

Medida de aberraciones ópticas en el ojo

Robert Montés-Micó*, OC nº 11.149

RESUMEN

Las aberraciones ópticas de ojo se han evaluado desde hace más de un siglo. Sin embargo, no ha sido hasta 1969 cuando Berny hizo posible la medida de estas aberraciones directamente y de manera objetiva mediante un *test de Foucault*¹. Antes de estas medidas únicamente se llevaban a cabo valoraciones indirectas de la Función de Transferencia Óptica (OTF) o medidas psicofísicas de las aberraciones del ojo. En este artículo vamos a mostrar de manera breve cuales son las principales técnicas de medida de las aberraciones oculares.

Los métodos subjetivos para la medida de las aberraciones monocromáticas son por ejemplo el alineamiento de Vernier², el disco de Scheiner³, el telescope focusing⁴ y las técnicas de refracción en la periferia⁵. Los métodos objetivos son cualquier test básico de retinoscopia (estado de la refracción a través de varias áreas de la pupila), sin embargo, la primera técnica objetiva para la medida de las aberraciones de frente de onda en el ojo fue la desarrollada por Berny¹. Dicha técnica consiste en una rejilla cuadrada de lentes planocilíndricas de igual potencia (sobre 5 D) con los ejes del cilindro perpendicular y a 45 grados de la vertical.

Lentes adicionales se insertaban para posicionar la imagen retiniana entre las dos líneas focales creadas por las lentes cilíndricas. Las aberraciones se calculaban a partir de las distorsiones en la imagen respecto a un patrón cuadrado. Varios investigadores han utilizado este aberrómetro para el cálculo de aberraciones oculares⁶⁻⁹. El sistema de doble-paso utilizado por Artal y Guirao¹⁰ también permite la evaluación de las aberraciones de frente de onda del ojo mediante el estudio de la calidad de un punto reflejado por la retina fuera del ojo. Liang y Williams^{11,12} han descrito un sensor de frente de onda que consiste en que un haz estrecho creado a partir de una luz puntual se focaliza en el ojo pasando por una lente formada a su vez por muchas microlentes y se captura la imagen que dan estas lentes en una cámara CCD (técnica de Hartmann-Shack, *Figura 1*). La aberración de frente de onda asociada a cada microlente puede determinarse a partir de la desviación del centroide con respecto a la posición ideal en un sistema óptico sin aberraciones con un frente de onda perfecto. La técnica de Hartmann-Shack (H-S) es el método más utilizado para la medida de las aberraciones ópticas del ojo, poseyendo numerosas ventajas en relación a otras técnicas más antiguas. En comparativa, el sistema de H-S realiza una medida del frente de onda de manera sencilla y rápida. Esta técnica tiene numerosas ventajas frente a anteriores técnicas, incluyendo la técnica de doble-paso, ya que directamente analiza el frente de onda en vez de la calidad del punto reflejado como se

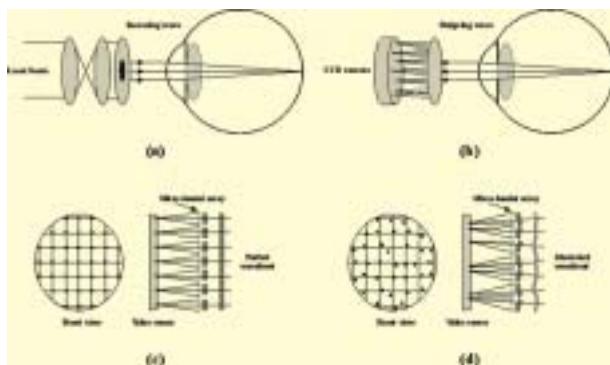


Figura 1. Principio del aberrómetro Hartmann-Shack. El sistema de lentes genera un punto sobre la retina [incoming wave (a)] y la luz reflejada por el punto se captura mediante una cámara CCD [outgoing wave (b)]. El sensor H-S subdivide el frente de onda mediante microlentes y utilizando la posición focal de esos puntos se determina el frente de onda: frente de onda perfecto (c) y frente de onda con aberraciones [el desplazamiento de los puntos respecto a la rejilla indica la forma de frente de onda (d)].



lleva a cabo con el sistema de doble-paso. Comparada con el aberroscopio y la técnica de trazado de rayos¹³, la técnica de H-S puede medir un gran número de puntos¹⁴, haciendo posible estudiar las aberraciones de frente de ondas hasta un elevado orden. La técnica de H-S es la manera más directa de medir las aberraciones de frente de onda del ojo y proporciona más información que técnicas antiguas.

Hasta ahora hemos hablado de aberraciones ópticas u oculares de manera general, pero las aberraciones las generan superficies óptica y por tanto en el ojo éstas pueden provenir de dos elementos: la córnea y el cristalino. A continuación vamos a mostrar detalladamente como pueden estudiarse por separado ambas aberraciones y como en conjunto configuran las aberraciones totales del ojo.

Medida de las aberraciones de la córnea y del cristalino

Una opción interesante para valorar las aberraciones ópticas de la córnea y del cristalino es obtenerlas a partir de la caracterización de la superficie corneal mediante un topógrafo y la obtención de las aberraciones oculares totales mediante un aberrómetro. Esta metodología se ha aplicado por numerosos investigadores^{10,15-17} para el estudio de la aberrometría ocular de los diferentes elementos que componen el ojo humano.

El Hage and Berny¹⁵ midieron la topografía corneal en varios sujetos utilizando un fotoqueratoscopio, y computaron las aberraciones ópticas corneales en el meridiano horizontal únicamente. Estas aberraciones las compararon con las aberraciones ópticas totales (córnea + cristalino) medidas en el mismo meridiano utilizando para ello un *test de Foucault* (knife-edge). Encontraron que las aberraciones corneales eran mayores que las aberraciones totales, con lo que concluyeron que el cristalino compensaba la aberración esférica de la córnea. Tomlinson et al.¹⁶ utilizó un método indirecto para estimar la aberración esférica del cristalino a partir de la Función de Transferencia de Modulación (MTF) de la córnea y la Función de Sensibilidad al Contraste (CSF). Las MTFs corneales se computaron a partir de las topografías corneales obtenidas con un topógrafo corneal y la diferencia de las MTFs para diferentes diámetros pupilares se utilizaron para estimar la aberración esférica de la córnea. Del mismo modo, la diferencia entre la CSF para varios diámetros pupilares se utilizó para estimar la aberración esférica total del ojo (córnea + cristalino). La diferencia entre la aberración esférica total y la corneal se interpretó como la aberración esférica del cristalino. Artal y Guirao¹⁰ utilizaron un sistema de doble-paso para estimar las aberracio-



Figura 2. Topógrafo CSO (CSO Ophthalmic, Italia).

nes oculares totales, las cuales las compararon con las aberraciones ópticas corneales derivadas de topografías corneales. Su procedimiento para la medida de las aberraciones corneales fue reconstruir la Función de Transferencia de un Punto (PSF) y a partir de ésta computar las aberraciones oculares totales y los compararon con los coeficientes de Zernike de la córnea obtenidos a partir de la topografía. Las diferencias entre ambos se interpretaron como los coeficientes de Zernike del cristalino. Encontraron que las aberraciones oculares totales eran menores que las encontradas para la córnea. Las aberraciones del cristalino eran de signo contrario a las aberraciones de la córnea, por tanto, compensándose unas con otras y mejorando en conjunto (córnea + cristalino) la calidad óptica del ojo. Sin embargo, recientemente, He et al.¹⁷ utilizando un sensor de frente de onda psicofísico y videoqueratografía, han encontrado enorme variabilidad y diferentes combinaciones de la compensación y adición de las aberraciones corneales y cristalinas. Han concluido que la combinación de aberraciones entre la córnea y la óptica interna del ojo humano es un proceso complejo, incluyendo componentes compensatorios y aditivos, que varía entre individuales. Considerando que la técnica de H-S es una manera adecuada de evaluar las aberraciones ópticas totales del ojo y utilizar topografías, en combinación con el H-S, podemos evaluar las aberraciones corneales y del cristalino por separado, siendo capaces de investigar el balance entre ambas fuentes de aberraciones en ojos emétopes y amétopes. El estudio de este balance adquiere mucha importancia a la hora de diseñar sistemas de compensación de errores refractivo y lente intraoculares ya que la adición o sustitución de elementos será más adecuada en función de balance de estas aberraciones.

Medida de las aberraciones corneales y del cristalino (internas)

Para mostrar como calcular las aberraciones corneales y del cristalino (internas) vamos a desarrollar un proceso sencillo para describir este procedimiento utilizando tecnología actual y disponible. Al igual que los estudios que hemos comentado anteriormente para calcular las aberraciones de la córnea hay que valorar la forma de superficie anterior corneal. Esto se lleva a cabo mediante la utilización de un topógrafo convencional. En nuestro caso llevamos a cabo la medida topográfica mediante el topógrafo CSO Eye Top (CSO Ophthalmic, Italia, *Figura 2*). No obstante, existen numerosos topógrafos en el mercado que permiten acceder a su configuración para que mediante el software adecuado puedan computarse las aberraciones corneales. Hay que considerar siempre que las imágenes topográficas con miras distor-

sionadas o descentradas van a falsear el estado de la superficie real de la córnea y por tanto no hay que considerarlas. Si hay topografías bien tomadas pero se pierden puntos de la superficie dentro del análisis que vamos a realizar tampoco hay que considerarlas y por tanto desecharlas.

Existen topógrafos, como es el caso del CSO, que poseen un software que permite el cálculo directo de las aberrometrías corneales. No obstante, en este caso se ha utilizado un software externo que permite la lectura de los ficheros topográficos generados por el CSO y así obtener las aberraciones de la córnea. El motivo se debe a que para calcular las aberraciones del cristalino deben conocerse las totales y las corneales y por diferencia obtenerlas, siendo necesario poseer un software que calcule las diferencias con el centro adecuado. Dicho software es el que se ha utilizado aquí, el CT-View Version 6.32 (Sarver and Associates, Merrit Island, Florida, EE.UU.).

Mediante este software una zona de la superficie corneal es utilizada como pupila para la que el frente de onda va a evaluarse. El número de órdenes de los polinomios de Zernike que pueden considerarse puede elegirse, y el usuario puede también controlar la inclusión/exclusión de aberraciones específicas durante el análisis mediante la opción de enmascarar términos específicos de los polinomios de Zernike. Con ello puede valorarse cómo afecta un tipo u otro de aberración al frente de onda total y la cantidad de ésta sobre el cómputo global. El error del frente de onda puede presentarse tanto en valores de los coeficientes de los polinomios de Zernike (positivos o negativos en micras) o como el error cuadrático medio "RMS, root-mean-square" (valores siempre positivos en micras). Para determinar los valores positivos y negativos de los términos de Zernike se requiere de una superficie esférica de referencia. Esta esfera de referencia se determina a partir de la curvatura media de la topografía corneal. En el ejemplo de la *Figura 3* se ha utilizado zonas de 4 y 6 mm de diámetro para establecer el frente de onda de referencia y con ello analizar el error de frente de onda. Se ha elegido una zona de 4 mm porque corresponde aproximadamente al diámetro pupilar promedio adulto en condiciones de iluminación fotópica y son las condiciones habituales de medida de la agudeza visual la clínica diaria. La zona de 6 mm se ha elegido para poder valorar el efecto de la asfericidad corneal en las aberraciones ópticas (hay que considerar aquí que para pacientes sometidos a la cirugía LASIK estos cambios con considerables con lo que se esperan mayores variaciones).

El análisis se ha llevado a cabo mediante una expansión de los polinomios de Zernike hasta el

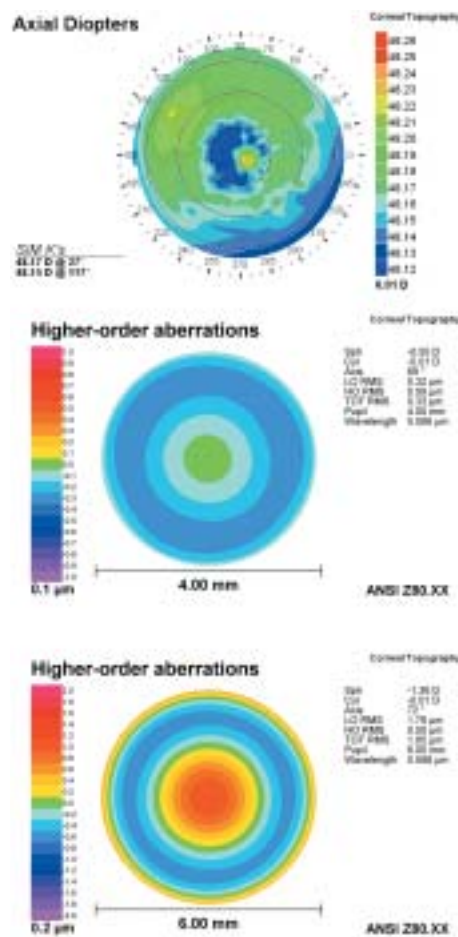


Figura 3. Desde arriba hasta abajo: topografía corneal, mapas de aberraciones de alto orden obtenidos para una pupila de 4 mm y de 6 mm.

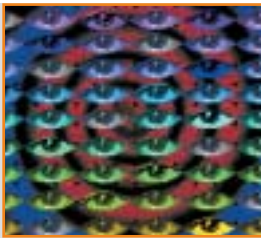


Figura 4. Aberrómetro Zywave (Bausch&Lomb, EEUU).

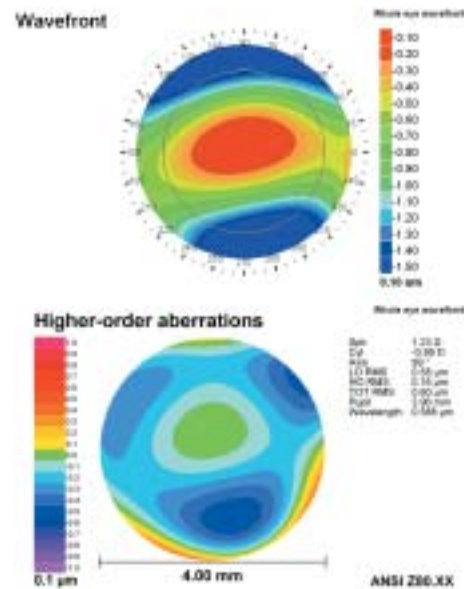


Figura 5. Mapas de frente de onda totales computados para una pupila de 4 mm. Frente de onda total (arriba), incluyendo desenfoque y astigmatismo (error refractivo), y aberraciones de alto orden para tercer y cuarto orden de expansión (abajo).

cuarto orden para dos tamaños pupilares: 4 y 6 mm, eliminando el orden cero (piston) y el primero (tip/tilt) mediante la opción de enmascaramiento del software. Con ello dejamos únicamente el segundo orden y el resto de términos denominados de alto orden para definir las aberraciones (desenfoque, aberración esférica, coma, etc...). En la mayoría de casos utilizar una expansión hasta orden cuarto es suficiente, de hecho en cirugía refractiva corneal laser customizada es

suficiente hasta este orden y el aumento de la expansión a órdenes mayores, hasta décimo orden, tiene poco impacto sobre el error total^{18,19}. El error del frente de onda total obtenido a partir del análisis de cada mapa se recogió como el sumatorio del RMS expresado en micras.

Como se ha explicado anteriormente con el fin de conocer las aberraciones internas del ojo necesitamos conocer las aberraciones totales y las corneales. Se han evaluado las aberraciones totales mediante un aberrómetro Zywave basado en la técnica de Hartmann-Shack (Bausch&Lomb, Irvine, CA, Figura 4). Las medidas se llevaron a cabo en un gabinete a oscuras con el fin de que la pupila se dilatase de manera natural evitando el uso de fármacos midriáticos hasta conseguir un tamaño pupilar de 6 mm de diámetro. El aberrómetro utiliza una longitud de onda de 780 nm y mide aproximadamente entre 70 y 75 puntos dentro de la pupila. Hasta 20 coeficientes de Zernike, quinto orden, pueden obtenerse en las medidas, aunque sólo se consideraron los coeficientes hasta cuarto orden siguiendo así también una expansión similar a la realizada con las aberraciones corneales. El sistema Zywave mide automáticamente el tamaño pupilar en el momento que la imagen del frente de onda es capturada. Para evitar acomodación cuando se realiza la medida, y consecuentemente un cambio en el valor de las aberraciones^{9,20}, se realiza un "fogging" de alrededor de 1 dioptría durante el periodo de medida. Se indicó al paciente que parpadeara entre medidas para evitar cambios en las aberraciones debido a la película lágrima²¹⁻²⁴.

Al igual que la estimación de las aberraciones corneales, el análisis para el cálculo de las aberraciones totales se llevó a cabo mediante el software CT-View. Cuando se tomaron imágenes de frente de onda para diámetros pupilares mayores que el deseado para el cálculo se procedió a enmascarar los puntos fuera del área de interés y así tener el mismo diámetro pupilar en todas las medidas, tanto corneales como totales (Figura 5). Las aberraciones internas del ojo obtenidas a partir de las aberraciones totales y las corneales se obtuvieron mediante la opción que presenta el software CT-View para su cálculo. Las aberraciones corneales calculadas a partir del mapa axial dióptrico y las aberraciones totales calculadas con el aberrómetro, dan por diferencia las aberraciones internas del ojo (Figuras 6 y 7). Todos los cálculos se llevaron a cabo para pupilas de 4 y 6 mm de diámetro. Hasta aquí hemos desarrollado como se pueden medir las aberraciones ópticas de ojo, separando las corneales de las internas, mediante la utilización de un topógrafo y un aberrómetro.

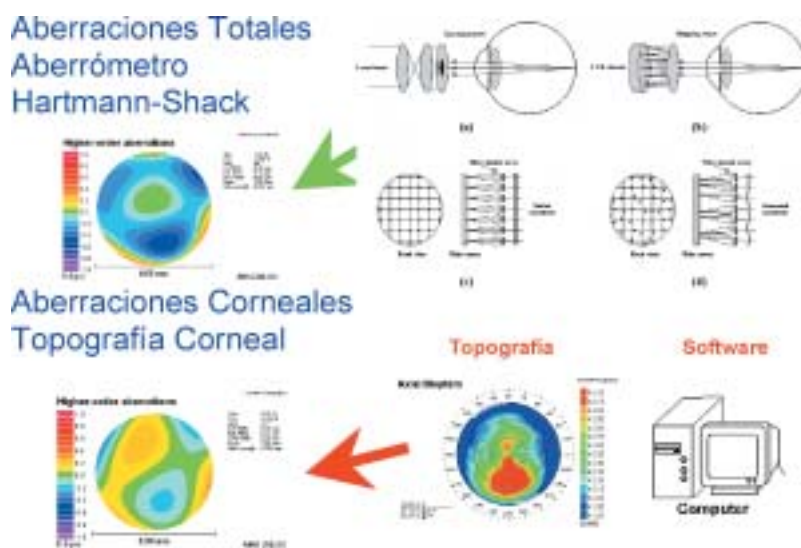


Figura 6. Estimación de las aberraciones corneales mediante topografía y aberraciones totales mediante aberrometría.

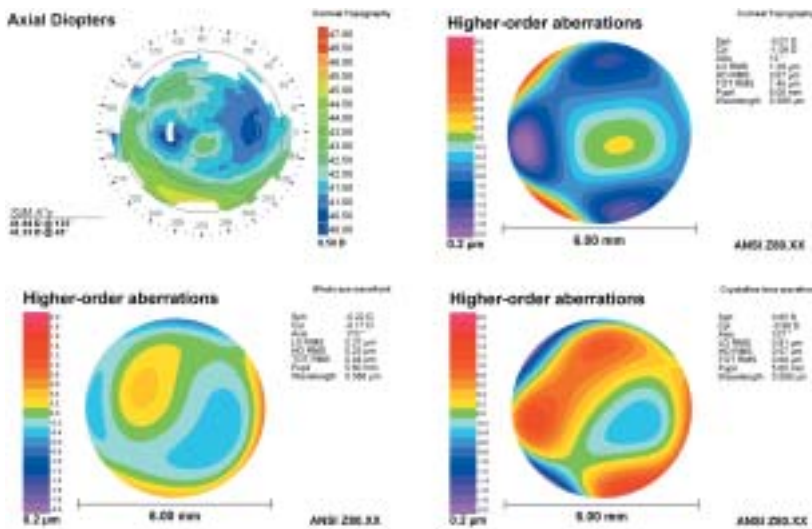


Figura 7. Proceso de estimación de las aberraciones internas del ojo. Arriba: mapa axial corneal (izquierda) y frente de onda de las aberraciones corneales computado para una pupila de 6 mm (derecha). Abajo: mapa de aberraciones totales para una pupila de 6 mm (izquierda) y aberraciones internas computadas a partir de las aberraciones corneales (cara anterior de la córnea) y las totales del ojo (cara anterior y posterior de la córnea y cristalino) para una pupila de 6 mm (derecha).

Como conclusión a este artículo comentar que el estudio de las aberraciones del ojo, bien sean las totales, las corneales o las internas, proporcionan un arma fundamental a la hora de valorar la calidad óptica del ojo humano. Conocer la calidad óptica que éste posee nos informará sobre la calidad visual que podemos esperar en los pacientes evaluados. Mediante estas medidas podemos ser capaces de valorar la calidad óptica antes y después de un tratamiento que modifique el estado refractivo del ojo o de las diferentes estructuras que lo componen. Modificaciones tales como la cirugía refractiva, corneal o interna, adaptación de lentes de contacto que modifiquen la superficie corneal (ortoqueratología), etc.. pueden estudiarse exhaustivamente mediante el estudio aberrométrico. Esta tecnología es bastante precisa para controlar cambios en el ojo humano y estimar su calidad óptica. Este artículo ha pretendido dar un pincelada de información sobre las diferentes maneras de medir aberraciones oculares y esclarecer en la medida de lo posible cómo utilizar las aberraciones y aplicarlas a la optometría clínica.

* Robert Montés-Micó: Roberto.montes@uv.es

BIBLIOGRAFÍA

- Berny F. Étude de la formation des images rétiniennes et détermination de l'aberration de sphericité de l'œil humain. *Vision Res* 1969; 9: 977-89.
- Atchison DA, Smith G. Optics of the human eye. *Butterworth-Heinemann* 2000; p.13.
- von Bahr G. Investigations into the spherical and chromatic aberrations of the eye, and their influence of its refraction. *Acta Ophthal* 1945; 23: 1-47.
- van den Brink G. Measurements of the geometrical aberration of the eye. *Vision Res* 1962; 3: 233-44.
- Millodot M, Johnson CA, Lamont A, Leibowitz HW. Effect of dioptrics on peripheral visual acuity. *Vision Res* 1975; 15: 1357-62.
- Walsh G, Charman WN, Howland HC. Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A* 1984; 1: 987-92.
- Walsh G, Charman WN. Measurement of the axial wavefront aberration of the human eye. *Ophthal Physiol Opt* 1985; 5: 23-31.
- Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CW, Christensen J, Waterworth MD. Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the Howland aberroscope technique. *Vision Res* 1995; 35: 313-323.
- Walsh G, Cox MJ. A new computerized video-aberroscope for the determination of the aberration of the human eye. *Ophthal Physiol Opt* 1995; 15: 403-8.
- Artal P, Guirao A. Contributions of the cornea and lens to the aberrations of the human eye. *Optics Letters* 1998; 23: 1713-1715.
- Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor. *J Opt Soc Am A* 1994; 11: 1949-57.
- Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A* 1997; 14: 2873-83.
- He J, Marcos S, Webb R, Burns S. Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure. *J Opt Soc Am A* 1998; 15: 2449-2456.
- Salmon T, Thibos L, Bradley A. Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor. *J Opt Soc Am A* 1998; 15: 2457-2465.
- El Hage, S, Berny, F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am* 1973; 63: 205-211.
- Tomlinson A., Hemenger R, Garriott R. Method for Estimating the Spherical Aberration of the Human Crystalline Lens in Vivo. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34: 621-629.
- He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *J Opt Soc Am A* 2003; 20: 1155-1163.
- Huang D, Arif M. Spot size and quality of scanning laser correction of higher-order wavefront aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 407-416.
- Smolek MK, Klyce SD. Zernike polynomial fitting fails to represent all visually significant corneal aberrations. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003; 44: 4676-4681.
- Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A* 2001; 18: 497-506.
- Montés-Micó R, Alió JL, Muñoz G, Pérez-Santonja JJ, Charman WN. Post-blink changes in total and corneal aberrations. *Ophthalmology* 2004; 11: 1.
- Montés-Micó R, Alió JL, Muñoz G, Charman WN. Temporal changes in optical quality of air-tear film interface at anterior cornea after blink. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 1752-7.
- Montés-Micó R, Cáliz A, Alió JL. Wavefront analysis of higher-order aberrations in dry eye patients. *J Refract Surg* 2004; 20: 243-7
- Montés-Micó R, Cáliz A, Alió JL. Changes in ocular aberrations after artificial tears instillation in dry eye patients. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 1649-52.