

## Investigación en Óptica Visual dentro del grupo *Difracción y Formación de Imágenes 3D* de la Universidad de Valencia

### Visual optics research performed by the *3D Diffraction and Imaging Group* at the University of Valencia (Spain)

Walter D. Furlan, Manuel Martínez Corral, Amparo Pons, Laura Remón, Genaro Saavedra, Carlos J. Zapata Rodríguez y María T. Caballero\*

Departamento de Óptica, Universitat de València, C/ Dr. Moliner 50, 46100 Burjassot, Valencia.

\*Afiliación permanente: Departamento de Óptica, Universidad de Alicante, 03080 Alicante.

#### RESUMEN

El grupo *Difracción y Formación de Imágenes 3D* del Departamento de Óptica de la Universidad de Valencia realiza trabajos de investigación en diferentes áreas de la óptica tanto a nivel teórico como experimental. En este trabajo se presentan las líneas de investigación desarrolladas en el campo de la Óptica Visual.

**Palabras clave:** Optica Visual, Aberrometría Ocular, Refracción Ocular, Agudeza Visual.

#### ABSTRACT

The *3D diffraction and imaging* group is part of the Optics Department at the University of Valencia. The members of our group conduct research into many aspects of theoretical and experimental optics. In this communication we present the studies undertaken in the field of Visual Optics.

**Key words:** Visual Optics, Eye aberrations, Refraction, Visual Acuity.

#### REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] <http://www.uv.es/imaging3/home.htm>
- [2] W. D. Furlan, L. Muñoz, M. Kowalczyk, "The Jackson cross cylinder: simple formulation of its optical principles", *Appl. Opt.* **30**, 421-429 (2000).
- [3] L. Muñoz-Escrivá, W. D. Furlan, "The Stenopaic slit: An analytical expression to quantify its optical effects in front of an astigmatic eye", *Ophthal. Physl. Opt.* **21**, 327-333 (2001).
- [4] L. Muñoz-Escrivá, W. D. Furlan, "Subjective refraction techniques in the frame of three-dimensional dioptric space", *Optom. Vision Sci.* **78**, 106-112 (2001).
- [5] W. D. Furlan, L. Muñoz-Escrivá, "On the refractive behaviour of the stenopaic slit", *Ophthal. Physl. Opt.* **21**, 327-333 (2002).
- [6] L. Muñoz-Escrivá, W. D. Furlan, "Statistical analysis when dealing with astigmatism. Assessment of different spherocylindrical notations", *Ophthal. Epidemiol.* **8**, 27-37, (2001).
- [7] L. Remón Martín, M. Tornel, W. D. Furlan, "Visual acuity in simple myopic astigmatism: Influence of cylinder axis", *Optom. Vision Sci.* **83**, 311-315 (2006).
- [8] M. T. Caballero, W. D. Furlan, A. Pons, G. Saavedra, M. Martínez-Corral, "Detection of wave aberrations in the human eye using a retinoscopy-like technique", *Opt. Commun.* **260**, 767-771 (2006).
- [9] G. Saavedra, W. D. Furlan, J. A. Monsoriu, "Fractal zone plates", *Opt. Lett.* **28**, 971-973 (2003).

- [10] W. D. Furlan, G. Saavedra, J. A. Monsoriu, "Fractal zone plates produce axial irradiance with fractal profile", *Opt. Photon. News* **14**, 31 (2003).
- [11] J. A. Monsoriu, G. Saavedra, W. D. Furlan, "Fractal zone plates with variable lacunarity", *Opt. Express* **12**, 4227 (2004).

## 1. Introducción

El grupo Difracción y Formación de Imágenes 3D de la Universidad de Valencia, desarrolla tareas de investigación en diversos campos de la Óptica [1] entre los que se cuentan: apodización en microscopía de barrido, focalización de haces, aplicaciones de los formalismos duales espacio fase en óptica, óptica difractiva, técnicas de imagen integral y óptica visual. En esta última área, desde hace ya algunos años se vienen desarrollando dos líneas de investigación. Una, directamente relacionada con la optometría, estudia diferentes aplicaciones de la representación vectorial de la potencia dióptrica. Otra línea se ocupa del desarrollo de nuevas técnicas de inspección ocular, concretamente del diseño de un nuevo tipo de aberrómetro. Por otra parte, trabajos recientes de nuestro grupo en el área de la óptica difractiva nos han permitido proponer un nuevo tipo de lentes difractivas multifocales [9-11] de las que pretendemos optimizar su diseño para aplicaciones oftalmológicas en lentes compensadoras de afaquias y como una alternativa en la compensación para la presbicia. En las secciones siguientes describiremos nuestros últimos resultados obtenidos en el área de la Óptica Visual.

## 2. Representación vectorial de la potencia dióptrica. Aplicaciones en optometría

Nuestro grupo de investigación ha publicado en los últimos años algunos trabajos en el ámbito de la optometría en los que se proponen aplicaciones de un formalismo matemático, que en lugar de usar los tres parámetros clásicos de la refracción ocular: *Esfera*, *Cilindro* y *Eje*, ( $E$ ;  $C$  x  $\alpha$ ), utiliza un vector definido en un espacio tridimensional euclídeo denominado "espacio de potencias dióptricas" [2-4]. Las componentes independientes de dicho vector  $\mathbf{u}$  ( $M$ ;  $J_0$ ;  $J_{45}$ ) se expresan en términos de  $E$ ;  $C$  y  $\alpha$  como:

$$M = (E+C/2) \quad (1)$$

$$J_0 = -C/2 \cos(2\alpha) \quad (2)$$

$$J_{45} = -C/2 \sin(2\alpha) \quad (3)$$

Esta representación de la refracción es unívoca, cosa que no sucede en la representación tradicional, donde es bien conocido que cualquier refracción

tiene sus representaciones transpuesta y bicilíndrica equivalentes.

Utilizando este formalismo vectorial hemos analizado formalmente a lo largo de una serie de trabajos el principio de funcionamiento de diferentes técnicas de refracción subjetivas [2-6].

Actualmente estamos analizando la relación existente entre la agudeza visual (AV) en diferentes tipos de astigmatismos y su representación formal dentro de esta nueva notación. La medida de la agudeza visual es el parámetro subjetivo que permite al óptico-optometrista conocer el error refractivo de un sujeto. A diferencia de lo que sucede con las ametropías esféricas, cuando la refracción tiene un componente cilíndrico la relación entre la agudeza visual y el astigmatismo no es evidente. Según el modelo teórico la AV estaría relacionada simplemente con el módulo del vector  $\mathbf{u}$ .

$$|\mathbf{u}| = \sqrt{M^2 + J_0^2 + J_{45}^2} \quad (4)$$

De este modo, la AV sólo dependería de la magnitud del astigmatismo y del equivalente esférico, pero no de la orientación del eje del astigmatismo, y como consecuencia, las superficies de igual AV en el espacio de potencias serían esferas concéntricas alrededor del origen.

Para comprobar la validez clínica de este modelo hemos simulado astigmatismos de diferente magnitud y con diferentes ejes sobre ojos sanos. Para minimizar el efecto de la acomodación en un primer trabajo [7] sólo se simularon astigmatismos miópicos simples (AMS) utilizando esferas positivas y cilindros negativos del mismo valor absoluto a distintas orientaciones (0°, 30°, 45°, 60°, 90°) para el eje del cilindro. Las distintas ametropías se simularon en cada ojo con un foróptero (NIDEK-RT 600) siguiendo una secuencia aleatoria y con un breve periodo de adaptación entre caso y caso. Puesto que se pretendía realizar un estudio de la relación entre la AV y el astigmatismo en ojos en su estado natural, el diámetro pupilar y la acomodación no fueron controlados artificialmente.

Para la medida de la AV se utilizaron diferentes optotipos. Por una parte se empleó un proyector de optotipos Shin-Nippon CP-10 que proyectaba letras aleatorias (L-chart). Por otra parte se utilizaron dos

tests de AV disponibles a través de internet, uno de ellos diseñado por el Departamento de Oftalmología Pediátrica del Hospital de Niños de Buffalo (USA) (I-chart), consistente en letras de Snellen y otro, que empleaba C de Landolt, diseñado en la Universidad de Freiburg (C-chart).

Se realizaron un total de 960 medidas de las cuales algunas (aproximadamente un 5%) fueron repetidas en diferentes días, para garantizar la repetitividad de los resultados. Las diferencias de AV (decimales) para un mismo ojo y un mismo optotipo no fueron mayores que  $\pm 0,1$ , y están dentro de los márgenes de error que imponen factores inherentes a un sistema óptico dinámico como pueden ser cambios en la fijación, diámetro pupilar, acomodación, etc.

Nuestro primer objetivo fue comparar la influencia relativa en la AV del eje del astigmatismo frente a la diferencia obtenida para diferentes optotipos. En la Fig. 1, se muestran los resultados obtenidos con un mismo ojo para diferentes orientaciones del astigmatismo y un mismo optotipo.

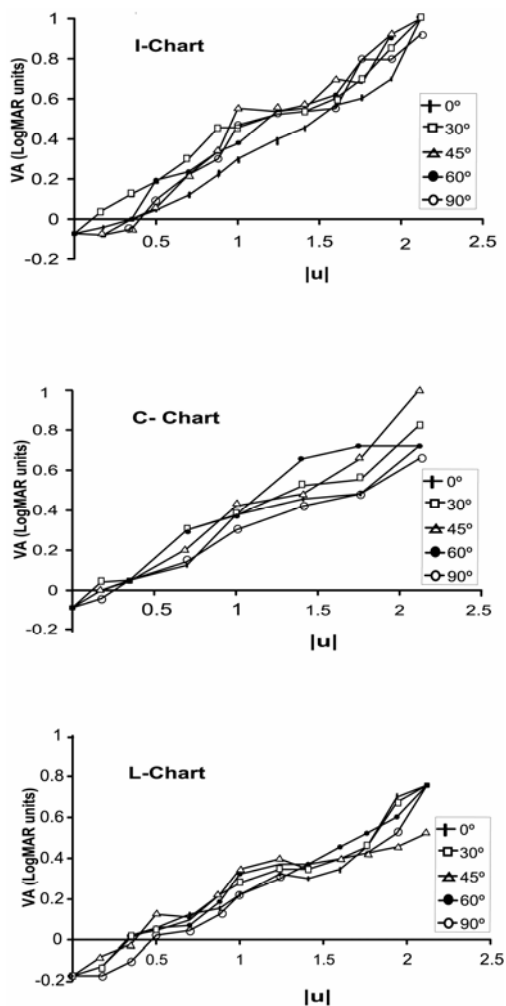


Fig.1. Relación entre la AV y  $|u|$  para un mismo observador, diferentes ejes y distintos optotipos.

Observando las distintas gráficas se pone claramente de manifiesto que la variación de AV es mayor comparada entre los diferentes optotipos que para los diferentes ejes simulados en una misma gráfica. En efecto, para un mismo optotipo las curvas obtenidas para los diferentes ejes están muy próximas entre sí, siendo las del optotipo C-chart las que presentan mayor variabilidad. En el de los otros dos tests, que utilizan letras del alfabeto en lugar de ser un optotipo de repetición, las AV para  $0^\circ$  y  $90^\circ$  son ligeramente mejores que para los demás ángulos, debido a la influencia de los trazos verticales y horizontales de las letras. Este efecto puede apreciarse mejor en la Fig. 2 donde se ha representado la AV en función del eje del astigmatismo. En esta figura se observa claramente que las AV obtenidas son prácticamente independientes del eje en cuestión y sólo dependen de la magnitud del astigmatismo.

Un resultado similar al presentado en la Fig. 1 se obtiene cuando se compara la AV de los diferentes sujetos usando el mismo optotipo para una orientación del eje particular. Lo anterior confirma que existe mayor variabilidad en la AV reportada entre diferentes observadores para un mismo eje que la de un mismo observador para diferentes ejes.

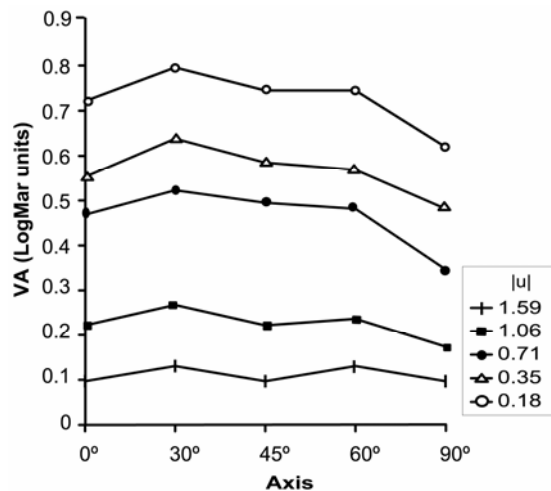


Fig.2. Relación entre la AV y el eje del astigmatismo para un  $|u|$  para un mismo ojo, y diferentes ejes.

Estos resultados nos han permitido constatar que  $|u|$  es un parámetro óptimo con el que se puede asociar un valor de AV a cualquier tipo de astigmatismo miópico. Las AV medidas en astigmatismos simulados de un mismo valor dióptrico con diferentes orientaciones del eje son prácticamente las mismas, lo que confirma que la pérdida de agudeza visual de un ojo amétrope depende fundamentalmente de la componente esférica de la refracción y del módulo del astigmatismo, relegando la influencia del eje a la de

otros factores que influyen en las medidas, como la elección de ciertos optotipos (para medidas en un mismo ojo) o diferencias en la percepción (para medidas en diferentes sujetos). Por otra parte, los resultados obtenidos en este trabajo sugieren que prescindiendo del mecanismo de la acomodación, las superficies correspondientes a AV constante en el espacio de potencias dióptricas serían esferas. Esto es, si nos restringimos exclusivamente a defectos refractivos, la magnitud refractiva directamente relacionada con la AV es el módulo del vector que representa la potencia dióptrica.

En este trabajo sólo se han considerado AV monoculares pero un estudio similar que incluya las AV binoculares puede ser interesante a la hora de compilar información de disfunciones binoculares o ambliopía.

Actualmente estamos estudiando la influencia de la acomodación con astigmatismos no miópicos y valorando la influencia de distintos esfuerzos acomodativos en la AV final alcanzada. El hecho de diferenciar claramente la componente refractiva de la componente acomodativa permitiría desde un punto de vista de la clínica optométrica, realizar estudios de disfunciones acomodativas.

## 2. Medida de aberraciones oculares

Como ya se ha visto, en la práctica optométrica diaria es habitual pensar en términos de refracción y de agudeza visual para estimar la calidad óptica de un sujeto. Sin embargo desde hace tiempo la comunidad científica se ha interesado por otros factores, como las aberraciones oculares, que afectan a la formación de imágenes en la retina.

El ojo no es un sistema óptico perfecto debido a la diferente forma y composición de los medios que lo componen y por ello la luz proveniente de un punto exterior que en principio debería focalizar en la retina con las restricciones de un sistema limitado por la difracción, sufre además desviaciones al atravesar diferentes zonas de la pupila, formando en la retina una imagen no puntual, es decir, aberrada.

La medida de aberraciones no es algo nuevo y desde hace tiempo se han desarrollado diferentes técnicas experimentales para su determinación. De entre ellas cabe destacar por su relevancia las basadas en sensores del tipo Hartmann-Shack. A pesar de ser la técnica más utilizada, los aberrómetros de Hartmann-Shack no están exentos de inconvenientes. El más importante sea tal vez, el no poder realizar un muestreo continuo del frente de ondas al estar limitado por el número de microlentes. Por ello, es importante abordar el desarrollo de nuevas técnicas de aberrometría ocular que sean una alternativa válida a la técnica de Hartmann-Shack.

En este sentido, en nuestro grupo estamos trabajando en el desarrollo de un sensor basado en la técnica refractiva de la retinoscopia. Para poder realizar un estudio comparativo se está optimizando actualmente un montaje experimental en paralelo de un aberrómetro de Hartmann-Shack y nuestra propuesta.

Como es conocido, el uso de un sensor de Hartmann-Shack para la medida de aberraciones oculares se basa en la formación de la imagen de una fuente puntual sobre la retina del sujeto, y el análisis de la luz proveniente de ese punto tras haber atravesado los medios oculares. El empleo de una matriz de microlentes convergentes, en cuyo foco se coloca una CCD para registrar la imagen, permite dividir el frente de onda proveniente del ojo en un conjunto de áreas donde se analizará el mismo, de manera que cada microlente realiza un muestreo independiente de una región particular del frente de onda. Si el frente de onda es plano los rayos son focalizados de manera idéntica por cada microlente formando una retícula regular de puntos. Si por el contrario, el frente de onda está afectado por aberraciones, a la salida del ojo, la matriz de puntos en el plano imagen se distorsiona. El desplazamiento local de cada punto respecto a su posición de referencia proporciona información sobre la pendiente promedio del frente de onda en el área correspondiente. La Fig. 3, muestra una fotografía del dispositivo experimental montado en nuestro laboratorio y en la Fig. 4, se presentan dos ejemplos de las imágenes obtenidas con un ojo artificial.

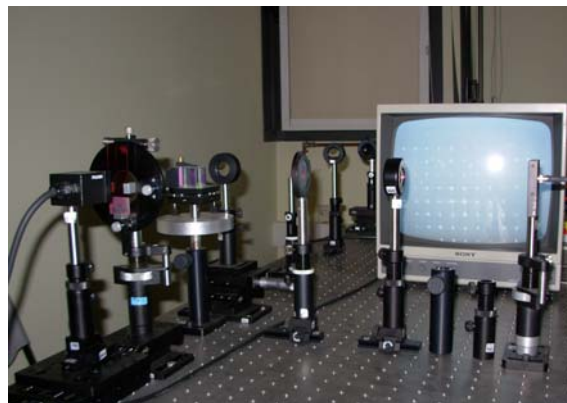


Fig. 3. Imagen del dispositivo experimental

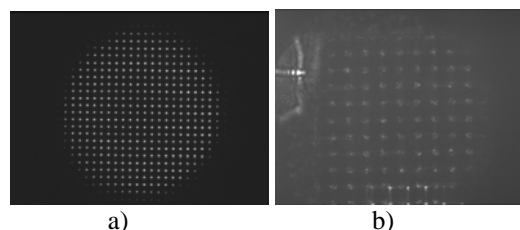


Fig. 4. (a) Imagen de referencia obtenida con un haz plano. (b) Imagen obtenida en el laboratorio de un miope de  $R = -1D$ .

Como se mencionaba anteriormente estamos diseñando una técnica alternativa a la de Hartmann-Shack, basada en la retinoscopia. El retinoscopio es el instrumento optométrico más sencillo que existe para la determinación objetiva de la refracción ocular. El fundamento básico del retinoscopio consiste en iluminar la retina del paciente con un haz de luz, que normalmente tiene vergencia variable, y observar la forma que proyecta el reflejo retiniano en la pupila. La imagen desenfocada del haz de iluminación que se forma en la retina actúa como fuente secundaria de luz y desempeña el mismo papel que la rendija de iluminación en la experiencia clásica de la cuchilla de Foucault. La figura observada en la pupila del paciente es lo que se llama “reflejo” o “sombra retinoscópica”. Al realizar con el retinoscopio un barrido lateral perpendicularmente al eje del sistema, la posición del spot de luz sobre la retina varía también produciendo un cambio, en la apariencia del reflejo observado, que depende directamente del tipo y magnitud de la ametropía del ojo examinado.

Para un ojo libre de aberraciones, cuando la retina está conjugada con el plano de la pupila del retinoscopio (lo cual puede conseguirse mediante el uso de una lente oftálmica de potencia adecuada) al desplazar lateralmente el retinoscopio, la pupila del ojo examinado pasa bruscamente de estar toda iluminada a estar completamente oscura. Esta situación es lo que se conoce como “neutralización” del reflejo y a partir de ella se deduce directamente el estado refractivo del ojo examinado.

La presencia de aberraciones suele considerarse como un inconveniente en la refracción retinoscópica ya que su efecto es modificar el contorno de las zonas oscuras y brillantes que aparecen en el reflejo retinoscópico. Sin embargo, es precisamente este hecho el que nosotros pretendemos aprovechar para utilizar el retinoscopio en la detección y medida de aberraciones oculares.

Nuestro primer trabajo en esta línea se ha centrado en obtener una expresión analítica que muestra la relación entre las aberraciones de rayos y de ondas y la forma del reflejo retinoscópico. Este resultado nos permitirá obtener experimentalmente las aberraciones oculares a partir de un mapa de reflejos retinoscópicos. A continuación describiremos brevemente nuestra propuesta y algunos de los resultados obtenidos.

Consideremos por simplicidad un ojo miope con aberraciones tal como muestra la Fig.5.

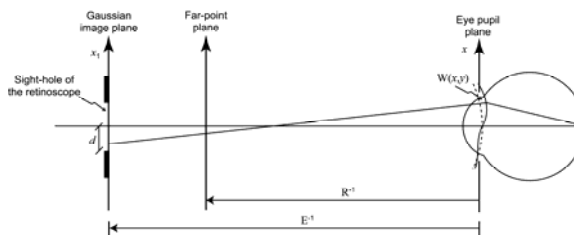


Fig.5. Observación de los reflejos retinoscópicos en un ojo miope con aberraciones (Véase el texto principal).

Un rayo con origen en la retina pasa a través de un determinado punto de coordenadas  $(x, y)$  de la pupila del ojo incidiendo sobre el plano de la pupila del retinoscopio en un punto de coordenadas  $(x_1, y_1)$ . Estas coordenadas dan los componentes de la aberración de rayos. Asumiendo que la luz emergente del ojo tiene una distribución de luz isotrópica, se puede demostrar que la aberración de rayos (posición de la imagen,  $(x_1, y_1)$  en el plano imagen) y la aberración de onda  $(W(x,y))$  se encuentran relacionados aproximadamente por la expresión:

$$(x_1, y_1) = \frac{1}{E} \left( \frac{\partial W(x, y)}{\partial x}, \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} \right), \quad (5)$$

donde  $E^{-1}$  es la llamada distancia de trabajo. Si hacemos un muestreo a la largo del eje  $x$  utilizando una cuchilla (que actúa como el borde de la pupila del retinoscopio) y realizamos un “barrido” a lo largo del eje  $y$ , el perfil de intensidades observado sobre el plano de la pupila del ojo detrás de la cuchilla depende de la posición (altura en este caso)  $d$  de la misma. Este perfil puede calcularse a partir de la ec. (5). Así, asumiendo que la cuchilla tiene una transmitancia binaria se satisface la siguiente relación:

$$T(x_1, y_1) = \begin{cases} 1 & \text{si } \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \leq d E \\ 0 & \text{si } \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} > d E \end{cases} \quad (6)$$

Esta ecuación predice la forma de las sombras retinoscópicas para una aberración determinada. Además permite calcular esos patrones para cualquier valor de la distancia de trabajo,  $E^{-1}$  y de la ametropía, entendida esta última como un desenfoque. A modo de ejemplo se han obtenido con la Ec. (6) los patrones observados correspondientes a un ojo miope con aberración esférica. Las diferentes imágenes que se obtienen para distintas posiciones  $d$  de la cuchilla se muestran en la Fig. 6(a). La sucesión de los perfiles de intensidad para cada posición puede representarse en una sola imagen para obtener un mapa de contorno que representa la

derivada de primer orden de la aberración de onda en la dirección de la cuchilla (Fig. 6(b))

Para comprobar la validez del método propuesto hemos extendido el estudio a diferentes tipos de aberraciones. Para estas simulaciones se han considerado cuatro modelos esquemáticos de ojo diferentes, cuyos coeficientes de aberración de onda se describen en la Tabla I.

La fig 7 muestra los resultados obtenidos en dos planos diferentes (con y sin desenfoque) para los valores de aberración esférica resumidos en la Tabla I. Estos resultados son especialmente instructivos ya que la aberración esférica es la que predomina cuando el ojo está perfectamente alineado con el eje del retinoscopio.

Tabla I. Coeficientes de la aberración de onda para diferentes modelos de ojos esquemáticos. Los valores corresponden a una pupila de 4 mm y vienen dados en unidades de longitud de onda.

Modelo	Aberración esférica ( $W_{4,0}$ )	Coma( $W_{3,1}$ )
Lotmar	20.314	7.11
Kooijman	15.767	6.283
Navarro	13.863	7.058
Liou and Brennan	7.375	1.675

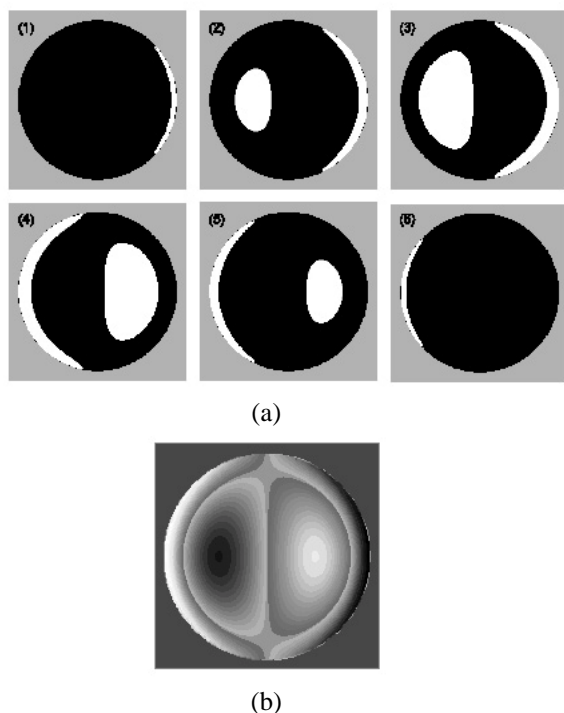


Fig. 6. (a) Perfiles de intensidad de los reflejos retinoscópicos en un ojo miope con aberración esférica para diferentes posiciones de la cuchilla. (b) La superposición de los perfiles en (a) es un mapa de las derivadas direccionales del frente de onda en la dirección horizontal.

El trabajo desarrollado hasta el momento constituye el primer paso en el diseño de un sistema objetivo para la medida de aberraciones oculares. Hemos demostrado que, además de comprobar que el retinoscopio se puede utilizar para la detección de aberraciones la sucesión de los reflejos retinoscópicos durante el barrido a lo largo de un meridiano proporciona un mapa de contorno que representa la derivada parcial del frente de onda a lo largo de esa dirección. Este hecho abre la posibilidad de medir un frente de onda aberrado realizando barridos en dos meridianos perpendiculares. Así, la técnica propuesta es más versátil que las utilizadas en los dispositivos clásicos de Hartmann- Shack , ya que con ella es posible realizar un muestro adaptado a las características de las aberraciones del ojo observado, permitiendo un grado de precisión ajustable.

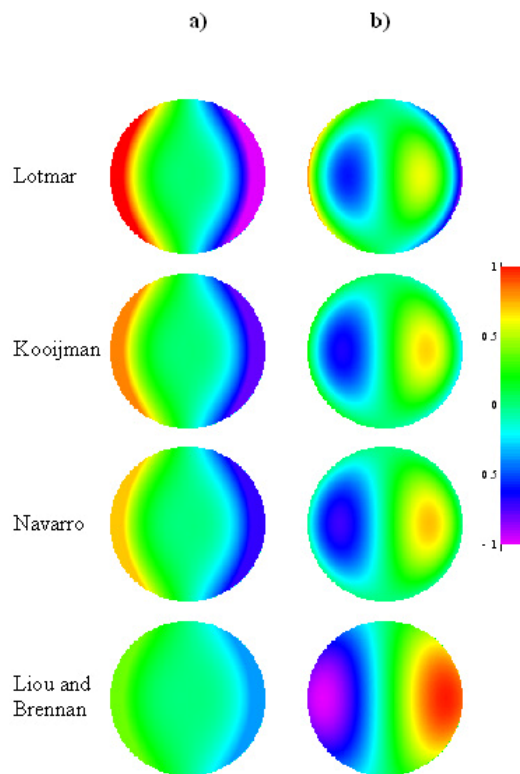


Fig. 7. Mapas retinoscópicos mostrando las derivadas parciales de ojos con aberración esférica cuyos coeficientes se muestran en la Tabla I a) Sin desenfoque ( $E=R=-2D$ ). b)  $E=-4D$ ,  $R=-2D$ .

Una vez demostrada teóricamente la capacidad del retinoscopio en la detección de aberraciones, nuestra propuesta en el campo de la aberrometría ocular es aprovechar experimentalmente dicha capacidad. Para ello proponemos un dispositivo experimental constituido por dos brazos; uno de ellos del tipo Hartmann-Shack y otro retinoscópico. El disponer simultáneamente de ambos brazos nos permitirá evaluar la bondad del método propuesto al poder comparar los resultados obtenidos con ambas

técnicas. El dispositivo real se encuentra actualmente en fase de calibración.

### **Agradecimientos**

Los trabajos desarrollados en esta línea de investigación han recibido financiación económica de los siguientes proyectos de investigación: DPI2003-04698 (Ministerio de Ciencia y Tecno-

logía), GRUPOS03/227 y GV04B-186 (Generalitat Valenciana).

Queremos agradecer de un modo especial al Dr. Salvador Bará, de la Universidad de Santiago de Compostela, la cesión de algunas de las matrices de microlentes que estamos utilizando en los montajes experimentales.