

Aberrometría ocular: aplicaciones clínicas y limitaciones de los sensores de frente de onda

Ocular aberrometry: clinical applications and limitations of wavefront sensors

JAVIER TOMÁS-JUAN*

RESUMEN

La aberración del frente de onda es posible descomponerla a través de los polinomios de Zernike. Mediante sistemas de óptica adaptativa utilizando dichas funciones matemáticas, se puede determinar desde el punto de vista clínico y físico las aberraciones oculares. En el presente trabajo se analizan los componentes de la aberración del frente de onda, describiéndose las principales aplicaciones clínicas de la aberrometría ocular y sus limitaciones más importantes.

Palabras clave: frente de onda, aberraciones corneales, polinomios de Zernike, sensor de Hartmann-Shack, óptica adaptativa.

Keywords: wavefront, corneal aberrations, Zernike polynomials, Hartmann-Shack sensor, adaptive optics.

ABSTRACT

It is possible to decompose the wavefront aberration by the Zernike polynomials. Through adaptive optics systems, using such mathematical functions, ocular aberrations can be determined from the clinical and physical points of view. In this paper the components of wavefront aberration are analysed, and the main clinical applications of ocular aberrometry and its major limitations are described.

* Diplomado en Óptica y Optometría, Universidad de Alicante, España. Posgrado en Atención Optométrica Pre y Poscirugía, Universidad de Valencia, España. Magíster en Optometría Avanzada y Ciencias de la Visión, Universidad de Valencia y Universidad de Alicante, España.

Cómo citar este artículo: Tomás-Juan, J. (2014). Aberrometría ocular: aplicaciones clínicas y limitaciones de los sensores de frente de onda. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 12 (1), 93-105.

INTRODUCCIÓN

La luz es una onda electromagnética formada por un *frente de onda*. Se le denomina así a la superficie en la que todos los puntos del medio son alcanzados por la onda en el mismo instante, por lo que se deduce que el frente de onda es la superficie formada por todos los puntos que tienen la misma fase a medida que el movimiento ondulatorio se propaga, siendo la dirección de un rayo siempre perpendicular al frente de onda (Artal, 2002; Curioca y André, 2005).

Aberración es un término procedente del latín *aberratio*, que significa salirse del camino o desviarse. Cualquier alteración en el frente de onda al atravesar un medio óptico (pudiendo ser o no ocular) dará lugar a que la propagación no sea ideal, por lo que se denomina *aberración del frente de onda*. La diferencia entre el frente de onda ideal y el frente de onda aberrado es lo que comúnmente se denomina aberración del frente de onda o error del frente de onda. Cuando incide un frente de onda plano en un ojo emélope, en el caso de que no existieran aberraciones, los rayos de luz tendrían el mismo camino óptico, por lo que estarían en fase, produciéndose una convergencia adecuada de la onda, ya que se consideraría totalmente esférica (figura 1). Sin embargo, en un ojo en presencia de aberraciones existe una diferencia de camino óptico, y debido a una convergencia inadecuada de los rayos, la onda no sería esférica, por lo que cuando un frente de onda plano llega a un ojo aberrado el frente de onda resultante es aberrado.

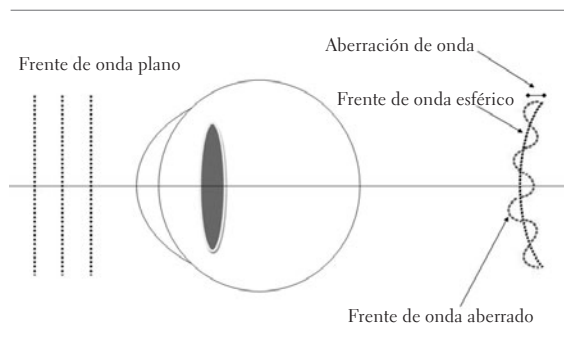


FIGURA 1. Representación de cómo varía el frente de onda a la salida del globo ocular cuando incide un frente de onda plano

La aberración de onda se suele representar como un mapa bidimensional de niveles de gris o de colores, bien en micrómetros o en número de longitudes de onda. A partir de la aberración de onda de un ojo, es posible calcular la función de extensión del punto (PSF, por su sigla en inglés) y la función de transferencia de modulación (MTF, por su sigla en inglés), estando la MTF relacionada con la función de sensibilidad al contraste (CSF). Es importante constatar cómo se adquiere la PSF y la MTF, porque los sistemas clínicos de aberrometría ocular proporcionan en todas sus medidas dichas representaciones (Artal, 2002).

REPRESENTACIÓN DEL FRENTE DE ONDA MEDIANTE LOS POLINOMIOS DE ZERNIKE

El frente de onda puede describirse por medio de los polinomios de Zernike (Guang-ming, 2006) para especificar las aberraciones oculares, pudiendo cualquier aberración representarse mediante dichos polinomios (McAlinden, McCartney y Moore, 2011; Schwiegerling, 2011). Los polinomios de Zernike fueron introducidos en 1934 (Carvalho, 2005) y los recomienda la Sociedad Americana de Óptica para la representación de las aberraciones oculares (Vidal, 2011).

Dichos polinomios representan la forma del frente de onda descrita por una función matemática de gran complejidad, siendo un grupo de funciones ortogonales sobre una pupila circular de radio unidad y siendo particularmente atractivos debido a sus únicas propiedades a través de pupilas circulares (Curioca y André, 2005; Mihashi, 2003; Schwiegerling, 2011). Desde que los sistemas ópticos tienen pupilas circulares, es bastante común descomponer su frente de onda en términos de polinomios de Zernike para determinar su contenido. Pueden ser representados tanto en coordenadas cartesianas (x, y, z) como en coordenadas polares (ρ, θ), a modo de productos de funciones angulares y polinomios radiales; aunque en general se definen en coordenadas polares por ser más fácil su representación. En las coordenadas polares, ρ es la coordenada radial, que puede tomar valores

entre 0 y 1; mientras que θ es la coordenada azimutal y toma valores comprendidos entre 0 y 2π (Yobani, 2011).

Cada polinomio de Zernike consta principalmente de tres términos: un factor de normalización, un polinomio radial y un término angular (seno o coseno). La representación general de los polinomios de Zernike (Ansi Z80.28 estándar) (Rafael, Ricardo y Justiniano, 2011) en el círculo de radio unidad se representa en la ecuación (1). Según el procedimiento de la Sociedad Americana de Óptica, debe utilizarse el sistema de doble índice (Z_n^m), donde n representa el orden radial y m es la frecuencia angular (Vidal, 2011; Yobani, 2011). El subíndice n siempre es positivo y si el número es más alto, la potencia será más elevada. No obstante, el superíndice m , puede adquirir valores positivos o negativos. Cuanto mayor sea el superíndice m , más periférica será la aberración (Vidal, 2011; Yobani, 2011).

$$z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos m\theta; & m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin m\theta; & m < 0 \end{cases} \quad (1)$$

Fuente: Representación general de los polinomios de Zernike en el círculo unidad (Rafael *et al.*, 2011; Yobani, 2011).

Donde ρ y θ son coordenadas polares, y la parte radial viene determinada por la ecuación (2).

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+m)-s]! [0.5(n-m)-s]!} \rho^{n-2s} \quad (2)$$

Fuente: Rafael *et al.* (2011).

Un factor de normalización se incluye para garantizar la ortonormalidad, donde los valores de m y n son siempre números enteros y cumplen la condición $m \leq n$ según se observa en la ecuación (3).

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(N+1)}{1+\delta_{m0}}} \quad (3)$$

Fuente: Rafael *et al.* (2011).

En la tabla 1 se muestran los polinomios de Zernike hasta el cuarto orden (quince términos) en

coordenadas polares; también se muestra la relación existente entre los índices j , n y m y el tipo de aberración (López y Castejón, 2006).

TABLA 1. Polinomios de Zernike en coordenadas polares hasta el cuarto orden

j = ÍNDICE	n = ORDEN	m = FRECUENCIA	$Z_n^m(\rho, \theta)$	NOMBRE ABERRACIÓN
0	0	0	1	Pistón
1	1	-1	$2\rho \sin(\theta)$	Tilt. Vertical
2	1	1	$2\rho \cos(\theta)$	Tilt. Horizontal
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2(\theta)$	Astigmatismo vertical
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2-1)$	Desenfoque
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2(\theta)$	Astigmatismo H.
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3(\theta)$	Trefoil vertical
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho) \sin(\theta)$	Coma vertical
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho) \cos(\theta)$	Coma horizontal
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3(\theta)$	Trefoil horizontal
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4(\theta)$	Tetrafoil vertical
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2) \sin 2(\theta)$	Astig. Secundario V.
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4-6\rho^2+1)$	Aberración esférica
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2) \cos 2(\theta)$	Astig. Secundario H.
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4(\theta)$	Tetrafoil horizontal

Fuente: López y Castejón (2006).

ABERRACIONES OCULARES

La calidad óptica de la imagen retiniana se determina por las aberraciones oculares, la difracción y la dispersión intraocular (Van *et al.*, 2011). Las aberraciones oculares pueden dividirse en aberraciones monocromáticas y aberraciones cromáticas. Las primeras pueden ser divididas a su vez como aberraciones de bajo orden —en las cuales se incluyen los errores refractivos— y aberraciones de alto orden, que no pueden corregirse con lentes oftálmicas como sucede con las aberraciones de bajo orden. En la actualidad las aberraciones monocromáticas pueden ser corregidas mediante cirugía refractiva; sin embargo, las aberraciones cromáticas, debido a que se presentan para diferentes longitudes de onda, aún no pueden corregirse.

La función de aberración de onda se define como la distancia en camino óptico desde la esfera de referencia al frente de onda en la pupila de salida (Yobani, 2011). El hecho de que el globo ocular evidencie gran variedad de aberraciones, se debe principalmente a que el eje visual no coincide con el eje óptico y a que las superficies ópticas del globo ocular carecen de simetría de revolución, estando descentradas e inclinadas las unas respecto a las otras. Según la aberración dentro de la pirámide (Renato, Diego, Renata, Leonardo y De Freitas, 2011), esta tiende a deteriorar en mayor o menor medida la calidad de la imagen retiniana, considerándose que cuanto más arriba de la pirámide y más central al eje esté ubicada una aberración, mayor impacto tendrá en la calidad visual del paciente, disminuyendo por lo tanto cuanto más alejada del eje se encuentre la aberración y más abajo.

En la gama del verde se representa un nivel cero de medida en micras (ningún error aberrométrico), los colores fríos muestran el frente de onda lento, atrasado o retardado en micras con respecto al plano ideal, mientras que los colores cálidos representan un frente de onda avanzado respecto al frente de onda ideal. Cada componente presenta una forma geométrica característica, pudiendo dividirse en elementos o en términos, representando en su nivel la magnitud de la aberración. Cada fila de la pirámide corresponde así mismo a un orden n y cada columna a una frecuencia m diferente. Los armónicos en fase de coseno se relacionan con las frecuencias positivas, mientras que los armónicos en fase de seno se vinculan con las frecuencias negativas (Vidal, 2011).

Para compactar toda la información del frente de onda y emplear un solo número, se utiliza por lo general el concepto de error cuadrático medio o RMS (*root mean square*), pues es un compendio de los coeficientes de Zernike. La RMS brinda una estimación sobre la variación entre el frente de onda ideal y el de referencia, el cual proporciona el resultado en micras. En función del guarismo

y del tipo de los coeficientes que se tomen en cuenta, se puede definir la RMS total, la RMS de alto orden, la RMS de tercer orden, la RMS de cuarto orden, etc. El valor medio de RMS es un criterio especializado para la realización de la cirugía personalizada, por lo que a menor valor de RMS mejor es el frente de onda real y más óptima la calidad visual del paciente. Algunos estudios científicos relacionan el valor de la RMS con la agudeza visual (AV), de tal manera que una RMS de 1 se asocia con una AV = 20/20; una RMS de 1,5 con una AV = 20/80; y una RMS total de 0,5 con una AV = 20/15 (Vidal, 2011).

ABERRACIONES DE BAJO ORDEN

A las aberraciones de bajo orden también se les llaman aberraciones de segundo orden. Son las que más apreciamos en nuestra vida cotidiana. En la práctica clínica se conocen como errores refractivos esférico y cilíndrico; los que estamos acostumbrados a corregir mediante lentes oftálmicas, lentes de contacto o cualquier tipo de cirugía (Artal, 2002). Según investigaciones científicas, las aberraciones de bajo orden influyen en un 85 % en la calidad visual (Vidal, 2011; Rosas, 2005). Dos términos referencian el segundo orden: desenfoque y astigmatismo, este en sus dos componentes: horizontal y vertical (Rosas, 2005).

El desenfoque (*defocus*) viene determinado por el polinomio de Zernike Z_2^0 , que puede ser positivo o negativo en función de que se trate de miopía o hipermetropía (Rosas, 2005). El astigmatismo, como ya se comentó, tiene dos expresiones que sirven para determinar su magnitud y eje, de manera que del sumatorio de la primera y segunda componente se obtiene la magnitud del astigmatismo. Del porcentaje de una en cuanto a la otra, se obtiene su eje (Rosas, 2005). Así, Z_2^{-2} es el polinomio de Zernike que caracteriza al astigmatismo en su componente oblicua (ejes 45° y 135°), mientras que Z_2^2 es el que caracteriza la componente horizontal y vertical (ejes 90° y 180°).

ABERRACIONES DE ALTO ORDEN

La presencia en el ojo de aberraciones de alto orden es bien conocida por los investigadores científicos desde la segunda mitad del siglo XIX (Artal, 2002). A partir del tercer orden se consideran aberraciones de alto orden, siendo referidas comúnmente mediante las siglas HOA (*high order aberration*). Conforme aumenta el orden de la aberración en la pirámide, menor es el impacto visual en el paciente y viceversa. Su número puede expandirse hasta el infinito, pues es la parte del espectro óptico que no se suele corregir, aunque a través de la introducción de la ablación personalizada del frente de onda, se permite su posible corrección. Algunos estudios demuestran que la influencia de las aberraciones de alto orden en la visión está alrededor del 15 %. Desde el punto de vista práctico, solo es interesante analizar y corregir las aberraciones hasta el sexto orden, aunque ciertos investigadores o en ciertos procedimientos aconsejan únicamente tener en cuenta hasta el cuarto orden (Rosas, 2005; Vidal, 2011).

El *trefoil*, conocido como astigmatismo triangular (Rosas, 2005), es la primera de las aberraciones de alto orden. Está representado por los polinomios de Zernike Z_3^3 y Z_3^{-3} . Los individuos al presentarla se quejan de deslumbramientos y halos alrededor de los objetos (Vidal, 2011).

El coma es una de las aberraciones de alto orden que más alteraciones visuales provoca al paciente, debido al relevante deterioro de la calidad visual que induce, ya que se incrementa con el diámetro pupilar. Se representa por los polinomios de Zernike Z_3^1 y Z_3^{-1} . Esta aberración se encuentra con frecuencia en pacientes con patologías corneales como el queratocono (Miháltz *et al.*, 2010), ectasias corneales, tratamientos refractivos descentrados, lentes inclinadas o descentradas, pacientes sometidos a ciertas operaciones refractivas como la queratotomía radial (RK), etc. (Applegate, Howland, Sharp, Cottingham y Yee, 1998; Klyce, Karon y Smolek, 2004; Mihashi, 2003; Mimura *et al.*, 2009; Rosas, 2005; Vidal, 2011).

La aberración esférica se sitúa en el cuarto orden radial de la pirámide con frecuencia angular cero. Se define como la diferencia entre los rayos del centro y la periferia que entran a través de la pupila, por lo que si el centro y la periferia de un frente de onda se vuelven más curvos, la aberración esférica se incrementa. Está representada por los polinomios de Zernike Z_4^0 . Según estudios científicos, se muestra normalmente un aumento en la aberración esférica en pacientes sometidos a cirugía refractiva corneal, debido a microdescentramientos en el tratamiento o al tamaño de la zona óptica. También se constata que la presencia de dicha aberración ocasiona la miopía nocturna (Rosas, 2005; Vidal, 2011).

El astigmatismo secundario, ubicado en el cuarto orden radial, está representado por los polinomios de Zernike Z_4^{-2} y Z_4^2 . El cuadrafoil, que se ubica en los extremos de la pirámide en el cuarto orden radial, está representado por los polinomios de Zernike Z_4^4 y Z_4^{-4} .

A partir del quinto orden, las aberraciones oculares no degradan tanto la imagen retiniana cuando la pupila es pequeña o hay gran intensidad luminosa, aunque deterioran bastante la imagen retiniana para diámetros de pupila grandes. Conforme se descende en la pirámide, a partir del quinto orden y superiores, cada una de las aberraciones presenta su componente secundario, que es una variación de la forma primaria (Rosas, 2005; Vidal, 2011).

DETERMINACIÓN DE LAS ABERRACIONES OCULARES

La tecnología del frente de onda se originó mediante sistemas de óptica adaptativa en aplicaciones de astronomía, para compensar la elevada borrosidad de las imágenes tomadas por el telescopio Hubble, pues estas se degradaban como consecuencia de las turbulencias atmosféricas. En las décadas de los ochenta y de los noventa los militares incorporaron este avance para el desarrollo de la defensa antimisiles. Se descubrió que, aplicando la óptica adaptativa, los patrones punteados de las estrellas

se podían mejorar y obtener una imagen limitada únicamente por la difracción y en ausencia de cualquier aberración. A razón de estos hallazgos en óptica adaptativa en el campo de la astronomía y de los aberrómetros, en 1978 la tecnología del frente de onda se adaptó por primera vez en aplicaciones oftalmológicas, siendo la primera universidad en la que se aplicó la de Heidelberg (Alemania).

Algunos de los dispositivos para la determinación de las aberraciones oculares —denominados aberrómetros— analizan el frente de onda cuando llega a la retina, como sucede en los sistemas que siguen el principio de Tscherning o el trazado de rayos, mientras que otros sistemas, por el contrario, analizan el frente de onda cuando emerge del globo ocular, entre estos, el método de Hartmann-Shack y el método de Talbot-Moiré (Visser, Berendschot, Verbakel, Tan y Nuijts, 2011). El método de Hartmann-Shack, comparado con el aberroscopio y la técnica del trazado de rayos, puede medir un gran número de puntos, lo que posibilita el estudio de las aberraciones hasta un elevado orden (Montés-Micó, 2005).

En la actualidad la mayoría de los aberrómetros utilizados en clínica basa su funcionamiento en el sensor de Hartmann-Shack, desarrollado en los años 1900, siendo un aberrómetro que analiza el frente de onda cuando emerge del globo ocular (Porter, Queener, Lin, Thorn y Awwal, 2006). Según estudios científicos, los aberrómetros basados en el principio de Hartmann-Shack son los que mejor repetibilidad de las aberraciones oculares muestran y es la técnica más usada para la medición de las aberraciones oculares (López-Miguel *et al.*, 2013; Montés-Micó, 2005; Visser *et al.*, 2011). Este tipo de detector de frente de ondas, está formado originariamente por una placa agujereada denominada disco de Scheiner y un detector de irradiancia (placa fotográfica, CCD, etc.) (Porter *et al.*, 2006), el cual inventó Hartmann, de ahí su nombre: sensor de Hartmann. El problema fundamental que planteaba esta configuración derivaba de lo oscuras que resultaban las imágenes origi-

nadas por el poco flujo radiante que dejaba pasar cada uno de los orificios de la placa. La solución la proporcionó Roland Shack, que utilizó una matriz de microlentes en sustitución de la placa con orificios, necesaria para la descomposición del frente de onda (Visser *et al.*, 2011). Recogiendo los *spots* en una pantalla situada en el foco imagen de las microlentes, se lograba aumentar la extensión de la superficie que se recoge, lo que se traducía en una mayor luminosidad de los *spots* capturados. Debido a tal contribución, el sensor pasó a denominarse *sensor de Hartmann-Shack* o *sensor de Shack-Hartmann*.

CONFIGURACIÓN DEL SENSOR DE HARTMANN-SHACK

El sensor de Hartmann-Shack utiliza un diodo láser (láser en estado sólido), el cual emite un haz de luz estrecho que se proyecta en la retina del paciente (figura 2), para que durante la entrada al globo ocular no capte ninguna aberración, estando presentes nada más los fenómenos de la óptica ondulatoria, es decir, la difracción. Se hace incidir sobre el globo ocular un haz láser de He-Ne con una longitud de onda de 632,8 nm y un diámetro inferior a 2 mm que emite luz linealmente polarizada al interior del globo ocular (Luque *et al.*, 2002; Mihashi, 2003). El haz de luz monocromático, al impactar sobre la retina del paciente, se convierte en un frente de onda esférico. A medida que atraviese las estructuras del globo ocular que contengan aberraciones, pasará de convertirse de un frente de onda esférico a un frente de onda esférico (frente de onda deformado). La intensidad del haz de luz se controla a través de una fuente de intensidad eléctrica que se ajusta para que la irradiancia en la córnea del paciente en ningún momento supere los 27 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, teniendo además un filtro de densidad neutra, el cual controla que los niveles del láser sean lo suficientemente seguros.

Está formado además por un filtro espacial que consiste en un objetivo de microscopio de aumento 10x y un agujero estenopeico (*pinhole*) de

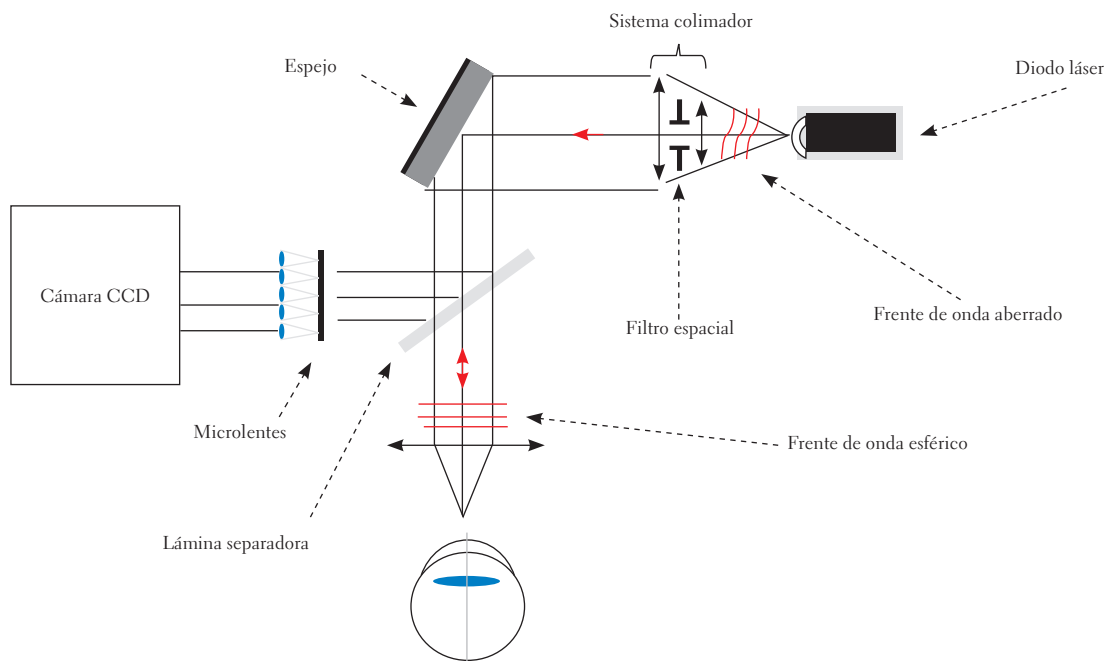


FIGURA 2. Representación de la configuración del sensor de Hartmann-Shack

25 μm , los cuales proveen a una fuente puntual que es colimada por medio de un doblete acromático de 200 mm de distancia focal (Mihashi, 2003). El sensor de Hartmann-Shack se compone de un sistema colimador ajustable constituido por dos lentes que compensan el equivalente esférico del globo ocular. Después de que el haz de luz láser atraviese el sistema colimador, pasa a través de una pupila artificial cuyo principal objetivo es la regulación del tamaño de la pupila iluminada, que refleja posteriormente el haz de luz en un espejo plano. El frente de onda emergente del globo ocular y que atraviesa el doblete acromático mencionado anteriormente es dirigido hacia un conjunto de microlentes que generan un patrón reticular de puntos focales, conocidos como *spots* luminosos, de tal manera que un frente de onda, plano (ideal) generaría una distribución perfectamente regular de los puntos luminosos (figura 3), por lo que sería un globo ocular en ausencia de aberraciones. Por el contrario, un ojo en presencia de aberraciones, al atravesar la onda, las microlentes generarían desplazamientos de los *spots* respecto de las posiciones de referencia ideales. Capturando la imagen de los *spots* se puede medir

el desplazamiento de cada uno y realizar el cálculo posterior de la aberración de onda.

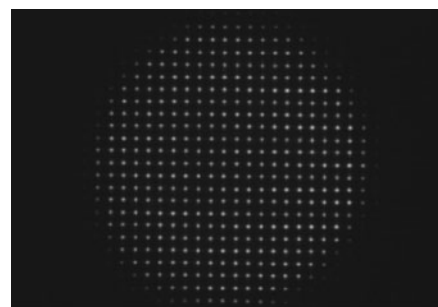


FIGURA 3. Distribución perfectamente regular de los *spots* luminosos para un frente de onda plano (sin aberraciones)

APLICACIONES CLÍNICAS DE LA ABERROMETRÍA OCULAR

Las aplicaciones clínicas del análisis de las aberraciones del frente de onda han adquirido en los últimos tiempos gran importancia, pues se usan principalmente en los procedimientos quirúrgicos de cirugía refractiva corneal, cirugía de implante de lentes intraoculares, diagnóstico de patologías y en investigación.

CIRUGÍA REFRACTIVA CORNEAL

El análisis de las aberraciones oculares, definiéndose como la suma de las aberraciones corneales más las aberraciones internas del cristalino (Visser *et al.*, 2011), es muy útil en el pre y postoperatorio de pacientes que se someten a cualquier tipo de cirugía refractiva corneal (Lasik, Epilasik, PRK, RK, anillos intraestromales, etc.) (Benito, Redondo y Artal, 2011; Yang, Wang, Zhao y Fang, 2011). La evaluación en estos casos resulta de gran ayuda debido a que, según la bibliografía, en pacientes sometidos a procedimientos de cirugía refractiva hay un aumento considerable de las aberraciones corneales de alto orden, sobre todo la aberración esférica y el coma. Dichas aberraciones (en ocasiones en visión fotópica) no suscitan muchas alteraciones visuales al paciente, pero en condiciones escotópicas, cuando el diámetro de la pupila se incrementa, sí que se manifiesta una disminución considerable de AV, de la sensibilidad al contraste, así como presencia de halos y deslumbramientos, entre otros. En estos casos, el análisis del frente de onda adquiere gran importancia, ya que mediante la ablación personalizada se pueden corregir las aberraciones de alto orden que ocasionan tal sintomatología, mejorando por lo tanto en la mayoría de veces, la sensibilidad al contraste y proporcionando una mejor calidad visual y una alta satisfacción del paciente (Myriam, 2007; Schallhorn *et al.*, 2014; Visser *et al.*, 2011).

CIRUGÍA DE LENTES INTRAOCULARES

La intervención con cualquier tipo de implante de lente intraocular (fáquica, acomodativa, multifocal...) es muy común y resulta bastante útil efectuar las medidas aberrométricas (Alió *et al.*, 2013; Muñoz, Albarrán-Diego, Cerviño, Ferrer-Blasco y García-Lázaro, 2012; Nishi, Taketani, Ueda y Ogata, 2013; Shimizu, Kamiya, Igarashi y Shiratani, 2012; Toso y Morselli, 2012). Estas medidas tienen especial relevancia en casos de descentramientos de la lente intraocular, debido a que se observaría un incremento considerable

de las aberraciones internas, sobre todo las que se relacionan con el descentramiento (Nishi *et al.*, 2013). En la actualidad, con la introducción del láser de femtosegundo para la cirugía de cataratas, se comprueba que, además de ser la incisión que se realiza en la intervención estable en el tiempo, se considera que no varían las HOA (Alió *et al.*, 2013).

OTRAS CIRUGÍAS OCULARES

El análisis de las aberraciones oculares se efectúa en pacientes a los que se les practica un trasplante de córnea, cirugía escleral y otras correcciones. Se evidencia que la cirugía escleral y los injertos más gruesos de queratoplastia están asociados a un incremento de las aberraciones de alto orden (Hindman *et al.*, 2007; Okamoto, Yamane, Okamoto, Hiraoka y Oshika, 2008; Seery, Nau, McLaren, Baratz y Patel, 2011).

EVALUACIÓN EN CIERTAS PATOLOGÍAS OCULARES

El análisis del frente de onda mediante los aberrómetros puede emplearse también para evaluar ojos con patologías anormales por el envejecimiento o trastornos de la córnea, como la degeneración marginal pelúcida (DMP), queratocono, queratoglobos, distrofia de Fuchs, etc. (Miháltz *et al.*, 2011; Seery *et al.*, 2011). En presencia de DMP el análisis del frente de onda sería prácticamente invaluable, pues se observa un incremento considerable de las aberraciones de alto orden en pacientes con queratocono (Vidal, 2011; Visser *et al.*, 2011). Además del estudio de las aberraciones en las patologías corneales, los aberrómetros Hartmann-Shack permiten valorar las aberraciones oculares de orden superior después de la instilación de lágrima artificial en pacientes diagnosticados de ojo seco (Lekhanont, Chuckpaiwong, Vongthongsri y Sangiampornpanit, 2014).

Además, existen ciertas patologías que pueden inducir aumento de las aberraciones del globo ocular —por lo que es común recurrir a la abe-

rometría para diagnosticar estas— y que suelen relacionarse con el segmento anterior y a nivel palpebral (como el chalazión), lo que ocasiona un aumento de las aberraciones de alto orden. Se ha demostrado que mediante un tratamiento adecuado, eliminando dichas patologías, se pueden reducir las HOA (Sabermoghaddam, Zarei-Ghanavati y Abrishami, 2013).

EVALUACIÓN DE LA ACOMODACIÓN

Una de las aplicaciones más útiles para la evaluación de anomalías acomodativas y para detectar cómo varía la acomodación con la edad (López-Gil *et al.*, 2008) es la realización de la aberrometría, pues con ella es posible detectar incremento de las aberraciones de alto orden en espasmos acomodativos, con una polaridad diferente de la que se observa en casos normales de acomodación (Gambra, Sawides, Dorronsoro y Marcos, 2009; Kanda *et al.*, 2012). No solo se utilizan los sensores de Hartmann-Shack para el hallazgo de espasmos acomodativos, también se emplean en la práctica clínica para la valoración de la amplitud de pseudoacomodación con lentes intraoculares (Nishi *et al.*, 2013).

LENTES OFTÁLMICAS

En el presente se están desarrollando estudios científicos para aplicar tecnología al campo de las lentes oftálmicas.

LENTES DE CONTACTO

Algunas investigaciones demuestran que en pacientes con patología corneal —donde hay aumento de las aberraciones de alto orden al adaptar lentes de contacto rígidas permeables a los gases (RPG)— se produce una importante disminución de las aberraciones de segundo y alto orden, principalmente coma, *trefoil*, coma secundario, *trefoil* secundario y pentafoil (Myriam, 2007; Shen y Thibos, 2011; Villa-Collar, González-Méijome y Gutiérrez-Ortega, 2009; Yu *et al.*, 2013). No obstante, se evidencia que cuando se dejan de

adaptar las lentes de contacto RPG en pacientes con queratocono, vuelven a acrecentarse las aberraciones de alto orden (Jinabhai, O'Donnell y Radhakrishnan, 2012). En el caso de la adaptación de lentes de contacto multifocales, se crea una disminución de la aberración esférica (Ruiz-Alcocer, Madrid-Costa, Radhakrishnan, Ferrer-Blasco y Montés-Micó, 2012).

EVALUACIÓN DE LA PELÍCULA LAGRIMAL

Como bien es conocido, la estabilidad y la homogeneidad de la película lagrimal influyen notablemente en la calidad visual del paciente (Montés-Micó, Cerviño, Ferrer-Blasco, García-Lázaro y Madrid-Costa, 2010), por lo que se investiga en el campo con el objetivo de valorar la estabilidad de la película lagrimal entre parpadeos, estudiando la variación en las aberraciones. Se evidencia que la contribución de la superficie anterior de la córnea a las aberraciones oculares se mantiene razonablemente estable durante el intervalo normal de parpadeo (unos cuatro segundos), aumentando a niveles que pueden degradar la imagen cuando existen diez segundos o más entre parpadeos (Montés-Micó, Alió, Muñoz y Charman, 2004).

DISEÑO DE LENTES INTRAOCULARES (LIO)

La técnica de la aberrometría guiada por el frente de onda ya se introdujo en el diseño de las lentes intraoculares con el fin de eliminar las aberraciones de alto orden para disminuir la sintomatología del paciente (Holladay, Piers, Koranyi, Van Der Mooren y Norrby, 2002).

LIMITACIONES DE LA ABERROMETRÍA OCULAR

Pese a que las mediciones de aberrometría presentan una buena repetibilidad y fiabilidad y que se aplican en diversos procedimientos, como en el diseño de lentes intraoculares, valoración pre y posquirúrgica y diagnóstico de ciertas patologías, es conveniente numerar una serie de limitaciones que presentan para evitar errores.

OJOS CON ELEVADAS ABERRACIONES OCULARES

Uno de los principales inconvenientes que presenta el método de Hartmann-Shack para la determinación de las aberraciones corneales de los pacientes —principalmente sometidos a cualquier tipo de cirugía refractiva corneal o de cataratas— es que en presencia de elevadas aberraciones no toma las medidas correctamente, de tal manera que lo que se observa es que los puntos se solapan los unos con los otros.

TAMAÑO PUPILAR

Existe un aumento en las aberraciones ópticas al incrementar el tamaño pupilar, considerándose que son directamente proporcionales (Vidal, 2011). Es necesario tomar la aberrometría en condiciones escotópicas, por lo que si el diámetro de la pupila del paciente es muy grande, las aberraciones de alto orden se incrementarán, pudiéndose desenfocar los *spots* y provocar un fenómeno de solapamiento de estos.

SCATTERING

Una barrera que presenta el sensor de Hartmann-Shack es que no es capaz de detectar el *scattering*, pues el *scatter* tiene una estructura especial inferior a la propia rejilla del sensor (Díaz-Doutón *et al.*, 2006).

ABERRACIONES CROMÁTICAS

El sensor de Hartmann-Shack no es capaz de revelar aberraciones cromáticas, por lo que hasta hace relativamente poco tiempo solo se corregían las aberraciones monocromáticas. Sin embargo, en los últimos años se ha introducido una lente intraocular que corrige las aberraciones cromáticas, por lo que el uso del sensor de Hartmann-Shack en estas situaciones es limitado.

ALINEAMIENTO DEL PACIENTE

Uno de los problemas a la hora de procesar la imagen del sensor de Hartmann-Shack surge por el hecho de que la aberración de onda ha de referirse a un sistema de ejes cuyo origen sea el centro pupilar, de tal suerte que el eje óptico del sensor tiene que alinearse con la mirada del paciente. Por ello, se incorporó al *software* de análisis inicial varias modificaciones que permitían la determinación de forma automática de la posición del centro de la pupila, desarrollándose un algoritmo. Si no se tuviera en cuenta el cambio de la posición de la pupila, las variaciones de la aberración de onda que se miden serían diferentes (en general superiores) a las reales. Estudios en la materia demuestran que los movimientos oculares durante las mediciones aberrométricas son una importante fuente de variabilidad de los resultados (Arines, Pailos, Prado y Bará, 2009).

PELÍCULA LAGRIMAL

La medida del frente de onda en un ojo con una película lagrimal alterada o deficiente puede afectar drásticamente el resultado e inducir múltiples distorsiones que provocarían un astigmatismo irregular, impulsado por las microdiferencias en el espesor de la película lagrimal (Rosas, 2005; Vidal, 2011). Cuando se observa que la película lagrimal de un paciente es defectuosa, lo recomendable en todos los casos es instilar una gotita de lágrima artificial y pedirle al paciente que antes de realizar la medida parpadee varias veces, con el objetivo de que se produzca una buena lubricación.

ACOMODACIÓN DEL PACIENTE

Las microfluctuaciones de la acomodación influyen en el resultado obtenido, debido al enfoque de lejos y de cerca y a los cambios en la curvatura y posición del cristalino (Vidal, 2011). Cuando el sujeto se relaja delante del sensor de frente de onda, se produce por la acomodación una tendencia hacia la aberración esférica negativa.

CONCLUSIONES

La aberrometría ocular en la práctica clínica es una prueba de gran valoración diagnóstica, ya que proporciona resultados relevantes en diversas patologías y en gran variedad de procedimientos quirúrgicos preoperatorios y postoperatorios. No obstante, a pesar de su importancia en la práctica clínica, presenta algunas limitaciones que, aunque son pocas, es importante conocerlas con el objetivo de realizar el mejor diagnóstico clínico.

AGRADECIMIENTOS

A Manuel Alejandro Amaya Alcaraz, por su ayuda en la revisión de este trabajo.

REFERENCIAS

- Alió, J. L., Abdou, A. A., Soria, F., Javaloy, J., Fernández-Buenaga, R., Nagy, Z. Z. *et al.* (2013). Femtosecond laser cataract incision morphology and corneal higher-order aberration analysis. *J. Refract. Surg.*, 29 (9), 590-595.
- Applegate, R. A., Howland, H. C., Sharp, R. P., Cottingham, A. J. y Yee, R. W. (1998). Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. *J. Refractive. Surg.*, 14 (4), 397-407.
- Arines, J., Pailos, E., Prado, P. y Bará, S. (2009). The contribution of the fixational eye movements to the variability of the measured ocular aberration. *Ophthalmic. Physiol. Opt.*, 29 (3), 281-287.
- Artal, P. (2002). Optic aberrations in the eye and new intraocular lens. *Microcirugía Ocular*, 4, 50-58.
- Benito, A., Redondo, M. y Artal, P. (2011). Temporal evolution of ocular aberrations following laser in situ keratomileusis. *Ophthalmic. Physiol. Opt.*, 31 (4), 421-428.
- Carvalho, L. A. (2005). Accuracy of Zernike polynomials in characterizing optical aberrations and the corneal surface of the eye. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 46 (6), 1915-1926.
- Cuioca, A. (2005). *Caracterización de las aberraciones del frente de onda en el ojo humano mejicano*. Tesis doctoral. Puebla: Universidad de las Américas Puebla.
- Díaz-Doutón, F., Benito, A., Pujol, J., Arjona, M., Güell, J. L. y Artal, P. (2006). Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 47 (4), 1710-1716.
- Gambra, E., Sawides, L., Dorronsoro, C. y Marcos, S. (2009). Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated. *J. Vis.*, 9 (6), 4.1-15.
- Guang-ming, D. (2006). Comparison of wavefront reconstructions With Zernike polynomials and fourier transforms. *J. Refract. Surg.*, 22 (9), 943-948.
- Hindman, H. B., McCally, R. L., Myrowitz, E., Terry, M. A., Stark, W. J., Weinberg, R. S. *et al.* (2007). Evaluation of deep lamellar endothelial keratoplasty surgery using scatterometry and wavefront analyses. *Ophthalmology*, 114 (11), 2006-2012.
- Holladay, J. T., Piers, P. A., Koranyi, G., Van Der Mooren, M. y Norrby, N. E. (2002). A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J. Refract. Surg.*, 18 (6), 683-691.
- Porter, J., Queener, H., Lin, J., Thorn, K. y Abdul, A. S. (2006). *Adaptive optics for vision science principles, practices, design, and applications*. Hoboken: John Willey & Soons, Inc.
- Jinabhai A., O'Donnell, C. y Radhakrishnan, H. (2012). Changes in refraction, ocular aberrations, and corneal structure after suspending rigid gas-permeable contact lens wear in keratoconus. *Cornea*, 31 (5), 500-508.
- Kanda, H., Kobayashi, M., Mihashi, T., Morimoto, T., Nishida, K. y Fujikado, T. (2012). Serial measurements of accommodation by open-field Hartmann-Shack wavefront aberrometer in eyes with accommodative spasm. *Jpn. J. Ophthalmol.*, 56 (6), 617-623.
- Klyce, S. D., Karon, M. D. y Smolek, M. K. (2004). Advantages and disadvantages of the Zernike expansion for representing wave aberration of the normal and aberrated eye. *J. Refract. Surg.*, 20 (5), S537-41.
- Lekhanont, K., Chuckpaiwong, V., Vongthongsri, A. y Sangiampornpanit, T. (2014). Effects of sodium hyaluronate on wavefront aberrations in dry eye patients. *Optom. Vis. Sci.*, 91 (1), 39-46.

- López, N. y Castejón, J. F. (2006). *Estudio de las aberraciones oculares y su corrección mediante lentes de contacto hidrofílicas en ojos normales y muy aberrados*. Tesis doctoral. Recuperado de <http://hdl.handle.net/10201/172>.
- López-Gil, N., Fernández-Sánchez, V., Legras, R., Montés-Micó, R., Lara, F. y Nguyen-Khoa, J. L. (2008). Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 49 (4), 1736-1743.
- López-Miguel, A., Martínez-Almeida, L., González-García, M. J., Coco-Martín, M. B., Sobrado-Calvo, P. y Maldonado, M. J. (2013). Precision of higher-order aberration measurements with a new Placido-disk topographer and Hartmann-Shack wavefront sensor. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 39 (2), 242-249.
- Luque, S., Arjona, M., Pujol, L., Sanbria, F., Güell, J., Sisquella, M. *et al.* (2002). Determinación de la calidad óptica del ojo humano mediante la técnica de doble paso. *Microcirugía Ocular*, 4.
- McAlinden, C., McCartney, M. y Moore, J. (2011). Mathematics of Zernike polynomials: a review. *Clin. Experiment. Ophthalmol.*, 39 (8), 820-827.
- Miháltz, K., Kovács, I., Kránitz, K., Erdei, G., Németh, J. y Nagy, Z. Z. (2011). Mechanism of aberration balance and the effect on retinal image quality in keratoconus: optical and visual characteristics of keratoconus. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 37 (5), 914-922.
- Miháltz, K., Kránitz, K., Kovács, I., Takács, A., Németh, J. y Nagy, Z. Z. (2010). Shifting of the line of sight in keratoconus measured by a hartmann-shack sensor. *Ophthalmology*, 117 (1), 41-48.
- Mihashi, T. (2003). Higher-order wavefront aberrations induced by small ablation area and sub-clinical decentration in simulated corneal refractive surgery using a perturbed schematic eye model. *Semin. Ophthalmol.*, 18 (1), 41-47.
- Mimura, T., Fujimura, S., Yamagami, S., Usui, T., Honda, N., Shirakawa, R. *et al.* (2009). Severe hyperopic shift and irregular astigmatism after radial keratotomy. *Eye. Contact. Lens.*, 35 (6), 345-347.
- Montés-Micó, R. (2005). Medida de aberraciones ópticas en el ojo. *Gaceta Óptica*, 394, 10-14.
- Montés-Micó, R., Alió, J. L., Muñoz, G. y Charman, W. N. (2004). Temporal changes in optical quality of air-tear film interface at anterior cornea after blink. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 45 (6), 1752-1757.
- Montés-Micó, R., Cerviño, A., Ferrer-Blasco, T., García-Lázaro, S. y Madrid-Costa, D. (2010). The tear film and the optical quality of the eye. *Ocul. Surf.*, 8 (4), 185-192.
- Muñoz, G., Albarrán-Diego, C., Cerviño, A., Ferrer-Blasco, T. y García-Lázaro, S. (2012). Visual and optical performance with the ReZoom multifocal intraocular lens. *Eur. J. Ophthalmol.*, 22 (3), 356-362.
- Myriam, M. C. (2007). Efecto del lente de contacto sobre las aberraciones ópticas corneales de alto orden. *Ciencia & Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 9, 9-17.
- Nishi, T., Taketani, F., Ueda, T. y Ogata, N. (2013). Comparisons of amplitude of pseudoaccommodation with aspheric yellow, spheric yellow, and spheric clear monofocal intraocular lenses. *Clin. Ophthalmol.*, 7, 2159-2164.
- Okamoto, F., Yamane, N., Okamoto, C., Hiraoka, T. y Oshika, T. (2008). Changes in higher-order aberrations after scleral buckling surgery for rhegmatogenous retinal detachment. *Ophthalmology*, 115 (7), 1216-1221.
- Rafael, N., Ricardo, R., Justiniano, A. (2011). Representation of wavefronts in free-form transmission pupils with complex Zernike polynomials. *J. Optom.*, 4, 41-48.
- Renato, A. J., Diego, L. C., Renata, S. D., Leonardo, N. P. y De Freitas, V. (2011). Impact of the wavefront analysis in refraction of keratoconus patients. *Rev. Bras. Oftalmol.*, 70 (1), 16-22.
- Rosas, A. (2005). Una aproximación a la tecnología de frentes de onda: bases de aberrometría (1 parte). *Revista Sociedad Colombiana de Oftalmología*, 38 (3), 68-81.
- Ruiz-Alcocer, J., Madrid-Costa, D., Radhakrishnan, H., Ferrer-Blasco, T. y Montés-Micó, R. (2012). Changes in accommodation and ocular aberration with simultaneous vision multifocal contact lenses. *Eye. Contact. Lens.*, 38 (5), 288-294.
- Sabermoghaddam, A. A., Zarei-Ghanavati, S. y Abrishami, M. (2013). Effects of chalazion excision on ocular aberrations. *Cornea*, 32 (6), 757-760.
- Schallhorn, S., Brown, M., Venter, J., Teenan, D., Hettlinger, K. y Yamamoto, H. (2014). Early clinical outco-

- mes of wavefront-guided myopic LASIK treatments using a new-generation hartmann-shack aberrometer. *J. Refract. Surg.*, 30 (1), 14-21.
- Schwiegerling, J. (2011). Scaling pseudo-Zernike expansion coefficients to different pupil sizes. *Opt. Lett.*, 36 (16), 3076-3078.
- Seery, L. S., Nau, C. B., McLaren, J. W., Baratz, K. H. y Patel, S. V. (2011). Graft thickness, graft folds, and aberrations after descemet stripping endothelial keratoplasty for fuchs dystrophy. *Am. J. Ophthalmol.*, 152 (6), 910-916.
- Shen, J. y Thibos, L. (2011). Peripheral aberrations and image quality for contact lens correction. *Optom. Vis. Sci.*, 88 (10), 1196-1205.
- Shimizu, K., Kamiya, K., Igarashi, A. y Shiratani, T. (2012). Intraindividual comparison of visual performance after posterior chamber phakic intraocular lens with and without a central hole implantation for moderate to high myopia. *Am. J. Ophthalmol.*, 154 (3), 486-494.
- Toso, A. y Morselli, S. (2012). Visual and aberrometric outcomes in eyes with an angle-supported phakic intraocular lens. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 38 (9), 1590-1594.
- Van, O. C., Díaz-Santana, L., Bull, N., Biermann, J., Jordan, J., Lagrèze, W. et al. (2011). Light scattering and wavefront aberrations in in vivo imaging of the rat eye: a comparison study. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 52 (7), 4551-4559.
- Vidal, R. (2011). Understanding and Interpreting optical aberrations. *Cien. Tecnol. Salud. Vis. Ocul.*, 9 (2), 105-122.
- Villa-Collar, C., González-Méijome, J. y Gutiérrez-Ortega, R. (2009). Objective evaluation of the visual benefit in contact lens fitting after complicated Lasik. *J. Refract. Surg.*, 25 (7), 591-598.
- Visser, N., Berendschot, T. T., Verbakel, F., Tan, A. N. y Nuijts, R. M. (2011). Evaluation of the comparability and repeatability of four wavefront aberrometers. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 52 (3), 1302-1311.
- Yang, X., Wang, Y., Zhao, K. y Fang, L. (2011). Comparison of higher-order aberration and optical quality after Epi-LASIK and LASIK for myopia. *Graefes. Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, 249 (2), 281-288.
- Yobani, B. (2011). The wavefront and its representation with Zernike polynomials. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 9 (2), 145-166.
- Yu, Q., Wu, J. X., Zhang, H. N., Ye, S., Dong, S. Q. y Zhang, C. H. (2013). Aberration changes of the corneal anterior surface following discontinued use of rigid gas permeable contact lenses. *International Journal of Ophthalmology*, 6 (2), 178-82.

Recibido: 7 de septiembre de 2013

Aprobado: 17 de febrero de 2014

CORRESPONDENCIA

Javier Tomás-Juan
javier.tomas@live.com

