducción de ruido *speckle*. La PSD está definida como se indica en la ecuación (2.2) (aplicada en este caso sobre las fluctuaciones del RMS y no de la intensidad  $I$ ).

Al menos tres PSD, obtenidas de igual número de secuencias (tomadas cada una con las mismas condiciones), se promedian para hacer más claras las señales estacionarias presentes en las fluctuaciones de los respectivos RMS, donde dichas señales provienen tanto de la dinámica ocular, como de la evolución temporal de la distribución de *speckle*.

Siguiendo esta metodología, se obtienen los resultados comparativos entre las situaciones “con” y “sin” reducción del ruido *speckle*, para los diferentes esquemas propuestos y para distintos sujetos (ver Figura 2.20).

Para los esquemas que emplean la *película vibrante*, se aprecia (aunque con un poco de dificultad) que los espectros de potencias de los casos “con” reducción del ruido *speckle*, muestran un nivel de valores inferior, indicando una menor variabilidad en los respectivos RMS, lo cual es de esperarse al remover las fluctuaciones debidas a los errores de detección de la posición de los spot de H-S, inducidas por el campo *speckle* [Hofer, Artal, et al., 2001].

Para cuantificar con mayor facilidad las diferencias entre los distintos espectros de potencia, se calculan las *áreas bajo la curva* de cada PSD (indicadas en los recuadros de cada gráfica de la Figura 2.20) y las proporciones entre éstas:

$$GRF_{RMS} = \frac{A_{PSD\_esquema}}{A_{PSD\_con\_speckle}} \quad (2.7)$$

donde  $A_{PSD\_esquema}$  es el área bajo la curva de la PSD promedio de la variación del RMS, obtenida al aplicar el esquema de reducción de ruido *speckle*, y  $A_{PSD\_con\_speckle}$  es el área bajo la curva de la PSD promedio obtenida manteniendo el ruido *speckle*. De este modo la expresión (2.7) indica el grado de reducción relativa en la fluctuación del RMS ( $GRF_{RMS}$ ).

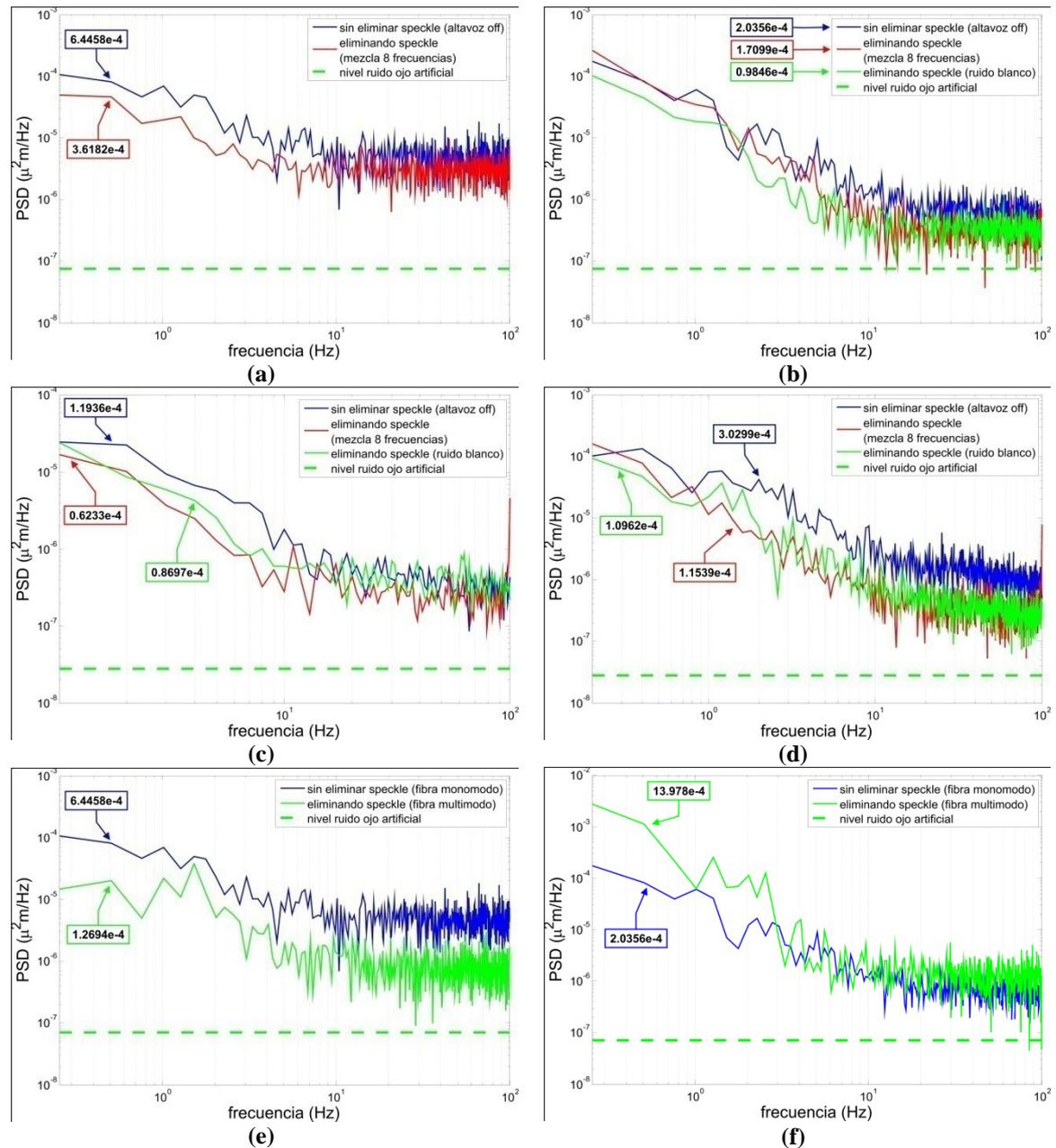
Para el caso particular del montaje de *película vibrante* (esquema de la Figura 2.4), se encuentran reducciones en las fluctuaciones del RMS con valores de  $GRF_{RMS} = 0.5613$  y  $GRF_{RMS} = 0.8400$ , aplicando el patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias, en los sujetos PA y AM respectivamente. Haciendo vibrar la película con el *ruido blanco*, se obtiene una reducción mayor, de  $GRF_{RMS} = 0.4837$ , en el sujeto AM.

Para el esquema de *película vibrante simplificado* (detallado en la Figura 2.10), se obtienen en promedio mayores reducciones en las fluctuaciones del RMS del frente de onda, lográndose valores de  $GRF_{RMS} = 0.5222$  y  $GRF_{RMS} = 0.3808$  (aplicando el patrón de audio con mezcla de 8 frecuencias en los sujetos RB y AM respectivamente), y  $GRF_{RMS} = 0.7286$  y  $GRF_{RMS} = 0.3618$  (aplicando el patrón de audio con *ruido blanco* en los mismos sujetos).

Cabe notar que para cada uno de los casos mostrados en la Figura 2.20, se presenta adicionalmente el nivel promedio<sup>23</sup> del espectro de potencias obtenido de las fluctuaciones del RMS, medido sobre un ojo artificial estático, con los respectivos esquemas de reducción de *speckle*. Dicho nivel determina la importancia y el tipo de “ruido” que introduce el propio montaje experimental sobre las fluctuaciones registradas en el frente de onda. Para todos los sistemas probados, los espectros de potencia del “ruido” inducido se pueden considerar prácticamente “planos” (ver gráficas de la Figura 2.21), lo cual es de esperar si el “ruido” es estático y aleatorio.

---

<sup>23</sup> Por simplicidad, se toma el *mayor* de los niveles promedio encontrados dentro de las distintas configuraciones de un esquema de reducción del ruido *speckle*.

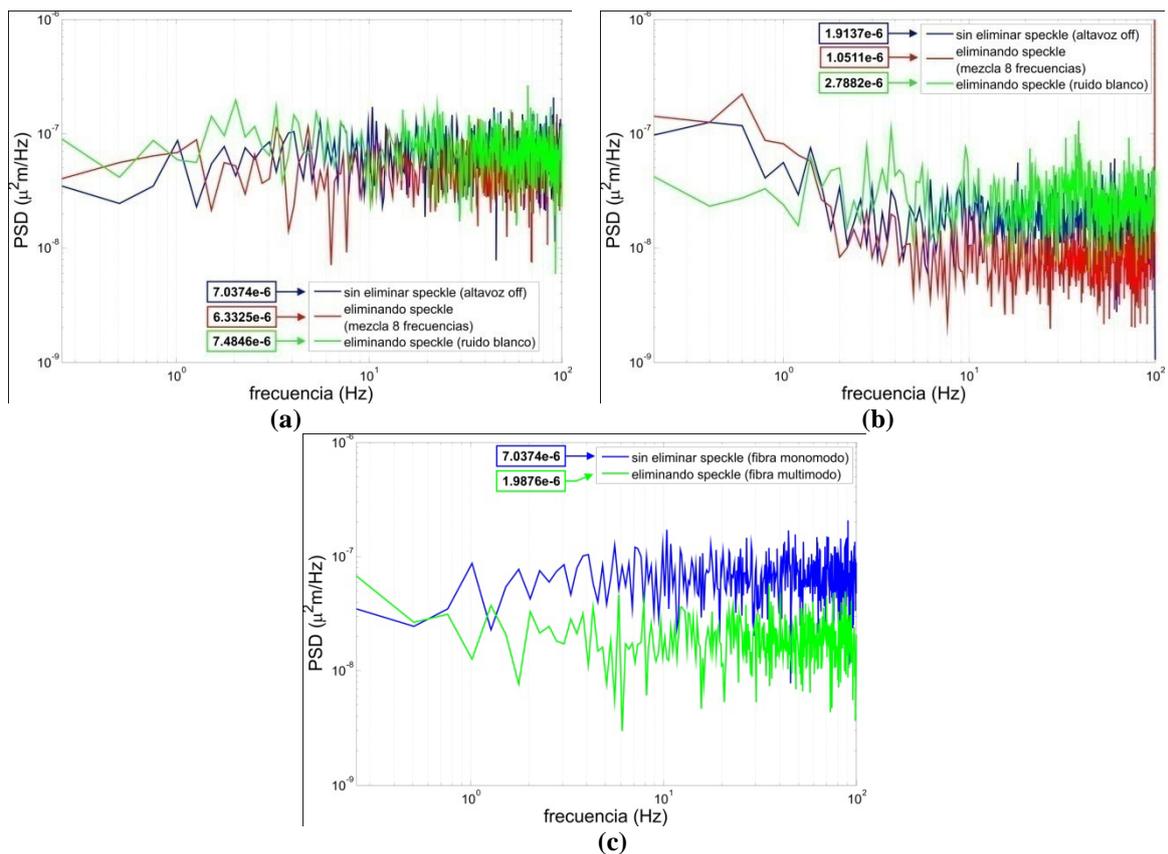


**Figura 2.20** Resultados de aplicar el algoritmo de análisis sobre la variación temporal del RMS del frente de onda, medido en las secuencias de H-S, usando los esquemas de reducción de ruido *speckle* propuestos. Esquema de *película vibrante* (montaje en **Figura 2.4**) en el sujeto PA (a) y en el sujeto AM (b). Esquema de *película vibrante simplificada* (montaje en **Figura 2.10**) para el sujeto RB (c) y el sujeto AM (d).

Esquema con *fibra multimodo* (montaje en **Figura 2.11**) en el sujeto PA (e) y el sujeto AM (f). En los recuadros de cada figura, se indica el valor del *área bajo la curva* de cada espectro de potencias. Se incluye en cada esquema, el nivel promedio de la fluctuación de un ojo artificial (línea horizontal verde punteada).

Finalmente, con el uso del esquema empleando la *fibra óptica multimodo* (montaje en **Figura 2.11**) se obtienen valores  $GRF_{RMS}$  de 0.1969 y 6.8668 para los sujetos PA y AM. Como se ve, para este último sujeto, en lugar de haber una reducción en las variaciones del RMS del frente de onda, hay un aumento bastante importante. Estas grandes diferencias entre los resultados, se pueden deber a que obligatoriamente, la

sesión de medidas con la configuración del sistema para mantener el ruido *speckle* (esquema con fibra monomodo), es diferente a la sesión donde se emplea la fibra multimodo (eliminación *speckle*), pues los cambios en el sistema toman tiempo y más importante aún, requieren que se vuelva a recentrar la pupila del sujeto. De este modo, cambios en el posicionamiento del ojo, o cambios en el estado acomodativo<sup>24</sup> del sujeto, pueden inducir esta diferencia de comportamientos entre las dinámicas registradas en los respectivos frentes de onda.



**Figura 2.21** Resultados de aplicar el algoritmo de análisis sobre la variación temporal del RMS del frente de onda medido para un ojo artificial estático, usando: (a) el esquema de película vibrante; (b) el esquema de película vibrante simplificado; y (c) el esquema con fibra multimodo. En los recuadros de cada figura, se indica el valor del *área bajo la curva* de cada espectro de potencias.

#### 2.1.2.4 Comparación de esquemas de reducción de ruido *speckle*

En las secciones anteriores se han evaluado tres esquemas de reducción de ruido *speckle*, con la ayuda de tres métodos de análisis, cada uno de los cuales presta atención al comportamiento de diferentes parámetros, relacionados con el efecto que este ruido genera sobre las medidas obtenidas con los sensores de Hartmann-Shack.

<sup>24</sup> La aplicación de este método de análisis sobre la reducción del ruido *speckle*, depende en buena medida del carácter estacionario que se está suponiendo sobre las fluctuaciones del frente de onda (y por tanto de su RMS), aunque dicha suposición es bastante débil si se considera que la dinámica ocular varía, por ejemplo, con el estado acomodativo [Hofer, Artal, et al., 2001].

En la sección 2.1.2.1 se analizó la “Variación temporal de la intensidad de los spots”, definiendo el índice  $GRF_I$ ; también se consideró la “Variación en la detección de la posición de los spots” (sección 2.1.2.2), para lo cual se calculó el parámetro  $VPS_{con-reducción-speckle} / VPS_{sin-reducción-speckle} \rightarrow (VPS_{relativo})$ ; y en la sección 2.1.2.3, se compararon las diferencias obtenidas de la “Densidad del espectro de potencias del RMS del frente de onda”, ponderadas con el índice  $GRF_{RMS}$ .

La Tabla 2.2 presenta un resumen de los resultados obtenidos al aplicar dichos métodos de análisis, que pretenden cuantificar o indicar la efectividad en la reducción del ruido *speckle*, logrados con cada uno de los esquemas. Usando el índice  $GRF_I$ , el mejor valor de reducción de ruido *speckle* se obtiene con el esquema de *fibra óptica multimodo*, mientras que con el esquema de *película vibrante simplificado*, se logran los mejores resultados cuando se emplean los parámetros  $VPS_{relativo}$  y  $GRF_{RMS}$  (al inducir las vibraciones con *ruido blanco* y con *ruido mezcla de 8 frecuencias*, respectivamente).

**Tabla 2.2** Comparación de los parámetros que cuantifican la reducción del ruido *speckle*, obtenidos con los métodos de análisis detallados en las secciones 2.1.2.1, 2.1.2.2 y 2.1.2.3. Resaltados en color cian los mejores valores de reducción obtenidos con cada método de análisis. Resaltados en color verde, los mejores valores globales, obtenidos del promedio de los distintos parámetros de análisis.

		$GRF_I$		$VPS_{relativo}$		$GRF_{RMS}$		<i>Promedio parámetros</i>	
		ojo real	ojo artificial	ojo real	ojo artificial	ojo real	ojo artificial	ojo real	ojo artificial
<b>Esquema película vibrante</b>	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	0.5133 <sup>†</sup>	0.9686	0.6413 <sup>†</sup>	0.9590	0.7007 <sup>†</sup>	0.8998	0.6184	0.9425
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	0.1789	1.1003	0.6288	0.9871	0.4837	1.0635	0.4305	1.0503
<b>Esquema película vibrante simplificado</b>	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	0.0517 <sup>†</sup>	1.3530	0.7228 <sup>†</sup>	1.1015	0.4515 <sup>†</sup>	0.5493	0.4087	1.0013
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	0.1349 <sup>†</sup>	3.3700	0.6009 <sup>†</sup>	1.1143	0.5452 <sup>†</sup>	1.4570	0.4270	1.9804
<b>Esquema fibra óptica multimodo</b>	Fibra multimodo	0.0204 <sup>†</sup>	1.5251	1.8816 <sup>†</sup>	0.8179	3.5319 <sup>†</sup>	0.2824	1.8113	0.8751

<sup>†</sup>datos promedio de dos sujetos.

Sin embargo, al observar en conjunto los resultados obtenidos con los distintos métodos de análisis, ninguno de los esquemas de reducción del ruido *speckle* sobresale claramente sobre los demás, máxime si se observan también los valores de los índices aplicados al ojo artificial estático, donde hay muchos casos con valores mayores a 1.0,

que indican un aumento en la variabilidad, o inestabilidad, inducidas por el propio esquema de reducción de ruido *speckle*. Lo anterior hace imposible obtener una evaluación absoluta e indiscutible, que permita recomendar un esquema sobre otro. No obstante, en la Tabla 2.2 también se presentan los promedios de los parámetros obtenidos con cada método de análisis (independiente para los datos con “ojo real” y con “ojo artificial”), que de modo aproximado permite realizar una comparativa global entre todos los esquemas de reducción. De este modo, el esquema de *película vibrante simplificado* aparece como el método de eliminación de *speckle* más eficaz, aunque el caso en el cual se generan las vibraciones con el patrón de *ruido blanco*, manifiesta una significativa inestabilidad sobre las medidas que se pueden obtener con dicha configuración (evidenciado en el respectivo promedio global para el ojo artificial estático = 1.9804).

Adicionalmente a éste análisis de los diferentes parámetros de evaluación sobre la reducción del ruido *speckle*, es importante recordar que una de las principales aplicaciones propuestas para el sistema de Hartmann-Shack de alta resolución temporal, es el registro de la dinámica de las aberraciones en el ojo humano. Un ejemplo de este tipo de registros, se mostró en la Figura 2.20, con distintas curvas de densidad del espectro de potencias (Power spectrum density -PSD-) promedio del RMS, calculadas para los registros de aberraciones tomados en ojos reales. Dichas curvas exhiben un comportamiento que se repite en muchos sistemas dinámicos en la naturaleza [Bosman, 2001], con un decaimiento monótono que se puede ajustar a una línea recta de pendiente negativa en una gráfica log-log (ver Figura 2.22), que a su vez representa una función del tipo:

$$P(f) = bf^a \quad (2.8)$$

donde  $P(f)$  indica el valor de la PSD para cada valor de frecuencia  $f$ ,  $a$  es la pendiente de la línea de ajuste (negativa en este caso), y  $b$  se relaciona con el corte ( $c$ ) de dicha línea sobre el eje de ordenadas en escala logarítmica, de modo que  $b = \exp(c)$ .

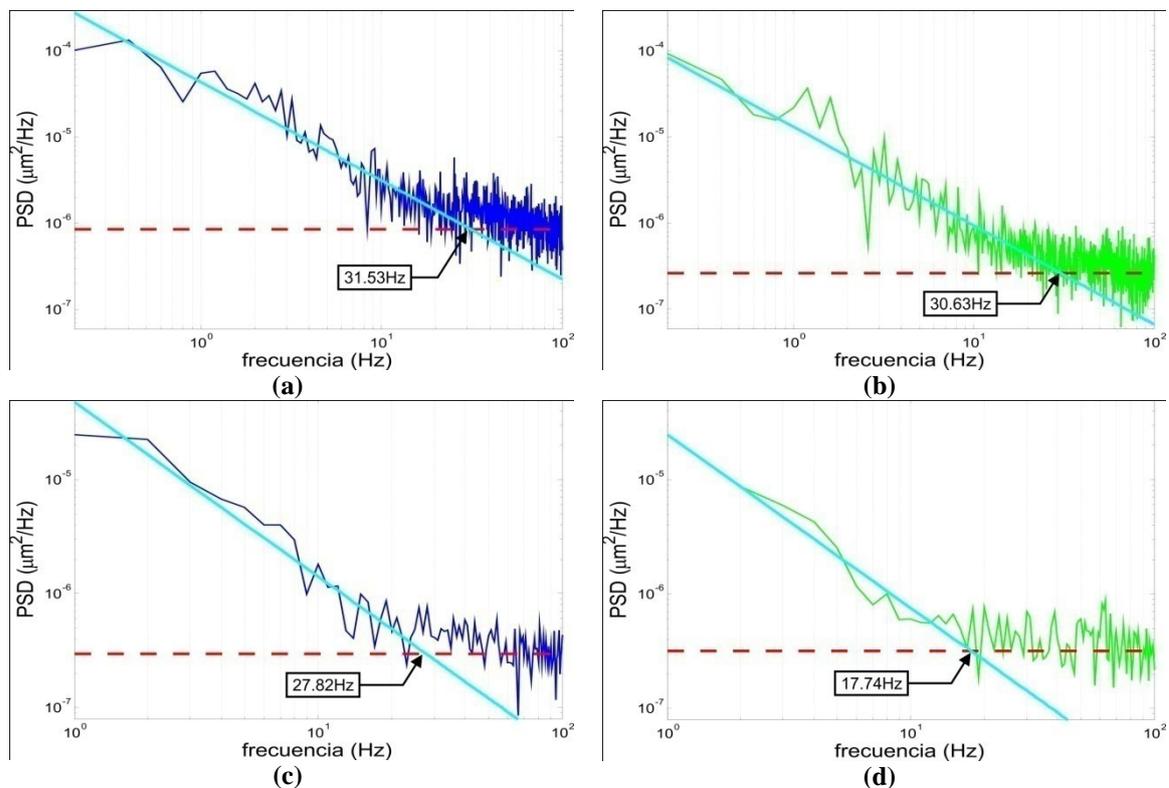
En la Figura 2.22 se detallan cuatro casos de las curvas presentadas en la Figura 2.20, que muestran el comportamiento respectivo de la dinámica del RMS para dos sujetos, cuando se tiene la influencia del ruido *speckle* y cuando éste se elimina usando uno de los esquemas de reducción propuestos. En los cuatro casos se presentan las líneas rectas de ajuste que describen el comportamiento monótonamente decreciente inicial y la

forma plana final, siendo la intersección de estas dos líneas el punto aproximado que indica el límite del *ancho de banda*.

En la Tabla 2.3, se presentan todos los valores de *ancho de banda* (calculados como se indica en el párrafo anterior) y las *pendientes* de las líneas de ajuste que caracterizan la zona inicial de las distintas PSD del RMS, mostradas en la Figura 2.20, obtenidas con los diferentes esquemas de reducción de ruido *speckle* propuestos. El máximo *ancho de banda* medido en estos casos es de 31.53Hz y el mínimo es de 6.62Hz, lo cual muestra una gran variabilidad, incluso para un mismo sujeto.

De los datos presentados, puede verse sólo un caso en el cual el *ancho de banda* se incrementa al aplicar el esquema de reducción de ruido *speckle* (sujeto PA, esquema de *fibra óptica multimodo*), sin llegar a ser un incremento significativo.

La mayoría de las medidas con las que se han obtenido estos resultados, fueron tomadas en condiciones diversas, en las que no se hizo un control sistemático de los parámetros de medida. Dentro de estos parámetros, uno de los más críticos es el estado



**Figura 2.22** Detalles del comportamiento dinámico del RMS del frente de onda obtenido del sujeto AM (gráficas (a) y (b)), y del sujeto RB (gráficas (c) y (d)), usando el sistema de H-S con película vibrante simplificado (mostrado en la **Figura 2.10**); en (a) y (c) el caso sin eliminación de *speckle* (sin aplicar ningún patrón de audio); en (b) y (d) el caso con eliminación de *speckle* (patrón de ruido *whitenoise*). En los recuadros se indica el límite del *ancho de banda*.

de acomodación, que se sabe influye en la dinámica de las aberraciones [Hofer, Artal, et al., 2001]. Esta puede ser la razón de que en los datos presentados se observe un comportamiento errático en los valores de *ancho de banda* obtenidas de cada medida.

En condiciones experimentales con protocolos de medida mejor controlados, como los que se presentan más adelante en las secciones 3.1.2 y 3.2.2, se puede observar que los *anchos de banda* se mantienen más constantes, incluso para medidas en distintos sujetos.

Por lo tanto, de los presentes valores sólo se extrae como conclusión que en general, con la aplicación de los métodos de eliminación de speckle, se sigue manteniendo un rango efectivo de medida, suficientemente ancho para extraer información sobre la dinámica de las aberraciones.

**Tabla 2.3** Valores del *ancho de banda* calculado para las curvas de PSD del RMS en ojos reales, obtenidas con los distintos esquemas de reducción de ruido speckle. También se indican las pendientes de las rectas de ajuste en el tramo inicial de dichas curvas.

		Sujeto AM		Sujeto PA		Sujeto RB	
		Ancho de banda	Pendiente ajuste	Ancho de banda	Pendiente ajuste	Ancho de banda	Pendiente ajuste
<b>Esquema película vibrante</b>	Sin vibraciones (con speckle)	20.38Hz	-1.24	11.89Hz	-0.87	-----	-----
	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	14.92Hz	-1.61	6.62Hz	-0.87	-----	-----
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	11.06Hz	-1.50	-----	-----	-----	-----
<b>Esquema película vibrante simplificado</b>	Sin vibraciones (con speckle)	31.53Hz	-1.14	-----	-----	27.82Hz	-1.53
	Vibraciones con ruido mezcla 8 frecuencias	14.76Hz	-1.40	-----	-----	14.89Hz	-1.57
	Vibraciones con ruido blanco (whitenoise)	30.63Hz	-1.15	-----	-----	17.74Hz	-1.52
<b>Esquema fibra óptica multimodo</b>	Sin eliminar speckle (fibra monomodo)	20.12Hz	-1.32	10.41Hz	-0.95	-----	-----
	Fibra multimodo	9.64Hz	-2.21	12.45Hz	-1.05	-----	-----

Se dispone, además, de los valores de las pendientes de los ajuste en el tramo inicial de las diferentes curvas de la PSD del RMS (en escala logarítmica). Dichos valores varían significativamente entre los distintos sujetos y esquemas, teniendo registros entre

-0.87 y -2.21 (2.61dB/octava y 6.65dB/octava respectivamente)<sup>25</sup>, con un promedio alrededor de -1.28 (3.84 dB/octava), lo cual está cerca de los valores de la literatura [Hofer, Artal, et al., 2001; Diaz-Santana et al., 2003; Nirmaier et al., 2003].

## ***2.2 Sensor de Hartmann-Shack con campo amplio de visión***

Un alto porcentaje de los sensores de frente de onda tipo Hartmann-Shack disponibles comercialmente, o incluso los empleados en los laboratorios de investigación, realizan medidas monoculares, en las que se registra el frente de onda de un solo ojo del sujeto. Los sistemas descritos en las secciones anteriores, son un ejemplo de este tipo de instrumentos.

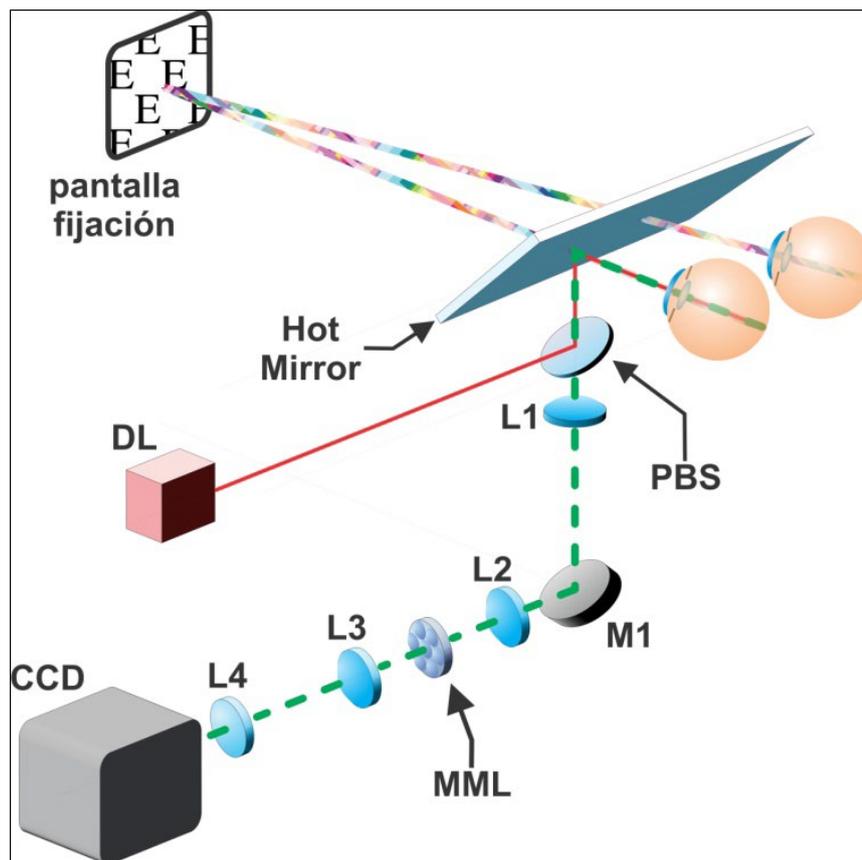
También es habitual que en estos sistemas, se incorpore una “vía óptica” que permita presentar estímulos u objetos, para que el sujeto pueda centrar la fijación mientras se hacen las medidas, o incluso para tareas más específicas como la medida subjetiva de parámetros de calidad visual.

En dichos sistemas monoculares, también suele ser bastante común que la “vía de estímulos” quede limitada a presentar los objetos de fijación, o las tareas, monocularmente (sobre el mismo ojo que se mide). Sin embargo, restringir los estímulos a un único ojo, puede afectar el desempeño normal del sistema visual, acostumbrado a percibir su entorno binocularmente. Dichos efectos pueden ir desde la simple pérdida de atención del sujeto, debido a que el ojo que “no está siendo medido” intenta fijar otro punto o cambiar el estado acomodativo (máxime si dicho ojo es el dominante), o puede llegar hasta afectar la dinámica natural de procesos en el sistema visual, que usan información binocular, como la acomodación o la vergencia.

Por este motivo, se propone el diseño de un sensor de H-S, con el cual se puedan hacer registros monoculares del frente de onda, con una alta resolución temporal y espacial, pero con la opción de que el sujeto tenga un campo amplio de visión, en el que pueda fijar estímulos binocularmente, sin que tenga interferencias debidas a los elementos del sistema óptico. Una configuración de este tipo, permite obtener medidas

---

<sup>25</sup> Estas variaciones se pueden deber a que en las medidas analizadas no hubo control en el estado acomodativo de los sujetos, lo cual se sabe es uno de los factores que puede afectar la dinámica de las aberraciones.



**Figura 2.23** Diagrama esquemático del sensor de H-S de campo amplio. El sujeto observa la pantalla de fijación a través de un gran *espejo caliente* (Hot Mirror); el resto de los elementos del sensor, están localizados hacia abajo y a un lado para no interferir en el campo de visión. L1 = lente con focal de 250mm; L2 = L3 = L4 = lentes con focal de 100 mm; MML = matriz de microlentes (100 $\mu$ m de apertura, 2.25mm de focal); PBS = película divisora de haz (R = 0.08, T = 0.92); DL = diodo láser a 788nm.

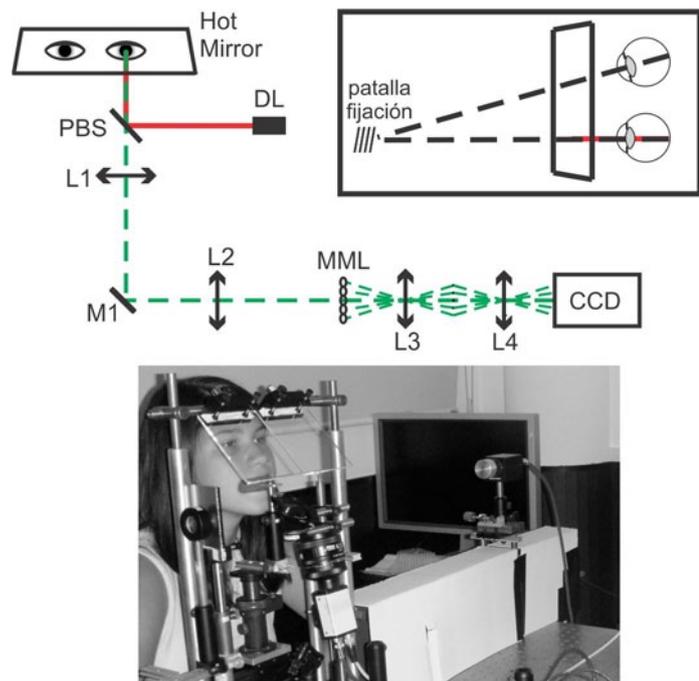
más realistas sobre el comportamiento del sistema visual humano en diferentes situaciones, lo cual puede ser de importancia si se quieren hacer registros detallados de la dinámica de procesos visuales con posibles efectos binoculares (ver sección 3.2) [Mira-Agudelo *et al.*, 2009], o donde las tareas impuestas al sujeto durante las medidas, requieran la fijación sobre diferentes puntos de su campo visual (por ejemplo, registros de las aberraciones en la periferia de la retina [Lundström *et al.*, 2009]).

El diagrama esquemático de tal diseño se muestra en la Figura 2.23, donde el elemento destacado es un *espejo caliente* -Hot Mirror- (de amplias dimensiones), el cual actúa como un espejo semitransparente que refleja la radiación infrarroja, mientras permite la transmisión de la luz en el rango visible del espectro.

De este modo, el sujeto puede observar cualquier tipo de estímulo policromático a través del *espejo caliente* (dispuesto en un ángulo de 45° respecto al plano horizontal), mientras simultáneamente el haz infrarrojo colimado proveniente del diodo láser (DL), es reflejado en el mismo espejo para iluminar el ojo a ser medido.

El frente de onda que posteriormente emerge del ojo (indicado como una línea verde discontinua en el esquema de la Figura 2.23 y en su correspondiente vista frontal de la Figura 2.24), que sigue siendo luz infrarroja, sufre una reflexión similar en el *espejo caliente* e ingresa en el resto de elementos del sensor de H-S, que están localizados hacia abajo y a la izquierda del sujeto, de modo que no se interpongan en el campo de visión del ojo. Como en todos los instrumentos de H-S descritos hasta el momento, las dos primeras lentes acromáticas (L1 y L2) están dispuestas en una configuración afocal, de tal manera que el plano de pupila del ojo y la matriz de microlentes (MML) estén conjugadas ópticamente. Un segundo sistema afocal, conformado por las lentes acromáticas L3 y L4, se encargan de proyectar, sobre el sensor de la cámara CCD, una imagen de la distribución de puntos focales (spots), generada por la matriz de microlentes. El aumento total del sistema es de 0.4x, lo cual en conjunción con el tamaño del sensor de la cámara (1/3"), permite el registro de pupilas de hasta 8 mm de diámetro.

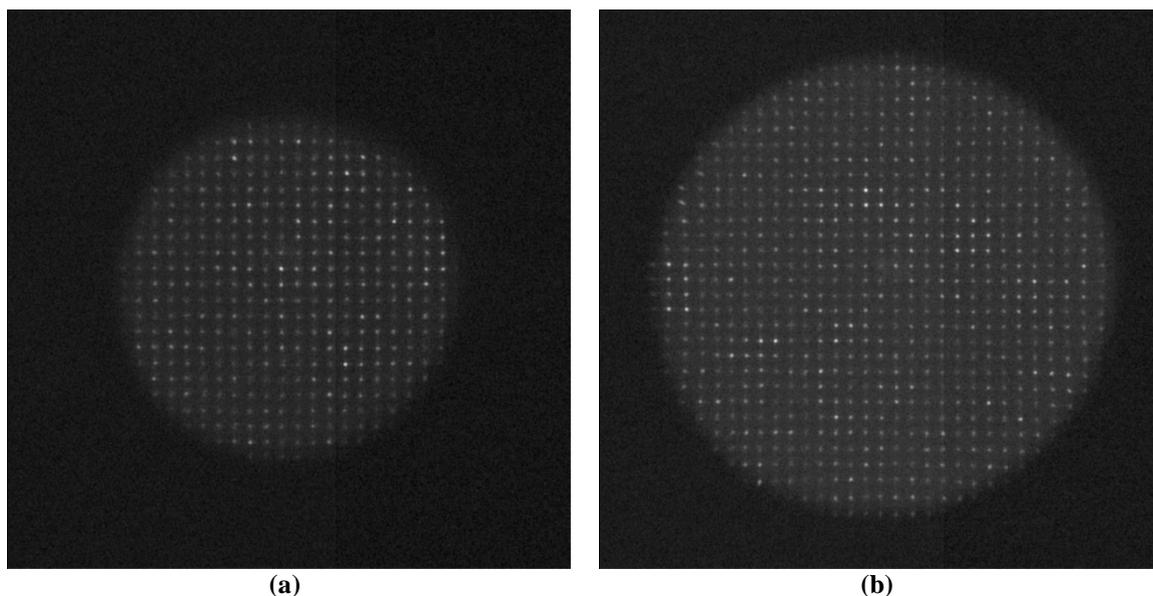
En este diseño también hay incorporada una vía de "referencia", que por simplicidad no ha sido incluida en los diagramas de la Figura 2.23 y la Figura 2.24, pero que es idéntica a la representada en el diagrama de la Figura 2.4, y que en este caso ingresa al sistema tras la reflexión en la película divisora de haz (PBS), en dirección a la lente L1. Aunque con esta configuración, el *espejo caliente* queda por fuera de la vía de referencia, se puede suponer que las aberraciones inducidas por dicho espejo son poco significativas (comparadas con las generadas por otros elementos del sistema, como las lentes), con lo cual se validan las imágenes de H-S de referencia sin necesidad de correcciones extras.



**Figura 2.24** Vista frontal, vista superior y foto del sensor de H-S de campo amplio descrito en la **Figura 2.23**.

En esta configuración del sensor de Harman-Shack, sigue siendo importante obtener medidas del frente de onda (y por tanto de las aberraciones) con una alta resolución espacial y temporal, por lo que nuevamente se emplea una matriz de microlentes con aperturas pequeñas ( $100\mu\text{m}$  de apertura y  $2.25\text{mm}$  de focal) y una cámara CCD de alta velocidad (Jai-Pulnix TM 6745cl) que permite registrar hasta 200 tomas por segundo.

Es importante destacar que para este diseño del sensor H-S, se ha obviado la aplicación de algún mecanismo de reducción del ruido *speckle*. Aunque sobre el sistema siguen estando presentes los efectos del campo *speckle* (ver Figura 2.25), los cuales por un lado se incrementan por las tomas de corta exposición (5ms), pero por otra parte se reducen al usar microlentes de alta densidad (ver la sección 2.1 y Figura 2.2), los resultados experimentales presentados en la sección 2.1.2.3, muestran el buen desempeño que se puede obtener de un sistema con las mencionadas características de resolución temporal y espacial, aún con el acuse de las inhomogeneidades provocadas sobre los patrones de spots de H-S debidas al campo de *speckle*. Lo anterior se puede evidenciar por lo menos, en el análisis de variabilidad registrada sobre el frente de onda de un ojo real (ver Figura 2.20), donde a pesar de que la reducción de los efectos del ruido *speckle* logra disminuciones en el nivel global de la dinámica registrada, la forma funcional de dicha dinámica no presenta cambios aparentes entre los casos “con” y “sin” *speckle* (ver más detalles sobre estas comparaciones en la sección 2.1.2.4).



**Figura 2.25** Imágenes de Hartmann-Shack típicas, obtenidas con el sensor descrito en la Figura 2.23, en los sujetos AD (a) y LA (b), con pupilas de  $5.5\text{mm}$  y  $7.4\text{mm}$ , y para una iluminación de  $8\mu\text{W}$  con el diodo láser infrarrojo a  $788\text{nm}$ . Aunque se puede apreciar el efecto del *speckle*, todos los spots son fácilmente detectables con el software de reconstrucción de frente de onda.

Por lo tanto, aunque en el sistema descrito en esta sección no se implementa ningún esquema de reducción de ruido *speckle*, el hecho de contar con “buenas” imágenes de spots de H-S, obtenidas con microlentes de pequeña apertura (que generan un gran número de spots para muestrear la pupila), permite registros fiables de la dinámica de las fluctuaciones del frente de onda de un ojo real, máxime si en dichas medidas no son necesarios resultados absolutos, sino comparaciones relativas, como las realizadas en la sección 3.2 con este mismo instrumento.

### ***2.3 Sensor de Hartmann-Shack con iluminación invisible***

Una buena parte de los sensores de frente de onda de tipo Hartmann-Shack, que en la actualidad se desarrollan tanto comercialmente como en el ámbito de la investigación, y que son aplicados al estudio del ojo, usan fuentes de luz en el rango del infrarrojo cercano (ver sección 1.2.1) para obtener medidas de las aberraciones “monocromáticas” del sistema visual, siendo importante hacer la salvedad que en la práctica, estas medidas realizadas en el rango infrarrojo, caracterizan bien a las correspondientes (excepto el corrimiento en cromática y efectos relativos de difracción) aberraciones en el rango “visible” del espectro<sup>26</sup>, donde se da la “percepción visual” en los humanos (ver sección 1.1.2).

Uno de los primeros factores que favorecen el uso de este tipo de iluminación infrarroja, es la baja sensibilidad que tiene la retina en este rango del espectro (ver Figura 1.6), lo cual la hace más cómoda para el sujeto [Sloney *et al.*, 1976]. Adicionalmente, con la luz infrarroja existen muchos menos riesgos de generar efectos fotoquímicos adversos sobre la retina, que en la práctica queda expuesta sólo a los efectos térmicos, lo cual aumenta considerablemente los límites de seguridad en la exposición a este tipo de luz [ICNIRP, 1996, 2000]. Otro factor es la reflectividad de la retina, la cual incrementa con la longitud de onda, mejorando así el contraste de las imágenes obtenidas con el sensor [Delori y Pflibsen, 1989; van de Kraats *et al.*, 1996].

De este modo, una iluminación a 780nm, como la empleada en los sistemas descritos en las secciones anteriores, permite obtener medidas de las aberraciones del ojo,

---

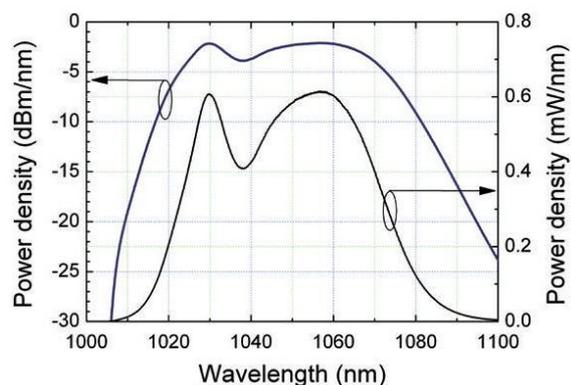
<sup>26</sup> Excepto la variación del desenfoque debida a la aberración cromática longitudinal, y los efectos relativos a la difracción que también dependen de la longitud de onda [López-Gil y Artal, 1997].

asegurando mayores niveles de seguridad, comodidad para el sujeto y mejor contraste de las imágenes obtenidas con el sensor, comparado con una iluminación similar en el rango visible, donde hay una mayor restricción a la cantidad de potencia que se puede aplicar, y donde el punto luminoso proyectado sobre la retina puede llegar a ser molesto, incluso estando dentro de los regímenes de seguridad.

No obstante, aunque la retina es poco sensible a 780nm, la iluminación a esta longitud de onda sigue siendo “percibida”, incluso a niveles de potencia tan bajos como  $2\mu\text{W}$  (medidos sobre la córnea del ojo).

El uso de longitudes de onda aún mayores, puede lograr que el haz de luz proyectado sobre la retina sea completamente “invisible” para el sujeto, lo cual da la posibilidad de realizar un amplio número de experimentos, en los que el observador puede hacer diferentes tareas visuales sin preocuparse, o sin verse afectado, por la fuente de iluminación del instrumento de medida [Fernández y Artal, 2008]. Dicho en otras palabras, con este tipo de iluminación se pueden efectuar medidas de las aberraciones en el ojo de un sujeto, mientras éste realiza cualquier tipo de tarea visual, sin que el haz usado para lograr los registros con el sensor de frente de onda, lo distraiga o incomode, permitiendo incluso estudiar los mecanismos visuales a bajos niveles de iluminación (en condiciones mesópicas o escotópicas), o con estímulos en diferentes colores, cuya percepción se vería afectada si sobre el campo visual fuera “visible” el haz de medida del sensor.

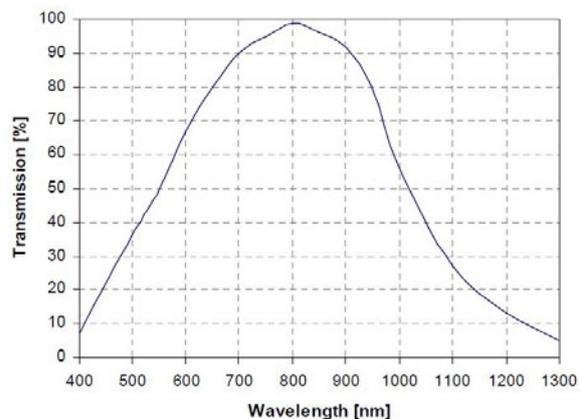
Con el interés de lograr un instrumento con las características anteriores, se plantea un nuevo sistema de H-S, en el cual se implementa una iluminación para el ojo en el rango de 1025 a 1075nm, lograda a través de una fuente de *Emisión Espontánea Amplificada* (Amplified Spontaneous Emission: Broadband ASE – 1 micron band, Multiwave Photonics, Portugal), cuyo espectro de emisión se muestra en la Figura 2.26.



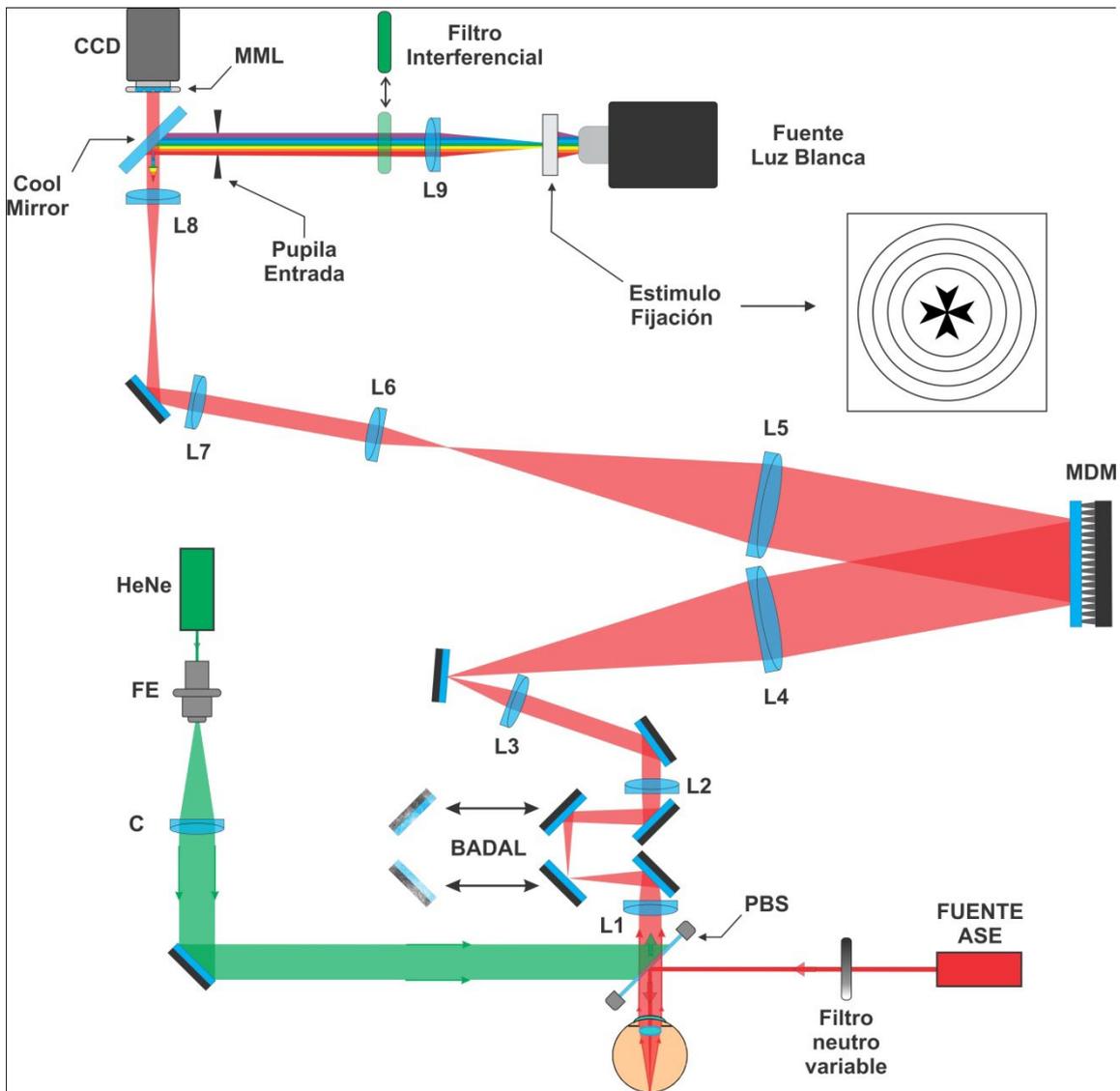
**Figura 2.26** Espectro de emisión de la fuente “Broadband ASE”, con emisión central en torno a 1049 nm, y un ancho de banda de ~50 nm. La curva superior corresponde a los valores de emisión dados en dBm/nm, y la curva inferior representa al mismo espectro, dado en mW/nm.

El montaje experimental para medir las aberraciones oculares en esta porción “invisible” del espectro del infrarrojo cercano, está compuesto esencialmente por un sensor de H-S construido alrededor de un sistema de *óptica adaptativa*, lo cual permite no solo obtener las medidas de las aberraciones, sino que además éstas pueden ser modificadas o manipuladas para explorar diferentes efectos sobre el sistema visual. En la Figura 2.28 se representa esquemáticamente el montaje de los componentes ópticos del sistema experimental, que en última instancia permite conjugar el plano de pupila del ojo con el arreglo de microlentes –MML- (con aperturas de  $300\mu\text{m}$  y focal de  $6\text{mm}$ ), que en este caso está sumido dentro de la propia montura de la cámara CCD (Hamamatsu C5999, Japón), de modo que el patrón de spots se proyecta directamente sobre el sensor de la cámara (localizado a la distancia focal de las microlentes), que está compuesto de un chip basado en Silicio, con un área activa de  $6.6 \times 8.8 \text{ mm}$ , y con una sensibilidad espectral que va hasta los  $1300 \text{ nm}$  de acuerdo a las especificaciones del fabricante (con una eficiencia cuántica mejorada en el infrarrojo cercano, máxima a  $800 \text{ nm}$ ; ver Figura 2.27), que la habilita para el registro en el rango de emisión de la fuente ASE.

Los demás elementos ópticos del sistema, tienen características y disposiciones similares a los *simuladores visuales de óptica adaptativa* presentados previamente en la literatura [Piers *et al.*, 2007; Artal *et al.*, 2010], y cuya descripción conceptual se puede ampliar en los trabajos de Fernández *et al.* y Piers *et al.* [Fernández *et al.*, 2002; Piers *et al.*, 2004]. En este sistema, el elemento dinámico empleado para la corrección o la manipulación del frente de onda proveniente del ojo, es un *espejo deformable de membrana* -MDM- (Membrane Deformable Mirror, Xinetics Inc., Devens MA, USA) de 3 pulgadas de diámetro, que posee 97 actuadores independientes que dan forma a la superficie del espejo, controlados en modo de *bucle cerrado* por medio de las medidas dinámicas obtenidas del sensor de H-S. Una descripción detallada de la aplicación y el control de este tipo de espejos, en el campo de la óptica visual, se puede consultar ampliamente en la literatura [Fernández y Artal, 2003; Porter, 2006].



**Figura 2.27** Respuesta espectral de la cámara Hamamatsu C5999, cuya eficiencia es máxima a  $800\text{nm}$  y decae hasta casi un  $5\%$  a  $1300\text{nm}$ .



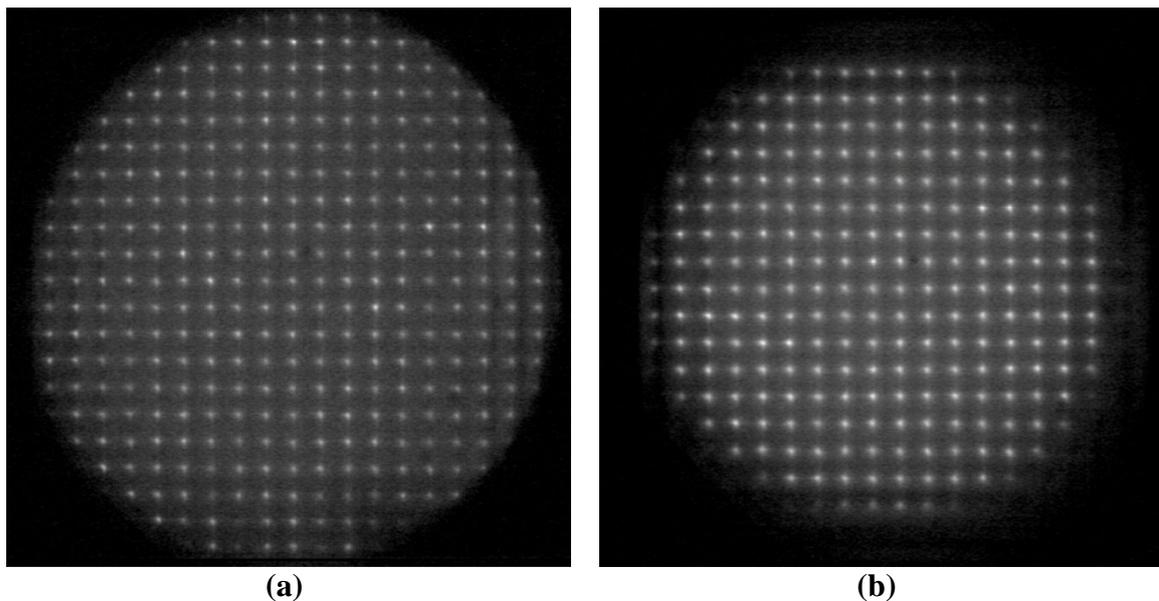
**Figura 2.28** Representación esquemática del sensor de Hartmann-Shack con Óptica Adaptativa y con una fuente infrarroja invisible (Fuente ASE: 1025-1075 nm), para medir las aberraciones del ojo sin afectar la fijación o la acomodación del sujeto. MDM = espejo deformable de membrana; L1 = lente con focal de 120mm; L2 = L7 = lentes con focal de 200mm; L3 = L6 = lentes con focal de 85mm; L4 = L5 = lentes con focal de 500mm; L8 = lente con focal de 100mm; L9 = lente con focal de 150mm; MML = matriz de microlentes (300 $\mu$ m de apertura, 6mm de focal); PSB = película divisora de haz (R = 0.08, T = 0.92); HeNe = láser a 532 nm; FE = filtro espacial; C = lente con focal de 200mm.

La superficie del MDM está conjugada ópticamente con el plano de pupila del ojo, de modo que pueda actuar directamente sobre el frente de onda. La conjugación de planos se logra por medio de las de lentes acromáticas L1, L2, L3 y L4, de las cuales las dos últimas forman un sistema *afocal*, y las dos primeras configuran un *Optómetro Badal*, que permite manipular o corregir el desenfoque en el sistema, desplazando la pareja de espejos en medio de dichas lentes; el control de este desplazamiento y por lo tanto del desenfoque, se realiza con un motor paso a paso conectado a un ordenador, con

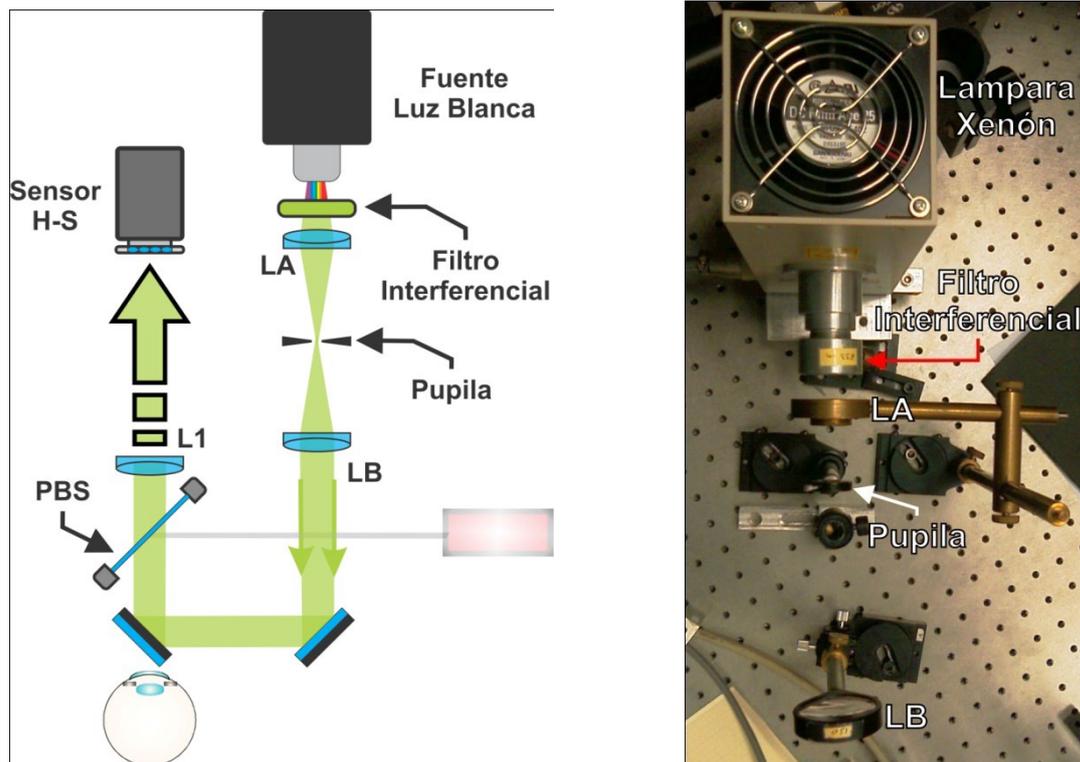
el que se pueden lograr variaciones en el desenfoque de  $0.35 \cdot 10^{-3}$  Dioptrías (D) por cada paso, en un rango de aproximadamente  $\pm 7D$ .

La superficie del MDM también está conjugada con el arreglo de microlentes del sensor, lo cual se logra a través de dos sistemas *afocales* adicionales (L5-L6 y L7-L8); en conjunto, todos los elementos del sistema producen un aumento de 0.83x entre el plano de pupila y el sensor de H-S. Cabe destacar el uso de lentes con capa antirreflejante y espejos con superficie de plata, que permiten reducir las pérdidas de luz en la región del espectro visible y en el infrarrojo cercano.

Un *espejo frío* (*cool mirror*), que actúa como un espejo semitransparente (refleja la luz visible y transmite la luz en el infrarrojo), ubicado en frente del sensor de H-S, permite proyectar estímulos a través del sistema de óptica adaptativa, de modo que el sujeto pueda observarlos con las modificaciones inducidas sobre las aberraciones oculares. En el caso particular mostrado en la Figura 2.28, el estímulo es una imagen fija (una cruz de malta en este caso) proyectada al infinito por medio de la lente L9 e iluminada por una fuente de luz blanca (policromática), con la opción de introducir filtros interferenciales para restringir el color de la proyección, generándose de este modo estímulos monocromáticos. Con pocos cambios, es posible pasar a una fuente de estímulos dinámica (como un monitor, un microproyector o un microdisplay), con la cual se pueden plantear medidas psicofísicas, que involucren de manera activa al sujeto.



**Figura 2.29** Imágenes de Hartmann-Shack obtenidos con el sistema descrito en la Figura 2.28, usando la fuente ASE (1025-1075nm), con una potencia de  $\sim 45\text{mW}$  sobre la córnea (valor un orden de magnitud menor al límite máximo recomendado para esta longitud de onda). (a) sujeto AM con pupila  $> 7.6\text{mm}$ ; (b) sujeto AD con pupila de  $6.5\text{mm}$ .



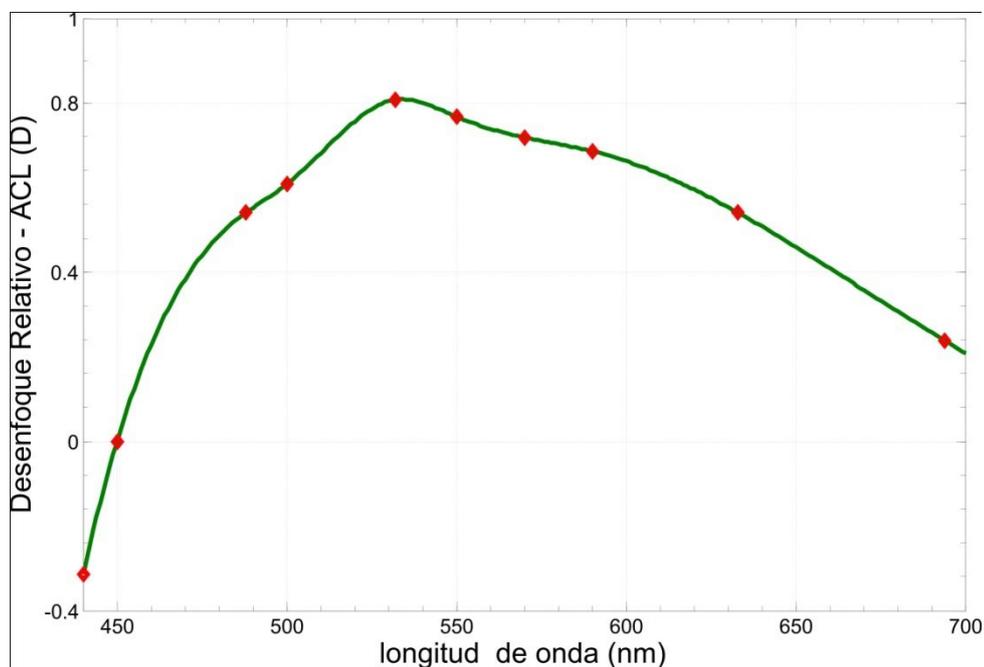
**Figura 2.30** Montaje óptico usado para medir la aberración cromática inducida por el sistema descrito en la Figura 2.28, del cual en esta representación y por simplicidad, se han omitido la mayoría de sus componentes. Por medio del sistema afocal conformado por las lentes LA-LB (con focales de 50mm y 150mm respectivamente) y la pupila tipo iris (ubicada en la intersección de las focales), se obtienen distintos frentes de onda planos monocromáticos, a partir de una fuente de Xenón y distintos filtros interferenciales en el rango visible del espectro.

Cabe destacar que en este sistema no hay control del *ruido de speckle*, puesto que éste ve reducido su efecto al usar una fuente de emisión con un ancho de banda de al menos 50nm (ver Figura 2.26) y una cámara con un registro a una tasa máxima de 30Hz<sup>27</sup>. Un ejemplo de las imágenes de H-S que se pueden obtener de este sistema se muestran en la Figura 2.29, donde se ha usado una potencia de ~45 mW sobre la córnea, lo cual está por debajo (al menos un orden de magnitud) del límite de seguridad establecido para la iluminación infrarroja usada en este sistema [ICNIRP, 2000]; en el caso presentado en la Figura 2.29 (a), se puede apreciar el efecto de “viñeteo” producido por la apertura del MDM (3 pulgadas), sobre el cual hay un aumento de 9.8x respecto al plano de pupila del ojo; dicho “viñeteo” restringe el tamaño máximo de pupila que se puede medir con el instrumento (teóricamente 7.77mm de diámetro, ~7.6mm en la práctica).

<sup>27</sup> Se puede comparar con los valores manejados en los sistemas de la sección 2.1.1: láser a 788 nm con ancho de banda de 3.4 nm y cámara CCD con registro a una tasa de 200Hz.

Finalmente, el instrumento también está dotado de una vía de iluminación colimada, con la cual se genera la *referencia* del sistema, que es de importancia al determinar las aberraciones monocromáticas inducidas por los propios componentes ópticos del instrumento, además de ayudar en la calibración del sensor de H-S y del MDM.

La opción de usar este instrumento en conjunción con estímulos policromáticos, hace necesaria también la caracterización de la *aberración cromática longitudinal* (ACL) que pueda ser inducida por el conjunto total de elementos ópticos involucrados. Tal caracterización se basó en medidas usando el propio sensor de H-S del sistema, sobre frentes de onda *planos* de diferentes longitudes de onda (en el rango visible del espectro), generados con la ayuda de una fuente de luz blanca (lámpara de Xenón), introducidos dentro del sistema a través de la misma ruta que sigue el frente de onda que emerge del ojo en la Figura 2.28, tal como se detalla en la Figura 2.30. Este método de caracterización es equivalente al descrito por Artal *et al.* para una *placa acromatizadora*, en conjunción con un *simulador visual* similar al descrito en esta sección [Artal *et al.*, 2010]. De este modo, usando esta configuración con filtros interferenciales a 440nm, 450nm, 488nm, 500nm, 532nm, 550nm, 570nm, 590nm, 633nm y 694nm, se toman las respectivas imágenes de H-S, de donde se obtienen los términos de desenfoque para cada



**Figura 2.31** Medidas de desenfoque relativo inducido por todos los elementos ópticos del montaje descrito en la Figura 2.28, usando la configuración detallada en la Figura 2.30. Valores obtenidos para 10 puntos en el rango visible del espectro, usando filtros interferenciales en 440nm, 450nm, 488nm, 500nm, 532nm, 550nm, 570nm, 590nm, 633nm y 694nm (relativos al valor de desenfoque en 450nm). La curva mostrada en la gráfica, describe un ajuste 'spline' sobre los datos experimentales, representando el comportamiento de la Aberración Cromática Longitudinal (ACL) del sistema.

una de estas longitudes de onda.

En la Figura 2.31 se muestran los resultados experimentales obtenidos de la medida de la ACL y la respectiva curva de ajuste que caracteriza el sistema para todo el rango visible del espectro, referida a la longitud de onda en 450nm. Partiendo de esta información, se puede proceder a realizar medidas de ACL sobre ojos reales, teniendo en cuenta el valor de ACL inducido por el propio sistema de medida.

---

---

## CAPÍTULO 3. APLICACIONES Y RESULTADOS

---

---

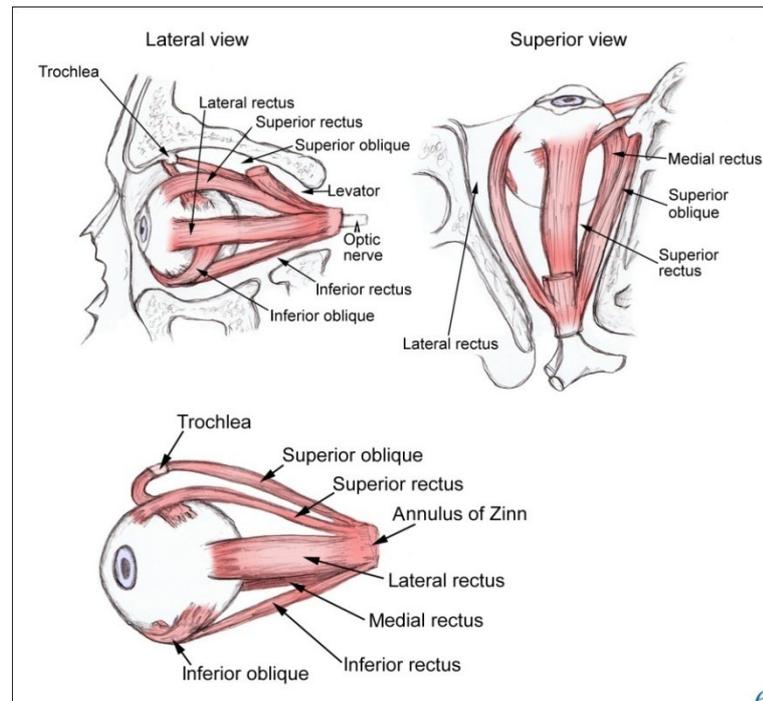
En el presente capítulo, se hace uso de los distintos instrumentos de medida y métodos, detallados en el capítulo 2, para lo cual se presentan tres experimentos, donde se han realizado medidas sistemáticas en sujetos reales, abordando casos precisos, que persiguen el estudio de distintos parámetros dinámicos en el ojo.

En concreto, en el primer experimento se utiliza uno de los montajes del *sensor de Hartmann-Shack de alta resolución temporal*, para cuantificar los posibles efectos que tiene el cambio en la línea de mirada (o la torsión del ojo) sobre las aberraciones oculares [Prado et al., 2009]. El siguiente experimento analiza las potenciales modificaciones que puede generar sobre las medidas de aberraciones, el hecho de contar con una visión monocular o binocular, para lo cual se ha empleado el diseño del *sensor de Hartmann-Shack de campo amplio* [Mira-Agudelo et al., 2009]. Y para concluir, se hace uso del *sensor de Hartmann-Shack con iluminación invisible*, para intentar responder a la pregunta de si en el ojo existe una longitud de onda “preferida” para enfocar estímulos policromáticos, lo cual exhibiría una de las posibles relaciones entre la aberración cromática del ojo humano y el mecanismo de acomodación [Mira-Agudelo et al., 2010].

### ***3.1 Efecto del cambio de la línea de mirada sobre las aberraciones oculares***

Diferentes estudios han explorado varios aspectos de las aberraciones oculares: sus dependencia relativa a la edad [Artal, Berrio, et al., 2002], la acomodación [Atchison et al., 1995; Fernández y Artal, 2005; Zhu et al., 2006], sus dinámicas temporales [Hofer, Artal, et al., 2001; Li y Geunyoung Yoon, 2006], su relación con otros parámetros como el ritmo cardiopulmonar [Hampson et al., 2005; Zhu et al., 2004], entre otros.

Hay sin embargo un tema de posible influencia sobre estos parámetros ópticos del ojo, que ha recibido menos atención, relacionado con la manera en la que se pueden ver afectadas las aberraciones oculares, cuando cambia la posición de la línea de mirada (gaze). Dicha influencia, si existe, se puede deber en principio, a las tensiones al que se ve sometido el globo ocular



**Figura 3.1** Anatomía de los músculos extraoculares. Tomado de: **[Graham, 2009]**

por los músculos extraoculares (ver Figura 3.1), especialmente en los ángulos de la línea de mirada extremos, afectando la forma o algunas características de los distintos componentes del ojo, provocando en mayor o menor medida, algún cambio en el patrón de aberraciones oculares.

El estudio de este tema, además de proveer datos interesantes respecto a la biomecánica ocular, también podría dar algunas pistas sobre fuentes de influencia en las fluctuaciones y dinámica de las aberraciones oculares. La posible existencia de esta particular relación entre las aberraciones y la línea de mirada, proporcionaría también una conexión entre las aberraciones y la visión binocular, donde los movimientos correlacionados en la línea de mirada de cada ojo (o su vergencia), generarían variaciones o dinámicas igualmente correlacionadas (aunque seguramente no idénticas) sobre determinados términos de las aberraciones de los respectivos ojos.

Algunos trabajos anteriores en este campo han sido elaborados por Buehren et al. [2003], quienes midieron las aberraciones corneales en personas que habían estado leyendo. En dicho estudio se encontraron algunos cambios significativos en las aberraciones después de una hora de lectura, especialmente en los términos de astigmatismo primario ( $Z_2^2 = Z_5$ ), en el coma vertical ( $Z_3^{-1} = Z_7$ ) y en el trifoil

horizontal ( $Z_3^3 = Z_9$ )<sup>28</sup>. Algunos sujetos mostraron cambios estadísticamente significativos en el poder refractivo local de algunas regiones particulares de la pupila. Dichas regiones se localizaron, en la mayoría de los casos, en la zona superior y/o inferior de la pupila, debido probablemente a un efecto de la presión de los párpados.

Por otra parte, un trabajo reciente [Radhakrishnan y Charman, 2007] presenta resultados sobre los cambios refractivos del ojo con la línea de mirada, con unos altos niveles de variabilidad entre sujetos. En dichas medidas, solo unos pocos sujetos mostraron evidencia de una ligera tendencia sistemática en la dependencia del error refractivo con la línea de mirada, siendo más relevante para las posiciones en la dirección temporal. Sin embargo, estas tendencias parecen desaparecer en las aberraciones de alto orden.

En este contexto, se plantea un experimento con el ánimo de estudiar e identificar los posibles cambios registrados en las aberraciones, inducidos por diferentes posiciones en la línea de mirada (torsión del ojo), para lo cual se realizan medidas en una pequeña muestra de ojos normales, usando una de las versiones del *sensor de Hartmann-Shack de alta resolución temporal*.

Cabe notar en este punto, que el enfoque de este experimento difiere del de Buehren en dos puntos principales: se obtienen medidas de las aberraciones globales del ojo y no sólo las corneales, y con dichas medidas se buscan variaciones de corto plazo de las aberraciones, generados inmediatamente después de que se posiciona la línea de mirada en diferentes ángulos, teniendo en cuenta sólo “torsiones” horizontales del ojo, desde la posición primaria del eje de mirada.

Fisiológicamente, en los movimientos de abducciones (movimientos horizontales del ojo que alejan la línea de mirada de la nariz) el músculo extraocular *rectus lateral* se contrae y el *rectus medio* se relaja, mientras en las aducciones (movimientos horizontales del ojo que acercan la línea de mirada hacia la nariz) ocurre lo contrario, esto es, el *rectus medio* se contrae mientras el *rectus lateral* se relaja (ver Figura 3.1)<sup>29</sup>. Estos músculos extraoculares ejercen su acción sobre el globo ocular y parece razonable esperar que si

---

<sup>28</sup> La notación usada para la descomposición modal de la función de aberración, está de acuerdo con el estándar de la OSA. Ver Tabla 1.1.

<sup>29</sup> Más información sobre los músculos extraoculares y sus inserciones en la órbita se pueden encontrar en: [Tunnacliffe, 1993].

hay alguna distorsión en la forma del globo ocular, esta debería producir astigmatismo y afectar a los términos de aberración como el coma, cuyos ejes están orientados a lo largo de la dirección de la tensión resultante.

En los próximos apartados se aborda esta hipótesis de trabajo, para lo cual se analizarán los posibles cambios en las aberraciones, obtenidos de series completas de medidas.

### **3.1.1 Medida de las aberraciones oculares en relación a la línea de mirada**

El instrumento usado en este experimento para medir las aberraciones, es el *sensor de Harmann-Shack de alta resolución temporal*, implementado con el esquema de *película vibrante simplificado* para la reducción de ruido *speckle* (ver sección 2.1, en particular el apartado 2.1.1.2, además del diagrama esquemático de la Figura 2.10). Se ha mostrado que con este sistema se obtiene una buena relación “señal/ruido” en las medidas dinámicas de las aberraciones (ver el apartado 2.1.2.4).

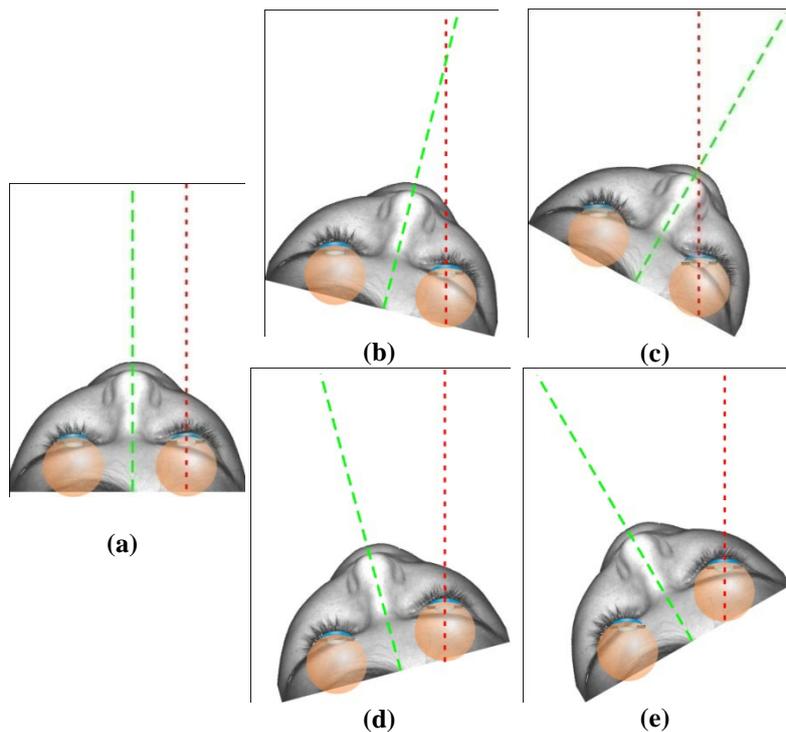
En este experimento, los sujetos usaron una impronta dental montada en una base rotatoria, que permite girar la cabeza mientras se mantiene la fijación. De este modo, el sujeto puede lograr voluntariamente, las torsiones requeridas sobre el ojo, garantizando una apropiada estabilidad de la cabeza y del área sobre la pupila (y la retina) de la que se obtienen las medidas.

Con este instrumento se midieron los ojos derechos (OD) de tres sujetos normales, sin patologías oculares: PA, miope de 1.5 D (46 años); AM, emétrope (27 años); y PP, emétrope (25 años). Las imágenes de H-S fueron grabadas para diámetros de pupila naturales, que bajo las condiciones de iluminación usadas en el experimento, fueron siempre superiores a la pupila de 4mm usada para la reconstrucción del frente de onda, lo cual aseguró en todo momento el adecuado muestreo (número de spots) en las medidas.

Para el protocolo de medidas, se eligieron 5 posiciones de línea de mirada, siguiendo este orden: posición primaria ( $0^\circ$ ); posiciones de adducción a 15 grados ( $15^\circ\text{N}$ ) y 30 grados en dirección nasal ( $30^\circ\text{N}$ ); y posiciones de abducción en 15 grados ( $15^\circ\text{T}$ ) y 30

grados ( $30^{\circ}\text{T}$ ) (ver Figura 3.2). La pupila del ojo se mantuvo en un plano conjugado con las microlentes para todas las posiciones de línea de mirada. Para cada una de dichas posiciones se adquirieron secuencias de 200 imágenes (es decir 1 segundo por secuencia). Entre dos series de medidas el sujeto tenía un descanso, cerrando sus ojos cuando las tomas se hacían en una misma posición de mirada y retirándose del sistema antes de comenzar una nueva serie en una posición de mirada diferente.

La pupila del sujeto se centró usando el sistema de referencia de las microlentes, con un error en el posicionamiento estimado de alrededor de  $200\ \mu\text{m}$  (dos veces el tamaño de las subaperturas de las microlentes). Las cuatro series de medidas en cada posición de mirada se tomaron en unos 2 minutos. Para cada sujeto, la totalidad de series se adquirieron en 30 minutos aproximadamente.



**Figura 3.2** Posiciones en la línea de mirada, obtenidas al girar la cabeza y mantener como estímulo fijo al haz láser infrarrojo (línea punteada roja). (a) posición primaria ( $0^{\circ}$ ); (b) posición de adducción a 15 grados ( $15^{\circ}\text{N}$ ) y a (c) 30 grados en dirección nasal ( $30^{\circ}\text{N}$ ); (d) posición de abducción a 15 grados ( $15^{\circ}\text{T}$ ) y a (e) 30 grados en dirección temporal ( $30^{\circ}\text{T}$ ).

Las secuencias de imágenes de H-S, fueron procesadas con el software CamWin, el cual implementa los algoritmos de detección de los centroides de cada spot, sus respectivos desplazamientos respecto a la posición de referencia y la posterior reconstrucción modal del frente de onda, tal como se detalló en la sección 1.2.1. En este caso, la reconstrucción se hizo con 35 polinomios de Zernike (hasta el séptimo orden), obteniéndose por lo tanto igual número de coeficientes de la expansión (ver ecuaciones (1.1) y (1.18)).

### 3.1.2 Resultados

Con la intención de conocer si hay alguna tendencia en los cambios de la magnitud de cada coeficiente de Zernike con la línea de mirada, se calcularon sus valores medios y sus desviaciones estándar en cada posición de mirada particular, usando los datos de todas las series de medidas tomadas para cada sujeto, como:

$$c_{jk} = \frac{1}{S N} \sum_{s=1}^S \sum_{n=1}^N c_{jksn} = \langle c_{jksn} \rangle_{sn} \quad (3.1)$$

$$\sigma_{jk} = \sqrt{\frac{1}{S N - 1} \sum_{s=1}^S \sum_{n=1}^N (c_{jksn} - \langle c_{jksn} \rangle_{sn})^2} \quad (3.2)$$

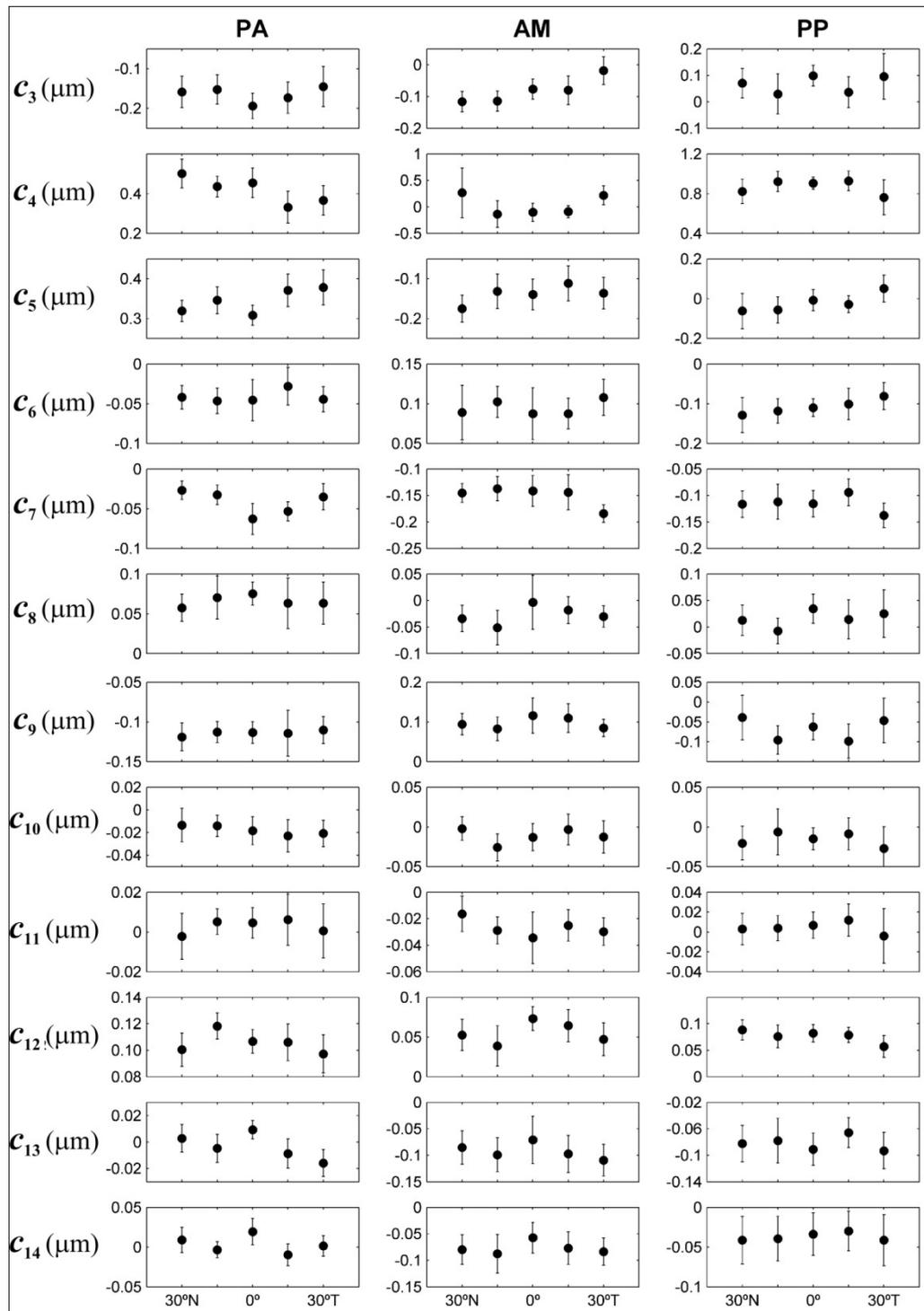
donde el subíndice  $j$  es el índice del correspondiente modo de Zernike,  $k = 1, \dots, K$  (con  $K = 5$ ) representa las 5 posiciones de mirada analizadas en este experimento (desde  $30^\circ N$  hasta  $30^\circ T$  respectivamente),  $s$  es el índice que etiqueta cada serie de medida de aberraciones en posiciones de mirada fijas ( $s = 1, \dots, S$ , con  $S = 4$ ) y  $n$  es el índice que identifica cada imagen de H-S tomada dentro de cada serie ( $n = 1, \dots, N$ , con  $N = 200$ ). La notación de brackets “ $\langle \rangle_{pq}$ ” indica un “promedio sobre las variables  $p$  y  $q$ ” (como queda indicado en la ecuación (3.1)).

Cada fila de gráficas en la Figura 3.3, muestra la evolución del valor medio del correspondiente coeficiente de Zernike, para las cinco posiciones de mirada (ecuación (3.1)). Las barras de error corresponden a la desviación estándar, calculada de acuerdo a la ecuación (3.2). Aunque aquí solo se muestra el comportamiento de los coeficientes de Zernike hasta el modo número 14 (hasta el cuarto orden), se encontró que los demás coeficientes de más alto orden, siguen tendencias similares.

Los cambios en los coeficientes de Zernike para las distintas posiciones de mirada, aparentan ser significativas en estas gráficas (ver por ejemplo el comportamiento del desenfoque  $c_4$ ). Sin embargo, la variabilidad de los coeficientes de Zernike en cada posición individual de la línea de mirada, es relativamente alta. Para explorar cuantitativamente el significado de estas diferencias, se aplicó a cada coeficiente un test de *chi-cuadrado* [Frieden, 1991]. Para aplicar el mencionado test, hay que partir de una “hipótesis” inicial, que en este caso consistirá en suponer que los “diferentes términos de

las aberraciones oculares, son constantes a lo largo de las distintas posiciones de mirada y que su magnitud es igual al promedio (a lo largo de las posiciones) de los valores medios calculados por la ecuación (3.1)''.

Para comprobar (o rechazar) dicha hipótesis, se calcula el parámetro  $\chi_j^2$



**Figura 3.3.** Valores medios de los coeficientes de Zernike para los modos  $j = 3$  hasta 14 (orden OSA), para cinco posiciones diferentes de mirada (30°N, 15°N, 0°, 15°T, 30°T) de los ojos PA, AM y PP. Las barras de error corresponden a una-vez la desviación estándar de los datos.

(*chi-cuadrado*) para cada coeficiente de Zernike *j*-ésimo, que usando la notación descrita anteriormente, queda expresado por:

$$\chi_j^2 = \sum_{k=1}^K \frac{(\langle c_{jksn} \rangle_{sn} - \langle \langle c_{jksn} \rangle_{sn} \rangle_k)^2}{\sigma_{jk}^2} \quad (3.3)$$

La Figura 3.4 muestra los valores de  $\chi_j^2$  obtenidos para los modos  $j = 3, \dots, 14$ . En dichas figuras, las líneas horizontales corresponden al valor *chi-cuadrado crítico* ( $\chi_c^2$ ); si un valor de  $\chi_j^2$  sobrepasa la línea de  $\chi_c^2$ , se considera que dicho coeficiente *no cumple* la hipótesis del test, es decir que su valor cambia significativamente entre las distintas posiciones de mirada, aunque la validez de dicha afirmación está limitada a un “nivel de confianza”  $P$ , relacionado con el *chi-cuadrado crítico* por:

$$P(v; \chi_c^2) = \int_0^{\chi_c^2} \frac{u^{v/2-1} e^{-u/2}}{2^{v/2} \Gamma(v/2)} du \quad (3.4)$$

donde  $v$  representa los *grados de libertad* del conjunto de datos, que para este caso es  $v = K - 1$ <sup>30</sup>. La solución de la integral (3.4) se realiza numéricamente, y por lo general se emplean tablas que relacionan los distintos parámetros en dicha ecuación. Para este caso concreto, se emplea la tabla con la cual, dados el número de grados de libertad  $v$  y un “nivel de confianza”  $P$ , se obtiene el correspondiente  $\chi_c^2$  [Frieden, 1991].

De este modo, en la Figura 3.4, el valor de  $\chi_c^2$  se ha calculado en cada sujeto, para un “nivel de confianza” en el cual se puede considerar que al menos unos pocos coeficientes *violan* la hipótesis de valor constante.

Estos niveles de confianza son bastante bajos (alrededor de  $P = 0.60$  para PA y AM, y  $P = 0.20$  para PP), como para aceptar que algún cambio significativo ha sido detectado en los términos de Zernike.

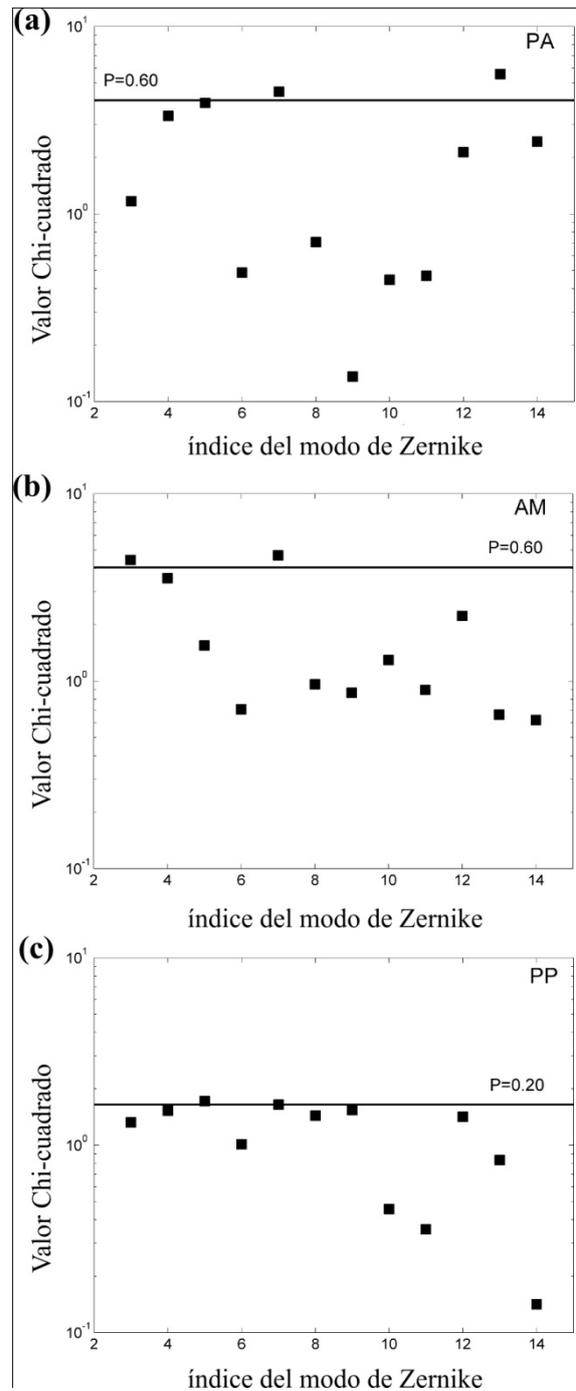
Además, se ha calculado  $\chi^2$  para el RMS total y de alto orden (AORMS)<sup>31</sup> de las aberraciones de los sujetos, obteniendo los resultados que se presentan en la Tabla 3.1.

<sup>30</sup> Se tienen  $K = 5$  posiciones de la línea de mirada, para las cuales se está realizando el test, pero el número de grados de libertad se ve reducido a  $K - 1$ , puesto que el hipotético valor *constante* del respectivo coeficiente se calcula como el promedio de los datos de cada posición.

<sup>31</sup> Ver definiciones en la página 16.

Con estos valores se intenta observar el comportamiento “global” de la variación de las aberraciones, respecto a las posiciones de mirada ya mencionadas, pero de nuevo los “niveles de confianza”  $P$  encontrados son, en general, bajos, lo cual impide “suponer categóricamente” la violación de la hipótesis de *valor constante*. O dicho de otro modo: de los datos obtenidos no se puede afirmar que exista una variación en el valor medio de las aberraciones, con relación a la posición de la línea de mirada. Sólo para el sujeto AM se obtiene un nivel de confianza alto ( $P = 0.86$ ) para el RMS, no siendo así para el respectivo AORMS (0.09); ello puede indicar que la variabilidad se concentra en los términos de aberración de bajo orden (astigmatismo y desenfoque), los cuales de manera independiente, difícilmente llegan a un nivel de confianza de  $P = 0.6$  (ver Figura 3.4 (b)).

Por supuesto, la existencia de las referidas variaciones en las aberraciones no puede ser excluida, pues los resultados del test de *chi-cuadrado*, con los que se analizan las diferencias observadas en los coeficientes de Zernike (y el RMS) entre las distintas posiciones de mirada, también pueden estar influenciados por efectos puramente aleatorios, que incrementan la variabilidad exhibida en cada posición de mirada.



**Figura 3.4** Valor  $\chi_j^2$  para cada coeficiente de Zernike a través de las cinco posiciones de mirada del experimento. La línea sólida corresponde al valor  $\chi_c^2$  (chi-cuadrado crítico) obtenido con el nivel de confianza  $P$  indicado en cada caso.

**Tabla 3.1** Chi-cuadrado y correspondiente nivel de confianza (de ruptura de la hipótesis de valor constante) para el RMS total y de alto orden (AORMS) de las aberraciones de cada sujeto.

Sujetos	$\chi^2$ RMS	Nivel de Confianza (P)	$\chi^2$ AORMS	Nivel de Confianza (P)
PA	1.6605	0.23	1.6983	0.23
AM	6.9374	0.86	0.8753	0.09
PP	1.2496	0.12	0.4090	0.02

Para considerar dicho efecto, se estudió la variabilidad de los coeficientes de aberración entre las diferentes series de medidas tomadas para una posición fija; por ejemplo, en la posición de mirada principal ( $0^\circ$ ).

De este modo, se calcula el valor medio del  $j$ -ésimo coeficiente de Zernike promediado sobre todas las imágenes de H-S de las  $s$ -ésimas series tomadas a  $0^\circ$ , y la correspondiente desviación estándar, que de manera similar a las ecuaciones (3.1) y (3.2), se expresan como:

$$c_{j0^\circ s} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N c_{j0^\circ sn} = \langle c_{j0^\circ sn} \rangle_n \quad (3.5)$$

$$\sigma_{j0^\circ s} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (c_{j0^\circ sn} - \langle c_{j0^\circ sn} \rangle_n)^2} \quad (3.6)$$

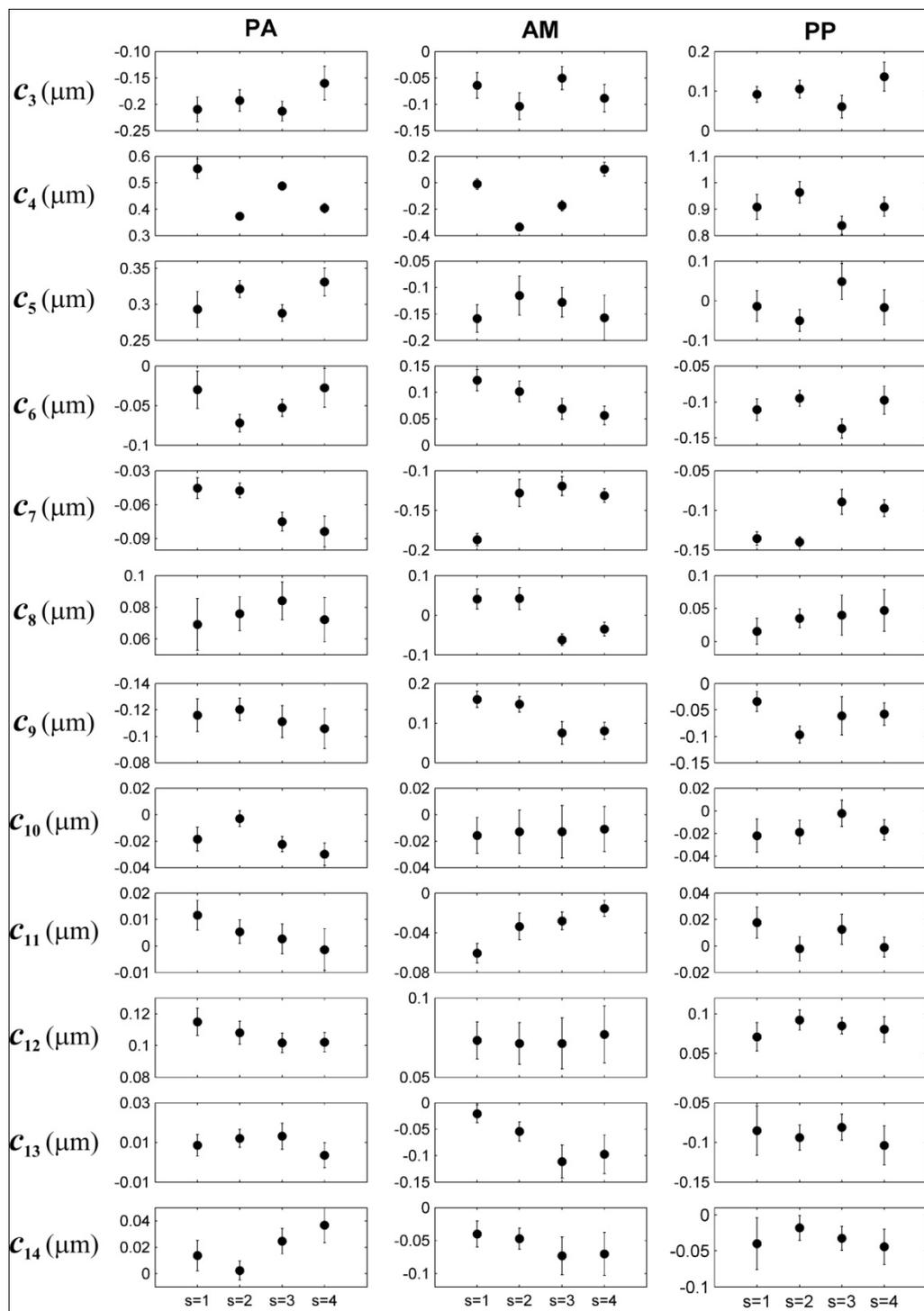
La Figura 3.5 muestra los valores medios de los diferentes modos de aberración, calculados con la ecuación (3.5), para las cuatro series de medidas ( $S = 4$ ) tomadas en la posición de mirada primaria. Las barras de error son la desviación estándar de los datos, calculada de acuerdo a la ecuación (3.6).

En esa misma figura, parece claro para algunos términos de aberración, que sus valores medios registrados en cada serie de medidas no permanecen constantes.

Para dar validez a dicha afirmación, se emplea una vez más el procedimiento usado para analizar las variaciones de los términos de aberraciones, a lo largo de las posiciones de mirada; es decir, se utiliza el test *chi-cuadrado*, aplicado en este caso sólo a las 4 series ( $S$ ) de la posición primaria de mirada ( $0^\circ$ ), para cuantificar si son significativos los cambios de las aberraciones, a través de dichas series de datos obtenidas en una posición fija. De este modo se calcula el valor  $\chi_{j0^\circ}^2$  para cada sujeto y cada término de aberración:

$$\chi_{j0^\circ}^2 = \sum_{s=1}^S \frac{(\langle c_{j0^\circ sn} \rangle_n - \langle \langle c_{j0^\circ sn} \rangle_n \rangle_s)^2}{\sigma_{j0^\circ}^2} \quad (3.7)$$

donde de nuevo se ha propuesto la hipótesis inicial de que el  $j$ -ésimo coeficiente es igual a su valor promediado a lo largo de las series y no cambia entre ellas.

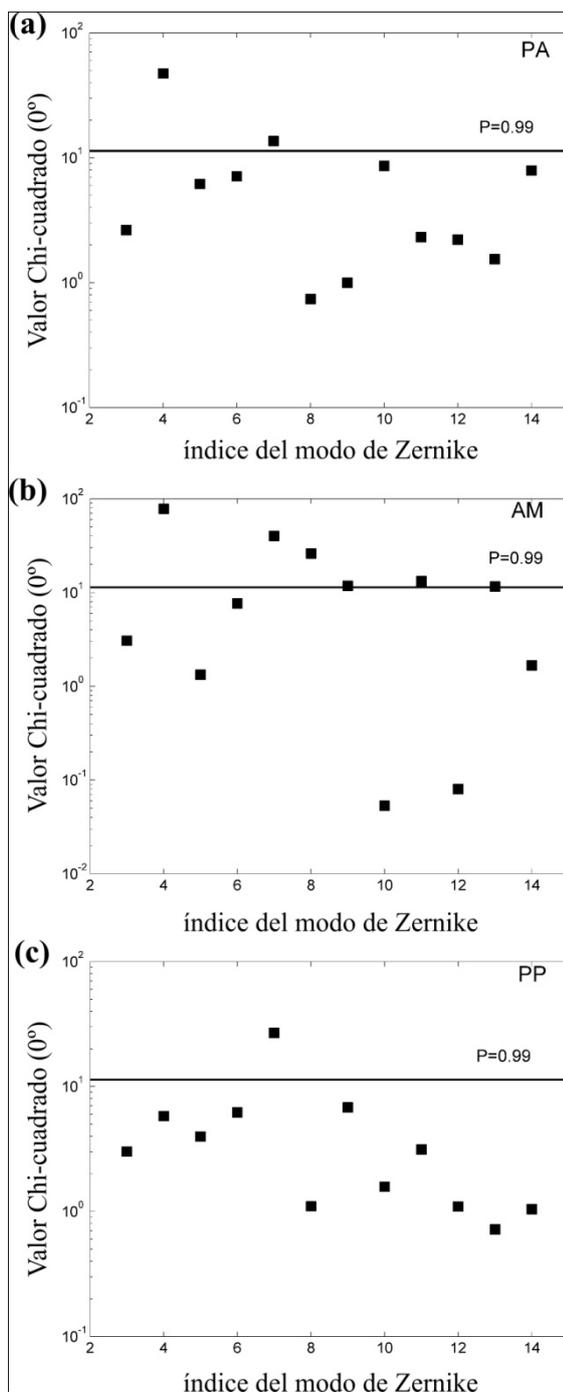


**Figura 3.5.** Valores medios de los coeficientes de Zernike para los modos  $j = 3$  hasta 14 (orden OSA), para las cuatro series tomadas en la posición de mirada primaria ( $0^\circ$ ), con los sujetos PA, AM y PP. Las barras de error representan una-vez la desviación estándar de los datos.

La Figura 3.6 muestra los valores de  $\chi_{j0^\circ}^2$  para cada coeficiente de Zernike, a lo largo de las cuatro series de medidas de las aberraciones, en la posición primaria de mirada ( $0^\circ$ ), para los sujetos PA, AM y PP. De nuevo, las líneas horizontales corresponden a los valores de  $\chi_c^2$  (*chi-cuadrado crítico*), obtenidos para el “nivel de confianza”  $P$  indicado en la gráfica de cada sujeto. Para los tres ojos analizados, al menos uno (o varios) coeficientes “rompen” la hipótesis de *valor constante* ( $\chi_{j0^\circ}^2 > \chi_c^2$ ), con un altamente significativo 99% de nivel de confianza ( $P = 0.99$ ).

Estos resultados dan soporte al argumento planteado en las páginas anteriores, de que no se puede descartar la existencia de “variaciones en las aberraciones” debidas a cambios en la posición de mirada, pues las medidas de aberración obtenidas en las posiciones de mirada fijas, sufren a su vez de una variabilidad aleatoria, que puede estar enmascarando las verdaderas variaciones sufridas al cambiar la posición de mirada.

Un paso natural para continuar en este estudio, es retomar todos los datos obtenidos de las medidas, y hacer su análisis con otras herramientas, evitando la pérdida de información que forzosamente ocurre cuando se simplifican los datos, usando por ejemplo sus valores medios.



**Figura 3.6** Valores de  $\chi_{j0^\circ}^2$  para cada coeficiente de Zernike, a través de las cuatro series en la posición primaria de mirada, para los sujetos PA, AM y PP. La línea sólida corresponde al valor  $\chi_c^2$  (chi-cuadrado crítico) ajustado al nivel de confianza  $P$  indicado en cada caso.

De este modo, se propone un análisis de la “dinámica” de las trazas temporales de los datos de aberraciones, obtenidas de cada serie de medidas, para los casos y sujetos estudiados. Como ya se mencionó en la sección 2.1.2.3, una estrategia para lograr la exploración y la comparación de las fluctuaciones temporales de un frente de onda, es llevar los datos a un espacio de frecuencias, para lo cual se calcula la Densidad de Potencia Espectral (PSD) sobre las trazas temporales del RMS de las aberraciones registradas en cada serie de medidas (se toma el RMS como parámetro global para cuantificar las variaciones en el frente de onda).

La PSD está definida como se indica en la sección 2.1.2.1 (en particular en la ecuación (2.2)), aplicada en este caso sobre los valores del RMS y no de la intensidad  $I$ . De este modo, para cada secuencia de 1 segundo ( $T = 1s$  en la ecuación (2.2)) registrada con el sensor de H-S de alta resolución temporal (200 tomas por segundo), en cada posición de mirada y para cada sujeto, se calcula la respectiva PSD, que entregará información sobre la dinámica de las variaciones del RMS, con una resolución de 1 Hz, en un rango de [0-100] Hz.

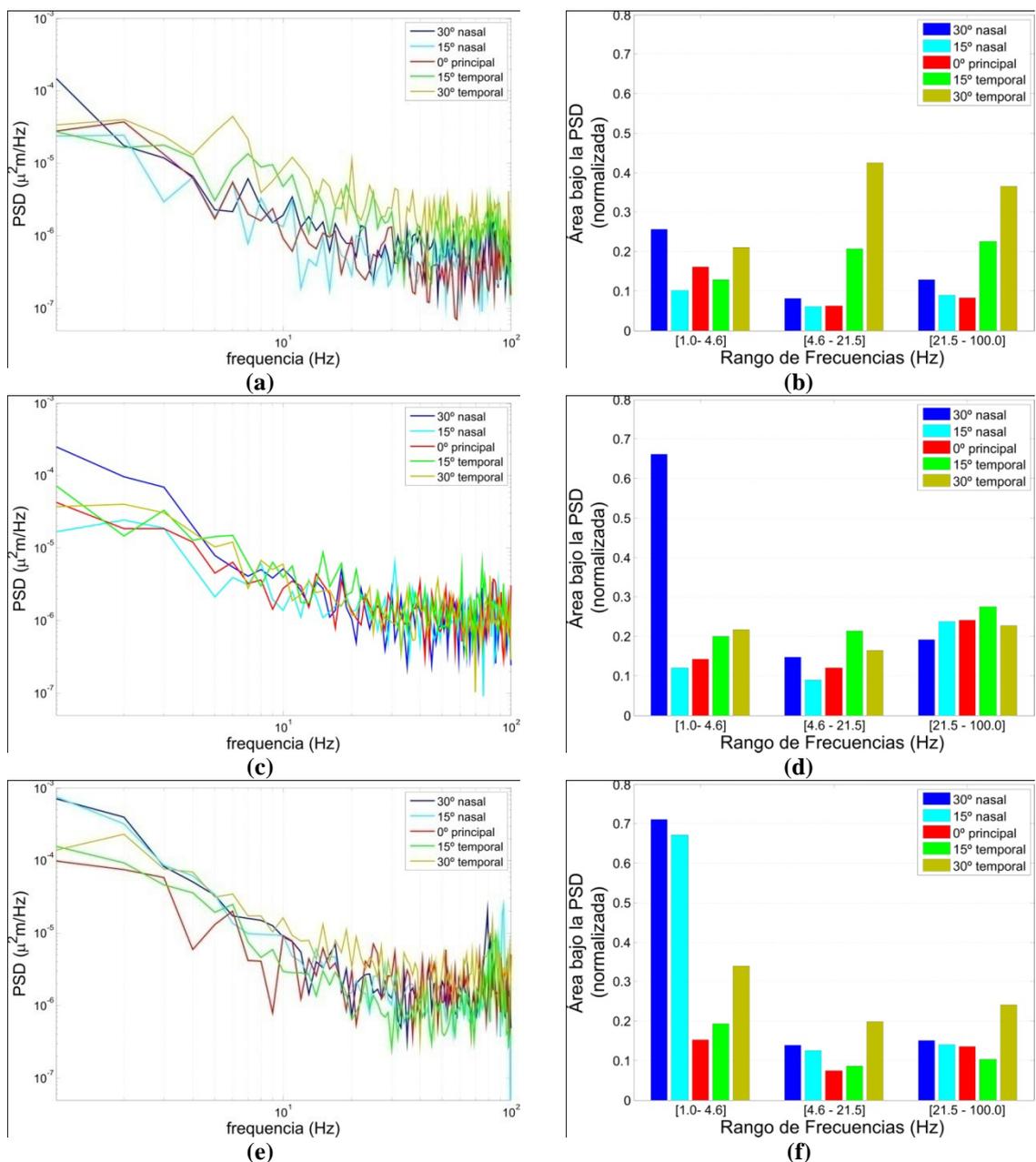
Siguiendo esta metodología, se obtienen los resultados que se presentan en la Figura 3.7, donde se pueden ver las comparaciones entre las dinámicas registradas sobre las aberraciones, para las distintas condiciones impuestas en este experimento.

En las gráficas (a), (c) y (e) de la Figura 3.7, se exhiben las propias curvas del PSD promedio del RMS, obtenidas con las medidas en los sujetos PA, AM y PP (respectivamente), para cada una de las cinco posiciones de mirada evaluadas.

En dichas gráficas parece haber una pequeña tendencia, que muestra una mayor dinámica de las aberraciones para los casos de posición de mirada extremos (30° nasal y 30° temporal), en comparación con el caso de posición de mirada principal (a 0°); ello se puede apreciar, siguiendo por ejemplo, los valores de la curva azul (caso 30° nasal) y la curva roja (caso 0° principal), por lo menos para un rango de bajas frecuencias (<10Hz) para los sujetos AM y PP (ver gráficas (c) y (e) de la Figura 3.7).

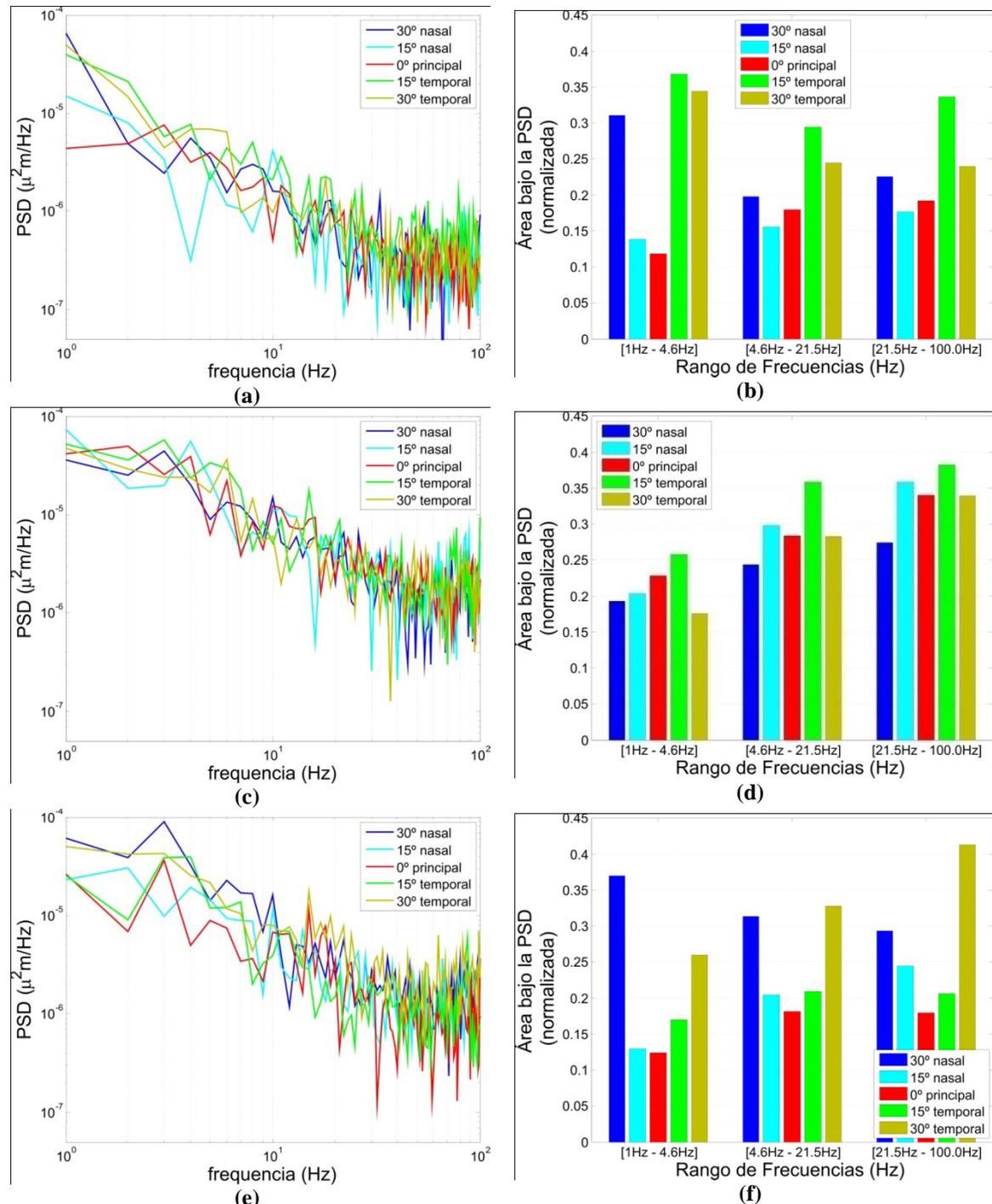
Para cuantificar las diferencias entre los distintos espectros de potencia evaluados para cada sujeto, se calculan las *áreas bajo la curva* de cada PSD, divididas en tres rangos de frecuencia: [1.0-4.6 Hz], [4.6-21.5 Hz] y [21.5-100.0 Hz]. En las gráficas (b), (d) y (f) de la Figura 3.7, se comparan dichas áreas, tomadas en los rangos mencionados,

para cada uno de los sujetos (PA, AM y PP, respectivamente). Estas gráficas muestran la tendencia de una mayor dinámica (mayor valor del área) en los casos extremos de la posición de mirada, comparadas con la posición principal de mirada. No obstante, los detalles de dichas tendencias, a lo largo de las posiciones de mirada, no son iguales ni para los distintos rangos de frecuencia en los que se dividieron las áreas, ni para los diferentes sujetos.



**Figura 3.7** Comparación sobre la dinámica de las aberraciones oculares, en relación a las distintas posiciones de mirada descritas para el experimento y para los tres sujetos medidos: (a) y (b), sujeto PA; (c) y (d), sujeto AM; (e) y (f), sujeto PP. En (a), (c) y (e), se presentan los espectros de potencia (PSD) promedio, calculados sobre las trazas del RMS obtenidos en cada posición de mirada. En (b), (d) y (f), se cuantifican las diferencias de cada una de las curvas de PSD, por medio del cálculo del área bajo la respectiva curva, analizada en tres zonas distintas del rango de frecuencias.

Algo similar ocurre al considerar sólo la dinámica de las aberraciones de alto orden, las cuales han sido analizadas con un procedimiento idéntico al descrito en los párrafos anteriores, aplicado en este caso a las trazas del AORMS de los distintos frentes de onda registrados (se incluyen los términos de aberración desde el tercer al séptimo orden).

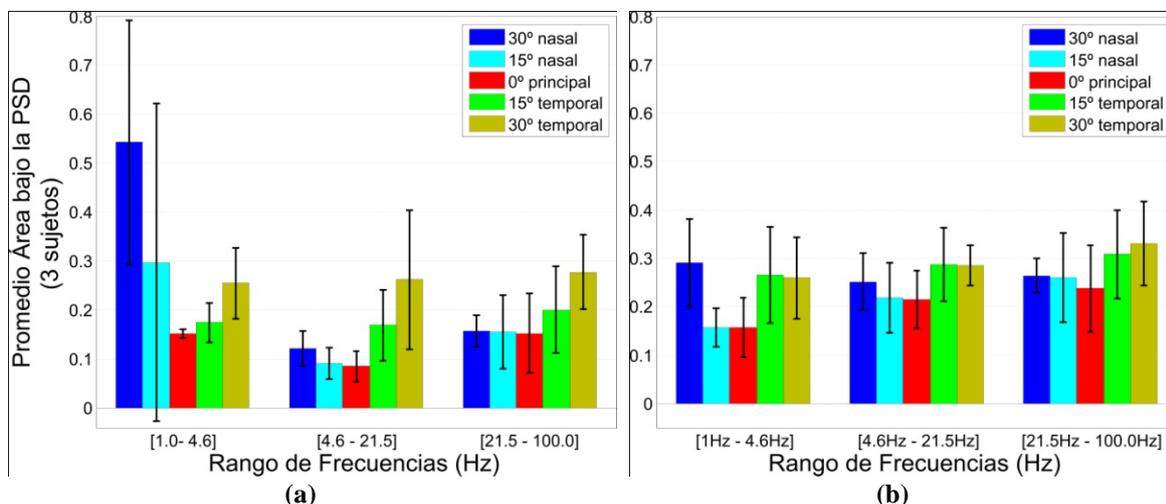


**Figura 3.8** Comparación sobre la dinámica de las aberraciones oculares de alto orden, en relación a las distintas posiciones de mirada descritas para el experimento y para los tres sujetos medidos: (a) y (b), sujeto PA; (c) y (d), sujeto AM; (e) y (f), sujeto PP. En (a), (c) y (e), se presentan los espectros de potencia (PSD) promedio, calculados sobre las trazas del RMS de alto orden, obtenidos en cada posición de mirada. En (b), (d) y (f), se cuantifican las diferencias de cada una de dichas curvas de PSD, por medio del cálculo del área bajo la respectiva curva, analizada en tres zonas distintas del rango de frecuencias.

En la Figura 3.8 se muestran los respectivos resultados para los mismos sujetos PA (gráficas (a) y (b)), AM (gráficas (c) y (d)) y PP (gráficas (e) y (f)).

Una comparación global de las distintas dinámicas a lo largo de las diferentes posiciones de mirada, se presenta en la Figura 3.9, donde se muestran los promedios, entre los distintos sujetos, de las áreas bajo la curva calculadas para cada posición de mirada, contrastando los resultados obtenidos al usar el RMS o el AORMS. En esta figura, se visualiza de nuevo que por lo menos para el rango de frecuencias bajo (de 1.0 Hz a 4.6 Hz), hay una diferencia “distinguible” entre las dinámicas del frente de onda *completo* (cuantificadas en este caso por las dinámicas del RMS) cuando la posición de la línea de mirada está a 30° en dirección nasal, en relación a la posición principal, y para la posición contraria de la línea de mirada a 30° en dirección temporal (comparar las barras azul y dorada, con la roja en el primer rango de frecuencias de la Figura 3.9 (a)), aunque en este último caso la diferencia promedio es poco dramática.

Al pasar a los resultados promedio, obtenidos para los términos de alto orden de las aberraciones (cuantificadas por las dinámicas del AORMS), dichas diferencias entre las distintas posiciones de mirada dejan de ser significativas, debido a la dispersión de valores entre sujetos (ver Figura 3.9 (b)).



**Figura 3.9** Distribución de los promedios sobre tres sujetos, del área bajo la curva, para tres rangos de frecuencia diferentes, de los espectros de potencia del RMS (a) y del RMS de alto orden (b), obtenidos para cinco posiciones diferentes de la línea de mirada. Las barras de error corresponden a una-vez la desviación estándar de los respectivos valores obtenidos de los tres sujetos.

### 3.1.3 Discusión

Algunos valores medios de los coeficientes de Zernike medidos en este experimento, aparentemente muestran algunas tendencias de cambio con la posición de mirada (ver Figura 3.3 y Figura 3.4): desenfoque ( $c_4$ ), astigmatismo primario ( $c_5$ ) y coma vertical ( $c_7$ ) en PA; desenfoque ( $c_4$ ), astigmatismo ( $c_3$  y  $c_5$ ) y coma vertical ( $c_7$ ) en AM; y astigmatismo primario ( $c_5$ ) en PP. En los ojos analizados, el astigmatismo ( $c_5$ ) parece ser el único coeficiente “común” en el que se registran cambios, mientras que los otros coeficientes cambian con la posición de mirada siguiendo distintas tendencias para los diferentes ojos. Vale la pena mencionar que Buehren et al. [2003] encontraron cambios significativos en el mismo coeficiente de astigmatismo  $c_5$ , aunque también hallaron diferencias en los términos  $c_7$  y  $c_9$ , que en este experimento no se han podido observar (o sólo parcialmente).

El reducido grupo de sujetos, ha sido una de las limitaciones del presente estudio. Aún así, los resultados presentados están básicamente de acuerdo con el trabajo de Radhakrishnan and Charman [2007], quienes soportan la idea de que, en promedio, sí hay variaciones en la refracción debidas a cambios de corto plazo en la dirección de mirada, aunque dichos cambios son muy pequeños desde el punto de vista clínico. Por otra parte, el mismo trabajo muestra que los promedios del RMS de alto orden de las aberraciones monocromáticas (tercer orden a séptimo orden), el coma y la aberración esférica, no exhiben diferencias significativas entre las condiciones de visión central (posición principal de mirada) y oblicua (línea de mirada a 30° en dirección nasal o temporal).

Una de las razones atribuibles a que los cambios medidos sean estadísticamente poco significativos, es el efecto de variabilidad sobre los coeficientes de Zernike en cada posición de mirada, la cual puede llegar a ser del mismo orden (o incluso mayor) que los cambios registrados entre posiciones. Un ejemplo de esta situación se refleja en los resultados de la Figura 3.5 y la Figura 3.6, que muestran que efectivamente hay una alta variabilidad de las aberraciones, medidas en distintas series dentro de una posición de mirada fija, lo cual disminuye la relación “señal-ruido” para la detección de cambios sobre las aberraciones, atribuibles a la posición de mirada.

Esta variabilidad de las aberraciones en las diferentes posiciones de mirada, se pueden deber a dos motivos diferentes: primero, a una inestabilidad “intrínseca”, debida a las microfluctuaciones en la acomodación, a la dinámica de la película lagrimal y otros posibles cambios sufridos por las aberraciones en el corto y mediano plazo [Kotulak y Schor, 1986; Hofer, Artal, et al., 2001; Iskander et al., 2004]; segundo, a una contribución “extrínseca”, debidas a movimientos aleatorios del ojo, a diferencias en el posicionamiento inicial de la pupila en las diferentes series de medidas [Davies et al., 2003], y a efectos de ruido, debidos al propio esquema de reducción del *speckle* usado en el instrumento (ver sección 2.1.2), a los algoritmos de detección de centroides y a los demás ruidos en el detector [Ares y Arines, 2001, 2004].

Aun cuando la variabilidad de las aberraciones en las distintas posiciones de mirada fija, enmascara los posibles cambios inducidos por los mecanismos fisiológicos que permiten configurar dichas posiciones, es posible extraer información de dicha variabilidad, a través del análisis de la dinámica temporal de las aberraciones.

De este modo, se logró establecer una tendencia significativa que apunta a un aumento en la dinámica de las fluctuaciones de las aberraciones “globales”, cuando se tienen posiciones extremas de la línea de mirada (ver Figura 3.7 y Figura 3.9 (a)), que en principio parecen estar gobernadas principalmente por las aberraciones de bajo orden, puesto que al remover dichos términos de aberración, las diferencias encontradas en los referidos casos de mirada oblicua, dejan de ser significativas (ver Figura 3.8 y Figura 3.9 (b)).

Estos resultados podrían ser consecuencia directa de la acción de los músculos extraoculares sobre la forma y los parámetros ópticos del ojo, que en los puntos extremos de *torsión* del ojo, generan un mayor estrés sobre áreas localizadas del globo ocular, con las consecuentes fluctuaciones debidas a pequeños cambios sufridos por la tensión de dichos músculos, de manera análoga al efecto que tiene el músculo ciliar sobre las microfluctuaciones de la acomodación, para la cual distintos estudios han encontrado un incremento sobre la dinámica de las aberraciones, ligado al estado acomodativo del ojo [Denieul, 1982; Mieke y Denieul, 1988; Hofer, Artal, et al., 2001].

Finalmente, aunque los resultados presentados en este estudio no son concluyentes, si se pueden considerar como una nueva fuente de información sobre el comportamiento

dinámico de distintas estructuras oculares, y se constituyen en una guía para el diseño de nuevos experimentos, en los cuales se pueda mejorar la sensibilidad del instrumento de medida y reducir la variabilidad global (tanto intrínseca como extrínseca) de las aberraciones en cada posición de mirada, de modo que se puedan evaluar con mayor precisión, los cambios generados a través de los movimientos naturales del ojo.

### ***3.2 Dinámica de las aberraciones en visión Binocular y Monocular***

El ojo es un sistema óptico dinámico con aberraciones que varían debido a muchos factores diferentes en escalas temporales con rangos que van desde fracciones de un segundo [Hofer, Artal, et al., 2001] hasta los años [Artal et al., 1993]. El conocimiento del comportamiento temporal de dichas aberraciones, es importante por ejemplo, para evaluar su impacto en la precisión sobre las estimaciones de las aberraciones oculares, así como la relación entre las dinámicas oculares y el desempeño del sistema visual, o las implicaciones que tales fluctuaciones dinámicas tienen sobre la corrección de las aberraciones en *tiempo real*, usando sistemas de óptica adaptativa [Prieto et al., 2000; Hofer, Chen, et al., 2001; Diaz-Santana et al., 2003; Day et al., 2006; Hampson et al., 2006; Zhu et al., 2006].

Desde los primeros trabajos de Collins [1937], las fluctuaciones de la óptica del ojo, han sido estudiadas por muchos investigadores, quienes han encontrado inestabilidades tan grandes como un cuarto de dioptría, sobre medidas en un estado fijo de acomodación [F. W. Campbell et al., 1959; Charman y Heron, 1988; Winn y Gilmartin, 1992; Hofer, Artal, et al., 2001; Zhu et al., 2004]. Continuando dichos estudios, Arnulf et al. [1981] usó un instrumento de doble paso binocular, que permitía estimar en tiempo real la calidad óptica del ojo [Santamaría et al., 1987], con el cual pudo demostrar la presencia de cambios temporales rápidos, en dicha óptica.

Estos cambios o fluctuaciones temporales afectan en mayor medida al desenfoque, aunque para el resto de aberraciones de bajo y alto orden también exhiben inestabilidades temporales, con espectros y componentes de frecuencia similares a los encontrados para el desenfoque [Hofer, Artal, et al., 2001; Nirmaier et al., 2003; Zhu et al., 2004, 2006].

Varios estudios han puesto de manifiesto que las propiedades de las fluctuaciones temporales de las aberraciones se ven afectadas por diversas condiciones, como los cambios en el estado acomodativo del ojo, o el ritmo del sistema cardiopulmonar [Hampson *et al.*, 2005]. Por otra parte, otros aspectos dinámicos del sistema visual también han sido abordados, prestando atención por ejemplo, al efecto de la corrección de las aberraciones monocromáticas sobre la respuesta acomodativa [Fernández y Artal, 2005].

Una condición menos explorada hasta el momento, que ha sido propuesta como otro factor que puede incidir sobre el comportamiento de la dinámica de las aberraciones, es el cambio entre la observación monocular o binocular de estímulos, por parte de un sujeto [F. W. Campbell, 1960; Krueger, 1978; Charman y Heron, 1988; Flitcroft *et al.*, 1992].

Los cambios en la acomodación no solo afectan la dinámica de las aberraciones oculares, sino que también están asociados con variaciones en el tamaño de la pupila [Kasthurirangan y Glasser, 2005]. De este modo, se puede pensar en una asociación similar entre las variaciones de la dinámica de las aberraciones oculares y los cambios en el diámetro de la pupila, relacionados con las condiciones de visión monocular o binocular. En este sentido, estudios previos han mostrado que el tamaño de la pupila es significativamente más pequeño en visión binocular comparado con visión monocular [Boxer Wachler, 2003; Kawamorita y Uozato, 2006].

La cuantificación de las posibles diferencias entre las medidas realizadas, bien monocularmente o binocularmente, es relevante para determinar cuál de estas dos condiciones de observación debe ser preferida en estudios experimentales de las aberraciones. Recientemente, Seidel *et al.* [2005] y Chin *et al.* [2008] han encontrado algunas diferencias (aunque estadísticamente no significativas) entre visión monocular y binocular, al realizar medidas estáticas de aberraciones y también en sus variaciones. De estos estudios, el adelantado por Seidel *et al.* fue realizado para seis estados de acomodación, haciendo únicamente registros de la refracción del ojo a una velocidad de 102.4 Hz. En los experimentos de Chin *et al.* se midieron tanto las aberraciones del ojo de bajo orden como las de alto orden, pero para un único estado de acomodación ( $\sim 0.4$  D) y para una frecuencia de muestreo temporal de 20.5 Hz.

En esta sección, se explora el posible impacto sobre las aberraciones oculares y su dinámica temporal, cuando se usa una fijación monocular o binocular. Para ello se plantea un experimento, donde las aberraciones oculares se registran con un sensor de H-S a alta velocidad, usando diferentes condiciones de observación, en las que se permite la fijación de objetos reales cercanos y lejanos, tanto en visión monocular como binocular. Los posibles efectos sobre la variación del tamaño de pupila, también se estudian a partir de las propias imágenes de H-S obtenidas en el experimento, lo cual se usa para investigar la relación entre la dinámica de la pupila y las aberraciones del ojo.

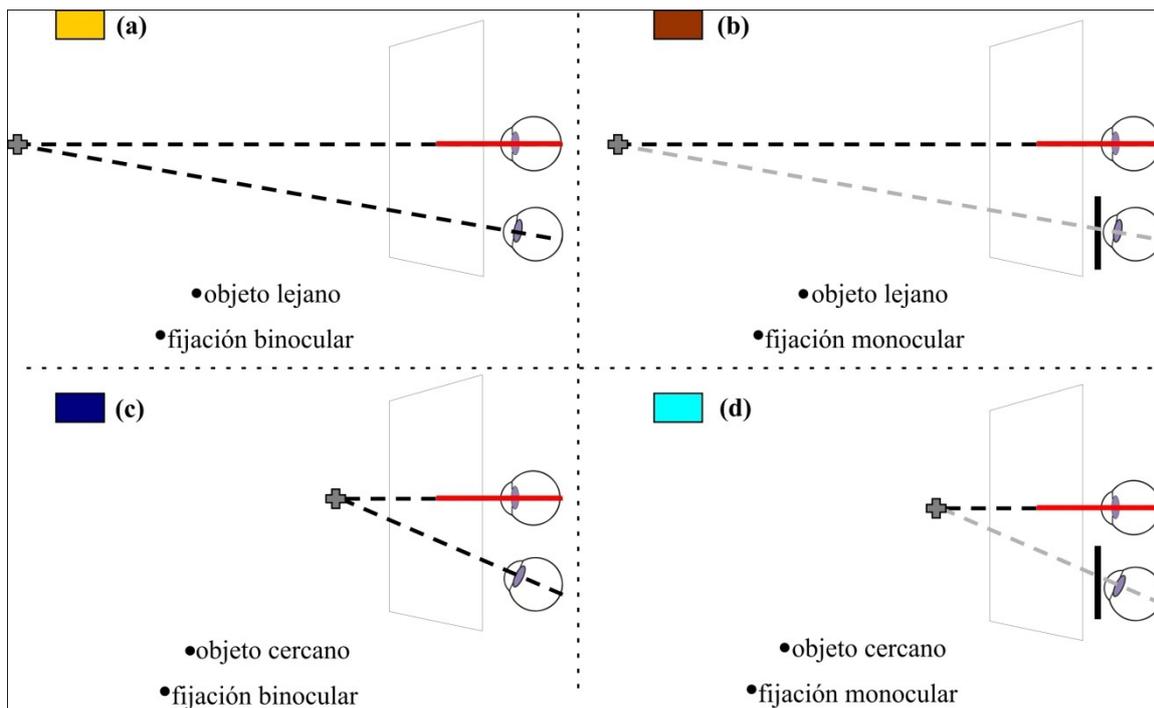
### 3.2.1 Medidas de la dinámica de las aberraciones oculares

Para el experimento propuesto, las aberraciones oculares y sus cambios temporales se midieron con el sensor de *Hartmann-Shack de campo amplio* (ver sección 2.2), cuyo diagrama esquemático se presenta en detalle en la Figura 2.23. Cabe recordar que este instrumento permite realizar medidas a una velocidad de 200 Hz, y que está construido con una configuración de visión de campo amplio, con lo cual se habilitan múltiples condiciones de observación, permitiendo la fijación a objetos o estímulos reales, tanto en visión monocular como binocular y para diferentes distancias en las que se logran estados de acomodación y vergencias naturales.

En este instrumento los sujetos usan una impronta dental, que permite ubicar y estabilizar la cabeza, mientras se observa el objeto (o estímulo) de fijación y se registran las imágenes con el sensor de H-S.

Para este estudio, se realizaron medidas en los ojos derechos de seis sujetos jóvenes, con un rango de edades de entre 25 y 31 años, que no presentaban ninguna patología clínica. De estos sujetos, tres eran emétopes (desenfoque  $\pm 0.5$  D y un astigmatismo máximo de  $-0.5$  D) y los otros tres son miopes (desenfoque  $-3.5$  D y  $-2.75$  D; máximo astigmatismo de  $-0.75$  D). En ninguno de los sujetos se paralizó la acomodación, y la iluminación de fondo en la habitación era baja, para lograr de manera natural pupilas grandes.

Para cada sujeto se realizaron cuatro series diferentes de medidas con distintas condiciones de fijación. De este modo, las aberraciones del ojo derecho de cada sujeto,

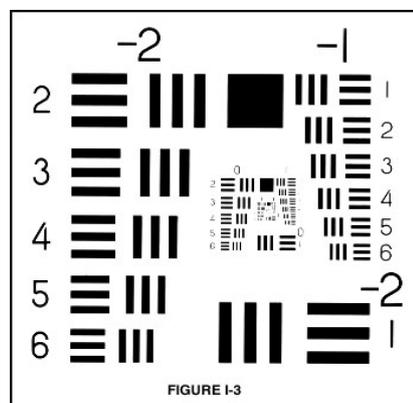


**Figura 3.10** Procedimiento experimental, en el cual se hacen registros de las aberraciones en cuatro condiciones de observación diferentes: (a) fijación binocular sobre un estímulo lejano; (b) fijación monocular sobre un estímulo lejano; (c) fijación binocular sobre un estímulo cercano; y (d) fijación monocular sobre un estímulo cercano. En los casos con estímulo lejano, el objeto está a 5 m (0.2 D), y para estímulo cercano la distancia es de 25 cm (4 D). Todas las ilustraciones corresponden a una vista superior del sensor de H-S de campo amplio.

se midieron mientras éste mantenía su fijación en un estímulo, que en un primer caso estaba situado a 5 m de distancia (0.2 D) y luego se desplazaba a 25 cm de distancia (4 D). Para cada distancia de fijación, se instruía al sujeto para fijar al estímulo, usando primero ambos ojos, y luego el ojo izquierdo era bloqueado para lograr una fijación monocular sobre mismo objeto. En la Figura 3.10 se ilustran gráficamente, las cuatro condiciones de observación descritas.

El estímulo de fijación (ver Figura 3.11) es un patrón que consiste de grupos de tres barras, horizontales o verticales, con variadas dimensiones que ofrecen distintas frecuencias espaciales (USAF 1951 Test Chart, JML Optical Industries, Rochester, NY USA.).

Para poder utilizar las mismas condiciones de fijación para todos los sujetos, los miopes se midieron con sus gafas de corrección puestas. La desventaja cuando se usan gafas con lentes negativas, es que el ojo acomoda un poco menos; es decir, mientras que

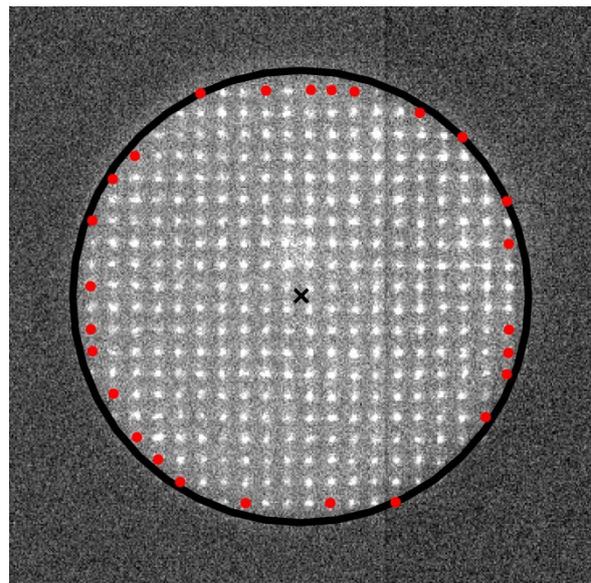


**Figura 3.11** Plantilla de prueba USAF 1951.

los sujetos emétopes experimentan un estímulo de acomodación de 4.0 D, los sujetos miopes con gafas experimentan una acomodación de 3.5 D, aproximadamente.

Para cada sujeto y para cada condición de fijación, se registraron 10 secuencias de H-S, con 1000 tomas cada una (secuencias de 5 segundos). Posteriormente, las secuencias se procesaron con el software CamWin, realizando una reconstrucción modal del frente de onda medido en cada toma (ver sección 1.2.1), empleando 35 polinomios de Zernike (hasta el séptimo orden) en una pupila circular fija de 5 mm de diámetro.

A partir de la evolución de los distintos términos de aberración se calculó la variación temporal del RMS<sup>32</sup> en cada secuencia de H-S, así como el respectivo espectro de potencias temporal (PSD), que fue definido en la ecuación (2.2) de la sección 2.1.2.1 (aplicada en este caso a los valores del RMS y no de la intensidad  $I$ ). Puesto que para las medidas de este experimento se han realizado registros de 5 segundos de duración, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, el rango de frecuencias de los espectros de potencia calculados está entre 0.2 y 100 Hz.



**Figura 3.12** Medida indirecta del tamaño de pupila, usando los spots del contorno de las imágenes de H-S (puntos rojos). El círculo negro, es el más pequeño posible que contiene todos los spots, y su diámetro da una estimación del tamaño de pupila. El contraste original de la imagen fue alterado para mostrar claramente el borde de la pupila.

Los patrones de spot de H-S fueron usados también para medir indirectamente el tamaño de pupila (y su variación relativa), en cada sujeto y en cada condición, mediante el uso de los spots del contorno de cada imagen de las secuencias de H-S registradas (ver Figura 3.12). Aunque esta estimación del tamaño de la pupila está afectada por las aberraciones<sup>33</sup> y por el tamaño de las microlentes del sensor<sup>34</sup>, esta estrategia de detección, provee una buena medida relativa de las variaciones dinámicas en el tamaño

<sup>32</sup> Ver definición en la página 16 (ecuación (1.4)).

<sup>33</sup> Las posiciones de los spots de H-S obtenidos de un ojo real, están ligadas a las aberraciones presentes en dicho ojo.

<sup>34</sup> En este caso, se tienen microlentes con una separación de 0.1 mm, lo cual corresponde a 0.25 mm en el plano de pupila real.

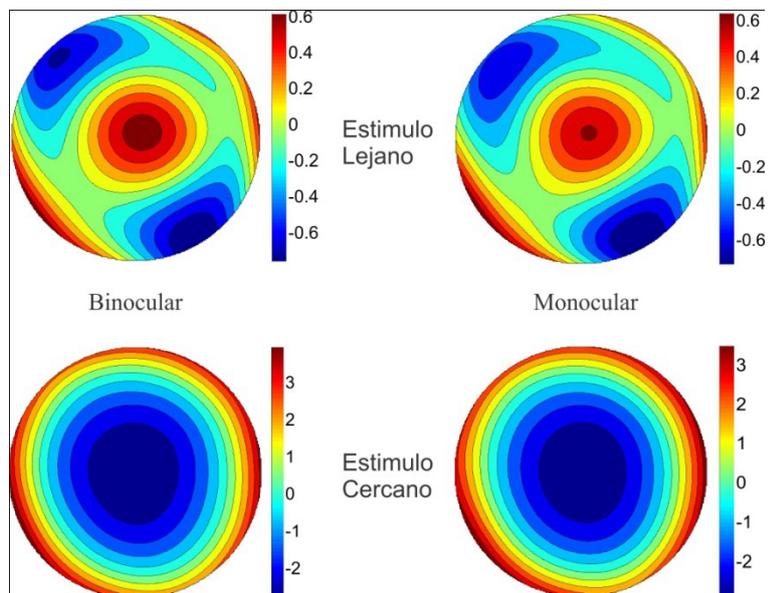
de la pupila, que además tiene la ventaja de que son registradas en el mismo momento en que fueron medidas las aberraciones.

### 3.2.2 Resultados

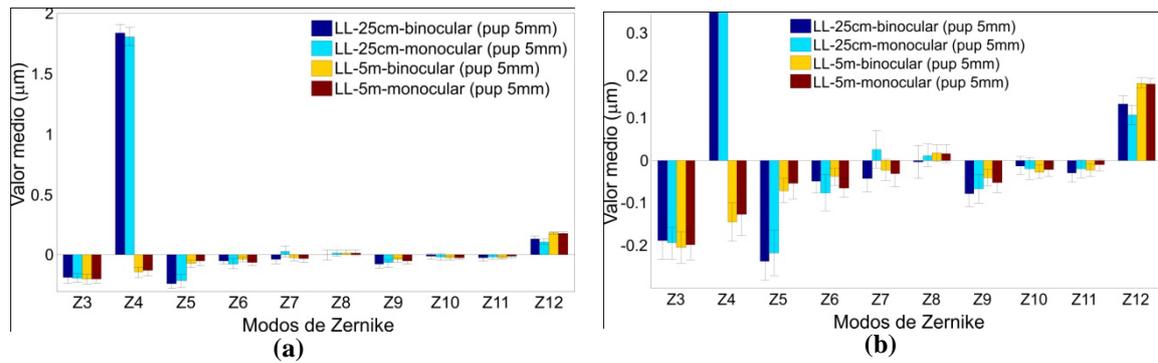
La evolución temporal de las aberraciones se evaluó a partir de diez secuencias registradas para cada sujeto y para cada condición de observación: fijación binocular/monocular, con estímulo lejano/cercano. Sin embargo, para dos sujetos (AD y LL), se procesaron tan solo nueve secuencias, debido a la presencia de parpadeos involuntarios en algunas de las secuencias capturadas.

Los coeficientes de Zernike de cada imagen de H-S, se procesaron de dos formas: primero, los coeficientes se promediaron a lo largo de cada secuencia, para comparar los cambios “globales” de las aberraciones, entre las cuatro condiciones diferentes de medición (similar a realizar medidas estáticas); en segundo lugar, la dinámica temporal de las aberraciones se analizó en cada condición de observación, por medio de la evaluación de las PSD del registro temporal del RMS obtenido de cada secuencia. La Figura 3.13 muestra un ejemplo de los resultados para el sujeto LL (miope); los cuatro

mapas presentados fueron obtenidos del promedio de todos los frentes de onda, medidos en cada toma, de todas las secuencias de H-S registradas para cada condición de observación. Las medidas muestran la diferencia de desenfoque esperada, entre visión de lejos y de cerca. Por otra parte, los casos con fijación binocular y monocular son muy similares.



**Figura 3.13** Comparación de los mapas promedio del frente de onda, medido para cada una de las cuatro condiciones bajo estudio, en el ojo derecho de un sujeto miope (LL). Los valores son para una pupila de 5mm de diámetro y están dados en  $\mu\text{m}$ .

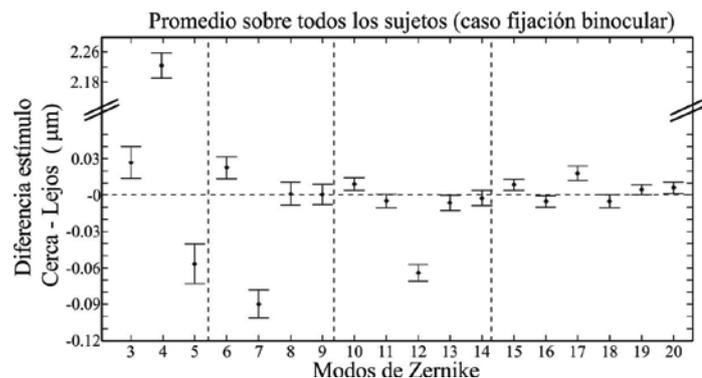


**Figura 3.14** Comparación de los valores medios de los coeficientes de Zernike (hasta el modo 12, estándar OSA), medidos para cada una de las cuatro condiciones de observación, en el sujeto LL (a). En (b) se cambia la escala, para apreciar mejor los valores de los demás coeficientes, distintos al desenfoque (Z4). Los valores fueron obtenidos para una pupila de 5mm de diámetro y están dados en  $\mu\text{m}$ . Las barras de error representan la desviación estándar de los datos usados para calcular los valores medios.

Cuando los promedios de los coeficientes de Zernike, se comparan en las cuatro condiciones de observación, se confirman las tendencias descritas en el párrafo anterior, las cuales también aparecen para los demás sujetos. En la Figura 3.14, se pueden apreciar dichos promedios de los coeficientes de Zernike, obtenidos para el sujeto LL, usando todas las medidas de cada una de las secuencias de H-S, capturadas en cada condición de observación.

La Figura 3.15 muestra la diferencia promedio en los coeficientes de Zernike, entre el estado desacomodado (estímulo lejano, 0.2 D) y el estado con acomodación a 4.0 D (estímulo cercano), de los 6 sujetos, para la condición de fijación binocular del estímulo (los resultados para la fijación monocular no se muestran porque son muy similares). Las barras de error representan la desviación estándar de las diferencias, calculadas a partir de la distribución de los 10 valores medios de cada caso y sujeto.

Los cambios más grandes entre los distintos términos de las aberraciones, ocurrieron en el desenfoque (término Z4, con una diferencia media de  $2.22 \pm 0.03 \mu\text{m}$ ), en el coeficiente de coma Z7, en la componente de aberración esférica (Z12) y en el



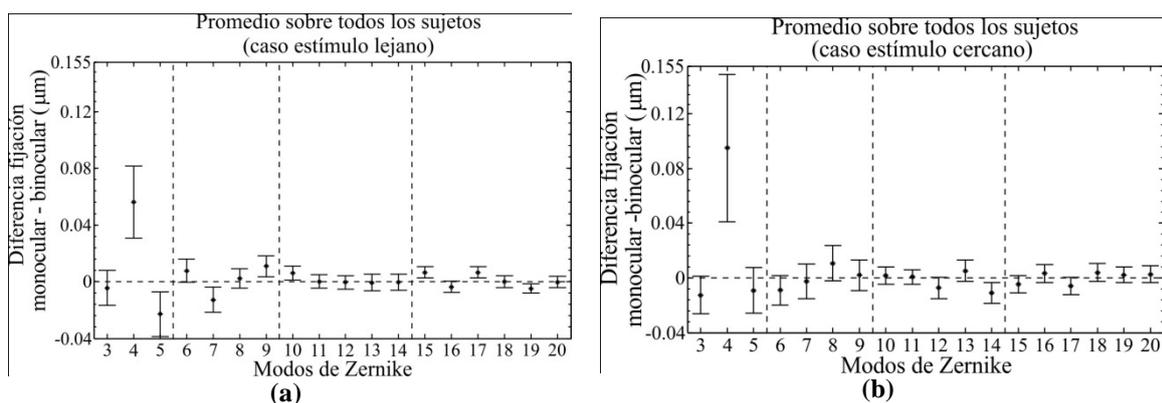
**Figura 3.15** Diferencias promedio en los coeficientes de Zernike (hasta el quinto orden; estándar OSA), entre los casos con estímulo lejano y cercano, fijado binocularmente, para los seis sujetos del estudio. Los datos comparados son calculados a partir de los valores medios de las secuencias de cada caso. Las barras de error representan la desviación estándar. Las líneas verticales punteadas, separan los distintos órdenes radiales.

término de astigmatismo Z5. Estos últimos tres términos se hacen más pequeños con la acomodación, con cambios promedio de  $0.09 \pm 0.01 \mu\text{m}$ ,  $0.064 \pm 0.007 \mu\text{m}$ , y  $0.06 \pm 0.02 \mu\text{m}$ , respectivamente.

Un test de análisis de varianza (ANOVA,  $p < 0.01$ ) mostró diferencias significativas con la acomodación (tanto para los casos con fijación binocular como monocular), en todos los coeficientes de 2°, 3°, y 4° orden, excepto para el término de coma Z8 y el trifoil Z9.

Por otra parte, en la Figura 3.16 se muestra la comparación entre las condiciones de visión binocular y monocular para ambos estados de acomodación. En estos casos la diferencia más grande estuvo nuevamente en el desenfoque, con un cambio de  $+0.06 \mu\text{m}$  para visión de lejos y  $+0.1 \mu\text{m}$  para cerca (aproximadamente 0.07 D y 0.11 D)<sup>35</sup>, lo cual quiere decir que para las condiciones de visión monocular, se registra algo más de acomodación en el ojo. Otras diferencias significativas, aunque pequeñas, fueron encontradas para el astigmatismo (Z3 y Z5), para el trifoil (Z9), y para el cuadrifoil (Z10 y Z14) (ANOVA,  $p < 0.01$ ). Los cambios en estos términos de aberración promedio, entre la fijación monocular y binocular, no fueron significativamente dependientes del estado de acomodación (estímulo lejano o cercano).

Como se planteó en la sección anterior, para analizar la dinámica temporal de las aberraciones del frente de onda, se obtuvo la traza temporal del RMS del frente de onda,

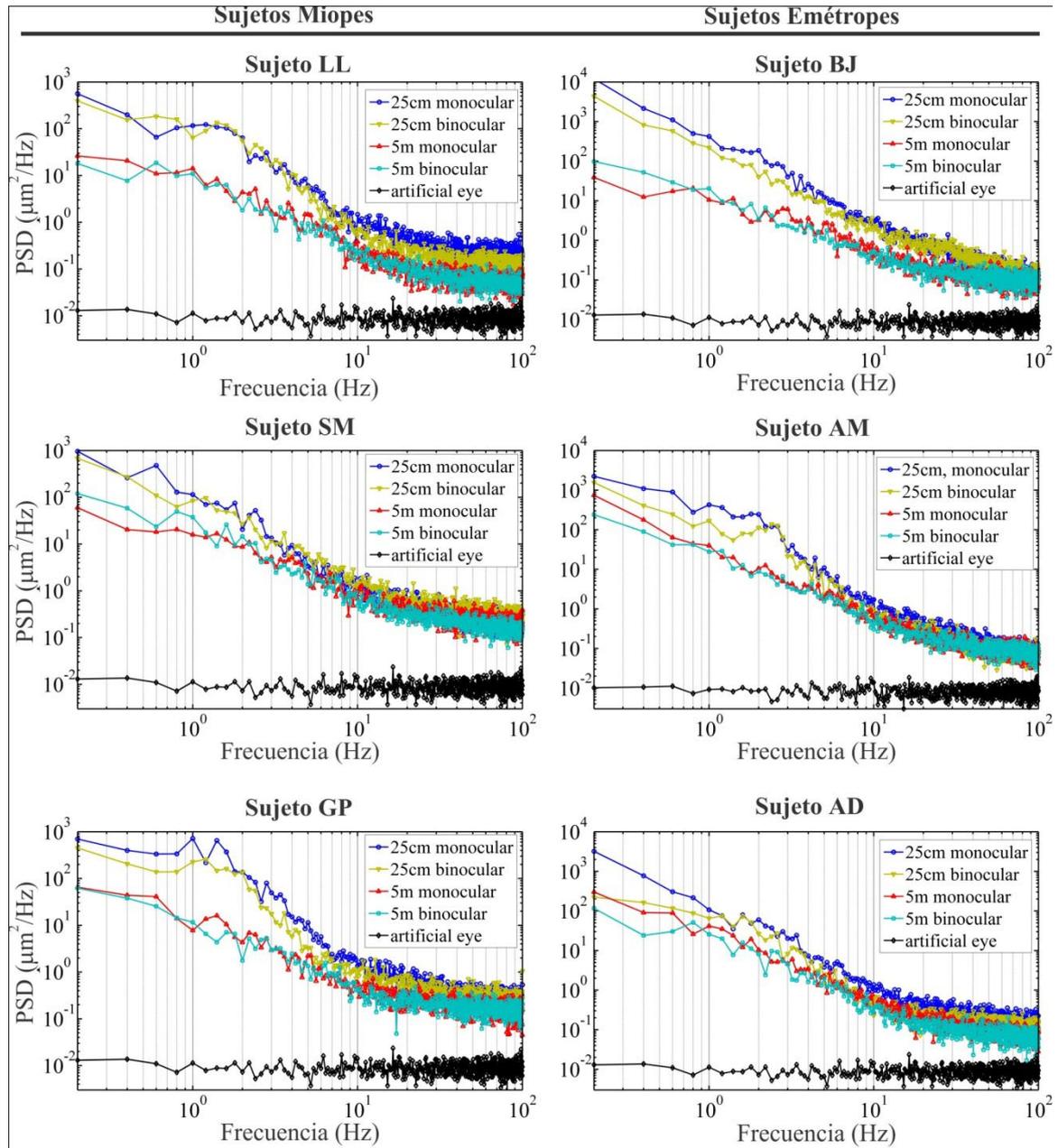


**Figura 3.16** Diferencias promedio en los coeficientes de Zernike (hasta el quinto orden, estándar OSA), entre las condiciones de visión monocular y binocular, para los seis sujetos de este estudio. En (a) se muestra el caso con el estímulo lejano (sin acomodación) y en (b) se muestran dichas diferencias cuando se observa el estímulo cercano (con acomodación). Los datos comparados son calculados a partir de los valores medios de las secuencias de cada caso. Las barras de error representan la desviación estándar. Las líneas verticales punteadas, separan los distintos órdenes radiales.

<sup>35</sup> Los valores en dioptrías de la acomodación, obtenida a partir del coeficiente de Zernike de desenfoque, se puede calcular en primera aproximación usando la expresión (3.8) de la sección 3.3.2.

a partir de la evolución de los coeficientes de Zernike medidos a lo largo de cada secuencia (sobre una pupila de 5 mm), procediendo luego a calcular su PSD, con la ayuda de un algoritmo de transformada de Fourier implementada en Matlab (The Mathworks Inc., Boston (MA), USA).

De este modo se obtuvieron 10 PSD para cada sujeto y para cada condición de observación, que luego se promediaron para producir las distintas curvas de PSD



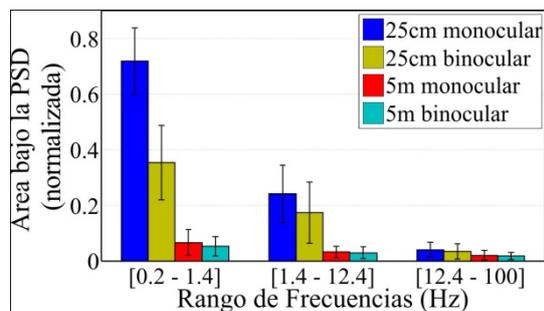
**Figura 3.17** Comparación de las PSD promedio, obtenidas para los cuatro casos de estudio en los seis sujetos. Las PSD muestran las fluctuaciones de los respectivos RMS del frente de onda, a lo largo de 5 segundos; el eje horizontal representa las frecuencias de variación temporal, y los valores en el eje vertical representan cuán importante es cada frecuencia sobre la variación del RMS (ejes en escala logarítmica). El nivel de ruido del instrumento (off-set), está representado por el caso “artificial eye” (ojo artificial).

media<sup>36</sup>, mostradas en la Figura 3.17, para los seis sujetos. En dicha figura, las PSD promedio de cada sujeto y caso de estudio, se muestran junto con el valor de referencia (off-set), que representa el nivel de ruido del sensor, el cual fue calculado de las fluctuaciones del RMS medido en un ojo artificial (ver sección 2.1.2.3).

Aunque en estos resultados comparativos sobre la dinámica del RMS, hay diferencias individuales<sup>37</sup>, se pueden distinguir algunas tendencias generales. Para todos los sujetos es clara la diferencia entre los casos de fijación de lejos y cerca; los casos sin acomodación (estímulo lejano) tienen más baja potencia, con una caída de ~ 4 dB por octava, en el rango de 0.2 a 30 Hz, mientras que los casos con acomodación (estímulo cercano), tienen más alta potencia con una caída de ~ 5.5 dB por octava. Esto significa que las variaciones de baja frecuencia (cambios lentos) en las aberraciones oculares, son más grandes cuando el ojo acomoda, y que las variaciones con frecuencias superiores a 30 Hz (cambios más rápidos), están presentes en igual proporción sin importar la acomodación.

Las diferencias en las fluctuaciones dinámicas de las aberraciones, entre la visión de lejos y de cerca, son similares para ambas condiciones de visión binocular y monocular. Como se puede apreciar también en la Figura 3.17, las PSD promedio, obtenidas de las dos condiciones de fijación monocular y binocular, son parecidas, aunque algunos sujetos mostraron una variabilidad ligeramente superior para el caso monocular durante la visión de cerca.

Para cuantificar estas diferencias, se calculó el área bajo cada curva de la PSD, para 3 rangos de frecuencia temporal: [0.2 Hz – 1.4 Hz], [1.4 Hz – 12.4 Hz] and [12.4 Hz – 100 Hz] (de manera similar al procedimiento descrito en la página 101). La Figura 3.18 compara las áreas



**Figura 3.18** Distribución del área bajo la curva de las PSD promedio del RMS, para tres rangos de frecuencias diferentes, promediadas sobre todos los sujetos, para cada caso de estudio. Las barras de error representan el error estándar de los valores promediados. Los datos fueron normalizados al valor del mayor área total.

<sup>36</sup> Los promedios sobre los espectros de potencia obtenidos en cada condición de observación, permiten hacer más claras las señales estacionarias, presentes en las fluctuaciones de los respectivos RMS.

<sup>37</sup> Compárese por ejemplo, el sujeto miope LL y el sujeto emétrope BJ: BJ tiene una gran diferencia en la PSD promedio del caso de visión monocular, comparada con el caso binocular, en los rangos de frecuencia bajo y medio

promediadas sobre los seis sujetos y muestra que hay una diferencia significativa entre las condiciones de fijación monocular y binocular, en los rangos de frecuencias bajas y medias, para el caso en el que se observa el estímulo cercano (ANOVA,  $p < 0.01$ ). La misma tendencia, aunque más pequeña, también se puede discernir para el estado no acomodado (estímulo lejano), así como para las frecuencias más altas.

**Tabla 3.2** Diferencias de los diámetros de pupila relativos, entre visión monocular y binocular, para los casos con acomodación (estímulo cercano) y sin acomodación (estímulo lejano).

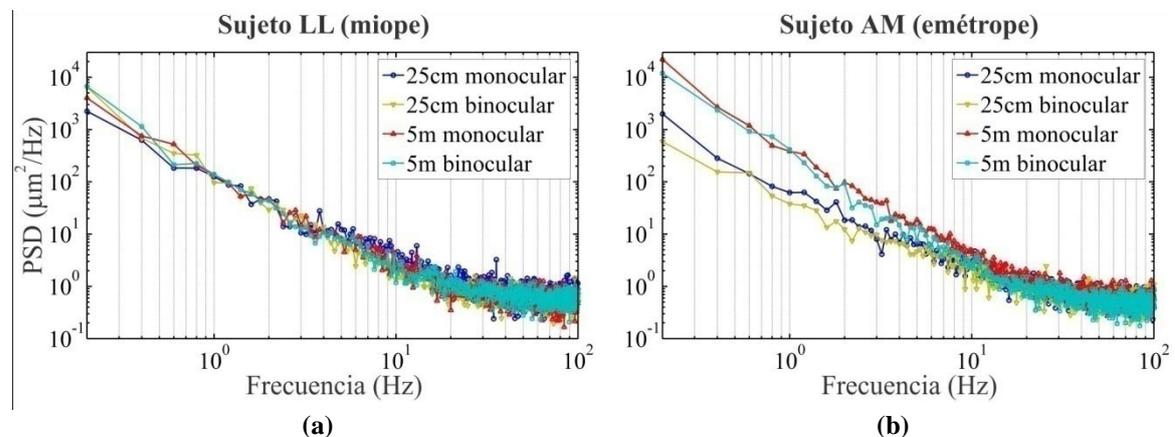
Sujeto	Estímulo Cercano*	Estímulo Lejano*
LL	0.5±0.2	0.7±0.2
SM	0.9±0.2	0.9±0.2
GP	1.0±0.2	0.8±0.1
BJ	0.6±0.4	0.4±0.2
AM	0.1±0.1	1.1±0.3
AD	0.8±0.2	1.0±0.2
<b>Promedio</b>	<b>0.6±0.3</b>	<b>0.8±0.3</b>

\*Diferencias promedio ± S.E. en mm

Los tamaños de pupila, estimados a partir de las secuencias de H-S, se procesaron de forma similar a los coeficientes de Zernike; es decir, para cada condición de observación y sujeto, se calcularon los valores medios y las PSD promedio de las respectivas evoluciones temporales de dichos datos.

La Tabla 3.2 muestra para cada sujeto, las diferencias sobre el diámetro relativo de pupila, entre el caso de fijación monocular y binocular, tanto para la acomodación de cerca (estímulo cercano), como de lejos (estímulo lejano), obteniéndose valores promedio de  $0.6 \pm 0.3$  mm y  $0.8 \pm 0.3$  mm, respectivamente.

Un análisis de las áreas bajo las curvas de las PSD de la pupila, se muestra en la Figura 3.20. Hay una alta variabilidad entre sujetos (representada por los grandes valores de las barras de error), y no se ve ninguna de las diferencias relativas encontradas en las



**Figura 3.19** Comparación de las PSD promedio de las fluctuaciones del tamaño de pupila estimado, para los cuatro casos de estudio, para un sujeto miope (a), y un sujeto emétrepe (b). Este último sujeto, fue uno de los pocos que mostró alguna diferencia entre las dinámicas de los casos estudiados.

dinámicas del RMS, de las cuatro condiciones de observación estudiados.

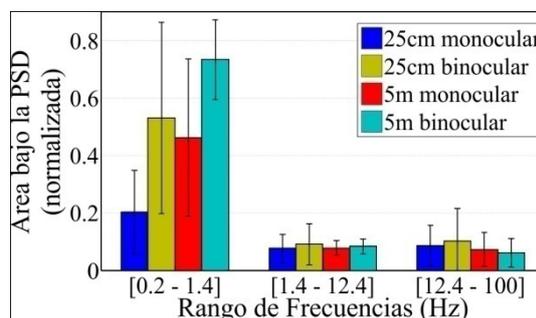
### 3.2.3 Discusión

Las diferencias encontradas en este experimento entre la acomodación de cerca y de lejos, coinciden con estudios previos. La disminución en los valores medios *estáticos* del coma (Z7), de la aberración esférica (Z12), y del astigmatismo (Z5), con la acomodación, ha sido descrito previamente [López-Gil *et al.*, 1998; He *et al.*, 2000; Artal, Fernández, *et al.*, 2002; Cheng *et al.*, 2004]. También el incremento en la dinámica de las aberraciones con la acomodación (cambios en las pendientes de las PSD del RMS, pasando de 5.5 a 4 dB por octava), ha sido encontrado anteriormente [Denieul, 1982; Mieke y Denieul, 1988; Hofer, Artal, *et al.*, 2001; Day *et al.*, 2006; Zhu *et al.*, 2006].

En general, las aberraciones medidas, mostraron un comportamiento similar para las condiciones con fijación binocular y monocular, siendo pequeñas las diferencias promedio en el caso de las aberraciones estáticas.

No obstante, se encontró que los cambios en las fluctuaciones dinámicas de las aberraciones dependen del sujeto y del estado de acomodación, con dinámicas mayores para el caso de fijación monocular en visión de cercana, especialmente para frecuencias inferiores a ~ 12 Hz. Esta diferencia está de acuerdo con la hipótesis de F. W. Campbell [1960], quien sugirió que las fluctuaciones en la acomodación podrían ser de “mayor magnitud (...para una fijación monocular) debido a la ausencia del reflejo de convergencia-fijación”.

Otros estudios recientes han investigado la misma hipótesis sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre la fijación monocular y binocular [Seidel *et al.*, 2005; Chin *et al.*, 2008]. Estos resultados contrarios se pueden deber a que el optómetro usado por Seidel *et al.* para registrar el error refractivo del ojo tenía una resolución de sólo 0.12 D, y en el caso



**Figura 3.20** Distribución del área bajo la curva de las PSD promedio de la variación del tamaño de pupila, para tres rangos de frecuencias diferentes, promediadas sobre todos los sujetos, para cada caso de estudio. Las barras de error representan el error estándar de los valores promediados. Los datos fueron normalizados al valor de la mayor área total.

de Chin *et al.* puede haber influido que la ubicación del estímulo de fijación estaba demasiado lejos.

Por otra parte, fue posible detectar que el tamaño de la pupila incrementa en fijación monocular, de manera similar a lo encontrado previamente por Boxer Wachler [2003]. Aunque la PSD del tamaño de la pupila [McLaren *et al.*, 1992; Rosenberg y Kroll, 1999] y la PSD del RMS de las aberraciones muestran un decaimiento logarítmico similar (aunque no el mismo) para frecuencias por debajo de 30 Hz, las diferencias relativas en la dinámica del tamaño de pupila entre los casos estudiados no exhibieron ninguna tendencia general, ni tampoco se encontró una relación aparente con la dinámica de las aberraciones, en los casos referidos. Estas comparaciones relativas al tamaño de pupila, deberían ser válidas aunque el método para estimar dichos tamaños fue indirecto. Sin embargo, los tamaños medidos podrían estar influenciados por la forma del frente de onda, especialmente por el desenfoque. Esta es la razón por la cual no fueron comparados los tamaños de pupila para acomodación de lejos y de cerca.

Un aspecto importante de este estudio es si el resultado de las medidas de las aberraciones oculares dependen de si el sujeto está usando fijación monocular o binocular. Como respuesta se podría decir, que las diferencias encontradas en las aberraciones estáticas promedio son muy pequeñas para ser de importancia práctica, tanto cuando el ojo estaba relajado como cuando estaba acomodado.

Del mismo modo, la dinámica del RMS fue similar usando uno o dos ojos para fijar estímulos lejanos. Sin embargo, para tareas de cerca, las fluctuaciones de las aberraciones parecen incrementar cuando se observa con un sólo ojo. Esto implica, que una fijación binocular podría ser necesaria para una correcta evaluación de la dinámica natural, durante mediciones de alta resolución temporal, en los casos en que el ojo esté acomodando.

En este contexto, es importante anotar que la fijación monocular que ha sido evaluada en este estudio, fue sobre objetos reales, por lo que las mismas conclusiones pueden no aplicarse al caso en que los objetos sean vistos a través de, por ejemplo, un optómetro [Seidel *et al.*, 2005].

### 3.3 Acomodación en función del color del estímulo

“La acomodación es el mecanismo dinámico por el cual el ojo enfoca objetos en respuesta al cambio de la distancia de observación” [Aggarwala, E. S. Kruger, et al., 1995]. Variados estudios han demostrado que dicho mecanismo está controlado tanto por los procesos de “percepción cognitiva”, como por la “estimulación óptica”. En el primer caso, el sistema visual usa pautas “aprendidas” que le guían en la determinación de la distancia a la que se encuentra un objeto, por ejemplo, la información sobre los tamaños relativos de los objetos en una escena, o el grado de convergencia de la línea de mirada (en visión binocular) [P. B. Kruger et al., 1993]. No obstante, incluso en ausencia de dichas pautas o claves, el ojo sigue siendo capaz de acomodar con una precisión notable, lo que muestra la importancia que tiene la “estimulación óptica” sobre el mecanismo de enfoque del ojo [Aggarwala, E. S. Kruger, et al., 1995; Aggarwala, Nowbotsing, et al., 1995].

Uno de los principales “estímulos ópticos”, que guían al mecanismo acomodativo del ojo, es el grado de “emborronamiento” producido sobre un objeto cuando este se encuentra desenfocado. Desde el punto de vista estándar en el control de la acomodación, una imagen retiniana borrosa, estimula el “reflejo acomodativo”, que constantemente se retroalimenta por medio de los cambios en la nitidez de la imagen [P. B. Kruger et al., 1997]. De este modo, el reflejo acomodativo, se modela como un sistema de “retroalimentación negativo en bucle cerrado”, que opera para maximizar la nitidez de la imagen retiniana, que se cuantifica en su contraste luminoso<sup>38</sup>. Para la operación de este mecanismo de retroalimentación negativa es necesario el registro de las imágenes en distintos planos, para poder controlar efectivamente el sistema acomodativo [Rucker y P. B. Kruger, 2006].

Sin embargo, en este modelo, se tiene el problema de que el contraste luminoso de una imagen se reduce de igual modo, tanto si se produce una sobre-acomodación (enfocar planos detrás de la retina) como una sub-acomodación (enfocar planos delante de la retina), lo cual restringe un aspecto esencial del proceso acomodativo: distinguir y elegir una dirección de enfoque [P. B. Kruger et al., 1997].

---

<sup>38</sup> Habitualmente se usa la definición de contraste de Michelson:  $(L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min})$ , donde  $L_{max}$  y  $L_{min}$  se refieren, respectivamente, al máximo y menor valor de luminosidad en la imagen. De este modo, la posición de foco es la que proporciona el mayor contraste luminoso.

Fincham [1951], fue uno de los primeros autores que estuvo en desacuerdo con la noción de un “error plano o uniforme” sobre los estímulos de retroalimentación del mecanismo acomodativo, y propuso en su lugar la idea de “error dispar”, que pudiera proveer indicaciones sobre la dirección de acomodación. De este modo, Fincham planteó que la aberración cromática longitudinal (ACL) presente en el ojo (ver sección 1.1.2.1) puede dar cuenta de dicho “error dispar”, necesario para elegir la dirección de enfoque, por medio de las franjas de colores que se generan en una imagen retiniana de un punto objeto blanco [Fincham, 1951; Crane, 1966]. Estas franjas de colores se deben a que las longitudes de onda cortas se enfocan en una posición delante de la retina, respecto a las longitudes de onda largas. De este modo, en un ojo sub-acomodado, la imagen retiniana de un punto objeto blanco, consiste de un punto central azul con una franja roja y en un ojo sobre-acomodado, la imagen consiste en un centro rojo con una franja azul. Por lo tanto, para el sistema de control acomodativo, una franja roja debería ser señal de que se necesita incrementar la acomodación, mientras una franja azul indicaría la necesidad de relajar la acomodación [Lee et al., 1999].

Una manera alternativa de explicar el efecto de la ACL sobre el control del mecanismo acomodativo, hace uso nuevamente del concepto de contraste luminoso, que en este caso es muestreado por separado, a través de las señales luminosas obtenidas de las tres clases distintas de conos en la retina. La idea parte del hecho que la ACL genera una “diversidad” de planos imagen, cuyas posiciones dependen de las componentes espectrales del estímulo. De este modo la componente que se proyecta directamente sobre la retina, va a poseer el mayor contraste luminoso, en detrimento del contraste de las demás. Así, en luz blanca, una sub-acomodación resulta en un contraste mayor para las longitudes de onda cortas (azul), en comparación con las longitudes de onda largas (rojo); ocurriendo lo contrario en el caso de una sobre-acomodación<sup>39</sup> [P. B. Kruger et al., 1997]. De este modo, se puede pensar que la ACL del ojo hace posible un análisis simultáneo de la imagen retiniana en por lo menos tres planos focales, asociados a las componentes espectrales muestreadas por los tres tipos de conos de la retina [Crane, 1966].

---

<sup>39</sup> Este análisis sólo se aplica para estímulos que contengan frecuencias espaciales por encima de aproximadamente 0.5 cpg (ciclos por grado), debido a que la ACL (y el desenfoco) tienen muy poco efecto sobre el contraste de las imágenes retinianas a menores frecuencias espaciales [Marimont y Wandell, 1994].

La diferenciación cromática de la dirección de enfoque, no es la única clave óptica (de “error dispar”) que puede usar el sistema visual para controlar la acomodación. Ello queda de manifiesto en la habilidad que tienen la mayoría de sujetos para acomodar apropiadamente en luz monocromática, para la cual se han propuesto otros efectos ópticos que también pueden ayudar al control de la acomodación, como lo son las aberraciones monocromáticas asimétricas<sup>40</sup> [Walsh y Charman, 1985] y la posible detección del ángulo de incidencia de la luz, ligado a la sensibilidad direccional de los conos en la retina (efecto Stiles-Crawford) [Fincham, 1951; Ye et al., 1992].

No obstante, en el caso cotidiano en el que se tiene una iluminación policromática, la dispersión cromática que produce la ACL y que se extiende por más de 2D a lo largo del espectro visible, produce una mayor cantidad de cambios en el contraste, comparado con las aberraciones monocromáticas<sup>41</sup> [M. C. Campbell et al., 1990].

Otro punto crucial en este modelo de control del sistema acomodativo, mediado por las diferencias en el contraste de las componentes cromáticas de la imagen retiniana, es la hipótesis de que existe una única de dichas componentes cromáticas, para la cual el contraste es máximo. Dicho de otro modo, para que el sistema acomodativo pueda establecer con eficacia un punto de enfoque, en la imagen retiniana debe haber una única longitud de onda para la cual el mecanismo de “retroalimentación” encuentre un contraste máximo. Tradicionalmente esta hipótesis se ha sustentado con la ampliamente conocida y demostrada propiedad de los fotorreceptores de la retina, que exhiben una diferente sensibilidad o eficiencia luminosa a los distintos colores (ver sección 1.1.2.1 y Figura 1.6), la cual impone una clara diferenciación sobre los contrastes máximos que se pueden obtener para cada longitud de onda. Luego, siguiendo la hipótesis mencionada, en un ojo con aberración cromática longitudinal la localización del plano de enfoque que produce el máximo contraste, se debe ubicar en la longitud de onda donde es mayor la sensibilidad conjunta de los fotorreceptores [Rucker y P. B. Kruger, 2006], que para el caso de una iluminación fotópica de espectro “plano” (igual potencia en cada componente espectral de la fuente, por lo menos en el rango de sensibilidad de la retina),

---

<sup>40</sup> Principalmente la aberración esférica y el coma, que juegan un papel más importante para pupilas mayores a 3mm o 4mm.

<sup>41</sup> Un desenfoque de 1D producida por la ACL, puede reducir el contraste de las componentes espectrales de la imagen, en un 20% en el caso de objetos que contengan frecuencias espaciales de hasta 3 cpg, siendo mucho mayor el efecto para frecuencias de 10 cpg, donde el mismo desenfoque reduce el contraste a cero [P. B. Kruger et al., 1997].

se encuentra en torno a una longitud de onda *verde* de 555 nm (máximo de la curva de la Figura 1.6).

En este contexto, se plantea un experimento que pretende explorar directamente el grado de validez de la hipótesis que plantea la elección de una longitud de onda cerca al máximo de sensibilidad espectral del ojo, como referencia en el control del mecanismo dinámico de acomodación, sobre un estímulo con iluminación en luz blanca. En otras palabras, se pretende medir si efectivamente hay una longitud de onda “preferida” por el ojo para enfocar los estímulos en luz blanca.

En el experimento también se explora si dicha selección en la longitud de onda de enfoque, se ve afectada por la presencia de aberraciones monocromáticas, consideradas como otra fuente de información para el control del sistema acomodativo.

### **3.3.1 Medida de la acomodación con estímulos mono y policromáticos.**

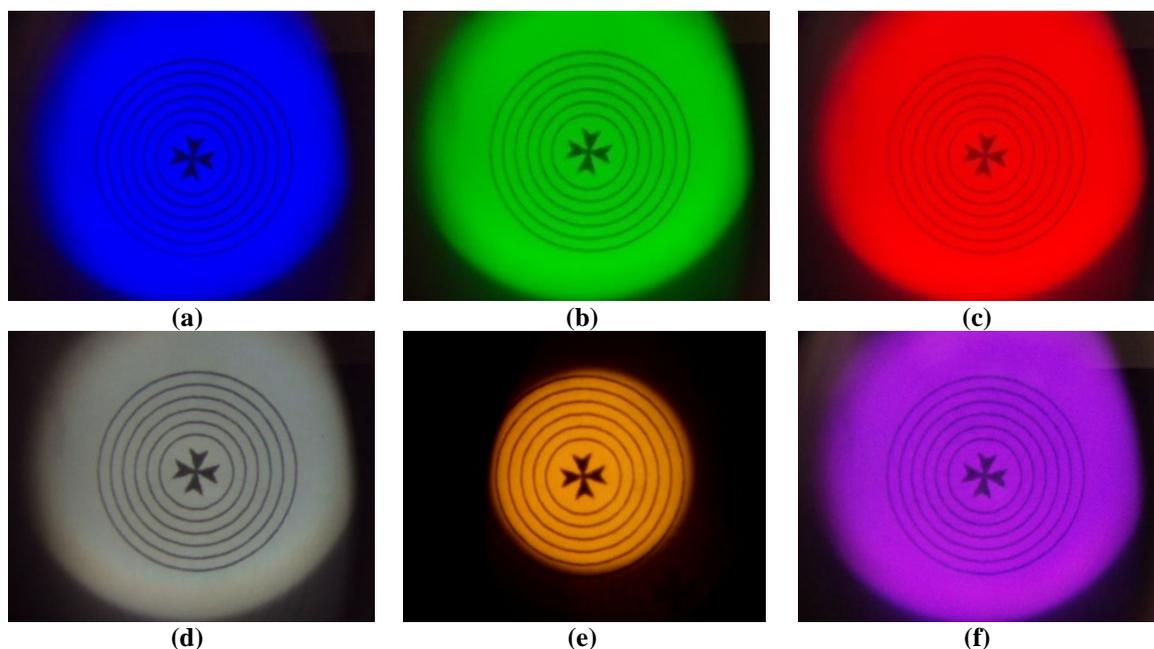
El concepto básico de este experimento, consiste en la medida en ojos reales de los valores de acomodación que cada uno alcanza para mantener en foco distintos estímulos monocromáticos y la respectiva comparación con el valor de acomodación sobre un estímulo en luz blanca, que permita discernir qué componente espectral usa el ojo para enfocar dicho estímulo.

Para lograr dichas medidas, se ha implementado el *sensor de Hartmann-Shack con iluminación invisible*, descrito esquemáticamente en la Figura 2.28, del cual se destaca el uso de un láser infrarrojo invisible (con emisión alrededor de 1050nm), como fuente de iluminación para la medida de las aberraciones oculares, que garantiza una muy baja “interacción” con los estímulos visuales proyectados al sujeto, que en los sensores de H-S típicos, se ven “perturbados” por el punto luminoso generado sobre la retina, que proviene del haz láser empleado para la medida.

De este modo, con el instrumento propuesto, se pueden realizar medidas de las aberraciones, al mismo tiempo que el sujeto realiza tareas de fijación y acomodación, sobre estímulos de distintos colores, sin distraer o perturbar la percepción del sujeto, evitando así potenciales factores de error que se pueden generar al percibir una fuente luminosa adicional.

Como fue detallado en la sección 2.3, este instrumento cuenta con una vía de estímulos, con la cual, a partir de una fuente de luz blanca y el uso de filtros interferenciales, se pueden proyectar tanto objetos monocromáticos como policromáticos, sobre el ojo del sujeto. Para el presente experimento, se empleó como objeto, una “cruz de Malta” (impresa en negro sobre un acetato transparente), con un tamaño que subtiende un grado sobre el ojo, y rodeada de círculos concéntricos cuyos diámetros aumentan a razón de medio grado. En la Figura 3.21, se presenta dicho estímulo, visto a través del sistema (desde la posición del sujeto), usando las distintas configuraciones de iluminación.

Para el experimento se emplearon seis configuraciones de iluminación, de las cuales tres corresponden a casos monocromáticos (imágenes (b), (c) y (d) de la Figura 3.21), generados con filtros interferenciales centrados en 450 nm (azul), 550 nm (verde) y 633 nm (rojo), con un ancho de banda de 10nm. Así mismo, se consideraron tanto una lámpara de Xenón, como una lámpara de Tungsteno, como fuentes de iluminación para generar los estímulos policromáticos (blancos), con emisión en todo el espectro visible, aunque con apreciables diferencias en sus componentes espectrales (ver Figura 3.22), que producen una diferencia en su apariencia (imágenes (a) y (f) de la Figura 3.21). Un caso especial de iluminación policromática, se consiguió utilizando un filtro “magenta” (caso



**Figura 3.21** Estímulo de fijación (cruz de Malta) presentado al sujeto con distintas configuraciones: (a) iluminación monocromática a 450nm, (b) a 550nm y (c) a 633nm. En (d) y (e) se tiene una iluminación en todo el espectro visible, usando una lámpara de Xenón y una lámpara de Tungsteno (respectivamente). El estímulo magenta (f), es un caso especial de iluminación policromática (emisión en azul y rojo). En todos los casos, la cruz de Malta, subtiende un grado sobre el ojo.

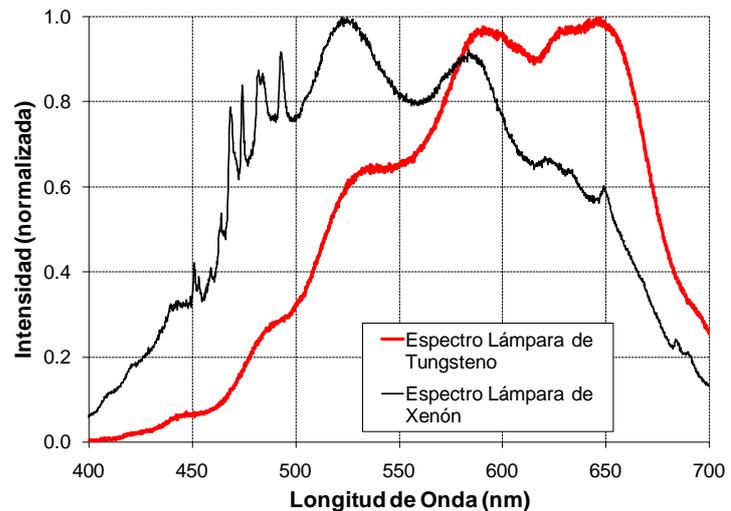
(e)), el cual impide el paso de las longitudes de onda entre 500 y 620 nm, aproximadamente (ver espectros en la Figura 3.33)<sup>42</sup>.

Cada uno de los estímulos descritos, fueron presentados monocularmente a los sujetos participantes en el estudio, empezando con la iluminación azul (450 nm), sin restringir el tamaño de pupila de los sujetos, teniendo sólo el límite de 7.6mm de diámetro, que es la apertura máxima del sistema experimental.

En este primer paso, se instruyó al sujeto para usar el sistema de corrección de foco incorporado en el instrumento (ver sección 2.3) y hacer una búsqueda subjetiva de su mejor foco, mientras mantenía la atención en el estímulo azul y la acomodación del ojo relajada (“punto remoto” con iluminación azul). Como estrategia de búsqueda, se le pidió al sujeto que siempre comenzara en una posición que garantizaba la llegada al ojo de un frente de onda convergente, que no puede ser compensado por variaciones de acomodación en el ojo. Desde dicha posición y en pasos de 0.1D, el sujeto buscaba su “punto remoto”, indicado como la primera posición en la cual comenzaba a ver “nítido” el estímulo. Dicho procedimiento para la estimación del “punto remoto” en iluminación azul, se repitió un mínimo de 3 veces, ubicando finalmente la posición de foco en el valor promedio de dichas medidas.

Manteniendo el estímulo azul, se procedía a hacer un registro del desenfoque y las demás aberraciones del ojo, por medio del sensor de H-S.

En los siguientes pasos del procedimiento, la posición de foco en el sistema se mantuvo siempre fija (posición del “punto remoto” en color azul), y se fueron variando una a una las condiciones de iluminación, pasando por los estímulos verde (550nm), rojo



**Figura 3.22** Espectros de emisión de las lámparas de Tungsteno y de Xenón, registradas a través del instrumento.

<sup>42</sup> Con el filtro magenta, se obtiene una mezcla de colores “azules” y “rojos”.

(633nm), blanco (lámpara de Xenón o Tungsteno sin filtro)<sup>43</sup> y magenta. En cada una de dichas condiciones, se le pidió al sujeto que tratara de mantener fijo el estímulo y que permitiera a su ojo acomodarse, para tener una visión nítida de éste.

De igual manera que en el caso con el estímulo azul, se hicieron registros de las aberraciones del ojo, para cada una de las condiciones de iluminación descritas. Tales registros se lograron con la adquisición y procesamiento, con el software CamWin, de tres secuencias de imágenes de H-S (40 imágenes por secuencia). El registro de secuencias (en lugar de imágenes individuales), permite un control adicional sobre posibles cambios abruptos en el estado de acomodación (o en la fijación) del ojo bajo estudio, que hagan necesaria la toma de secuencias adicionales.

Para la primera serie de medidas, los estímulos eran observados por los sujetos a través del sistema, manteniendo las aberraciones monocromáticas naturales de su ojo. A continuación, y con la ayuda del sistema de óptica adaptativa integrado en el instrumento de medida (ver sección 2.3), se repitieron todos los pasos descritos de medidas, en las distintas condiciones de iluminación, corrigiendo en este caso todas las aberraciones monocromáticas del sujeto, excepto el desenfoque que se mantuvo libre.

El protocolo descrito en los párrafos anteriores, fue aplicado en diez sujetos, sin patologías oculares, cuyas edades estaban comprendidas entre los 27 y 34 años. Es importante destacar que los sujetos fueron jóvenes, para asegurar que mantenían una amplitud acomodativa suficiente, para poder seguir los cambios de potencia inducidos por la ACL sobre cada condición de iluminación.

En el estudio participaron indistintamente tanto emétopes, como miopes, o hipermetropes, teniéndose un rango de errores refractivos entre +0.75D y -3.5D.

### 3.3.2 Resultados

El parámetro básico de medida en este experimento, es el estado acomodativo del ojo, logrado en las distintas situaciones con iluminación mono o policromática.

---

<sup>43</sup> Es importante aclarar, que las medidas realizadas con cada lámpara, se realizaron en sesiones diferentes, donde se volvía a repetir todo el protocolo de medida con las distintas condiciones de iluminación.

Con el protocolo de medidas explicado en la sección anterior, para cada sujeto y para cada condición de iluminación, se hicieron registros de tres secuencias de H-S, con 40 imágenes por secuencia. Cada una de estas imágenes fueron procesadas y de ellas se obtuvieron las medidas de las aberraciones. No obstante, cabe anotar que para este experimento concreto, en el cual se exploran las diferencias en la acomodación debida a la ACL, los cambios del frente de onda se concentran básicamente en el desenfoque ( $c_2^0$ ), el cual en primera aproximación [Mahajan, 1991; Nam et al., 2009], se relaciona con el valor del estado acomodativo (o simplemente “refracción” ( $R$ )), por medio de la expresión:

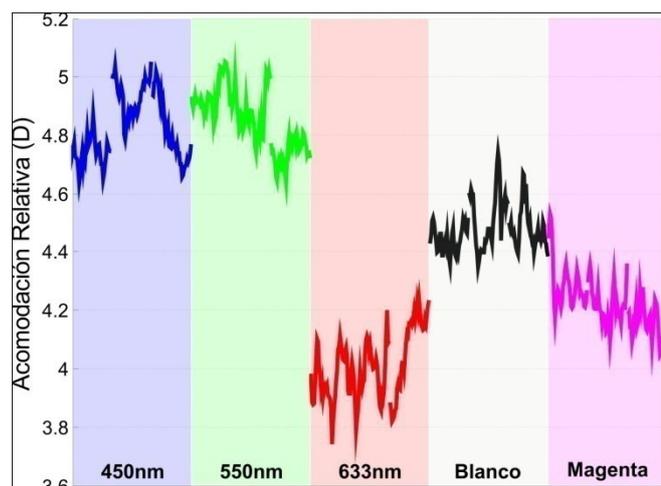
$$R = \frac{-4\sqrt{3}c_2^0}{r^2} \quad (3.8)$$

donde  $r$  es el radio de pupila para el cual se hizo el procesamiento de las secuencias. Dicho radio de procesamiento, fue elegido y fijado para cada sujeto, de modo que se pudiera garantizar el correcto análisis de todas las secuencias en cada condición de iluminación.

En la Figura 3.23, se presenta un ejemplo de las medidas dinámicas de acomodación (obtenidas de las secuencias de H-S y de los respectivos cálculos usando la expresión (3.8)), en el ojo de un sujeto típico, para cada uno de los distintos estímulos monocromáticos y de la iluminación con luz blanca y magenta.

Parte del interés de hacer medidas dinámicas de la acomodación, radica en controlar la repetitividad de las distintas medidas, aunque estas dependen en gran medida de cuán estable es cada sujeto para mantener fijo, y enfocado, cada uno de los estímulos.

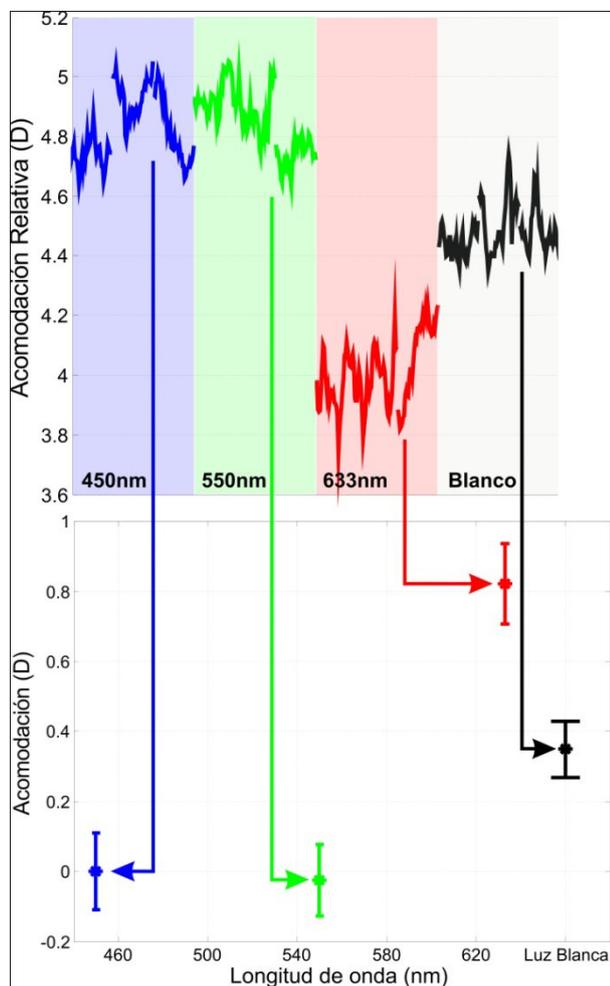
Dejando de lado dicho control sobre las medidas dinámicas, lo que finalmente interesa es la comparación relativa de los



**Figura 3.23** Comparación de la respuesta acomodativa de un sujeto típico, empleando las distintas condiciones de iluminación. Se presentan las trazas de valores obtenidos en las tres series de medidas, registradas para cada caso. Los valores de acomodación se calculan a partir del término de desenfoque de las aberraciones y la ecuación (3.8).

valores medios de acomodación, para cada condición de iluminación. En la Figura 3.24, se presenta un ejemplo de dicha comparación. Cada valor medio se calcula a partir de las tres secuencias tomadas en el respectivo caso de iluminación y las barras de error corresponden a una desviación estándar de dichos datos. La comparación de los estados acomodativos se hace referida al caso con iluminación azul, para el cual se ha supuesto que el sujeto mantiene la acomodación relajada (para esta condición de iluminación, el sujeto buscó su punto remoto).

Estos valores promedio de acomodación, medidos en cada sujeto y para cada condición monocromática de iluminación, deberían presentar un comportamiento cercano a la tendencia de la ACL en el ojo (ver Figura 1.4 y Figura 1.5). En la Figura 3.25, se presenta el resultado general promedio, de los valores de acomodación, para los tres casos monocromáticos de iluminación, medidos en los diez sujetos participantes en el estudio (valores representados por los símbolos verdes). También se muestra la curva que describe el comportamiento de la ACL natural en el ojo (curva roja, desplazada para estar acorde a la longitud de onda de referencia: 450nm). La notoria discrepancia entre los datos experimentales de este estudio y la curva estándar del ACL, se debe principalmente, a que no se ha compensado el efecto de la ACL generada por el propio instrumento de medida (ver Figura 2.31 y curva dorada de la Figura 3.25). Una vez se tiene en cuenta el efecto combinado de la aberración cromática del ojo y el instrumento, se encuentra la esperada correspondencia con los valores medidos sobre los sujetos



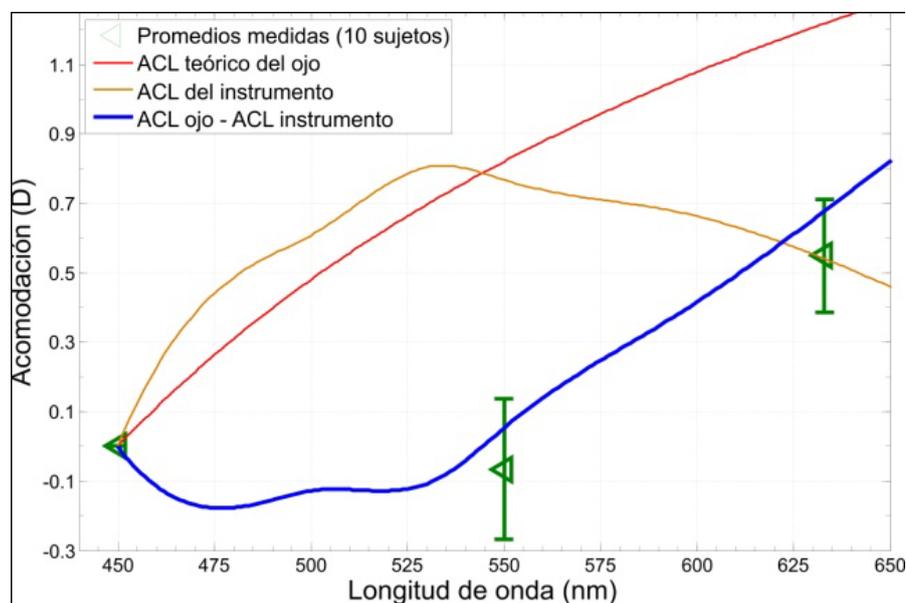
**Figura 3.24** Ejemplo de comparación de los valores medios de acomodación, obtenidos de las tres secuencias tomadas para cada condición de iluminación en un sujeto típico. Las barras de error corresponden a una vez la desviación estándar de los respectivos datos. El caso con iluminación a 450 nm (azul), se toma como el nivel referencia (acomodación relajada).

(comparación entre los símbolos verdes y la curva azul en la Figura 3.25).

La ACL combinada del ojo y el instrumento, presenta un comportamiento donde las longitudes de onda, entre 450 nm y 550 nm, sufren pocos cambios, mientras que para longitudes de onda mayores a 550 nm, el desenfoque relativo aumenta casi linealmente, hasta un poco más de 0.8 D a 650 nm.

Retornando al objetivo del presente experimento, se procede ahora a estudiar la comparación entre los valores de acomodación logrados en luz blanca y los obtenidos con los estímulos monocromáticos.

Continuando con el ejemplo del sujeto típico (Figura 3.24), el nivel de acomodación obtenido para un estímulo en luz blanca, tiene un valor intermedio entre el caso con luz verde y luz roja. Dicho resultado indica, que el esfuerzo acomodativo que requiere hacer el sujeto, para enfocar el estímulo en luz blanca ( $\sim 0.35$  D), es mayor al esfuerzo requerido para el caso con luz verde ( $\sim 0$  D), pero inferior al caso con luz roja ( $\sim 0.8$  D), lo cual quiere decir que el sujeto está enfocando a una longitud de onda intermedia, entre el verde y el rojo, cuando observa el estímulo en luz blanca.

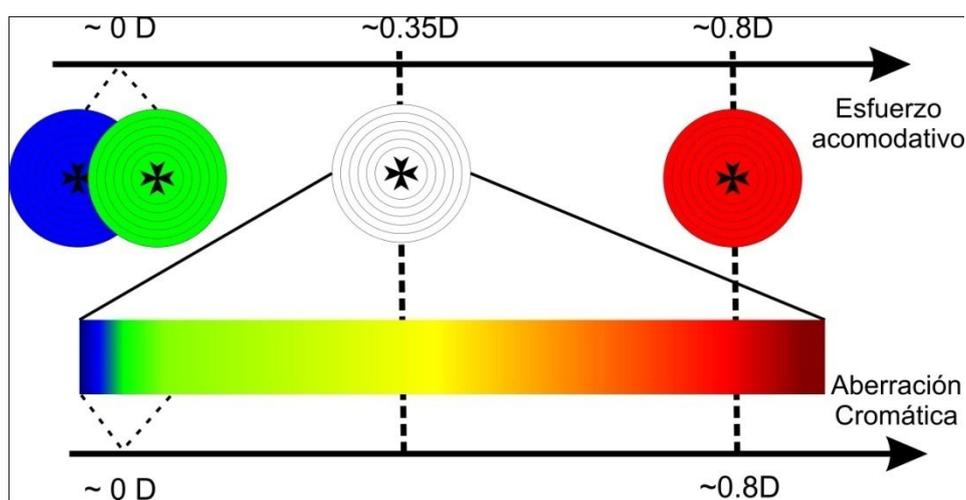


**Figura 3.25** Comportamiento promedio, sobre 10 sujetos, del valor de acomodación obtenidos para las distintas condiciones de iluminación monocromática a 450 nm, 550 nm y 633 nm (símbolos verdes); las barras de error, corresponden a una-vez el error estándar (sobre los valores medios obtenidos para cada sujeto). La curva roja representa la ACL esperada de un ojo humano. La curva dorada describe la ACL inducida por el instrumento de medida. La curva azul indica la correspondiente ACL que resulta de combinar la dispersión cromática generada por el instrumento y por el ojo.

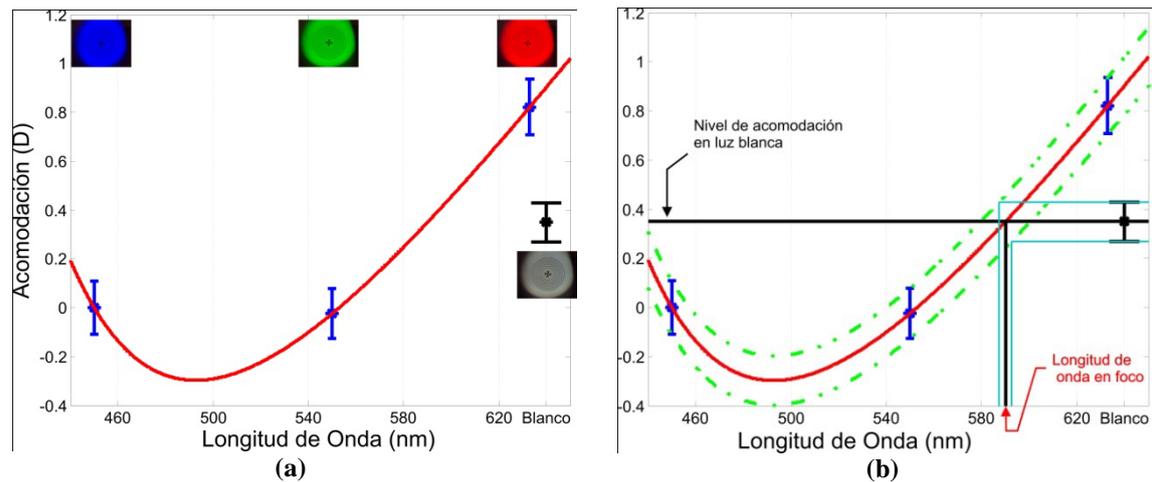
Para entender mejor el análisis anterior, se puede pensar en la aberración cromática que sufre el estímulo en luz blanca (que en este caso es la combinación de la ACL del ojo y del instrumento). Para enfocar las diferentes componentes espectrales de dicho estímulo, el ojo necesita hacer diferentes esfuerzos acomodativos; de este modo, para poner en foco la componente espectral verde del estímulo, el sujeto típico del ejemplo sólo necesita relajar la acomodación, mientras que para enfocar la componente roja, el mismo sujeto tiene que realizar una acomodación de  $\sim 0.8$  D; de manera similar se puede medir una correspondencia entre cada componente espectral (longitud de onda) y un valor de acomodación, necesario para lograr su enfoque sobre la retina.

Una vez establecida dicha correspondencia (característica para cada sujeto), entre acomodación y longitud de onda en foco, se puede determinar claramente, que componente espectral está asociada al valor de esfuerzo acomodativo, medido sobre el sujeto al enfocar el estímulo blanco ( $\sim 0.35$  D en el ejemplo). En el ejemplo comentado, la longitud de onda de dicha componente tendrá un valor intermedio entre el color del estímulo verde (550nm) y el del estímulo rojo (633nm). En la Figura 3.26, se puede apreciar cualitativamente la asociación que ha sido planteada, entre el valor de esfuerzo acomodativo, y el color que consecuentemente queda en foco sobre la retina.

De este modo, para lograr en la práctica la medida de la longitud de onda en foco, sobre un estímulo en luz blanca, el primer paso es establecer cuantitativamente, la asociación descrita en los párrafos anteriores, entre el nivel de acomodación y la



**Figura 3.26** Representación de los diferentes niveles de esfuerzo acomodativo, requeridos por el sujeto típico del ejemplo de la Figura 3.24, para enfocar los distintos estímulos. Comparación con la dispersión cromática sufrida por las componentes espectrales del estímulo en luz blanca (las componentes azules sufren poco desenfoque, debido al comportamiento particular de la ACL conjunta del ojo y el instrumento; ver curva azul de la Figura 3.25).



**Figura 3.27** Valores de acomodación medidos sobre un sujeto típico, para los tres casos de iluminación monocromática y con luz blanca. La curva roja en (a) y (b), corresponde a la interpolación de los valores de acomodación en los casos monocromáticos. En (b) se usa el valor de acomodación en luz blanca, para extrapolar la correspondiente longitud de onda en foco (para este ejemplo: 590.1 nm).

correspondiente longitud de onda en foco.

Para ello, se procede a realizar una interpolación sobre los valores de acomodación, medidos para cada sujeto, en los tres casos de iluminación monocromática. En la Figura 3.27 (a), se puede apreciar un ejemplo de tal interpolación de datos, efectuada sobre los valores de acomodación obtenidos con el sujeto típico presentado anteriormente (ver Figura 3.23 y Figura 3.24).

La curva empleada para efectuar la interpolación tiene la forma:

$$R = a\lambda^{-8} + b\lambda + c \quad (3.9)$$

donde  $R$  es el valor de acomodación obtenido para una longitud de onda  $\lambda$ ;  $a$ ,  $b$  y  $c$ , son los parámetros de la curva, obtenidos (independientemente para cada sujeto) por medio de un algoritmo de ajuste por mínimos cuadrados (Toolbox *Curve Fitting* de Matlab<sup>®</sup>, The MathWorks Inc, Natick (MA), USA).

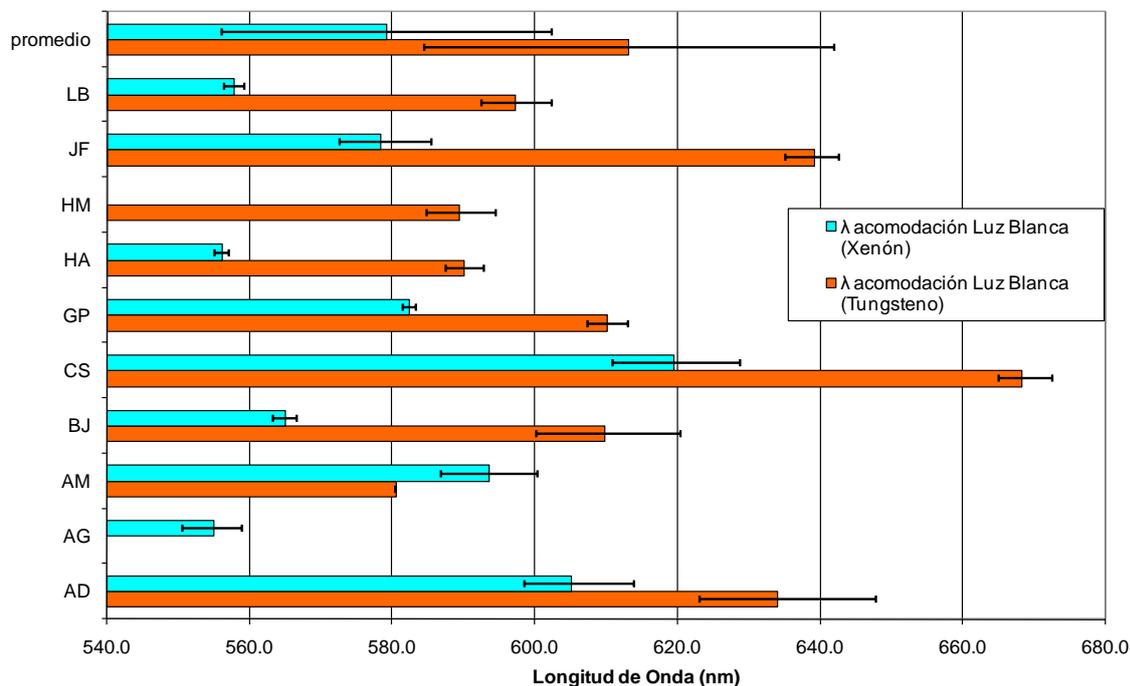
Se puede observar claramente que la interpolación de los datos, no describe el comportamiento real de la ACL combinada del ojo y el instrumento, en la región entre 450 nm y 550nm (ver curva azul de la Figura 3.25). No obstante, para la región de mayor interés, entre 550 nm y 650nm, la curva de interpolación sí presenta el comportamiento esperado<sup>44</sup>.

<sup>44</sup> Para el caso concreto de este experimento, una interpolación lineal entre 550 nm y 650 nm, podría ser suficiente para la descripción de la ACL en dicha región.

El segundo paso, una vez encontrada la curva que describe cuantitativamente la correspondencia entre los distintos niveles de acomodación y la longitud de onda del estímulo, es “extrapolar” sobre dicha curva el valor de acomodación obtenido para el estímulo en luz blanca, y de este modo estimar la correspondiente longitud de onda asociada a dicha acomodación. Este último procedimiento, se muestra gráficamente en la Figura 3.27 (b), donde para el ejemplo del sujeto típico, se encuentra una longitud de onda de 590.1nm, extrapolada a partir del nivel acomodativo del estímulo blanco (0.35D).

La Figura 3.28, muestra los resultados de aplicar el procedimiento descrito en los párrafos anteriores, para encontrar las *longitudes de onda de acomodación* en luz blanca, obtenidos con las medidas sobre todos los sujetos participantes en el estudio. En dicha figura, se comparan tanto los resultados obtenidos al generar el estímulo blanco con la lámpara de Xenón, como con la lámpara de Tungsteno.

Para la lámpara de Xenón, se encuentran en los distintos sujetos, valores entre 555.0 nm y 619.4 nm (promedio 579.2 nm  $\pm$  23.1 nm), y para la lámpara de Tungsteno se



**Figura 3.28** Resultados, para todos los sujetos, de la estimación de la longitud de onda de enfoque para estímulos en luz blanca, generados con una lámpara de Xenón (barras cian) y con la lámpara de Tungsteno (barras naranja). Las barras de error también provienen de extrapolaciones realizadas sobre los resultados de cada sujeto (ver **Figura 3.27 (b)**). También se presentan los valores promedios, entre todos los sujetos, de dichas longitudes de onda (barras en la zona superior). En este caso las barras de error corresponden a una-vez el error estándar de los datos. Por distintas razones, para los sujetos AG y HM, no se pudieron obtener los valores de acomodación con la lámpara de Tungsteno y con la lámpara de Xenón, respectivamente.

obtienen longitudes de onda en el rango de 580.5 nm y 668.3 nm (promedio 613.2 nm  $\pm$  28.7 nm).

Para la mayoría de los sujetos, es clara la tendencia que muestra una *longitud de onda de acomodación* menor para el estímulo blanco generado con la lámpara de Xenón, en comparación con la acomodación para la lámpara de Tungsteno<sup>45</sup>.

La hipótesis inicial planteada para el presente experimento, propone que para enfocar un estímulo en luz blanca, el ojo usa la longitud de onda correspondiente al punto de máxima sensibilidad espectral de la retina (ver Figura 1.6). No obstante, dicho planteamiento no estaría teniendo en cuenta las características cromáticas de las fuentes empleadas en el experimento<sup>46</sup>. Por ejemplo, como se puede apreciar en la Figura 3.22, en el espectro de la lámpara de Tungsteno hay una mayor contribución de longitudes de onda largas, las cuales son responsables de que esta iluminación se “aprecie” con un color más “cálido”. De este modo, la percepción cromática del sujeto (*respuesta espectral esperada del sujeto*), está afectada tanto por la contribución de las distintas componentes espectrales de la fuente de iluminación, como por la sensibilidad espectral de la propia retina (ver 1.1.2.1). Una descripción práctica de dicha *respuesta espectral esperada del sujeto*, se obtiene por medio del producto entre la curva del espectro de emisión de la fuente y la curva de sensibilidad espectral del ojo<sup>47</sup>.

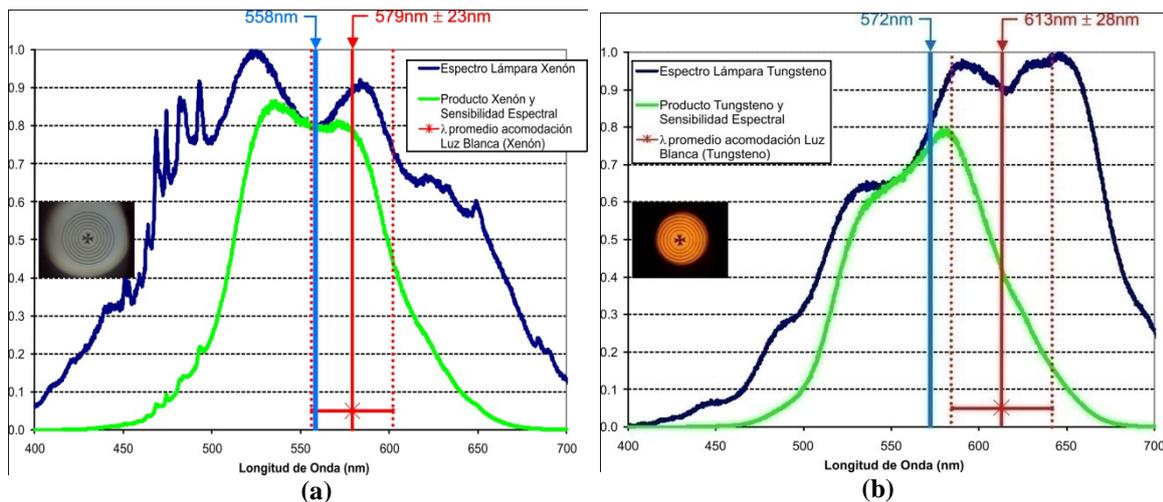
En la Figura 3.29, se comparan los espectros de emisión de cada lámpara, con el valor estimado de la *longitud de onda de enfoque*, asociado al estímulo blanco generado con las respectivas lámparas. En dicha figura, tanto para la lámpara de Xenón como la de Tungsteno, también se incluyen las respectivas curvas que representan a la mencionada *respuesta espectral del sujeto*, las cuales muestran una distribución *desplazada*, y considerablemente asimétrica, comparada con la curva de sensibilidad espectral fotópica del observador patrón.

---

<sup>45</sup> Dicha tendencia es menos significativa al comparar los promedios entre todos los sujetos, entre los cuales hay dispersiones considerables, que generan incertidumbres de hasta ~29 nm, sobre dichos promedios.

<sup>46</sup> Fuentes con emisión continua, pero no “plana”, en todo el rango visible del espectro.

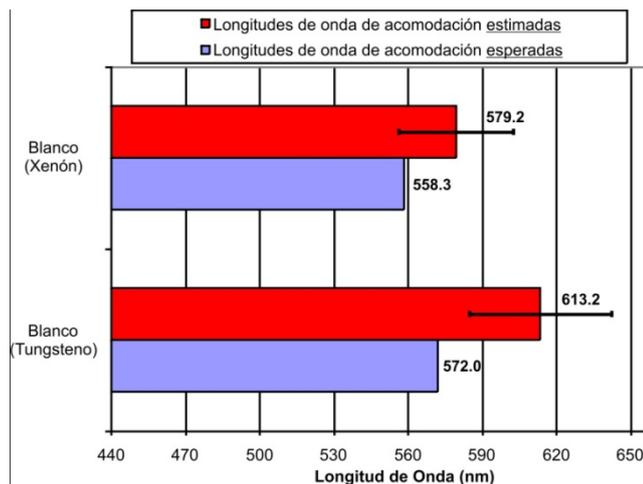
<sup>47</sup> Se considera la curva de sensibilidad espectral fotópica del “observador patrón”, descrita en la sección 1.1.2.1.



**Figura 3.29** Comparación de los espectros de emisión (curva azul) de las lámparas de Xenón (a) y Tungsteno (b), con el valor de *longitud de onda de enfoque* asociado al estímulo blanco generado con dichas fuentes (línea vertical roja). La curva verde representa la *respuesta espectral esperada del observador patrón*, que proviene del producto del espectro de emisión de la fuente y la curva de sensibilidad espectral del ojo. El centro ponderado de dicha respuesta espectral (centroide de la distribución), se indica con la línea vertical azul.

Lo anterior explica en buena medida, la diferencia entre las *longitudes de onda de acomodación* en luz blanca, encontradas para la lámpara de Tungsteno y la lámpara de Xenón.

Para las dos distribuciones obtenidas de la *respuesta espectral esperada del observador patrón*, se calcula el centro ponderado (longitud de onda correspondiente al centroide de la distribución o de la curva), el cual se establece como la nueva longitud de onda teórica, donde se supone que el ojo enfocaría los estímulos en luz blanca. Estos valores han sido calculados en 558.3 nm y 572.0 nm, para las distribuciones obtenidas con la lámpara de Xenón y la de Tungsteno, respectivamente). Dichas longitudes de onda también están indicadas en la Figura 3.29 (líneas verticales azules).



**Figura 3.30** Comparación de los valores de las *longitudes de onda de acomodación* en luz blanca *estimados* (barras rojas; promedio de las medidas obtenidas con los sujetos), y los valores teóricos *esperados* (barras azules; obtenidos de la *respuesta espectral esperada*), para los estímulos generados con la lámpara de Xenón y la de Tungsteno. Las barras de error corresponden a una-vez el error estándar de los valores medidos en los sujetos.

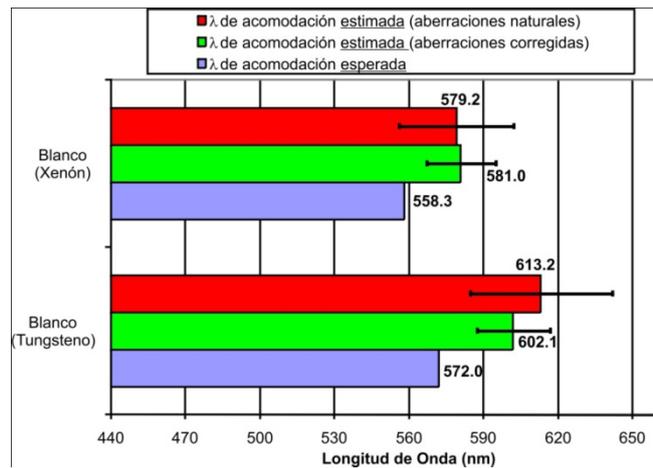
En la Figura 3.30 se comparan nuevamente los valores estimados de las *longitudes de onda de*

*acomodación* en luz blanca, con los respectivos valores esperados obtenidos con el análisis descrito en los párrafos anteriores, para las dos fuentes de iluminación. Las longitudes de onda estimadas están relativamente cerca de aquellas esperadas, aunque para ambos casos de iluminación se encuentra un pequeño corrimiento hacia longitudes de onda mayores (cerca de 21 nm para la lámpara de Xenón, y de 41 nm para la lámpara de Tungsteno).

Hasta ahora, todos los resultados presentados, provienen de las medidas realizadas en los sujetos, manteniendo sus aberraciones monocromáticas naturales, es decir, sin modificar la calidad óptica de los distintos ojos, sometidos a las medidas de acomodación en las distintas condiciones de iluminación.

Siguiendo los mismos procedimientos descritos en las páginas precedentes, se realizan los cálculos de estimación, para todos los sujetos, de las *longitudes de onda de acomodación* en luz blanca, usando las medidas experimentales en las cuales se hacía la corrección de las aberraciones monocromáticas del ojo de cada sujeto, por medio del sistema de óptica adaptativa integrada en el instrumento de medida.

En la Figura 3.31, se presentan los resultados promedio finales, obtenidos de las referidas medidas de acomodación, hechas por los sujetos con su óptica *hiper-correcta*. En este caso, para la lámpara de Xenón, se encuentra un valor promedio de 581.0 nm, obtenido de los distintos sujetos, cuyos resultados individuales oscilaron entre 563.4 nm y 597.6 nm, con un error estándar de  $\pm 14.0$  nm. Para la lámpara de Tungsteno se obtienen longitudes de onda, para los distintos sujetos, en el rango de 577.5 nm y 625.8 nm, generando un valor promedio de 602.1 nm, con un error estándar de  $\pm 14.8$  nm.

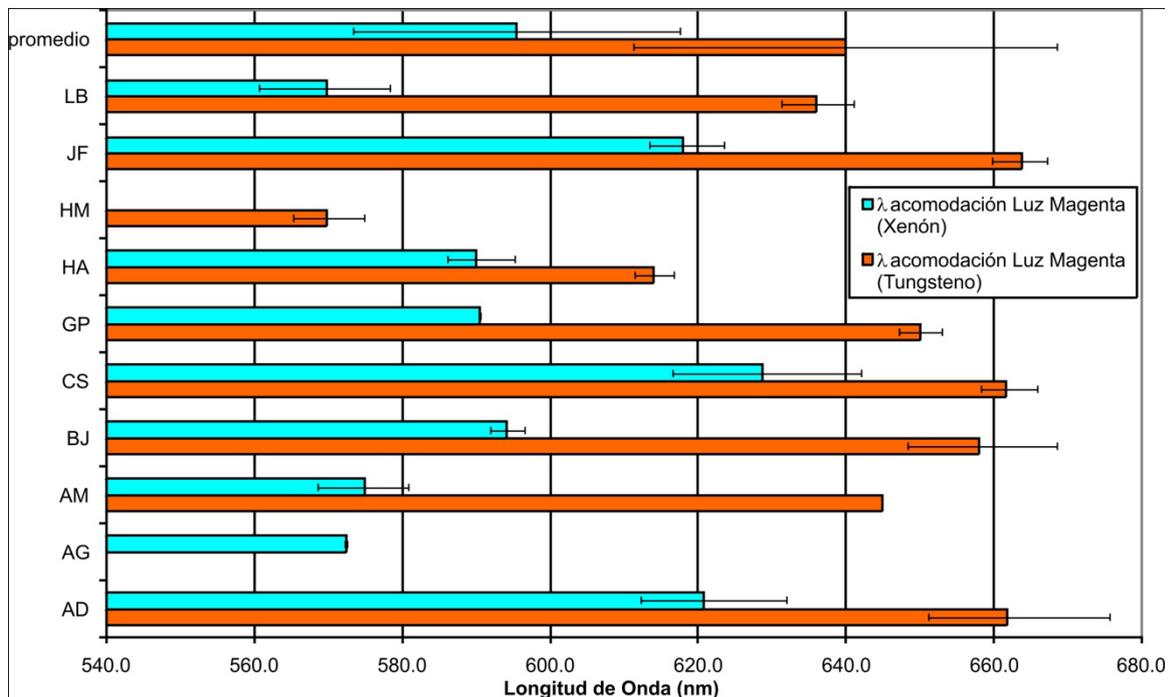


**Figura 3.31** Comparación de los valores estimados de las *longitudes de onda de acomodación* en luz blanca, obtenidos del promedio de las medidas generadas por los sujetos, al observar los estímulos en las distintas condiciones de iluminación (con la lámpara de Xenón o de Tungsteno), manteniendo las aberraciones naturales de sus ojos (barras rojas), o con la corrección lograda por medio del sistema de óptica adaptativa (barras verdes). Las barras azules, representan los valores teóricos esperados (obtenidos de la *respuesta espectral esperada*). Las barras de error corresponden a una-vez el error estándar de los respectivos valores medidos en los sujetos.

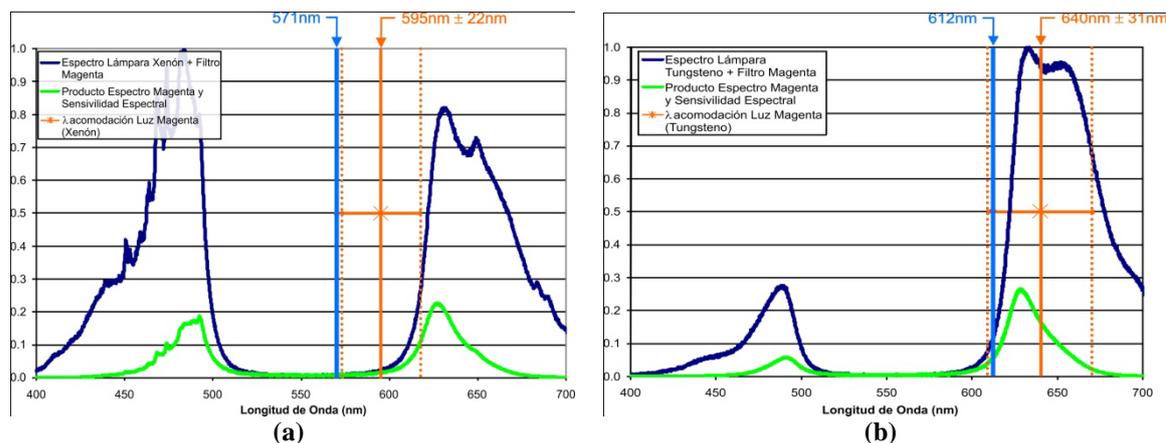
Para finalizar, se presentan los resultados obtenidos al emplear la otra condición de iluminación policromática propuesta en este experimento, generada por medio del filtro “magenta”, con el cual se logra una combinación de colores “azules” y “rojos”, restringiendo las demás longitudes de onda intermedias.

Como fue descrito en la sección anterior, el protocolo de medidas con este filtro magenta, fue igual al empleado con los estímulos en luz blanca, usando nuevamente la lámpara de Xenón y la de Tungsteno. De este modo, el procedimiento seguido para estimar la *longitud de onda de acomodación* con iluminación magenta, también es idéntico al explicado para el caso de luz blanca.

En la Figura 3.32, se muestran los resultados para los distintos sujetos, manteniendo intactas sus aberraciones monocromáticas, es decir, con sus aberraciones naturales. En este caso, se puede apreciar nuevamente, una notoria tendencia que sitúa la acomodación en longitudes de onda mayores, para la iluminación magenta generada con la lámpara de Tungsteno. Este comportamiento está relacionado una vez más, con las diferencias espectrales de las fuentes de iluminación, las cuales se pueden apreciar en la Figura 3.33



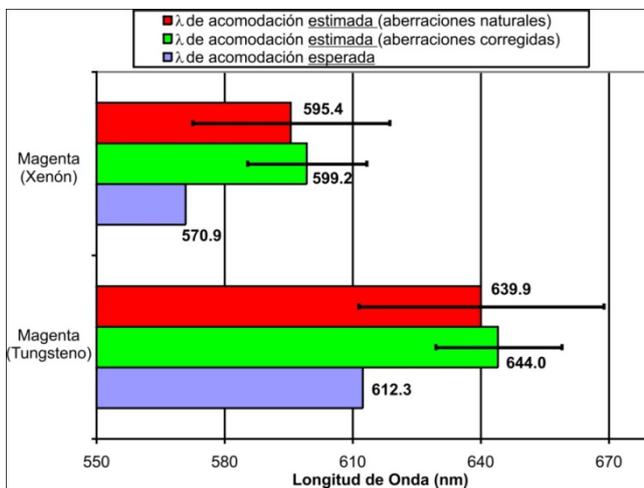
**Figura 3.32** Resultados, para todos los sujetos, de la estimación de la longitud de onda de enfoque para estímulos en luz magenta, generados con una lámpara de Xenón (barras cian) y con otra lámpara de Tungsteno (barras naranja). Las barras de error también provienen de extrapolaciones realizadas sobre los resultados de cada sujeto (ver **Figura 3.27 (b)**). También se presentan los valores promedios, entre todos los sujetos, de dichas longitudes de onda (barras en la zona superior). Para los valores promedio, las barras de error corresponden a una-vez el error estándar de los datos. Por distintas razones, para los sujetos AG y HM, no se pudieron obtener los valores de acomodación con la lámpara de Tungsteno y con la lámpara de Xenón, respectivamente.



**Figura 3.33** Espectros de emisión (curva azul) obtenidos con el filtro magenta, iluminado con la lámpara de Xenón (a) y la de Tungsteno (b). También se indica el valor de *longitud de onda de enfoque* asociado al estímulo magenta generado con dichos espectros (línea vertical naranja). La curva verde representa la *respuesta espectral esperada del observador patrón*, que proviene del producto del espectro de emisión de la iluminación magenta y la curva de sensibilidad espectral del ojo. El centro de dicha respuesta espectral (centroide de la distribución), se indica con la línea vertical azul.

(curvas azules). Claramente, la iluminación magenta lograda con la lámpara de Tungsteno, tiene una muy baja contribución de las longitudes de onda cortas, comparada con el caso de la lámpara de Xenón, lo cual genera la mencionada diferencia.

En la Figura 3.33 también se muestra (curvas verdes), para cada condición de iluminación magenta, la *respuesta espectral esperada del observador patrón*, que como fue dicho en la página 133, representa el efecto combinado (producto) del espectro de emisión de la fuente (más el filtro magenta en este caso) y la sensibilidad espectral de la retina. El centro ponderado de dichas curvas de respuesta espectral, se establece como la *longitud de onda de acomodación esperada*, la cual como era de esperarse, difiere entre el caso con la lámpara de Xenón y la de Tungsteno (570.9 nm y 612.3 nm, respectivamente; representadas en la Figura 3.33 por las líneas verticales azules), y se contrasta con el respectivo valor promedio de la *longitud de onda de acomodación*



**Figura 3.34** Comparación de los valores promedio estimados de las *longitudes de onda de acomodación* en luz magenta, obtenidos tanto con la lámpara de Xenón como con la de Tungsteno, manteniendo las aberraciones monocromáticas naturales de los sujetos (barras rojas), o con la corrección lograda por medio del sistema de óptica adaptativa (barras verdes). Las barras azules, representan los valores teóricos esperados (obtenidos de la *respuesta espectral esperada*). Las barras de error corresponden a una-vez el error estándar de los respectivos valores medidos en los sujetos.

*estimada* ( $595.4 \text{ nm} \pm 22.1 \text{ nm}$  y  $639.9 \text{ nm} \pm 30.7 \text{ nm}$ . Valores indicados por las líneas verticales naranjas), obtenida de las medidas de todos los sujetos (con sus aberraciones naturales).

Completando el conjunto de medidas, en la Figura 3.34 se muestran los resultados promedio finales, obtenidos con el filtro magenta, usando las dos fuentes de iluminación, y corrigiendo las aberraciones monocromáticas de los ojos de los sujetos participantes en el estudio, a través del sistema de óptica adaptativa del sistema experimental. En dichas condiciones, se obtienen valores promedio en la *longitud de onda de acomodación*, de  $599.2 \text{ nm} \pm 18.3 \text{ nm}$  y  $644.0 \text{ nm} \pm 29.6 \text{ nm}$ , para la iluminación magenta generada por la lámpara de Xenón y la de Tungsteno, respectivamente. Estos valores quedan contrastados en la misma gráfica, con los resultados obtenidos en el caso en el que se mantienen las aberraciones naturales, y con los valores esperados (obtenidos de las curvas de *respuesta espectral*).

### 3.3.3 Discusión

Un análisis general sobre los resultados presentados en la sección anterior, conlleva a fortalecer y a confirmar (hasta cierto grado de precisión), la hipótesis de partida de este estudio, en la que se plantea que el ojo humano, bajo iluminación en luz blanca, enfoca preferentemente a una longitud de onda que está cerca de aquella que maximiza la sensibilidad espectral, aunque con la salvedad de que en los casos prácticos reales, se debe tener en cuenta el efecto del espectro de emisión particular de la fuente de iluminación empleada, la cual modifica la percepción cromática de los sujetos (ver Figura 3.29 y Figura 3.30).

Teniendo en cuenta la acción conjunta del espectro de emisión de las fuentes empleadas en este experimento y la sensibilidad espectral del observador patrón, las *longitudes de onda de acomodación* predichas por la hipótesis de trabajo, que se obtienen para el caso de iluminación en luz blanca son:  $558.3 \text{ nm}$  (verde) y  $572.0 \text{ nm}$  (amarillo), para la lámpara de Xenón y lámpara de Tungsteno, respectivamente.

No obstante, al comparar estos valores esperados con los valores estimados de las medidas experimentales, se encuentra que en promedio, los sujetos acomodan para una

longitud de onda un poco mayor, obteniéndose un corrimiento de  $\sim 21$  nm en el caso de la lámpara de Xenón, y  $\sim 41$  nm para la lámpara de Tungsteno<sup>48</sup>. También es importante destacar la variabilidad encontrada en los resultados, al comparar los distintos sujetos (ver Figura 3.28).

En el caso peculiar de la iluminación policromática, lograda con el filtro magenta, la aplicación de la hipótesis predice que las *longitudes de onda de acomodación* están en torno a 570.9 nm para el caso en el que se usa la lámpara de Xenón, y 612.3 nm para la fuente de Tungsteno. En estas condiciones de iluminación, nuevamente se encuentra que en el entorno experimental, la mayoría de los sujetos usan una longitud de onda mayor a la esperada, para enfocar el estímulo sobre la retina, encontrándose en promedio, diferencias de  $\sim 25$  nm con la lámpara de Xenón, y de  $\sim 28$  nm con la lámpara de Tungsteno<sup>48</sup>.

Otro resultado importante, muestra el bajo efecto que tienen las aberraciones monocromáticas de los sujetos, sobre la selección que hace el ojo, de la longitud de onda que usa para enfocar los estímulos policromáticos (ver Figura 3.31 y Figura 3.34). Ello pone de manifiesto que las posibles *claves* inducidas por las aberraciones monocromáticas asimétricas de alto orden, que pueden ayudar a dirigir la dirección de enfoque del sistema acomodativo en el caso de iluminación monocromática [Walsh y Charman, 1985; Fernández y Artal, 2005; Gamba et al., 2010], son de menor relevancia en presencia de la ACL. No obstante, cabe anotar que la mayoría de sujetos exhiben una menor fluctuación en los resultados, cuando observan los estímulos con sus aberraciones monocromáticas corregidas, comparado con el caso donde se mantienen las aberraciones naturales, sin que ello denote un cambio en los valores promedio, manteniéndose por tanto las diferencias con los valores esperados en la *longitud de onda de acomodación* para iluminación en luz blanca, o con el filtro magenta.

Estos corrimientos en la *longitud de onda de acomodación* sobre estímulos policromáticos, se pueden deber tanto a artefactos inducidos por el propio procedimiento experimental, como por parámetros en el funcionamiento del sistema acomodativo del ojo, que no han sido considerados.

---

<sup>48</sup> Las comparaciones se hacen con los valores obtenidos para el caso en el que se mantienen las aberraciones monocromáticas naturales de los sujetos.

En el caso de artefactos en el protocolo de medidas empleado para este experimento, una primera posibilidad que se explora, es el efecto que puede tener sobre la estimación de la *longitud de onda de acomodación* en luz policromática, el hecho de que en el experimento, cada uno de los distintos estímulos (monocromáticos y policromáticos), requerían por parte del sujeto un esfuerzo acomodativo diferente (diferentes “vergencias” en los estímulos). Por ejemplo, los estímulos azules no requerían ningún esfuerzo acomodativo, puesto que dicho color fue usado como referencia para que los sujetos buscaran su punto remoto; a su vez, el estímulo verde, debido a la ACL combinada del ojo y del instrumento, tampoco necesitó de cambios en la acomodación; en cambio, para enfocar los estímulos rojos, blancos, y magenta, el ojo sí debía hacer algún esfuerzo acomodativo (ver Figura 3.25).

Estas diferencias en la “vergencia” de los estímulos, pueden generar pequeños efectos sobre la “amplitud de la respuesta acomodativa” [Denieul, 1982], que conllevan a una sub-acomodación para los estímulos con mayor “vergencia” (estímulo rojo), o a cambios sobre la ACL del ojo, mediados por dichas diferencias en la acomodación [Ivanoff, 1949; Charman y Tucker, 1978].

Para explorar este posible efecto, se realizó un nuevo conjunto de medidas con los mismos sujetos, haciendo un cambio en el protocolo del experimento: los estímulos en cada condición de iluminación, fueron presentados con una “vergencia” constante de 0.3D. De este modo, en lugar de usar una única distancia de fijación de referencia (el punto remoto del estímulo azul), para cada color (incluidos los policromáticos) se buscó la distancia de fijación que generara una “vergencia” de 0.3D. Esto se consiguió buscando para cada sujeto, el punto remoto asociado a cada condición de iluminación, y a partir de dicha posición se adicionó la “divergencia” fija de 0.3D para todos los estímulos<sup>49</sup>. Los demás pasos del protocolo original se realizaron sin variaciones, tomando las secuencias de medidas con el sensor de H-S, para registrar los distintos estados acomodativos inducidos en cada caso, mas las diferencias dióptricas generadas por los respectivos cambios en la posición de fijación de los estímulos.

---

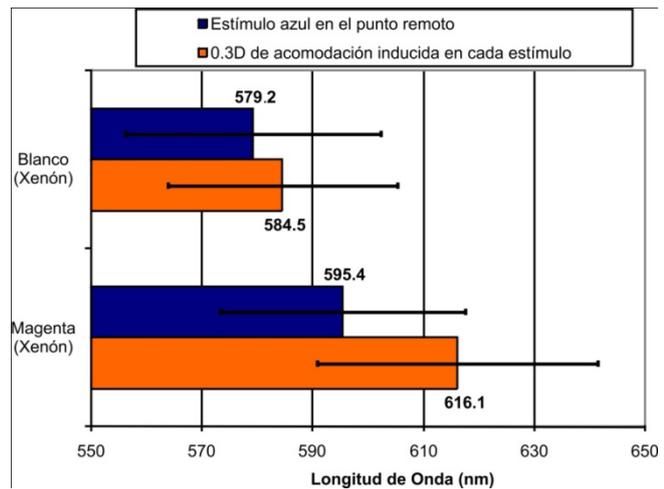
<sup>49</sup> Tanto la búsqueda de cada “punto remoto”, como la “divergencia” adicionada, se logran por medio del sistema badal incluido en el instrumento de medida.

El procedimiento de análisis y de estimación de la longitud de onda de acomodación en luz blanca y magenta, fue igual al utilizado para las medidas originales, usando los valores de acomodación en los casos monocromáticos, como un marco de referencia del cual se extrapolan los valores en los casos de iluminación policromática (ver Figura 3.27). En la Figura 3.35, se presenta la comparación entre los resultados promedio obtenidos

usando el protocolo original, y el protocolo en el que se induce una “vergencia” fija de 0.3D en todos los colores. Para este caso sólo se empleó la lámpara de Xenón.

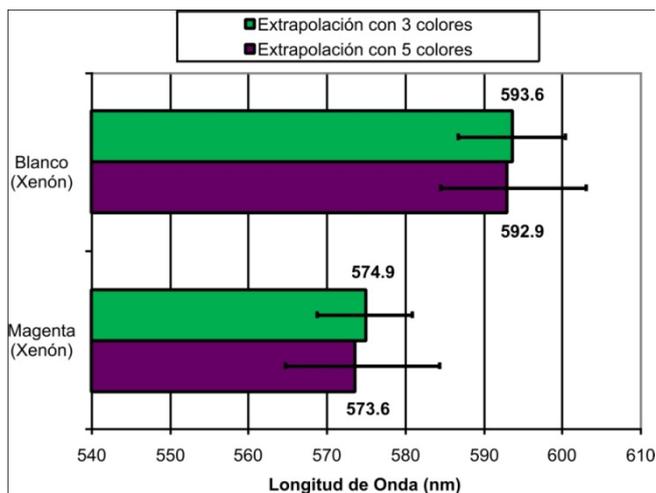
Es notorio el hecho de que para ninguno de los dos casos de iluminación, hay diferencias estadísticamente significativas entre los resultados obtenidos con los dos protocolos (hay una alta variabilidad de los resultados entre sujetos), aunque se puede apreciar una tendencia que lleva a las medidas con el nuevo protocolo, hacía longitudes de onda mayores, que tampoco darían explicación a las diferencias encontradas entre los valores de la *longitud de onda de acomodación* predichos y los valores medidos.

Otra situación que se exploró como posible influencia sobre los resultados obtenidos con las medidas experimentales, es la cantidad de condiciones monocromáticas presentadas a los sujetos. Para el protocolo original, se usaron en cada sujeto sólo tres filtros monocromáticos (450, 550 y 633 nm), midiendo con estos los valores de acomodación que luego se emplearon como *referencia* para estimar (extrapolar) la *longitud de onda de acomodación* en los casos policromáticos. Sin embargo, la toma de datos usando una mayor variedad de estímulos monocromáticos, podría mejorar el “muestreo” de la *referencia cromática* usada en la estimación de los valores finales. Dicho de otra manera, con un mayor número de estímulos monocromáticos, se podría tener una mejor “interpolación” sobre los valores de acomodación de referencia (mayor número de puntos en la Figura 3.27), que conlleve a una “extrapolación” más precisa, del estado acomodativo en la iluminación con luz blanca, o luz magenta.



**Figura 3.35** Comparación entre los resultados promedio obtenidos de todos los sujetos, usando el protocolo original de medidas (ver sección 3.3.1), y el protocolo en el que se induce una acomodación fija de 0.3D en todas las condiciones de iluminación.

Para abordar este efecto, se procedió a medir en un sujeto, los diferentes valores de acomodación logrados con cinco estímulos monocromáticos (450, 550, 570, 590 y 633 nm), en lugar de los tres empleados en el protocolo original. En este caso, las medidas se realizaron usando sólo la lámpara de Xenón y siguiendo el protocolo explicado en la sección 3.3.1 (manteniendo la distancia de fijación de referencia, en el punto remoto del estímulo azul).



**Figura 3.36** Estimación sobre la *longitud de onda de acomodación* obtenida tanto en iluminación con luz blanca, como en luz magenta, usando dos conjuntos diferentes de valores de acomodación monocromáticos: con medidas en tres colores (450, 550 y 633 nm; barras verdes) y empleando cinco colores (450, 550, 570, 590 y 633 nm; barras moradas). Las medidas provienen del mismo sujeto (AM).

Los resultados finales de la nueva estimación sobre la *longitud de onda de acomodación*, obtenida tanto en iluminación con luz blanca, como en luz magenta, se muestran en la Figura 3.36, donde se comparan con los valores obtenidos para el mismo sujeto (AM), al usar sólo tres estímulos monocromáticos. No hay ninguna diferencia, ni tendencia, significativa entre los valores obtenidos usando las dos condiciones de referencia monocromáticas, lo cual permite reiterar la validez del protocolo original de medidas.

Otra condición experimental que puede dar cuenta de las diferencias entre los valores de la *longitud de onda de acomodación* teórica y la estimada a partir de las medidas en los ojos reales, es la ACL modificada que perciben los sujetos a través del instrumento (ver Figura 3.25). Diversos estudios han mostrado que las modificaciones inducidas sobre la ACL natural del ojo (desde la eliminación completa de la ACL, hasta su incremento), generan cambios sobre la eficiencia del sistema acomodativo, tanto en el caso de estímulos dinámicos [P. B. Kruger et al., 1993, 1997; Aggarwala, E. S. Kruger, et al., 1995; Aggarwala, Nowbotsing, et al., 1995], como para estímulos estáticos [P. B. Kruger et al., 1997; Lee et al., 1999]. Por lo tanto, la ACL “no natural” caracterizada en este experimento, puede estar induciendo cambios en los distintos parámetros de control del sistema acomodativo, que no son tomados en cuenta por la hipótesis inicial. Estos efectos se pueden explorar en un futuro, realizando nuevos experimentos con un

protocolo similar al propuesto en el presente estudio, en los que adicionalmente se tengan distintas condiciones para la ACL percibida por los sujetos.

Otro aspecto de influencia directa sobre la hipótesis inicial, es el verdadero carácter “subjetivo” de la curva de sensibilidad espectral de la retina (ver sección 1.1.2.1). Dicha curva depende de la sensibilidad relativa de los distintos tipos de fotorreceptores presentes en la retina, que para el caso de iluminación fotópica, está influenciada principalmente por los conos. De este modo, diferentes sensibilidades relativas de los conos en la retina de un sujeto, generan una curva de sensibilidad espectral característica, que no es “igual” para todos los sujetos [Rucker y P. B. Kruger, 2006]. Claramente, las posibles diferencias entre las curvas de sensibilidad espectral “reales” de los sujetos, y la respectiva curva del observador patrón, usada en los análisis de este estudio, conllevan a modificaciones sobre los valores de longitud de onda que maximizan dicha curva de sensibilidad espectral<sup>50</sup>, que son los valores teóricos tomados en el análisis. Por lo tanto, para un futuro experimento, también se propone la medida de las curvas de sensibilidad espectral de cada sujeto, lo cual permitiría un refinamiento adicional sobre los valores teóricos propuestos para la *longitud de onda de acomodación* en luz policromática.

---

<sup>50</sup> Suponiendo por ejemplo, una sensibilidad relativa mayoritaria para los conos tipo M, el máximo de la curva de sensibilidad espectral quedaría ubicada alrededor de 543 nm, mientras que estaría cerca de 566 nm, en el caso de tener una sensibilidad preferente para los conos tipo L [Rucker y P. B. Kruger, 2006].



---

---

## CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES

---

---

A continuación, se resumen y exponen los principales resultados y conclusiones del presente trabajo:

1. Se desarrolló e implementó un nuevo sensor del tipo Hartmann-Shack que permite la medida de las aberraciones oculares con una alta resolución temporal y espacial. Sobre este diseño, se probaron tres nuevos métodos para eliminar el ruido *speckle*, que afecta a las imágenes que se obtienen con el sensor. Dos de estos métodos emplean una película divisora de haz que se hace vibrar durante el registro para reducir el contraste de *speckle*. Un tercer método usa una fibra óptica multimodo, que a través de la superposición incoherente de múltiples modos, también logra la reducción del *speckle*.
2. De dichos métodos de reducción del ruido *speckle*, el esquema de *película vibrante simplificado* proporcionó el mejor resultado global, siendo además el más simple y económico de implementar.
3. El *sensor de Hartmann-Shack de alta resolución temporal*, con el esquema de *película vibrante simplificado*, se utilizó en un experimento para analizar los efectos del cambio en la línea de mirada (o la torsión del ojo) sobre las aberraciones. Se encontró que los cambios de las aberraciones con la posición de mirada son menores que la variabilidad general medida en cada posición individual, aunque hay tendencias poco significativas, que muestran pequeñas diferencias de algunas aberraciones para diferentes posiciones de mirada. Por otra parte, se pudo establecer una tendencia significativa de un aumento de la dinámica de las aberraciones de bajo orden para posiciones extremas de la línea de mirada.
4. Un segundo sensor de frente de onda de Hartmann-Shack diseñado para permitir un campo amplio de visión fue construido para comparar las aberraciones en condiciones de visión monocular y binocular, tanto para visión lejana, como para acomodación sobre un estímulo cercano. La comparación de estas condiciones mostró la diferencia esperada entre los

estados con acomodación o relajados, tanto para los valores estáticos de las aberraciones, como para la dinámica de sus fluctuaciones.

5. Las aberraciones medidas con visión monocular o binocular no mostraron grandes diferencias prácticas, aunque se encontró que para visión cercana, la dinámica de las aberraciones es mayor para el caso monocular en comparación con el mismo estado acomodativo en visión binocular. También se analizaron los valores medios y las fluctuaciones del tamaño de pupila, para las cuales, en general, no se encontró ningún comportamiento que las asociaran con las respectivas dinámicas de las aberraciones.
6. En general, a lo largo de todas las medidas de la dinámica de las aberraciones oculares se ha encontrado que estas presentan fluctuaciones con velocidades de hasta 30Hz, lo cual corrobora la importancia de usar sensores de frente de onda rápidos, ya sea para el estudio de las dinámicas oculares, como para la mejora de los sistemas de óptica adaptativa con corrección en tiempo real.
7. El uso de una fuente de luz infrarroja invisible incorporado al diseño de un sensor de Hartmann-Shack en un sistema de óptica adaptativa, permitió abordar el estudio de la aberración cromática longitudinal y la posible acomodación de una longitud de onda particular cuando se presentan estímulos policromáticos.
8. Los resultados generales de este estudio permitieron confirmar que el sistema acomodativo usa preferentemente una longitud de onda cercana a la que maximiza la sensibilidad espectral ponderada por el espectro de emisión particular del estímulo policromático. Se detectó una pequeña discrepancia que desplaza la acomodación hacia una longitud de onda ligeramente mayor.
9. En este mismo experimento se encontró que las aberraciones monocromáticas naturales no producen ningún efecto sobre la elección de longitud de onda de enfoque.

Una serie de opciones con nuevas medidas y mejoras sobre los sistemas ya implementados, quedan abiertas para futuros estudios. Por ejemplo se contempla la posibilidad de aumentar la sensibilidad de los distintos sensores de Hartmann-Shack propuestos, lo cual permitiría reducir aún más la variabilidad de las medidas que se obtienen, extendiendo de este modo, la confianza sobre el registro de pequeños cambios en las aberraciones en distintas condiciones o configuraciones. En el caso de las medidas

relacionadas con la *longitud de onda de acomodación* en luz policromática, también se ha propuesto realizar medidas complementarias, en las que se compense o se hagan variaciones sobre la aberración cromática longitudinal, para explorar su efecto sobre la elección de dicha longitud de onda en foco, además de establecer el posible impacto que tendrían el conocer la curva de sensibilidad espectral propia de cada sujeto.



---

---

## BIBLIOGRAFÍA

---

---

- Aggarwala, K. R., E. S. Kruger, S. Mathews, y P. B. Kruger (1995), Spectral bandwidth and ocular accommodation, *J. Opt. Soc. Am. A*, 12(3), 450-455, doi:10.1364/JOSAA.12.000450.
- Aggarwala, K. R., S. Nowbotsing, y P. B. Kruger (1995), Accommodation to monochromatic and white-light targets, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 36(13), 2695-2705.
- Ares, J., y J. Arines (2001), Effective noise in thresholded intensity distribution: influence on centroid statistics, *Opt. Lett.*, 26(23), 1831-1833, doi:10.1364/OL.26.001831.
- Ares, J., y J. Arines (2004), Influence of Thresholding on Centroid Statistics: Full Analytical Description, *Appl. Opt.*, 43(31), 5796-5805, doi:10.1364/AO.43.005796.
- Arnulf, A., J. Santamaría, y J. Bescós (1981), A cinematographic method for the dynamic study of the image-formation by the human-eye - microfluctuations of the accommodation, *J. Opt.*, 12(2), 123-128, doi:10.1088/0150-536X/12/2/004.
- Artal, P., E. Berrio, A. Guirao, y P. Piers (2002), Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age, *J. Opt. Soc. Am. A*, 19(1), 137-143, doi:10.1364/JOSAA.19.000137.
- Artal, P., E. J. Fernández, y S. Manzanera (2002), Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?, *J Refract Surg*, 18(5), S563-566.
- Artal, P., M. Ferro, I. Miranda, y R. Navarro (1993), Effects of aging in retinal image quality, *J. Opt. Soc. Am. A*, 10(7), 1656-1662, doi:10.1364/JOSAA.10.001656.
- Artal, P., S. Manzanera, P. Piers, y H. Weeber (2010), Visual effect of the combined correction of spherical and longitudinal chromatic aberrations, *Opt. Express*, 18(2), 1637-1648, doi:10.1364/OE.18.001637.
- Artal, P., J. Santamaría, y J. Bescós (1988), Retrieval of wave aberration of human eyes from actual point-spread-function data, *J. Opt. Soc. Am. A*, 5(8), 1201-1206, doi:10.1364/JOSAA.5.001201.
- Artal, P., y J. Taberero (2010), Optics of human eye: 400 years of exploration from Galileo's time, *Appl. Opt.*, 49(16), D123-D130, doi:10.1364/AO.49.00D123.
- Artigas, J. M., P. Capilla, A. Felipe, y J. Pujol (1995), *Óptica Fisiológica: psicofísica de*

*la visión*, McGraw-Hill/Interamericana de España, Madrid.

- Atchison, D. A., M. J. Collins, C. F. Wildsoet, J. Christensen, y M. D. Waterworth (1995), Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the howland aberroscope technique, *Vision Research*, 35(3), 313-323, doi:10.1016/0042-6989(94)00139-D.
- Atchison, D. A., y G. Smith (2005), Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes, *J. Opt. Soc. Am. A*, 22(1), 29-37, doi:10.1364/JOSAA.22.000029.
- Born, M., y E. Wolf (1999), *Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light*, 7th ed., Cambridge University Press.
- Bosman, G. (Ed.) (2001), *Noise in physical systems and 1/f fluctuations: ICNF 2001 : proceedings of the 16th International Conference : Gainesville, Florida, USA, 22-25 October, 2001*, World Scientific.
- Boxer Wachler, B. S. (2003), Effect of pupil size on visual function under monocular and binocular conditions in LASIK and non-LASIK patients, *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 29(2), 275-278, doi:10.1016/S0886-3350(02)01445-1.
- Brown, R. G. (1983), *Introduction to random signal analysis and Kalman filtering*, Wiley, New York.
- Buehren, T., M. J. Collins, y L. Carney (2003), Corneal aberrations and reading, *Optom Vis Sci*, 80(2), 159-166.
- Campbell, F. W. (1960), Correlation of Accommodation between the Two Eyes, *J. Opt. Soc. Am.*, 50(7), 738, doi:10.1364/JOSA.50.000738.
- Campbell, F. W., y R. W. Gubisch (1966), Optical quality of the human eye, *J. Physiol.*, 186(3), 558-578, doi:VL - 186.
- Campbell, F. W., J. G. Robson, y G. Westheimer (1959), Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions, *J. Physiol. (Lond.)*, 145(3), 579-594.
- Campbell, M. C., E. M. Harrison, y P. Simonet (1990), Psychophysical measurement of the blur on the retina due to optical aberrations of the eye, *Vision Research*, 30(11), 1587-1602, doi:10.1016/0042-6989(90)90146-C.
- Charman, W. N., y G. Heron (1988), Fluctuations in accommodation: a review, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 8(2), 153-164, doi:10.1111/j.1475-1313.1988.tb01031.x.
- Charman, W. N., y J. Tucker (1978), Accommodation and color, *J. Opt. Soc. Am.*, 68(4), 459-471, doi:10.1364/JOSA.68.000459.
- Cheng, H., J. K. Barnett, A. S. Vilupuru, J. D. Marsack, S. Kasthurirangan, R. A. Applegate, y A. Roorda (2004), A population study on changes in wave aberrations with accommodation, *Journal of Vision*, 4(4), doi:10.1167/4.4.3.

- Chin, S. S., K. M. Hampson, y E. A. H. Mallen (2008), Binocular correlation of ocular aberration dynamics, *Opt. Express*, 16(19), 14731-14745, doi:10.1364/OE.16.014731.
- Collins, G. (1937), The Electronic Refractometer, *Br. J. Physiol. Opt.*, 1, 30-40.
- Crane, H. D. (1966), A theoretical analysis of the visual accommodation system in humans. NASA CR-606, *NASA Contract Rep NASA CR*, 1-77.
- Dainty, J. C. (Ed.) (1976), *Laser Speckle and Related Phenomena*, Springer.
- Davies, N., L. Diaz-Santana, y D. Lara-Saucedo (2003), Repeatability of ocular wavefront measurement, *Optom Vis Sci*, 80(2), 142-150.
- Day, M., N. C. Strang, D. Seidel, L. S. Gray, y E. A. H. Mallen (2006), Refractive group differences in accommodation microfluctuations with changing accommodation stimulus, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 26(1), 88-96, doi:10.1111/j.1475-1313.2005.00347.x.
- Delori, F. C., y K. P. Pflibsen (1989), Spectral reflectance of the human ocular fundus, *Appl. Opt.*, 28(6), 1061-1077, doi:10.1364/AO.28.001061.
- Denieul, P. (1982), Effects of stimulus vergence on mean accommodation response, microfluctuations of accommodation and optical quality of the human eye, *Vision Research*, 22(5), 561-569, doi:10.1016/0042-6989(82)90114-6.
- Dhalla, A., J. V. Migacz, y J. A. Izatt (2010), Crosstalk rejection in parallel optical coherence tomography using spatially incoherent illumination with partially coherent sources, *Opt. Lett.*, 35(13), 2305-2307, doi:10.1364/OL.35.002305.
- Diaz-Santana, L., C. Torti, I. Munro, P. Gasson, y C. Dainty (2003), Benefit of higher closed-loop bandwidths in ocular adaptive optics, *Opt. Express*, 11(20), 2597-2605, doi:10.1364/OE.11.002597.
- Emsley, H. H. (1948), *Visual Optics*, 4th ed., Hatton Press, London.
- Ennos, A. (1996), Laser speckle experiments for students, *Phys. Educ.*, 31, 138-142, doi:10.1088/0031-9120/31/3/012.
- Fernández, E. J., S. Manzanera, P. A. Piers, y P. Artal (2002), Adaptive optics visual simulator, *J Refract Surg*, 18(5), S634-638.
- Fernandez, E. J., A. Unterhuber, P. Prieto, B. Hermann, W. Drexler, y P. Artal (2005), Ocular aberrations as a function of wavelength in the near infrared measured with a femtosecond laser, *Opt. Express*, 13(2), 400-409, doi:10.1364/OPEX.13.000400.
- Fernández, E. J., y P. Artal (2003), Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics, *Opt. Express*, 11(9), 1056-1069, doi:10.1364/OE.11.001056.
- Fernández, E. J., y P. Artal (2005), Study on the effects of monochromatic aberrations in

- the accommodation response by using adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am. A*, 22(9), 1732-1738, doi:10.1364/JOSAA.22.001732.
- Fernández, E. J., y P. Artal (2008), Ocular aberrations up to the infrared range: from 632.8 to 1070 nm, *Opt. Express*, 16(26), 21199-21208, doi:10.1364/OE.16.021199.
- Fincham, E. F. (1951), The Accommodation Reflex and its Stimulus, *Brit. J. Ophthalmol.*, 35(7), 381-393.
- Flamant, F. (1955), Etude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente, *Rev. Opt.*, 34, 433-459.
- Flitcroft, D. I., S. J. Judge, y J. W. Morley (1992), Binocular interactions in accommodation control: effects of anisometric stimuli, *J. Neurosci*, 12(1), 188-203.
- Frieden, R. (1991), Appendix B and F, en *Probability, Statistical Optics, and Data Testing: A Problem Solving Approach*, pp. 411, 412 and 420, Springer, Berlin.
- Gambra, E., Y. Wang, J. Yuan, P. B. Kruger, y S. Marcos (2010), Dynamic accommodation with simulated targets blurred with high order aberrations, *Vision Research*, 50(19), 1922-1927, doi:10.1016/j.visres.2010.06.015.
- Gibson, K. S., y E. P. T. Tyndall (1923), Visibility of radiant energy, *B. S. Sci. Pap.*, 19, 131-191.
- Goodman, J. W. (2007), *Speckle phenomena in optics: theory and applications*, Roberts and Company Publishers, Greenwood Village (USA).
- Graham, R. H. (2009), Extraocular Muscles, *Anatomy: eMedicine Clinical Procedures*,
- Guenther, R. D. (1990), *Modern optics*, Wiley.
- Hampson, K. M., I. Munro, C. Paterson, y C. Dainty (2005), Weak correlation between the aberration dynamics of the human eye and the cardiopulmonary system, *J. Opt. Soc. Am. A*, 22(7), 1241-1250, doi:10.1364/JOSAA.22.001241.
- Hampson, K. M., C. Paterson, C. Dainty, y E. A. H. Mallen (2006), Adaptive optics system for investigation of the effect of the aberration dynamics of the human eye on steady-state accommodation control, *J. Opt. Soc. Am. A*, 23(5), 1082-1088, doi:10.1364/JOSAA.23.001082.
- Hartmann, J. (1900), Bemerkungen über den Bau und die Justierung von Spektrographen, *Zeitschrift fuer Instrumentenkunde*, 20, 47-60.
- He, J. C., S. A. Burns, y S. Marcos (2000), Monochromatic aberrations in the accommodated human eye, *Vision Research*, 40(1), 41-48, doi:10.1016/S0042-6989(99)00156-X.
- He, J. C., S. Marcos, R. H. Webb, y S. A. Burns (1998), Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure, *J. Opt. Soc. Am. A*,

15(9), 2449-2456, doi:10.1364/JOSAA.15.002449.

Hofer, H., P. Artal, B. Singer, J. L. Aragón, y D. R. Williams (2001), Dynamics of the eye's wave aberration, *J. Opt. Soc. Am. A*, 18(3), 497-506, doi:10.1364/JOSAA.18.000497.

Hofer, H., L. Chen, G. Yoon, B. Singer, Y. Yamauchi, y D. R. Williams (2001), Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations, *Opt. Express*, 8(11), 631-643, doi:10.1364/OE.8.000631.

Howland, B. (1968), Use of Crossed Cylinder Lens in Photographic Lens Evaluation, *Appl. Opt.*, 7(8), 1587-1600, doi:10.1364/AO.7.001587.

Howland, B., y H. C. Howland (1976), Subjective measurement of high-order aberrations of the eye, *Science*, 193(4253), 580-582.

Howland, H. C., y B. Howland (1977), A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye, *J. Opt. Soc. Am.*, 67(11), 1508-1518, doi:10.1364/JOSA.67.001508.

Hsu, H. (1996), *Schaum's Outline of Probability, Random Variables, and Random Processes*, 1st ed., McGraw-Hill, New York.

ICNIRP (1996), Guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 180 nm and 1,000 microm. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, *Health Phys*, 71(5), 804-819.

ICNIRP (2000), Revision of guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 400 nm and 1.4 microm. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, *Health Phys*, 79(4), 431-440.

Iglesias, I., E. Berrio, y P. Artal (1998a), Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images, *J. Opt. Soc. Am. A*, 15(9), 2466-2476, doi:10.1364/JOSAA.15.002466.

Iglesias, I., E. Berrio, y P. Artal (1998b), Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images, *J. Opt. Soc. Am. A*, 15(9), 2466-2476, doi:10.1364/JOSAA.15.002466.

Iglesias, I., R. Ragazzoni, Y. Julien, y P. Artal (2002), Extended source pyramid wave-front sensor for the human eye, *Opt. Express*, 10(9), 419-428.

Ih, C. S., y L. A. Baxter (1978), Improved random spatial phase modulation for speckle elimination, *Appl. Opt.*, 17(9), 1447-1454, doi:10.1364/AO.17.001447.

Iskander, D. R., M. J. Collins, M. Morelande, y M. Zhu (2004), Analyzing the Dynamic Wavefront Aberrations in the Human Eye, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51(11), 1969-1980, doi:10.1109/TBME.2004.834254.

Ivanoff, A. (1949), Focusing Wave-Length for White Light, *J. Opt. Soc. Am.*, 39(8), 718, doi:10.1364/JOSA.39.000718.

- Kasthurirangan, S., y A. Glasser (2005), Characteristics of pupil responses during far-to-near and near-to-far accommodation, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 25(4), 328-339, doi:10.1111/j.1475-1313.2005.00293.x.
- Kawamorita, T., y H. Uozato (2006), Changes of natural pupil size and ocular wavefront aberrations under the binocular and the monocular conditions, *Journal of Vision*, 6(13), 54, doi:10.1167/6.13.54.
- Kim, J., D. T. Miller, E. Kim, S. Oh, J. Oh, y T. E. Milner (2005), Optical coherence tomography speckle reduction by a partially spatially coherent source, *J. Biomed. Opt.*, 10(6), 064034-9.
- Koryabin, A. V., V. I. Polezhaev, y V. I. Shmal'gauzen (1993), Measurement of the thermooptic aberrations of active elements based on yttrium aluminate and garnet, *Quantum Electron.*, 23(10), 899-901, doi:10.1070/QE1993v023n10ABEH003189.
- Kotulak, J. C., y C. M. Schor (1986), Temporal variations in accommodation during steady-state conditions, *J. Opt. Soc. Am. A*, 3(2), 223-227, doi:10.1364/JOSAA.3.000223.
- van de Kraats, J., T. T. J. M. Berendschot, y D. van Norren (1996), The Pathways of Light Measured in Fundus Reflectometry, *Vision Research*, 36(15), 2229-2247, doi:10.1016/0042-6989(96)00001-6.
- Krueger, H. (1978), Fluctuations in the accommodation of the human eye to mono- and binocular fixation (author's transl), *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*, 205(2), 129-133.
- Kruger, P. B., K. R. Aggarwala, S. Bean, y S. Mathews (1997), Accommodation to Stationary and Moving Targets, *Optometry & Vision Science July 1997*, 74(7), 505-510.
- Kruger, P. B., S. Mathews, K. R. Aggarwala, y N. Sanchez (1993), Chromatic aberration and ocular focus: Fincham revisited, *Vision Research*, 33(10), 1397-1411, doi:10.1016/0042-6989(93)90046-Y.
- Kruger, P. B., S. Mathews, M. Katz, K. R. Aggarwala, y S. Nowbotsing (1997), Accommodation without feedback suggests directional signals specify ocular focus, *Vision Research*, 37(18), 2511-2526, doi:10.1016/S0042-6989(97)00056-4.
- Larichev, A. V., P. V. Ivanov, N. G. Iroshnikov, y V. I. Shmalgauzen (2001), Measurement of eye aberrations in a speckle field, *Quantum Electron.*, 31(12), 1108-1112, doi:10.1070/QE2001v031n12ABEH002105.
- Le Grand, Y. (1967), *Form and space vision*, Indiana University Press, Bloomington.
- Lee, J. H., L. R. Stark, S. Cohen, y P. B. Kruger (1999), Accommodation to static chromatic simulations of blurred retinal images, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 19(3), 223-235, doi:10.1046/j.1475-1313.1999.00440.x.

- Li, K. Y., y G. Yoon (2006), Changes in aberrations and retinal image quality due to tear film dynamics, *Opt. Express*, 14(25), 12552-12559, doi:10.1364/OE.14.012552.
- Liang, J., B. Grimm, S. Goelz, y J. F. Bille (1994), Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor, *J. Opt. Soc. Am. A*, 11(7), 1949-1957, doi:10.1364/JOSAA.11.001949.
- López-Gil, N., y P. Artal (1997), Comparison of double-pass estimates of the retinal-image quality obtained with green and near-infrared light, *J. Opt. Soc. Am. A*, 14(5), 961-971, doi:10.1364/JOSAA.14.000961.
- López-Gil, N., I. Iglesias, y P. Artal (1998), Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation, *Vision Research*, 38(19), 2897-2907, doi:10.1016/S0042-6989(98)00086-8.
- Lundström, L., A. Mira-Agudelo, y P. Artal (2009), Peripheral optical errors and their change with accommodation differ between emmetropic and myopic eyes, *Journal of Vision*, 9(6), 1-11, doi:10.1167/9.6.17.
- Mahajan, V. N. (1982), Strehl ratio for primary aberrations: some analytical results for circular and annular pupils, *J. Opt. Soc. Am.*, 72(9), 1258-1266, doi:10.1364/JOSA.72.001258.
- Mahajan, V. N. (1983), Strehl ratio for primary aberrations in terms of their aberration variance, *J. Opt. Soc. Am.*, 73(6), 860-861, doi:10.1364/JOSA.73.000860.
- Mahajan, V. N. (1991), *Aberration theory made simple*, SPIE Press, Washington.
- Mahajan, V. N. (1998), *Optical Imaging and Aberrations: Part I. Ray Geometrical Optics*, SPIE Publications.
- Mahajan, V. N. (2007), Zernike polynomials and wavefront fitting, en *Optical Shop Testing*, editado por D. Malacara, John Wiley & Sons Inc., New Jersey.
- Manzanera, S. (2006), Desarrollo de un Simulador Visual de Óptica Adaptativa para el Diseño Interactivo de Componentes Oftálmicos, Universidad de Murcia, Murcia, 10 Octubre.
- Marimont, D. H., y B. A. Wandell (1994), Matching color images: the effects of axial chromatic aberration, *J. Opt. Soc. Am. A*, 11(12), 3113-3122, doi:10.1364/JOSAA.11.003113.
- McLaren, J., J. Erie, y R. Brubaker (1992), Computerized analysis of pupillograms in studies of alertness, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 33(3), 671-676.
- Miege, C., y P. Denieul (1988), Mean response and oscillations of accommodation for various stimulus vergences in relation to accommodation feedback control, *Ophthalmic Physiol Opt*, 8(2), 165-171.
- Mira-Agudelo, A., E. J. Fernandez, y P. Artal (2010), Which Wavelength is at Focus in White Light?, presentado en: ARVO Annual Meeting, Mayo 6, Fort Lauderdale, Fl.

- Mira-Agudelo, A., L. Lundström, y P. Artal (2009), Temporal dynamics of ocular aberrations: monocular vs binocular vision, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 29(3), 256-263, doi:10.1111/j.1475-1313.2009.00655.x.
- Molebny, V. V., I. G. Pallikaris, L. P. Naoumidis, I. H. Chyzh, S. Molebny, y V. M. Sokurenko (1997), Retina ray-tracing technique for eye-refraction mapping, en *Ophthalmic Technologies VII*, vol. 2971, editado por P. O. Rol, K. M. Joos, y F. Manns, pp. 175-183, SPIE, San Jose, CA, USA.
- Nam, J., L. N. Thibos, y D. R. Iskander (2009), Zernike radial slope polynomials for wavefront reconstruction and refraction, *J. Opt. Soc. Am. A*, 26(4), 1035-1048, doi:10.1364/JOSAA.26.001035.
- Navarro, R., y E. Moreno-Barriuso (1999), Laser ray-tracing method for optical testing, *Opt. Lett.*, 24(14), 951-953, doi:10.1364/OL.24.000951.
- Nirmaier, T., G. Pudasaini, y J. Bille (2003), Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor, *Opt. Express*, 11(21), 2704-2716, doi:10.1364/OE.11.002704.
- Noll, R. J. (1976), Zernike polynomials and atmospheric turbulence, *J. Opt. Soc. Am.*, 66(3), 207-211, doi:10.1364/JOSA.66.000207.
- Piers, P. A., E. J. Fernandez, S. Manzanera, S. Norrby, y P. Artal (2004), Adaptive Optics Simulation of Intraocular Lenses with Modified Spherical Aberration, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 45(12), 4601-4610, doi:10.1167/iovs.04-0234.
- Piers, P. A., S. Manzanera, P. M. Prieto, N. Gorceix, y P. Artal (2007), Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration, *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 33(10), 1721-1726, doi:10.1016/j.jcrs.2007.08.001.
- Porter, J. (2006), *Adaptive optics for vision science: principles, practices, design, and applications*, John Wiley and Sons, Hoboken, NJ.
- Prado, P., J. Arines, S. Bará, S. Manzanera, A. Mira-Agudelo, y P. Artal (2009), Changes of ocular aberrations with gaze, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 29(3), 264-271, doi:10.1111/j.1475-1313.2009.00652.x.
- Press, W. H., S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, y B. P. Flannery (2007), Solution of linear algebraic equations. Chapter 2., en *Numerical Recipes 3rd Edition: The Art of Scientific Computing*, Cambridge University Press, New York.
- Prieto, P. M., F. Vargas-Martín, S. Goelz, y P. Artal (2000), Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye, *J. Opt. Soc. Am. A*, 17(8), 1388-1398, doi:10.1364/JOSAA.17.001388.
- Radhakrishnan, H., y W. N. Charman (2007), Refractive changes associated with oblique viewing and reading in myopes and emmetropes, *Journal of Vision*, 7(8), doi:10.1167/7.8.5.
- Ragazzoni, R. (1996), Pupil plane wavefront sensing with an oscillating prism, *Journal of Modern Optics*, 43(2), 289, doi:10.1080/09500349608232742.

- Rha, J., R. S. Jonnal, K. E. Thorn, J. Qu, Y. Zhang, y D. T. Miller (2006), Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging, *Opt. Express*, 14(10), 4552-4569, doi:10.1364/OE.14.004552.
- Roddier, F. (1988), Curvature sensing and compensation: a new concept in adaptive optics, *Appl. Opt.*, 27(7), 1223-1225, doi:10.1364/AO.27.001223.
- Rosenberg, M. L., y M. H. Kroll (1999), Pupillary hippus: An unrecognized example of biologic chaos, *Journal of Biological Systems*, 7(1), 85-94.
- Rucker, F. J., y P. B. Kruger (2006), Cone contributions to signals for accommodation and the relationship to refractive error, *Vision Research*, 46(19), 3079-3089, doi:10.1016/j.visres.2006.04.009.
- Santamaría, J., P. Artal, y J. Bescós (1987), Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method, *J. Opt. Soc. Am. A*, 4(6), 1109-1114, doi:10.1364/JOSAA.4.001109.
- Scheiner, C. (1619), *Oculus, hoc est : fundamentum opticum, in quo ex accurata oculi anatome, abstrusarum experientiarum sedula pervestigatione....*, apud Danielelem Agricolum (Oeniponti), Innspruk, Austria.
- Seidel, D., L. S. Gray, y G. Heron (2005), The effect of monocular and binocular viewing on the accommodation response to real targets in emmetropia and myopia, *Optom Vis Sci*, 82(4), 279-285.
- Shack, R., y B. Platt (1971), Production and use of a lenticular Hartmann screen, *Journal of the Optical Society of America*, 61(5), 656-&.
- Sliney, D. H., R. T. Wangemann, J. K. Franks, y M. L. Wolbarsht (1976), Visual sensitivity of the eye to infrared laser radiation, *J. Opt. Soc. Am.*, 66(4), 339-341, doi:10.1364/JOSA.66.000339.
- Smirnov, M. S. (1961), Measurement of the wave aberration of the human eye, *Biofizika*, 6, 776-795.
- Southwell, W. H. (1980), Wave-front estimation from wave-front slope measurements, *J. Opt. Soc. Am.*, 70(8), 998-1006, doi:10.1364/JOSA.70.000998.
- Takai, N., y T. Asakura (1985), Statistical properties of laser speckles produced under illumination from a multimode optical fiber, *J. Opt. Soc. Am. A*, 2(8), 1282-1290, doi:10.1364/JOSAA.2.001282.
- Thibos, L. N., R. A. Applegate, J. T. Schwiegerling, R. Webb, y V. S. Taskforce (2000), Standards for reporting the optical aberrations of eyes, en *Vision Science and Its Applications, Proceedings*, vol. 35, pp. 232-244, OSA Technical Digest, Santa Fe, New Mexico.
- Thibos, L. N., y R. A. Applegate (2003), Assessment of Optical Quality (Chapter 6), en *Wavefront customized visual corrections: the quest for super vision II*, pp. 55-75, SLACK Incorporated, Thorofare, NJ.

- Thibos, L. N., M. Ye, X. Zhang, y A. Bradley (1992), The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans, *Appl. Opt.*, 31(19), 3594-3600, doi:10.1364/AO.31.003594.
- Trisnadi, J. I. (2002), Speckle contrast reduction in laser projection displays, en *Proceedings of SPIE*, pp. 131-137, San Jose, CA, USA.
- Tscherning, M. (1894), Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges, *Z. Psicol. Physiol. Sinne.*, 6, 456-471.
- Tunnacliffe, A. H. (1993), Eye movements, en *Introduction to Visual Optics*, pp. 299-321, ABDO College of Education, London.
- Tyson, R. K. (1997), *Principles of Adaptive Optics, Second Edition*, 2nd ed., Academic Press.
- Walsh, G., y W. N. Charman (1985), Measurement of the axial wavefront aberration of the human eye, *Ophthalmic Physiol Opt*, 5(1), 23-31.
- Walsh, G., W. N. Charman, y H. C. Howland (1984), Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye, *J. Opt. Soc. Am. A*, 1(9), 987-992, doi:10.1364/JOSAA.1.000987.
- Webb, R. H., C. M. Penney, y K. P. Thompson (1992), Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer, *Appl. Opt.*, 31(19), 3678-3686, doi:10.1364/AO.31.003678.
- Winn, B., y B. Gilmartin (1992), Current perspective on microfluctuations of accommodation, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 12(2), 252-256, doi:10.1111/j.1475-1313.1992.tb00301.x.
- Ye, M., A. Bradley, L. N. Thibos, y Z. Xiaoxiao (1992), The effect of pupil size on chromostereopsis and chromatic diplopia: Interaction between the Stiles-Crawford effect and chromatic aberrations, *Vision Research*, 32(11), 2121-2128, doi:10.1016/0042-6989(92)90073-R.
- Yoon, G. (2006), Wavefront sensing and diagnostic uses, en *Adaptive optics for vision science: principles, practices, design, and applications*, pp. 63-81, John Wiley and Sons, Hoboken, NJ.
- Zhu, M., M. J. Collins, y D. R. Iskander (2004), Microfluctuations of wavefront aberrations of the eye, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 24(6), 562-571, doi:10.1111/j.1475-1313.2004.00237.x.
- Zhu, M., M. J. Collins, y D. R. Iskander (2006), The contribution of accommodation and the ocular surface to the microfluctuations of wavefront aberrations of the eye, *Ophthalmic and Physiological Optics*, 26(5), 439-446, doi:10.1111/j.1475-1313.2006.00373.x.