

# IMPLEMENTACIÓN DE DOS ABERRÓMETROS PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS

Carlos Dorronsoro, Elena García de la Cera, Lourdes Llorente, Sergio Barbero & Susana Marcos

Instituto de Óptica “Daza de Valdés”, CSIC, Madrid

## 1. Introducción

El ojo presenta aberraciones ópticas que deterioran la calidad de la imagen formada en la retina. En los últimos años, se han desarrollado varios métodos de medida de las aberraciones oculares y corneales. La medida de las aberraciones ópticas ha demostrado ser útil para comprender los mecanismos de formación de imagen en el ojo. El interés en la evaluación de las aberraciones oculares comienza a alcanzar el ámbito clínico. Diversos estudios demuestran los cambios ópticos inducidos por distintos procedimientos quirúrgicos (cirugía refractiva corneal[1], trasplante de cornea[2], cirugía de cataratas[3]), procesos biológicos (envejecimiento[4] o acomodación[5]), o condiciones patológicas (queratocono[6] o alta miopía[7]). Asimismo, problemas de interés básico en biología, como el proceso de emetropización y el desarrollo de errores refractivos del ojo comienzan a considerar una posible involucración de las aberraciones del ojo[8]. El presente trabajo muestra la implementación práctica de dos prototipos de aberrometría en el Instituto de óptica del CSIC. El diseño de estos instrumentos ha tenido como meta la compactificación del equipo, portabilidad, rapidez en la adquisición de datos, y su adaptación a un entorno clínico. En el caso del sensor de Shack-Hartmann, ha sido particularmente diseñado para la medida de aberraciones en un modelo experimental de miopía.

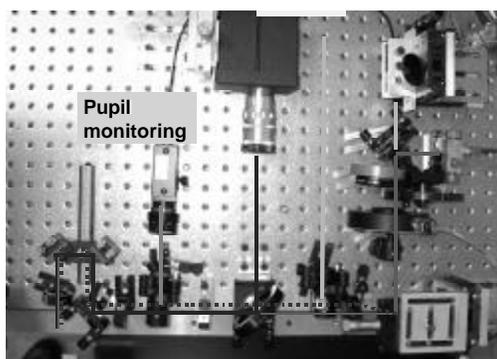


Figura 1. Trazado de Rayos

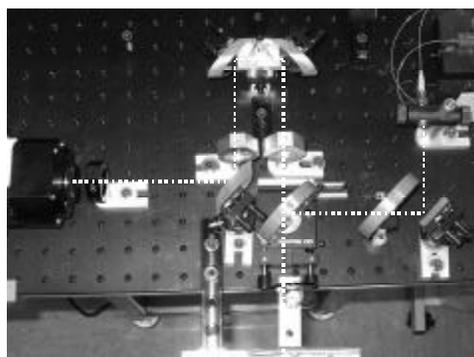


Figura 2. Shack-Hartmann

## 2.- Trazado de Rayos

En este método, se muestrea secuencialmente la pupila del ojo mediante un haz láser. Simultáneamente, se captura una serie de imágenes retinianas, correspondientes a cada posición de entrada en la pupila. Debido a las aberraciones, los rayos excéntricos sufren desviaciones con respecto al rayo central. Dichas desviaciones son proporcionales a las derivadas locales de la aberración de onda. La aberración de onda se describe mediante un desarrollo en polinomios de Zernike.

La primera generación de este sistema se implementó en el Instituto de Optica del CSIC por Navarro y Losada en 1997[9]. El principio básico del mismo fue patentado por Penney et al. en 1993[10] y la compañía comercial Tracey propuso un prototipo comercial en 1997[11]. La segunda generación del Trazado Rayos del Instituto de Optica consiste en un nuevo sistema compacto (a diferencia de la primera versión) y con amplio número de ventajas sobre sus predecesores. Se trata de un prototipo adaptado al entorno clínico, rápido y manejable. Simultáneamente, su versatilidad le confiere un enorme potencial en investigación básica.

Algunas de las características técnicas fundamentales del prototipo son: 1) fuente de iluminación en verde (532 nm, diodo láser) o en IR (789 nm, diodo láser); 2) corrección continua de foco mediante un sistema de Badal (rango de 20 D), que corrige los errores refractivos sin modificar el patrón del muestreo pupilar; 3) control rápido y preciso del muestreo en la pupila mediante scanners ópticos, pudiéndose seleccionar automáticamente el patrón, densidad y orden de muestreo; 4) Captura de imágenes retinianas mediante una cámara CCD de alta sensibilidad (digital a 12 bits), aumentando la velocidad de adquisición con respecto a montajes previos (3 segundos por medida experimental), además de visualización de las imágenes en tiempo real; 6) Fácil sistema de alineamiento automático de la pupila (iluminada con LEDs de 890 nm y continuamente monitorizada por una cámara CCD); 7) Adquisición simultánea de imágenes de retina y pupila, permitiendo un “eye-tracking” pasivo. Este sistema permite la reconstrucción a posteriori de la medida, y la posibilidad de identificar errores en rayos individuales debidos, por ejemplo, a movimientos del sujeto, interacciones con la lágrima, párpado, pestañas o en medidas críticas como las que se producen en sujetos con lentes de contacto, cicatrices corneales u opacidades por cataratas (visibles mediante retroiluminación); 8) Incorporación de display para presentación de estímulos de acomodación/fijación y realización medidas subjetivas de calidad visual en las mismas condiciones que las medidas objetivas; 9) Software avanzado de adquisición y procesado de los datos orientado a su utilización clínica. Basado en un entorno visual, entre otras funciones, automatiza la calibración, controla todos los dispositivos del sistema, está enlazado a una base de datos de sujetos, y genera automáticamente informes de resultados.

### **3.- Hartmann – Shack**

El sensor de onda de Hartmann-Shack, a diferencia del aberrómetro por trazado de rayos, mide las desviaciones del frente de onda a la salida del ojo, mediante el registro de una única imagen en el plano focal (conjugado a la retina) de una matriz de microlentes (conjugada a la pupila). La desviación de cada imagen retiniana en el foco de las microlentes es proporcional a la pendiente local del frente de onda. La aberración de onda se describe mediante un desarrollo en polinomios de Zernike.

El sensor de onda de Hartmann-Shack se desarrolló en los años 70[12] para aplicaciones astronómicas. La primera implementación de dicho sensor para la medida de aberraciones en el ojo humano fue desarrollada por Liang et al. [13], siendo ya patentado para fines oftálmicos en 1994[14]. Desde entonces numerosos laboratorios de investigación y casas comerciales han desarrollado diversos sistemas y prototipos. Nuestro laboratorio ha desarrollado estudios comparativos del sistema de Hartmann-Shack con otros aberrómetros[15], y estudiado la influencia del estado de polarización de la luz[16] y su longitud de onda en dicho aberrómetro[17]. El dispositivo recién desarrollado en el Instituto de Optica ha sido especialmente diseñado para aplicaciones biomédicas, y en concreto para la medida de aberraciones oculares en un modelo experimental de miopía (*Gallus Domesticus*). El diseño del prototipo ha tenido en cuenta la necesidad de portabilidad del sistema (tamaño

pequeño y control mediante ordenador portátil), la necesidad de un sistema más avanzado de control de la fijación y las dimensiones oculares del ojo del pollo durante las primeras semanas de vida. Algunas de las características técnicas fundamentales del prototipo son: 1) Iluminación mediante un diodo superluminiscente (680 nm), de baja coherencia para la supresión de speckle. 2) Sistema de Badal corrector de foco, esencial para el estudio en animales con ametropías inducidas. 3) Sensor de onda con 78 muestras efectivas sobre una pupila de 4 mm (máximo tamaño de la pupila en el ojo de la gallina) 4) Captura de imágenes retinianas mediante una cámara CCD de alta sensibilidad (digital a 12 bits), con adquisición a tiempos de video. La comunicación con dicha cámara se establece a través del puerto FireWire. 6) Fácil sistema de alineamiento automático de la pupila (iluminada con LEDs de 890 nm y continuamente monitorizada por una cámara CMOS). La comunicación con dicha cámara se establece a través del puerto USB. 7) Control de la fijación del animal mediante alineamiento de las imágenes de Purkinje. 8) Software avanzado de adquisición y procesado de los datos orientado a su utilización en un entorno biomédico.

#### 4.- Aplicaciones

Los dispositivos descritos han sido calibrados mediante medidas con lentes de prueba (esféricas y cilíndricas), láminas de fase con aberraciones conocidas, y comparación con otros aberrómetros validados. Las aplicaciones en curso de dichos sistemas, junto con las medidas de aberrometría cornea[6] también implementadas en nuestro laboratorio, incluyen: 1) evaluación de los cambios ópticos inducidos por cirugía LASIK; 2) evaluación de las aberraciones de lentes intraoculares en pacientes operados de cataratas; 3) calidad óptica con lentes de contacto, monofocales y multifocales; 3) investigación de las fuentes de degradación óptica en sujetos emétopes y amétopes; 4) investigación de la relación causa-efecto entre aberraciones oculares y miopía, en modelos animales experimentales; 5) relación entre calidad óptica y función visual; 6) relación entre las propiedades de los componentes oculares y las aberraciones ópticas.

#### Financiación

Proyectos CAM08.7/0010.1/2000; BFM2002-02638; Becas: Ministerio de Educación y Cultura, CSIC-IBP (Alcon Cusf) y CSIC-Unidad Asociada IO/IOBA. Empresas: Carl Zeiss, Emory Vision, Alcon.

#### Bibliografía

- [1] S. Marcos, B. Barbero, L. Llorente, and J. Merayo-Llodes, *Inv. Oph. Vis. Sci.* **42**, 3349 (2001).
- [2] K. Munson, X. Hong, and L. Thibos, *Optom Vis Sci.* **78**, 866 (2001).
- [3] S. Barbero, Marcos, S., & Jimenez-Alfaro, I, *J. Opt. Soc. Am. A.* Enviado (2002).
- [4] J. McLellan, S. Marcos, and S. Burns, *Inv. Oph. Visual Sci.*, 1390 (2001).
- [5] J. C. He, S. A. Burns, and S. Marcos, *Vision Res.* **40**, 41 (2000).
- [6] S. Barbero, S. Marcos, J. Merayo-Llodes, and E. Moreno-Barriuso, *J. Refr. Surg.* **18**, 263 (2002).
- [7] S. Marcos, S. Barbero, and L. Llorente, in *OSA Technical Digest*, Long Beach, CA, 2001), p. 75.
- [8] N. Coletta, S. Marcos, C. Wildsoet, and D. R. Troilo, *Optom Vis Sci* **80**, 50 (2003).
- [9] R. Navarro and M. A. Losada, *Optom. Vis. Sci.* **74**, 540 (1997).
- [10] C. M. Penney, R. H. Webb, J. J. Tiemann, and K. P. Thompson, (General Electric, United States, 1993).
- [11] V. V. Molebny, I. G. Pallikaris, L. P. Naoumidis, I. H. Chyzh, S. V. Molebny, and V. M. Sokurenko, *Proceedings of the SPIE* **2971**, 175 (1997).
- [12] B. Platt and R. V. Shack, *Opt. Sci. Center Newsl.* **5**, 15 (1971).
- [13] J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, and J. F. Bille, *J. Op. Soc. Am. A* **11**, 1949 (1994).
- [14] B. Grimm and K. Mueller, (AMTech gesellschaft fuer angewandte Microcomputer Technik (DE), Germany, 1994).
- [15] E. Moreno-Barriuso, S. Marcos, R. Navarro, and S. A. Burns, *Opt. Vis. Sci.* **78**, 152 (2001).
- [16] S. Marcos, L. Díaz-Santana, L. Llorente, and C. Dainty, *J. Opt. Soc. Am. A.* **19**, 1063 (2002).
- [17] L. Llorente, L. Diaz-Santana, D. Lara-Saucedo, and S. Marcos, *Optom. Vis. Sci.* **80**, 26 (2003).