

January 2011

Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas

Rosario Vidal Olarte

Universidad de La Salle, Bogotá, rovidal@unisalle.edu.co

Follow this and additional works at: <https://ciencia.lasalle.edu.co/svo>



Part of the [Eye Diseases Commons](#), [Optometry Commons](#), [Other Analytical, Diagnostic and Therapeutic Techniques and Equipment Commons](#), and the [Vision Science Commons](#)

Citación recomendada

Vidal Olarte R. Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas. *Cienc Tecnol Salud Vis Ocul.* 2011;(2): 105-122.

This Artículo de Investigación is brought to you for free and open access by the Revistas científicas at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular* by an authorized editor of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas

Understanding and Interpreting Optical Aberrations

ROSARIO VIDAL OLARTE*

RESUMEN

Los avances tecnológicos recientes permiten evaluar de manera objetiva y subjetiva la calidad visual. Es por ello que el optómetra como profesional de la salud visual y ocular, en la aplicación y la práctica clínica, debe tener en cuenta el papel tan importante que desempeña al prescribir una corrección óptica, según la cantidad y calidad en la imagen visual, puesto que determina un factor cuantitativo, como es la agudeza visual desde el punto de vista subjetivo del paciente, y otro cualitativo, como sería la calidad y nitidez con que se pueden ver las imágenes. La óptica física aplicada a la clínica del ojo humano crea la posibilidad de analizar los frentes de onda de luz refractados por los medios transparentes del ojo y con ello ver el comportamiento óptico del sistema dióptrico ocular. Las aberraciones ópticas generadas por la córnea o por el cristalino se definen como las imperfecciones del sistema visual y, por lo tanto, producen en el paciente una imagen retinal defectuosa, limitando su visión.

Palabras clave: aberraciones de frentes de onda, aberraciones oculares de alto orden, aberraciones oculares de bajo orden.

ABSTRACT

Recent technological advances make it possible to evaluate visual quality in both an objective and subjective way. It is for this reason that, as visual and ocular health professionals, optometrists must consider the importance of prescribing optical correction based on visual image quantity and quality during their clinical practice, as it determines a quantitative factor, such as visual acuity from the patient's subjective point of view, and a qualitative factor, such as quality and clarity with which images are seen. Physical optics applied to the human eye creates the possibility of analyzing light wavefronts refracted through the ocular media, making it possible to see the optical behavior of the dioptric system of the eye. Optical aberrations generated by the cornea or the lens are defined as visual system imperfections, therefore producing defective retinal images in the patient and limiting their vision.

Keywords: Wavefront Aberrations, Higher-Order Ocular Aberrations, Lower-Order Ocular Aberrations.

*Estudiante Maestría en Ciencias de la Visión, Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia. Especialista en Gerencia en Salud Hospitalaria. Optómetra. Docente, Universidad de La Salle.

INTRODUCCIÓN

Con el fin de determinar la importancia de las aberraciones ópticas corneales y totales se hace uso hoy en día de adelantos y progresos técnicos, siendo posible obtener su medida con mayor rapidez y precisión. Esto resulta trascendental en el desarrollo de nuevas generaciones de elementos de corrección en la óptica oftálmica, lentes de contacto, en el campo visual, en cirugía refractiva, además de los avances en últimas generaciones de implantes de lentes intraoculares. En la reciente perspectiva de la óptica adaptativa se deben abordar las aberraciones ópticas (Artal y Ferro, 2002) mediante sistemas que permitan, primero, la medida y, luego, la corrección de esas imperfecciones específicas del ojo que dificultan la visión.

El término *aberración* se deriva del latín, y significa salirse del camino o desviarse. Este fenómeno se puede explicar desde la física, afirmando que cada frente de onda de luz que pasa a través del sistema óptico se compara con el rayo principal que cruza el centro de la pupila. La magnitud de esas diferencias se denomina aberraciones de frente de onda de un ojo.

Desde el punto de vista matemático, las aberraciones son funciones que caracterizan las propiedades de formación de imágenes en cualquier sistema óptico, inclusive en el ojo humano. Es de vital importancia entender algunos conceptos básicos previos para lograr interpretar la información suministrada por los mapas de frentes de onda y visualizar el valor que las aberraciones tienen a nivel ocular, ya que el ojo no es un sistema ópticamente perfecto. Así lo expresa Artal (2002): la idea de corregir las aberraciones oculares lleva a la noción de una visión superior a la normal “supervisión”.

Una de las maneras para describir el funcionamiento del sistema óptico es evaluar la imagen en términos de frentes de onda; si el frente es plano, existe un mosaico regular de puntos y la óptica de una imagen es perfecta; por el contrario, si el frente de onda es deformado, hay un mosaico irregular.

Por consiguiente, se detectarán desviaciones en los puntos con respecto a la referencia ideal y en ese momento se forman las aberraciones (figura 1, patrón de Hartmann) (Platt y Shack, 1971).

A la derecha se observa la óptica perfecta del frente de onda plano y el deformado, siendo este el responsable de la aparición de las aberraciones ópticas. La presencia de estas provoca desplazamiento de los puntos del mosaico; en ausencia de ellas se situarían en el foco imagen del microlente (imagen superior izquierda).

El objetivo del presente artículo de revisión es ampliar el conocimiento de los nuevos avances tecnológicos y conceptualizar la interpretación de las aberraciones ópticas más frecuentes que deben considerarse para analizar la función visual en el campo de los frentes de onda, en la tarea de los profesionales de la salud visual y ocular. Dichas aberraciones están constituidas por problemas y condiciones oculares comunes asociadas a ciertas quejas visuales que pueden ser resueltas en algunos casos. En efecto, hay pacientes que, aun teniendo una buena agudeza, no están conformes con su calidad visual, es decir, tienen problemas de enfoque. Se incluyen, de igual manera, los métodos de cuantificación de las aberraciones, además de la representación por medio de los polinomios de Zernike.

ABERRACIONES DE FRENTE DE ONDA

Para entender el valor que las aberraciones tienen a nivel ocular, es importante visualizar el ojo humano como un sistema aberrado que produce imágenes en la retina que no son tan nítidas o perfectas como podrían llegar a ser. Un sistema óptico perfecto genera un frente de onda esférico sobre la pupila de salida. Sin embargo, cualquier sistema óptico presentará ciertos defectos que producirán que el frente de onda no sea completamente esférico y por lo tanto la imagen generada no sea perfecta.

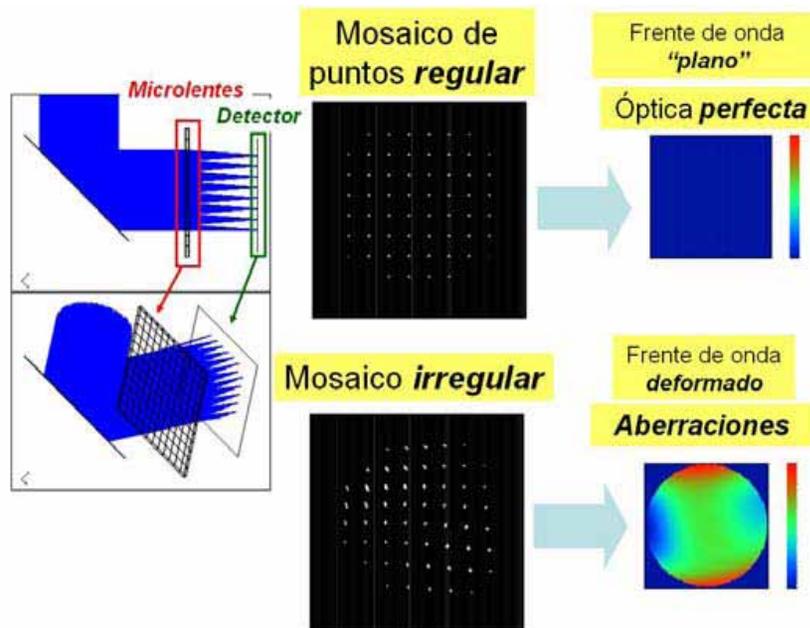


FIGURA 1. Imagen de frentes de onda

Fuente: Tabernero (2007)

Una forma de caracterizar las aberraciones es cuantificando la diferencia entre el frente de onda generado por el sistema y un frente de onda esférico de referencia. Esta diferencia se denomina aberración de onda. El frente de onda es la superficie de camino óptico constante para un punto objeto. Allí los rayos luminosos son siempre perpendiculares, entonces se presenta un sistema perfecto, libre de toda aberración, que tiene un frente esférico y forma imágenes ideales en la retina. Cada rayo focaliza en el mismo punto del plano imagen, independientemente de la posición a la que entra en la pupila. La imagen de un punto, en este caso, solo será deteriorada por el efecto de la difracción, debido a la naturaleza ondulatoria de la luz. Cuando el frente de onda ya no es una esfera y el rayo intercepta el

plano imagen en un punto distinto, dependiendo de la altura de entrada en la pupila, la imagen en la retina es una mancha más emborronada, más extensa y asimétrica, dando origen a un sistema óptico aberrado (figura 2) (Artal et ál., 2002).

A la izquierda se observa el frente de onda perpendicular a los rayos en el interior del ojo. A la derecha, los rayos paralelos que entran en la retina, los cuales se desvían y van a parar a distintos puntos de la retina; el frente de onda deja de ser una esfera y se produce la aberración óptica.

Para un sistema óptico cualquiera suele haber un diafragma de apertura; el rayo que viaja por su centro se denomina principal, y los que pasan por

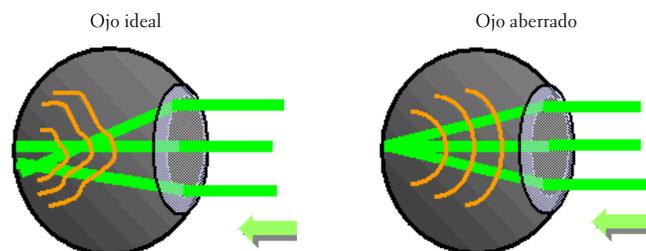


FIGURA 2. Ojo perfecto y ojo aberrado

Fuente: www.dorronsoro.net

su borde, marginales. Se define la pupila de entrada como la imagen del diafragma de apertura en el espacio objeto, y la pupila de salida como su imagen en el espacio imagen. De todos los rayos provenientes de un punto objeto, solo los que pasan por la pupila de entrada van al sistema, emergen pasando por la pupila de salida y forman la imagen. En la pupila de salida se considera una esfera de referencia que es un frente de onda esférico libre de aberraciones (Comastri Bastida y Martín, 2008).

Las aberraciones ópticas son imperfecciones de un sistema óptico que producen imágenes defectuosas e impiden reproducir una copia clara y exacta del objeto de fijación. Cuando se analiza, por ejemplo, un ojo con cualquier defecto refractivo, se encuentra que los haces salientes de luz pierden su paralelismo y algunos de ellos se adelantan o se atrasan con respecto al plano de referencia. Esto se denomina etimológicamente aberración óptica o deformidad en el frente de onda (Rosas, 2005).

La aberración de onda es la diferencia de camino óptico entre un frente de onda perfecto (esférico) y los frentes de onda reales para cada punto de la pupila, es decir, la diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de onda ideal. Se suele representar como un mapa bidimensional

de niveles de gris o de color en el que cada nivel representa la cantidad de aberraciones de onda expresada en micrómetros o en número de longitudes de onda (figura 3) (Artal et ál., 2002). Esta función, asigna a cada punto del plano de la pupila de salida, el valor de la diferencia de camino óptico sobre el rayo procedente de este punto entre el frente de onda real y el de referencia, formando así la aberración óptica.

En el mapa bidimensional se visualizan los catorce primeros polinomios de Zernike en escala de grises (color claro para adelanto de fase y oscuro para retraso). Cada fila corresponde a un orden radial n y cada columna a una frecuencia angular m .

Los medios refringentes que atraviesa la luz para llegar a la retina están conformados por dos lentes, córnea y cristalino, un líquido el humor acuoso y un gel, el humor vítreo; todos ellos influyen en la producción de las aberraciones ópticas (figura 4). Generalmente provienen de dos elementos: la córnea y el cristalino. Las aberraciones ópticas monocromáticas son las encargadas de deformar y desenfocar la imagen (Artal et ál., 1993). La presencia de estas se produce con una longitud de onda específica de la luz visible y solo puede demostrarse cuando se ha eliminado la aberración

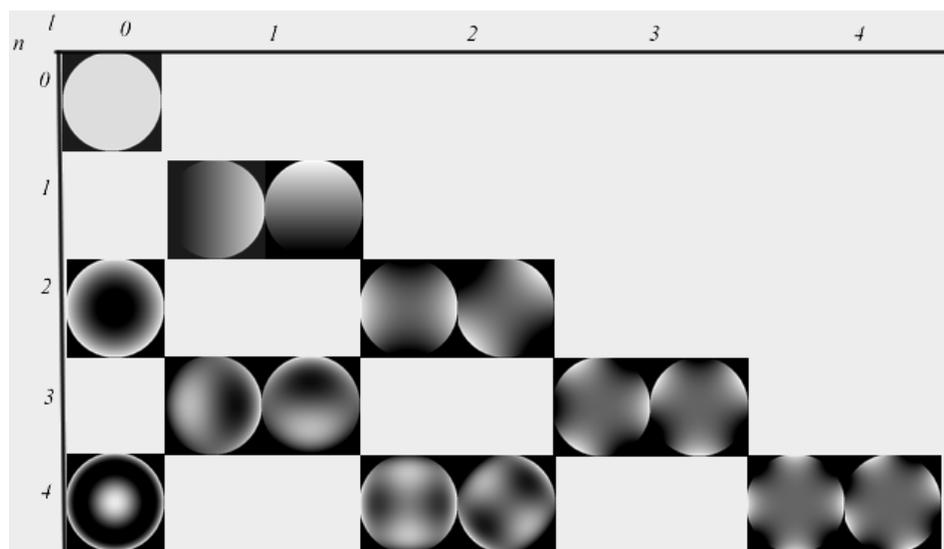


FIGURA 3. Aberraciones de onda

Fuente: Xochicale (2005)

cromática mediante el empleo de luz monocromática (Iskander y Collings, 2000).

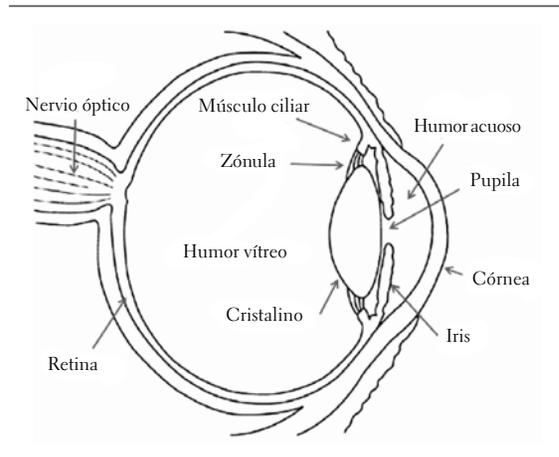


FIGURA 4. Esquema de la anatomía del ojo

Fuente: Tabernero (2007)

En la figura se aprecian los diferentes medios refringentes que atraviesa la luz en un sistema óptico hasta llegar a la retina. En 1961, Smirnov propuso por primera vez mejorar el desempeño óptico corrigiendo aberraciones no convencionales y, posteriormente, Liang, Williams y Miller (1997) reportaron que en ojos normales las aberraciones no convencionales son despreciables, si el diámetro pupilar es el usual en condiciones diurnas (3 mm) y la corrección tradicional ofrece suficiente mejora cuando reducen el desempeño visual si la pupila es grande (entre 6 mm o 7 mm). Guirao y Artal (2000) concluyeron que las aberraciones no convencionales pueden ser significativas, aun para pupilas pequeñas, en sujetos normales no jóvenes o en pacientes con patologías corneales, y puntua-

lizaron que la tecnología permitiría fabricar lentes de contacto con el patrón de aberración del ojo.

Actualmente, para conocer las aberraciones de frentes de onda, existen herramientas matemáticas que la descomponen en una suma de términos denominados polinomios, para expresar en los valores de los coeficientes (Artal y Navarro, 1994).

Guirao y Artal (1999) concluyeron que las aberraciones producidas por la superficie anterior de la córnea se pueden calcular a partir de su forma, medida con topógrafos corneales. Alío (2005) reportó que conocer las aberraciones corneales y oculares (totales) en un mismo ojo permite estimar de manera muy precisa la contribución relativa de la córnea y el cristalino a las aberraciones del ojo. Mediante una resta se obtienen las aberraciones de los medios internos (figura 5).

En la figura se representa en escala de grises cada estructura y en la parte inferior la función de dispersión de punto según el medio. El 90% de las aberraciones ópticas que tiene un ojo sano procede del plano corneal; aquí, en casos de astigmatismos irregulares se obtienen datos bastante relevantes y no influye el fenómeno acomodativo. Las aberraciones intraoculares son fundamentalmente de origen cristalino.

Las aberraciones oculares, tanto en magnitud como en distribución, dependen de múltiples factores y condiciones. Varían de un individuo a otro en función del tamaño de la pupila (Artal et ál., 1993), de la acomodación (Artal et ál., 2002),

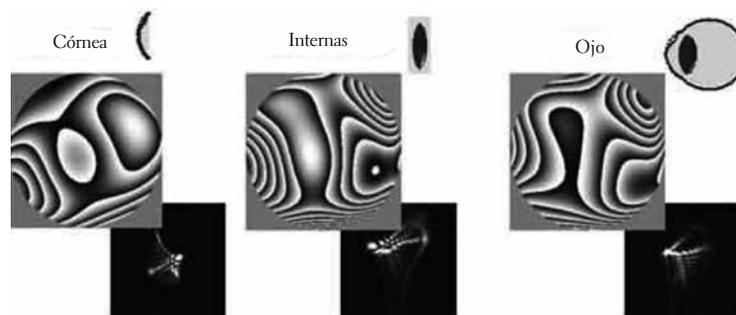


FIGURA 5. Mapa de las aberraciones producidas por la córnea, el cristalino y el ojo completo

Fuente: Artal et ál. (2002)

de la excentricidad en la retina (Guirao y Artal, 2000), del estado de refracción y de la edad del sujeto, incrementándose de manera lineal (Artal et ál., 1993; Guirao y Artal, 1999).

Existe un aumento en las aberraciones ópticas al ampliar el tamaño pupilar, es decir, son directamente proporcionales. Este diámetro determina la contribución de difracción a la calidad de la imagen retiniana. Si la pupila es de gran tamaño, existe mayor iluminación retiniana, menor difracción, menor profundidad de campo y mayor círculo de difusión. Con pupilas de diámetro pequeño en condiciones de visión diurna ocurre todo lo contrario.

Influye además la película lagrimal y las microfluctuaciones en la acomodación, debido al enfoque de lejos y de cerca, por los cambios experimentados en la curvatura y la posición del cristalino (Montes, 2004).

Mientras que las aberraciones de la córnea aumentan con la edad muy levemente (Guirao y Artal, 2000), las del ojo completo lo hacen de forma más acentuada. Lo más relevante es que mientras en los ojos jóvenes las aberraciones de la córnea son normalmente mayores que las totales, en los sujetos de edad avanzada ocurre lo contrario: las aberraciones del ojo son mayores que las de la córnea aislada. Esto implica que mientras en el ojo joven el cristalino compensa parte de las aberraciones de la córnea, en el ojo envejecido ocurre justamente lo opuesto (Artal et ál., 1993). El diferente acoplamiento entre las aberraciones del ojo y de la córnea explica por qué la calidad óptica del ojo se deteriora con la edad. A diferencia de los ojos jóvenes, el cristalino envejecido no solo no compensa las aberraciones de la córnea, sino que le añade. Todo ello lleva a concluir que las aberraciones oculares son dinámicas (Artal, 2002).

PROCEDIMIENTO DE ANÁLISIS

Al iniciar la interpretación de los mapas de frentes de onda, la Optical Society of America (OSA,

2000), recomendó la expansión de los polinomios de Zernike como el método estándar para representar el error en el frente de onda de un sistema óptico. Estos se consideran como los bloques básicos de descripción o construcción de cualquier frente de onda (Thibos, 2002). Los polinomios tienen una característica única de ortogonalidad, es decir, independencia matemática de los términos entre sí definidos en un círculo de radio unidad, significando que los cambios en un polinomio no afectan al otro. Su media es cero, a excepción del primer término, y están escalonados para tener una varianza correspondiente a la unidad. Esto pone todos los términos en una base común, de tal forma que sus magnitudes relativas pueden ser comparadas con gran facilidad (Rosas, 2005). Están ordenados sistemáticamente en una tabla periódica con la forma de una pirámide. Se distinguen tres componentes y pueden expresarse en coordenadas polares:

- El factor de normalización: N
- La dependencia radial: n , que es polinómica
- La frecuencia azimutal: m

El polinomio se identifica con dos índices, n y m , siempre con valor entero; esquematizado así: Z_n^m , donde el subíndice “ n ” indica la potencia más alta (orden radial), siempre es positivo y si el número es más alto la potencia será más alta. El subíndice superior “ m ” es la frecuencia azimutal o angular; en el componente armónico, cuanto mayor es esta, más periférica será la aberración. Puede tener valores positivos o negativos. Cada patrón en la pirámide se identifica con su índice “ j ” (figura 6) (Thibos, 2002).

El mapa de frente de onda es un gráfico codificado y se representa por colores que muestran el relativo retardo o aceleración de las diferencias de fase, en su trayecto, para alcanzar la retina. Describe todos los componentes de un sistema óptico: aberraciones totales de bajo y alto orden en el plano pupilar.

La imagen del mapa aberrométrico de referencia está dada por variaciones en la tonalidad del co-

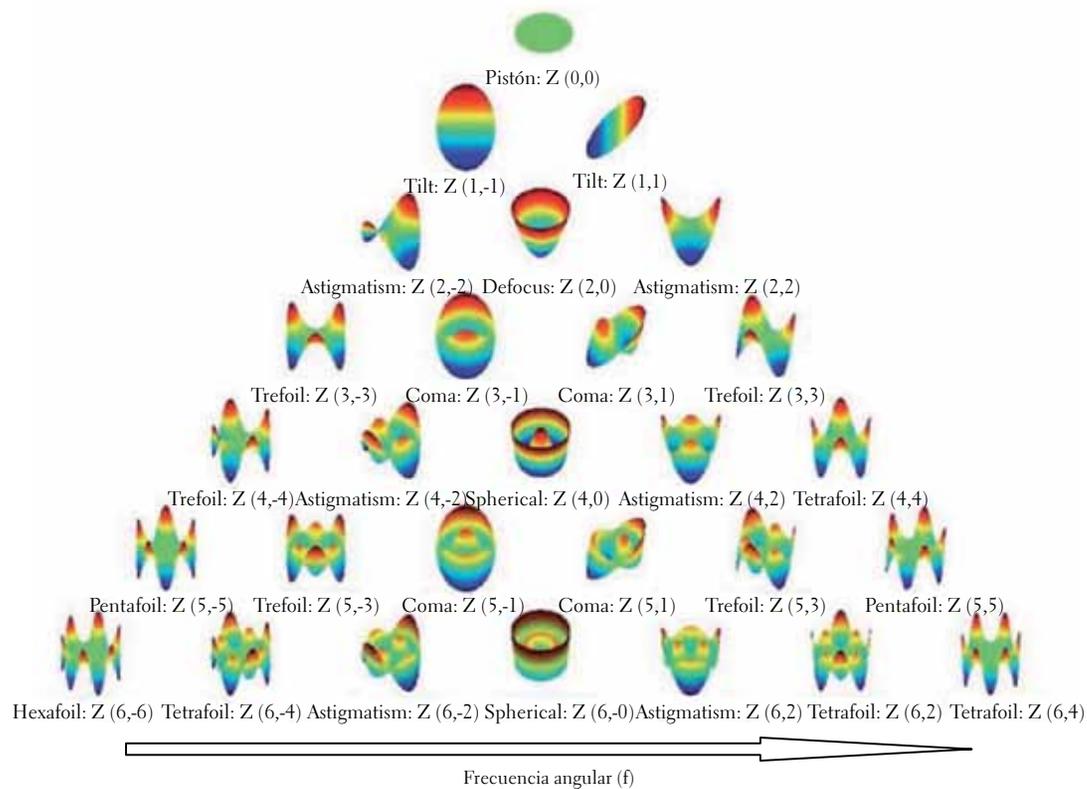


FIGURA 6. Mapa a color de los polinomios de Zernike. Gráfica tridimensional y ubicación de cada polinomio

Nota. Léase el nombre de la aberración y su representación con los respectivos subíndices.

Fuente: Tokovin (2009)

lor. En la gama del verde se representa un nivel cero de medida en micras y poco o ningún error aberrométrico: se puede estar ante un emétrope. Los colores fríos muestran el frente de onda lento, atrasado o retardado, en micras con respecto al plano ideal. Los colores calientes, en la gama de los amarillos, naranjas y rojos, representan el frente de onda que está avanzado o que se considera más rápido con respecto al plano de referencia cero (Rosas, 2005).

Cada polinomio simboliza una forma geométrica, y pueden ser divididos en componentes o en términos. Estos términos tienen un coeficiente, y cada coeficiente describe la contribución de ese elemento a la imagen. El nivel representa la magnitud de la aberración y se expresa en micras o en número de longitud de onda de la luz.

El peso de las aberraciones deteriora en mayor o menor cantidad la calidad visual de la imagen

analizada, por ello es importante relacionarla según la posición de esta en la pirámide alrededor del eje medial. Entre más arriba esté ubicada y más central al eje, la aberración tendrá mayor impacto que las situadas en las partes más periféricas de la pirámide (Montes, 2005).

Cada fila de la pirámide corresponde a un ordenado del componente polinomio de la función (n) y cada columna a una frecuencia meridional diferente (m); los armónicos en fase de coseno corresponden a frecuencias positivas y los de fase de seno a frecuencias negativas. Órdenes con números impares son considerados rotacionalmente asimétricos, como el trifoil; aquellos con números pares son órdenes simétricos, como el tetrafoil. Para entender la distribución de la pirámide se dividirá en tres grupos: las aberraciones constantes, las aberraciones de bajo orden y las de alto orden.

ABERRACIONES CONSTANTES

Los órdenes cero y uno de la pirámide contienen tres aberraciones invariables en todos los sistemas ópticos: el *pistón*, el *tilt* y el *tip* (tabla 1). El pistón es un adelanto o retraso de todo el frente de onda con respecto al plano de la pupila de salida del sistema óptico; es la ausencia de aberración. La inclinación horizontal tilt (j_1) y la inclinación vertical tip (j_2) representan la pendiente a lo largo de los meridianos horizontal y vertical; no se tienen en cuenta para el cálculo total de la aberrometría, pues no poseen un impacto en la calidad visual. Estos tres polinomios constantes constituyen traslaciones y rotaciones del sistema de referencia que pueden ser compensadas de forma natural con los movimientos del ojo y no deterioran la imagen retiniana (Llovet, 2007).

TABLA 1. Aberraciones constantes

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
0	0	0	Pistón
1	1	-1	Tilt
2	1	1	Tip



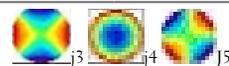
Fuente: estándar de Osa (2002)

ABERRACIONES DE BAJO ORDEN

Describen las ametropías; son las que se diagnostican y tratan diariamente. Se miden y corrigen fácilmente con lentes esfero-cilíndricos en anteojos, lentes de contacto o cirugía refractiva convencional. Son dos componentes del *astigmatismo* y uno de defocus o *desenfoque esférico*. Representan el error refractivo de los rayos centrales de un frente de onda con respecto a los periféricos, y a su vez pueden ser positivos o negativos si se está ante un defecto miópico o hipermetrópico. Corresponden al 85% del total de las aberraciones ópticas (tabla 2).

TABLA 2. Aberraciones de bajo orden

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
3	2	-2	Astigmatismo
4	2	0	Desenfoque
5	2	2	Astigmatismo



Fuente: estándar de Osa (2002)

En la segunda fila dentro de las aberraciones de segundo orden se encuentra el desenfoque (j_4); es la esfera en la refracción sobre la imagen y causa emborronamiento en todas las direcciones Z_2^0 , es de orden dos y representa un frente de onda plano o esférico.

Se localiza también el *astigmatismo* (j_3 y j_5), que es de bajo orden, y simboliza el astigmatismo a 0° y a 45° . La imagen final afectada muestra emborronamiento en todas las direcciones y será mayor según el eje comprometido, Z_2^2 y Z_2^{-2} . El astigmatismo es el error prismático del ojo y existen dos meridianos (dos ejes) de distinto radio de curvatura en el frente de onda, focalizándose en dos planos diferentes (Llovet, 2007).

Las aberraciones aumentan en una relación cuasilineal con el error de refracción, es decir, que la calidad óptica disminuye a medida que aumenta la miopía y con pupilas de mayor tamaño (Paquin y Hamman, 2002).

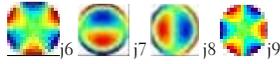
ABERRACIONES DE ALTO ORDEN

O DE ORDEN SUPERIOR

Están constituidas a partir del tercer orden y pueden llegar a ser infinitas. Los investigadores afirman que hasta el sexto orden son importantes a nivel ocular, y no se acostumbra tratarlas. Constituyen el 15% del error total, y son las que limitan la calidad de visión de un ojo sano a menos del límite retiniano y no son susceptibles de corrección con métodos convencionales. Su efecto se hace más evidente en pupilas de mayor diámetro, contribuyendo a la degradación de la imagen (tabla 3).

TABLA 3. Aberraciones de tercer orden

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
6	3	-3	Trefoil
7	3	-1	Coma vertical
8	3	1	Coma horizontal
9	3	3	Trefoil



Fuente: estándar de Osa (2002)

Entre las aberraciones de tercer orden se encuentra el *trefoil*, que es el astigmatismo triangular (j6 y j9). Tiene tres ejes y se ubica iniciando las aberraciones de alto orden. Los pacientes, al presentarla, se quejan de deslumbramientos y halos alrededor de los objetos (Taberner, 2007).

En la tercera fila está la aberración denominada *coma*. Se llama así porque la forma de la imagen de un punto es similar a la de un cometa; se localiza en la media periferia y es debida a la superficie anterior de la córnea y el cristalino y a la posterior del cristalino. El frente de onda que se forma en la periferia no tiene el mismo radio de curvatura que el central, aunque pueden conservar una esfericidad perfecta, por lo que todos los rayos de luz provenientes de un punto focal específico se distribuyen sobre una pequeña zona, sin que exista un punto definido de foco para todos los rayos de luz que atraviesan la pupila. Si es positivo, los rayos periféricos tienen mayor poder de convergencia que los que pasan por el centro. Aumenta conforme lo haga el diámetro pupilar (Llovet, 2007).

El coma es alarmante por el importante deterioro de la calidad visual que su hallazgo representa. Se manifiesta en pacientes con queratocono, en tratamientos refractivos de ablaciones descentradas o lentes intraoculares inclinados o fuera de posición; no tiene simetría rotacional y produce imágenes dobles, halos y deslumbramiento alrededor de los objetos; afecta el contorno y las esquinas de las imágenes.

En la pirámide se ubican Z_2^1 coma horizontal (j 8) y Z_3^1 coma vertical (j 7), la imagen se deforma

a lo largo del eje 0° - 180° si es horizontal, y de 90° a 270° si es sobre el eje vertical. El signo indica la deformación de la imagen. Se trata de una de las principales aberraciones de alto orden en las ectasias corneales, como el queratocono (Maeda et ál., 2002), debido a las irregularidades en la superficie anterior de la córnea en las que el frente de onda está deformado. A mayor poder queratométrico, mayor será la aberración coma.

Torres y Ruiz (2009) confirmaron lo anterior en pacientes con diferentes grados de queratocono, observando que el coma vertical es la aberración de alto orden dominante en estos ojos, y la aberración esférica un parámetro significativo para distinguir sus diferentes grados. Ambas de orden superior, arrojaron datos diferentes, según fuese grado I, II, III o IV de ectasia corneal.

Sobre la aberración de alto orden coma, la cual aumenta con la edad, se realizó un estudio comparando la simetría en cuanto la aberración del ojo derecho y el izquierdo en el mismo paciente, precisando que son de medio a alto grado simétricas (Wang y Dai, 2003).

De la misma manera, Lian y Ye (2002) confirmaron que las aberraciones son similares en el ojo derecho y en el izquierdo de un mismo paciente, por lo que la genética y los factores ambientales que controlan el desarrollo de las aberraciones del sistema dióptrico del ojo funcionan con una simetría especular; es decir, que generalmente existe bilateralidad entre ellas. Una investigación referente al efecto que tiene el descentramiento de la pupila con respecto al vértice corneal sobre las aberraciones del frente de onda asociadas con cara anterior de la córnea y la totalidad del ojo sugiere que el descentramiento de la pupila con respecto al vértice corneal tiene una notable influencia sobre el valor del coma horizontal y de algunas otras aberraciones de Zernike (Fan et ál., 2008).

La forma corneal que acompaña al queratocono induce errores refractivos o aberraciones que los anteojos y los lentes de contacto blandos no es-

tán diseñados para corregir. En otras palabras, el queratocono provoca errores ópticos además del defocus y el astigmatismo, por ello hay falta en la calidad de la imagen y el resultante desempeño visual (figura 7), es decir, aunque estos sean adecuadamente modificados en un ojo con esta patología, las “otras aberraciones” permanecen sin corregirse y pueden provocar visión borrosa (Marsack, 2000).



FIGURA 7. Agudeza visual obtenida en un optotipo de Logmar de un paciente con queratocono

Nota. Simulación de la imagen retiniana de un paciente con queratocono en la que se han corregido totalmente sus aberraciones defocus y astigmatismo, se observa claramente que permanecen defectos que no son esféricocilíndricos.

Fuente: Marsack (2000)

Una de las maneras de identificar queratoconos en estadios iniciales es mediante el mapa aberrométrico. Cuando se encuentra la aberración óptica como se puede ver la evolución y la magnitud del cono, según los hallazgos reportados (Alio, Mohamed y Sharkey, 2006).

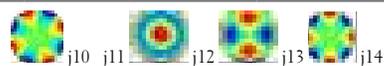
Barbero, Merayo y Moreno (2002) realizaron un estudio para medir las aberraciones totales y corneales mediante dos instrumentos, el aberrómetro y el topógrafo, encontrando que existe similitud en los datos arrojados por las dos técnicas, siendo muy útiles en el diagnóstico y la cuantificación de la degradación de pacientes con conos.

Dentro de las aberraciones de cuarto orden se encuentra la *esférica* (j12), la cual tiene una frecuencia angular cero. Es una aberración simétrica, siendo la única que afecta puntos situados en el eje,

y se define como la distancia focal entre los puntos del centro y la periferia de un frente de onda. El ojo humano presenta en un gran porcentaje algún grado de aberración esférica, incluso en personas con 20/20 de visión. Este es un defecto intrínseco por la forma natural del ojo; impide que los rayos de luz periféricos focalicen en la retina, lo que ocasiona visión borrosa y de halos, alterando la calidad visual. Indica un desenfoque variable con el diámetro de la pupila (tabla 4).

TABLA 4. Aberraciones de cuarto orden

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
10	4	-4	Quadrafoil
11	4	-2	Astigmatismo secundario
12	4	0	Esférica
13	4	2	Astigmatismo secundario
14	4	4	Quadrafoil



Fuente: estándar de Osa (2002)

Esta aberración esférica primaria es la responsable de la multifocalidad corneal, tal vez significativa para la visión cercana. Es característica de la miopía nocturna; al aumentar el diámetro de la pupila, los rayos luminosos que penetran en el ojo cerca del borde pupilar se refractan más que los rayos paraxiales, y por lo tanto los rayos periféricos alcanzan el foco más rápidamente que los centrales. La Z_4^0 de la córnea tiende a ser positiva, y la esférica del cristalino a ser negativa, al menos en sujetos amétropes. Los pacientes que la presentan se quejan de deslumbramientos, disminución en el poder de resolución, además de halos en las imágenes (Jinhua, Rongrong y Jiangxiu, 2009).

La calidad de visión de un ojo con aberración esférica depende de la iluminación ambiente y del tamaño de la pupila. Los pacientes experimentan reducción en el detalle y la forma del objeto en condiciones de baja luminosidad, como cuando se conduce de noche, en salas de cine, cenando en un restaurante, en condiciones de nieve y lluvia, y además reportan halos alrededor de las luces

en la calle. Es un parámetro significativo para distinguir los diferentes grados de queratocono. Thibos, Cheng y Bradley (2007) refieren que en la población general 0,15 micras de aberración esférica positiva es típica para una pupila de 6,0 mm.

El *tetrafoil*, astigmatismo cuadrático o secundario, tiene dos expresiones para la frecuencia angular de seno y coseno $j11$ y $j13$, representados en Z_4^2 y Z_4^{-2} . El *quadrafoil* está localizado en la parte externa de la pirámide y corresponde a $j10$, Z_4^4 y $j14$, Z_4^{+4} .

A partir del *quinto orden* (tabla 5), las aberraciones en ojos normales no degradan la imagen cuando la pupila es pequeña o hay gran intensidad luminosa, pero deterioran mucho la calidad y la resolución de la imagen cuando la pupila está dilatada. Equivalen así a desalineamientos de los componentes ópticos (Llovet, 2007).

TABLA 5. Aberraciones de quinto orden

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
15	5	-5	Pentafoil
16	5	-3	Segundo trefoil
17	5	-1	Coma vertical seg.
18	5	1	Coma horizontal seg.
19	5	3	Segundo trefoil
20	5	5	Pentafoil

Fuente: estándar de Osa (2002)

Las aberraciones de orden cinco, como el *pentafoil*, se ubican afuera de la pirámide y corresponden a $j15 = Z_5^{-5}$ y $j20 = Z_5^{+5}$, y tienen menos importancia a nivel ocular, al igual que los correspondientes a $j16$ y $j19$, *segundo trefoil*. $j17$ Z_5^{-1} *coma vertical secundaria* y $j18$ equivalente a Z_5^1 *coma horizontal secundaria*.

El último orden significativo y corregible a nivel ocular es el sexto, correspondiente a: $j21$ y $j27$ hexafoil; tetrafoil secundario con dos componentes: Z_6^4 y Z_6^{+4} ; *astigmatismo terciario* $j23$, $j25$ y la aberración *esférica de sexto orden* $j24$ equivalente a Z_6^0 (tabla 6).

TABLA 6. Aberraciones de sexto orden

ÍNDICE J	ORDEN N	FRECUENCIA M	NOMBRE
21	6	-6	Hexafoil
22	6	-4	Tetrafoil secundar
23	6	-2	Astigmatismo 3
24	6	0	Esférica
25	6	2	Astigmatismo 3
26	6	4	Tetrafoil secundario
27	6	6	Hexafoil

Fuente: estándar de Osa (2002)

Nota. La tabla describe hasta el sexto orden y son veintisiete términos en total, típicos determinantes visuales.

Jinhua, Rongrong y Jiangxiu (2009) confirman que los miopes altos presentan aberraciones de orden superior más que los emétopes. Marcos (2002), además, reporta un incremento en las aberraciones después de tiempo prolongado de lectura, particularmente en este tipo de pacientes. Por otra parte, existe evidencia clínica en miopes usuarios de lentes de contacto rígidos gas permeables, de que las aberraciones de alto orden decrecen cuando el paciente está con sus lentes (Dorronsoro et ál., 2003).

Investigaciones realizadas por Koh et ál. (2002) confirman que las aberraciones de orden superior se acentúan en pacientes con ojo seco, por el aumento de las irregularidades en la córnea, tanto en la película lagrimal como en el epitelio corneal, por ello los pacientes refieren visión borrosa.

La cirugía refractiva con Lasik convencional aumenta las aberraciones de alto orden cuando se elimina el desenfoco o el astigmatismo (Moreno, Merayo y Marcos, 2001); dicho incremento de las aberraciones tras la cirugía afecta notablemente más la visión para pupilas grandes.

Artal (2002) plantea que las aberraciones aumentan la profundidad de foco, con lo que se logra que el sistema visual tolere mejor el desenfoco. Afirma que un ojo sin aberraciones de alto orden, pero con desenfoco puro, experimentaría una inversión del contraste de la imagen, así el mecanismo

de acomodación también puede requerir, para funcionar normalmente, un nivel de aberraciones. Podría decirse que la presencia de aberraciones normales en el ojo le aportaría la ventaja de no ser absolutamente “perfecto”.

El uso de lubricantes en gel no crea cambios significativos en las aberraciones de bajo orden, pero todas las aberraciones de alto orden se incrementan en forma negativa, siendo más significativas las periféricas (Gómez, Ruiz y Niño, 2005). Al acrecentarse las aberraciones los geles lubricantes disminuyen el porcentaje posible de corrección esferocilíndrica, lo que debe ser considerado cuando se planea una ablación fotorefractiva.

La corrección de las aberraciones de alto orden mejora notablemente la visualización de elementos del fondo de ojo, se ofrece mayor contraste y se muestran estructuras que resultaban antes invisibles en las imágenes convencionales (Marcos, 2005). Un análisis de los resultados obtenidos por García et ál. (2008) permite afirmar que las aberraciones oculares aumentan conforme se alejan de la posición central del área pupilar. Se observa que, en general, el astigmatismo se incrementa con la excentricidad; dicha tendencia se presenta especialmente en los valores correspondientes al astigmatismo oblicuo, así como en el astigmatismo secundario. El coma de alto orden permite suponer que la degradación en la calidad de la imagen es debida principalmente a las aberraciones asociadas al uso de la óptica periférica.

Las aberraciones de orden superior han sido estudiadas en variadas ocasiones para cirugía refractiva por Maeda et ál. (2002), quienes han aplicado la tecnología de frentes de onda para ilustraciones en ojos con queratocono y concluyen que la aberrometría corneal puede ser calculada por análisis matemáticos adecuados mediante el topógrafo corneal.

Estos resultados son equiparables con los encontrados por Alio (2006), quien utilizó la superficie anterior de la córnea para medir las aberraciones

de alto orden y detectar el grado del queratocono, usando el análisis por medio del videokeroscopio, concluyendo que junto al mapa aberrométrico estos exámenes son una buena indicación en la aparición temprana y detección de la patología. La tecnología de frente de onda y la topografía corneal son excelentes ayudas en el diagnóstico temprano de queratoconos subclínicos y degeneración marginal pelúcida (Muller et ál., 2004). Además de la correlación con los datos que se obtienen en el mapa de aberrometría, el coma de orden superior debe ser considerado como de alto riesgo (Rabinowitz, 2007), y es que los ojos con queratocono y trasplante de córnea presentan aproximadamente 5,5 veces más aberraciones de orden que lo típico en ojos normales (Pantanelli et ál., 2007).

Asimismo, en sospecha de degeneración marginal pelúcida, el análisis del frente de onda es invaluable. Estudios realizados por Maeda et ál. (2002) encontraron datos de aberraciones de alto orden elevadas, al igual que en pacientes con queratocono. Esto representa un nuevo análisis tecnológico para excluir pacientes que consideren la cirugía refractiva con láser como una opción de mejora en su calidad visual.

Tanto las aberraciones corneales como las internas son claramente mayores en los hipermétropes que en los ojos miopes, debido a la presencia frecuente de coma (Haji y Ramonas, 2005). Esto supone que tanto la córnea como los medios internos presentan una peor calidad óptica en el ojo, y dicha diferencia es más grande en los hipermétropes que en los miopes, gracias a que el ojo hipermetrope muestra una compensación más eficiente (Benito, Tabernero y Artal, 2006).

En cuanto a la sintomatología de las aberraciones de orden superior, el ojo tiene generalmente varias que interactúan juntas. Esta correlación manifiesta unos síntomas específicos que los pacientes reportan, tales como: sensación de visión doble, imágenes fantasmas, halos, pérdida de contraste más notorio en la noche, borrosidad de la

imagen, visión no clara, bordes de letras poco nítidos y escaso grado de detalle, deslumbramiento, mala visión nocturna, comprometiendo ello en mayor grado la calidad visual y limitando el intervalo de frecuencias espaciales de la imagen (figura 8).

Las aberraciones que comprometen en mayor grado la calidad visual y afectan la visión nocturna se ubican en la porción central del árbol; por el contrario, las que se concentran cerca del borde en comparación con el centro no afectan la visión en la misma proporción que las centrales.

MÉTODOS DE CUANTIFICACIÓN DE LAS ABERRACIONES

El error cuadrático medio del frente de onda (RMS) es la cantidad de desviación de un frente de onda perfecto con el real. A menor RMS, mejor es el frente de onda real, y mejor la calidad visual. Además, constituye una medida objetiva de cuantificación métrica global de calidad óptica a nivel del plano pupilar. Puede ser total cuando se considera la sumatoria de todas las aberraciones de un sistema o solo desde el punto de vista de las aberraciones de alto orden y se describe como RMS Ho (Salmon, 2006).

El RMS total de un sistema óptico humano emétrope es igual a la unidad; si es menor, ese ojo ve más allá del 100%, y si es mayor nos indica un deterioro de la calidad de visión del paciente. A mayor RMS, mayor aberración y peor calidad visual. El valor “cero” teórico supondría una concordancia perfecta entre el frente de onda y la esfera de referencia. El RMS se mide en micras (μm).

Asimismo, se puede asociar el valor del RMS total con la agudeza visual, por ejemplo, un valor de 1 se relaciona con una AV de 20/20; un dato de 1,5 con una AV de 20/80, y un RMS total de 0,5, con una visión de 20/15 (Báez, 2008).

Boyd y Amar (2007) indican que, para sujetos normales, el valor cuadrático medio de las aberraciones de alto orden (RMS Ho) es de unos 0,25 micrómetros para una pupila de 5 mm de diámetro. Para formarse una idea aproximada e intuitiva de la importancia relativa de las aberraciones de alto orden en ojos normales, cabe recalcar que en un sistema en el que exista únicamente desenfoque, ese valor de aberraciones equivaldría aproximadamente a 0,25 dioptrías. Sin embargo, se encuentran casos en los cuales las aberraciones de alto orden son más importantes que en ojos jóvenes normales,

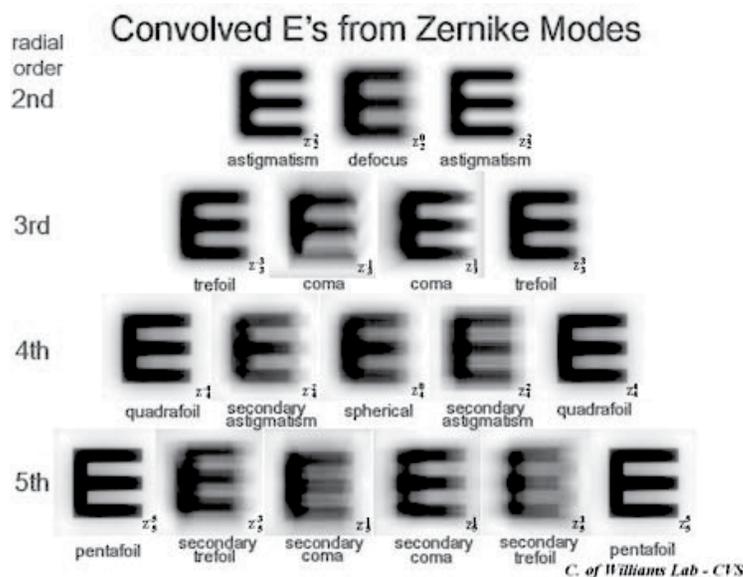


FIGURA 8. Imagen retinal simulada de los polinomios de Zernique

Fuente: Ramos (2006)

en especial aquellos que padecen diversas anomalías, como ectasias corneales o un trasplante de la córnea. Ciertos sujetos con aberraciones de alto orden presentan entre dos y diez veces más aberraciones que los ojos normales.

Pantaneli et ál. (2007) realizaron un estudio comparativo entre pacientes con queratocono y otros individuos sometidos a keratoplastia penetrante, encontrando datos significativos del promedio de RMS de $2,24 \mu\text{m}$, y concluyeron que dentro de las aberraciones de alto orden que predominan en las ectasias corneales está el *coma vertical*, mientras que en los pacientes con queratoplastia penetrante, el RMS fue de $2,25 \mu\text{m}$. Las aberraciones de alto orden más frecuentes encontradas fueron trefoil, esférica y coma. En el caso del RMS Ho, que analiza únicamente alto orden, sus valores de referencia, teniendo en cuenta un diámetro de pupila de 6 mm, son:

- Normal: $0,1$ a $0,3 \mu\text{m}$
- Normal alto: $0,3$ a $0,5 \mu\text{m}$
- Astigmatismo irregular: $0,5$ a $0,7 \mu\text{m}$
- Posible queratocono: mayor a $0,7 \mu\text{m}$ (Báez, 2008)

La *función de dispersión de punto* (PSF) es la distribución de la luminancia en la imagen de una fuente puntual de luz. Su forma depende de la difracción, el desenfoque, las aberraciones, el tamaño de la pupila y la dispersión de la luz en los medios oculares. Determina cómo se vería un punto de luz remoto a través del frente de onda captado. Cuanto más semejante a un punto, menor aberración hay en el frente de onda; es decir, escoge la distribución de intensidades de la imagen de una fuente tras su paso por un sistema óptico iniciando en la córnea y atravesando hasta llegar a la retina, midiendo así la calidad del sistema óptico (corteza occipital) (Salomón, 2004).

Con un estímulo puntual, como una estrella en el infinito, por ejemplo, el PSF de un emétrope ideal correspondería al patrón de difracción que genera el punto luminoso. Un ojo con aberraciones de

bajo y alto orden mostraría un efecto de dispersión de estrella o borrosidad que distorsionaría la imagen puntual (figura 9). El PSF es una manera de mostrar cómo un ojo puede reconstruir fenómenos tales como el deslumbramiento nocturno (Cheng, Thibos y Bradley, 2003).

Esta función, que también varía según el diámetro de la pupila, muestra un aumento dramático en dispersión de luz y borrosidad al incrementar el diámetro pupilar, creando un efecto de llama cuando el paciente es más quejoso (Artal y Santamaría, 1988).

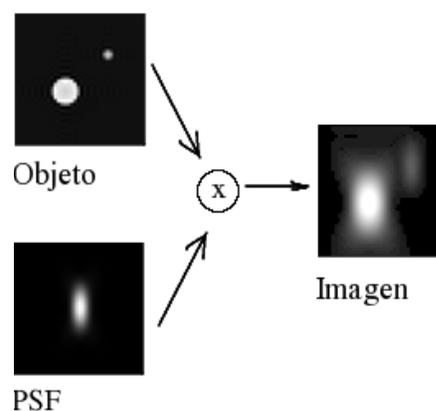


FIGURA 9. Función de dispersión de punto

Nota. A la derecha se observa la imagen de dispersión de un objeto puntual bastante distorsionada.

Fuente: <http://www.svi.nl/DeconvolucionHuygens>

El estudio de la PSF se presenta como un índice para medir la calidad óptica; es muy útil en procesos de seguimiento tras valoraciones de cirugía refractiva y en ojos con patologías sometidos a diferentes tratamientos quirúrgicos. A mayor cantidad de aberración, menor valor de radio y peor calidad óptica en la imagen formada en la retina, es decir, se presenta como un punto proyectado sobre el plano retinal. Así, cuanto mayor sea la aberración ocular, tanto más dispersa será la imagen de ese punto.

La *función de modulación de transferencia* (MTF) es el cociente entre la calidad de imagen con que la retina percibe un objeto y la calidad real del objeto, entendiéndose por calidad el más impor-

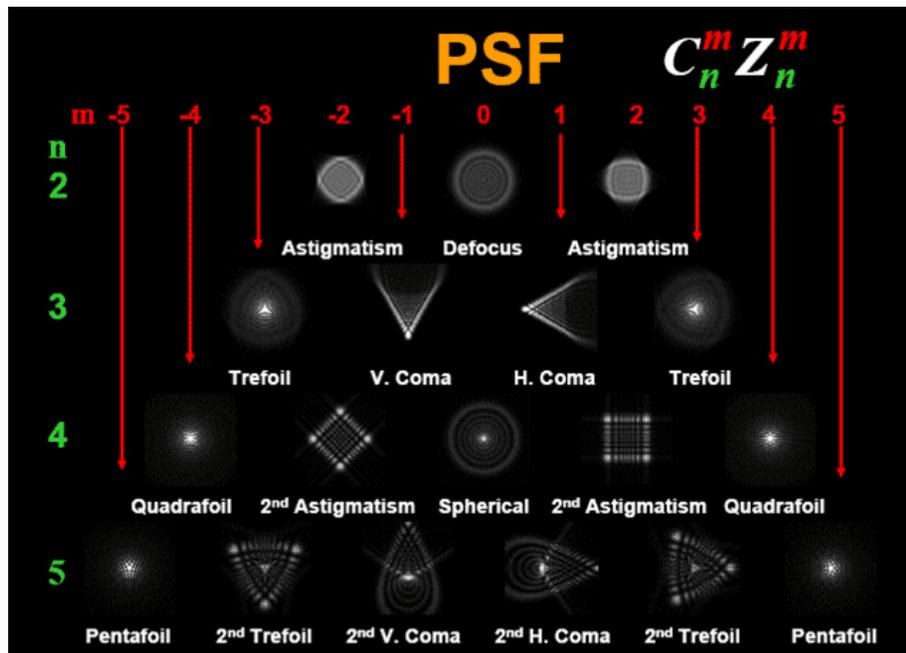


FIGURA 10. Mapa en escala de grises de la función de dispersión de punto en cada uno de los polinomios

Nota. Se aprecia la ubicación de cada aberración según su orden radial (n) y la frecuencia angular (m), teniendo en cuenta la imagen de dispersión que genera.

Fuente: Calvo (2008)

tante límite físico a la visión espacial, viéndose afectada por la difracción de la luz en la pupila y la difusión en los medios oculares (Elies, 2002). Ofrece el grado de detalle, es decir, la resolución del contraste en función de la frecuencia espacial de la imagen a su paso por un sistema óptico. La reducción del contraste es mayor para frecuencias espaciales altas, es decir, para los detalles finos en la imagen. Determina la habilidad de un sistema óptico, la córnea, para reproducir los diferentes niveles de definición de la imagen. Es equivalente a la sensibilidad al contraste y mide la calidad de la imagen (córnea-retina) (Salomón, 2004).

Esta función describe la modificación de ondas sinusoidales a través del sistema óptico; indica además en qué medida el sistema óptico transmite el contenido en frecuencias del objeto a la imagen. Si este sistema tiene aberraciones, la MTF caerá más rápidamente, empeorando la transmisión de frecuencias del objeto a la imagen (Taberner, 2007).

MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LAS ABERRACIONES

Helmholtz (1868) describió la existencia de imperfecciones en la córnea y el cristalino del ojo que emborronan las imágenes proyectadas sobre la retina, incluso con la mejor corrección esfero-cilíndrica (Marcos, 2002).

La córnea es el mayor componente refractivo del ojo humano, y contribuye aproximadamente con 2/3 del poder dióptrico. La forma ideal de la superficie corneal anterior es una elipse prolata (Alio, 2006), por ello, es de vital importancia conocer esa superficie corneal para obtener un mejor diseño en los lentes de contacto, realizar adaptaciones más exitosas y también en caso de cirugía refractiva tipo excimer láser.

Mediante la topografía corneal se pueden determinar las aberraciones ópticas corneales que constituyen el 80% del total de las aberraciones oculares totales. Los topógrafos miden la elevación de la

superficie corneal solo en un número discreto de puntos (Girau y Artal, 2000), y los polinomios de Zernike son funciones ortogonales usadas en el desarrollo de una función de frente de onda.

Existen numerosas técnicas, tanto objetivas como subjetivas, para medir las aberraciones oculares. Sin embargo, la más utilizada en la actualidad está basada en el sensor de frente de onda de Hartmann-Shack (Liang, Williams y Miller, 1997; Prieto et ál., 2000) y se encuentra en aberrómetros disponibles comercialmente y en laboratorios de investigación.

Los aberrómetros o sensores de onda calculan las imperfecciones oculares, llamadas aberraciones ópticas, más allá de los errores refractivos convencionales; además, miden la distorsión de una onda de luz cuando pasa a través del sistema óptico. La aberrometría también abre la posibilidad de una evaluación objetiva de los resultados de cirugía intraocular, por ejemplo, en caso de cataratas. Además de un análisis pormenorizado de los datos, proporciona claves para potenciales mejoras en un futuro (Thibos y Hong, 1999).

El sistema consiste en una matriz de microlentes que está conjugada ópticamente con la pupila del ojo, y una cámara colocada en el plano focal del microlente. Si un frente de onda plano llega al sensor, la cámara registra una distribución perfectamente regular de puntos, mientras que si se trata de un frente de onda deformado, la distribución de los puntos será irregular. Matemáticamente, el desplazamiento de cada punto es directamente proporcional a la derivada del frente de onda sobre cada microlente. La aberración de onda se calcula a partir de las imágenes de los puntos (Artal y Ferro, 2002).

CONCLUSIONES

La tecnología de frente de onda está alcanzando una gran repercusión en la práctica clínica; la corrección de las aberraciones oculares abre la

posibilidad de una mejora en la calidad óptica de las imágenes de un individuo, siendo una prueba de carácter objetivo y no invasivo en el campo de la optometría.

Los defectos refractivos adquieren una nueva terminología para ser cualificados y cuantificados, particularmente cuando existen quejas visuales concretas. Los términos actualmente usados de corrección de miopía, astigmatismo e hipermetropía deben considerarse hoy como de bajo orden, para empezar a aplicar los conocimientos de última tecnología para realizar un análisis más sofisticado, con el fin de personalizar la corrección óptica de acuerdo con las necesidades individuales de cada paciente.

Dependiendo del nivel de aberraciones ópticas presentes en el ojo y de su combinación, la calidad de la imagen puede variar considerablemente; por ello, para ilustrar su efecto y, consecuentemente, la eficacia visual de un ojo, se deduce que estas imperfecciones interactúan tanto positiva como negativamente en la formación de la imagen retiniana final.

El estudio entre el balance de las aberraciones ópticas de la córnea y el cristalino es lo que constituye los efectos que tienen éstas sobre la propiedad de la imagen óptica que será formada en la retina.

REFERENCIAS

- Alio, J. (2005). Aberrometría, frente de onda, cirugía refractiva. *Sociedad Colombiana de Oftalmología*, 38, 63-67.
- Alio, J. (2006). Corneal Higher Order Aberrations. *Journal Refractive Surgery*, 22, 539-545.
- Alio, J., Mohamed, H., & Sharkey, P. (2006). Corneal High Order Aberrations a Method to Graduate a Keratoconus. *Journal Refractive Surgery*, 22, 539-545.
- Artal, P. (2002). Towards "Supervision" Facts and Fiction. *Dossier*, 46, 1-14.
- Artal, P. et ál. (1993). Effects of Aging in Retinal Image Quality. *Journal Optometry Society*, 10, 1656-1662.
- Artal, P. et ál. (2002). Contribution of the Cornea and Internal Surfaces to the Change of Ocular Aberrations with Age. *Journal Optometry Society*, 19, 137-143.

- Artal, P., & Fernandez, E. (2002). Are Optical Aberrations Estimated from Double-pass Measurements in the Human Eye. *Vision Response*, 39, 207-217.
- Artal, P., & Ferro, M. (2002). Optic Aberrations in the Eye and New Intraocular Lens. *Microcirugía Ocular*, 4, 50-58.
- Artal, P., & Navarro, R. (1994). Monochromatic Modulation Transfer Function of the Human Eye for Different Pupil Diameters: An Analytical Expression. *Journal Optometry Society*, 11, 246-249.
- Artal, P., & Santamaría, J. (1988). Retrieval of the Aberration of Human Eyes from Actual Point-spread Function Data. *Journal Optometry Society*, 5, 1201-1206.
- Artal, P., Navarro, R., & Marcos, S. (1995). Through Focus Image Quality of Eyes Implanted with Monofocal and Multifocal Intraocular Lenses. *Optical Enginner*, 34, 772-779.
- Báez, M. (2008). Exámenes de topografía, aberrometría y pentacamara. *Optometría*, Revista de la Federación Colombiana de Optómetras, 22: 22-26.
- Barbero, S., Merayo, J., & Moreno, E. (2002). Validations of the Estimation of Corneal Aberrations from Videokeratography in Keratoconus. *Journal Refractive Surgery*, 18, 267-270.
- Benito, A., Tabernero, J., & Artal, P. (2006). Compensación de aberraciones en el ojo humano. Departamento de Física, Universidad de Murcia, 226-228. [Um.es/publications/PDFa](http://um.es/publications/PDFa). Divulgative. Vy205 benitopdf.
- Boyd, B. & Amar, A. (2007). Wavefront Analysis, Aberrometers and Corneal Topography. *Highlights of Ophthalmology International*, 1- 422. Panamá.
- Calvo, M. (2008). Aberraciones del sistema visual humano. *Apuntes de clase*. Universidad de Murcia.
- Cheng, Xu., Thibos, L., & Bradley, A. (2003). Estimación de la calidad visual del frente de onda. *Cirugía Refractiva*, 19, 579-585.
- Comastri, S., Bastida, K., & Martín, G. (2008). Aberrometrías oculares y de otros sistemas ópticos: transformación de coeficiente de Zernike al contraer y desplazar transversalmente la pupila. *Documento de trabajo*, núm. 208, 4-20. Facultad de Ingeniería, Departamento de investigaciones. Universidad de Belgrano, Buenos Aires.
- Dorronsoro, C., Barbero, S., Llorente, L., & Marcos, S. (2003). On-eye Measurement of Optical Performance of Rigid Permeable Contact Lenses Based on Ocular and Corneal Aberrometry. *Optometry Vision Science*, 80, 115-25.
- Elies, A. (2002). Visual Quality, Optical Aberrations and Personalize Treatment for Myopia. *Microcirugía Ocular*, 4: 87-92.
- Fan, L. et ál. (2008). Association between Offset of the Pupil Center from the Corneal Vertex and Wavefront Aberration. *Journal of Optometry*, 1, 8-13.
- García et ál. (2008). Aberraciones oculares en visión periférica. En *Congreso Internacional de Optometría Contactología y Óptica Oftálmica*. Madrid.
- Guiñao, A., & Artal, P. (1999). Off-axis Monochromatic Aberrations Estimated from Double-pass Measurements in the Human Eye. *Vision Research*, 39, 207-217.
- Girao, A., & Artal, P. (2000). Optical Aberrations of the Human Cornea as a Function of the Eye. *Journal Optometry Society*, 17, 1697-1702.
- Gómez, M., Ruiz, N., & Niño, A. (2005). Medición de las aberraciones inducidas por lubricantes en gel. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 79(5), 268-270.
- Haji, S., & Ramonas, K. (2005). Intraoperative Correction of Induced Astigmatism After Spherical Correction of Hyperopia with Conductive Keratoplasty. *Eye Contact Lens*, 31(2), 76-79.
- Iskander, R., & Collins, J. (2000). Monochromatic Aberrations and Characteristics of Retinal Image Quality. *Clinical & Experimental Optometry: Journal of the Australian Optometrical Association*, 83(6), 315-322.
- Iskander, R., & Collings, J. (2001). Optimal Modeling of Corneal Surfaces with Zernike Polinomies. *Transaction on Biomedical Engineering*, 48, 1.
- Jinhua, B., Rongrong, L., & Jiangxiu, W. (2009). Higher-order Aberrations for Populations of Young Emmetropes and Myopes. *Journal of Optometry*, 2, 51-55.
- Koh, S. et ál. (2002). Effect of Tear Film Break-up on Higher-order Aberrations Measured with Wavefront Sensor. *American Journal of Ophthalmology*, 134, 115-117.
- Lian, J., & Ye, W. (2002). Laser in Situ Keratomileusis for Correction of Hyperopia and Hyperopic Astigmatism with the Technolas 117C. *Journal Refractive Surgery*, 18(4), 435-438.
- Liang, J., Williams D., & Miller, D. (1997). Supernormal Vision and High Resolution Retinal Imaging Through Adaptive Optics. *Journal Optometric Society*, 14, 2884-2892.
- Llovet, F. (2007). Calidad visual en lasik hipermetrópico. Tesis doctoral en Medicina y Cirugía. Madrid: Universidad Complutense de Madrid.
- Maeda, N. et ál. (2002). Wavefront Aberrations Measured with Hartmann-Shack Sensor in Patients with Keratoconus. *Ophthalmology*, 11, 1996-2003.
- Marcos, R. (2002). New Technology in Refractive and Intraocular Surgeries: Toward an Optimization of Correction. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, 77(12), 647-648.
- Marcos, S. (2005). Calidad óptica del ojo. *Investigación y Ciencia*, 27: 66-74.
- Marsack, J. (2000). Detección con frentes de onda. Una tecnología emocionante. National Keratoconus Fundation, NKCF.
- Montes, R. (2004). Aberraciones ópticas de alto orden en pacientes con síndrome de ojo seco. *Gaceta Óptica*, 385, 21-24.

- Montes, R. (2005). Efecto positivo y negativo de las aberraciones ópticas en la calidad de la imagen retiniana. *Gaceta Óptica*, 399, 20-22.
- Moreno, E., Merayo, J., & Marcos, S. (2001). Ocular Aberrations before and after Myopic Corneal Refractive Surgery: LASIK-induced Changes Measured with Laser Ray Tracing. *Investigate Ophthalmology and Visual Science*, 42, 1396-1403.
- Muller, L. et ál. (2004). Wave front Analysis Detects Pellucid Marginal Degeneration before Lasik. *Ocular Surgery News*. Reporte de caso.
- OSA (2002). Estandarización de la métrica, terminología y otras especificaciones en la expresión de las imperfecciones ópticas del ojo. *Journal of Optical Communications and Networking*, 1: 1-73.
- Pantenelli, S., MacRae, S., Jeano, T., & Yoon, G. (2007). Characterizing the Wave Aberration in Eyes with Keratoconus or Penetrating Keratoplasty Using a High-Dynamic Range Wavefront. *Journal of American Academy of Ophthalmology*, 114(11), 2013-2021.
- Paquin, M., Hamam, H., & Simonet, P. (2002). Objective Measurement of Optical Aberrations in Myopic Eye. *The Journal of the American Academy of Optometry*, 79(5), 285-291.
- Platt, B., & Shack, R. (1971). Production and Use of a Lenticular Hartmann Screen. Optical Science Center, University of Arizona. Spring Meeting. *Optical Society of America*, 656.
- Prieto, P. et ál. (2000). Analysis of the Performance of the Hartmann-Shack Sensor in the Human Eye. *Journal of Optometrist Society*, 17, 1388-1398.
- Rabinowitz, Y. (2007). Diagnosing Keratoconus and Patients Risk. *Cataract and Refractive Surgery Today*, 85-87.
- Ramos, R. (2004). Por qué la calidad visual se puede ver afectada por la aberración esférica. *Technical Study Guide*. México: Bausch and Lomb.
- Rosas, A. (2005a). Una aproximación a la tecnología de frentes de onda bases de aberrometría (1, 2 y 3 parte). *Sociedad Colombiana de Oftalmología*, 38, 69-105.
- Rosas, A. (2005b). Sistemas de aberrometría: principios, funcionamiento y características. *Sociedad Colombiana de Oftalmología*, 38, 106-118.
- Salmon, T. (2006). Normal Eye Zernike Coefficients and Root Mean Square Wavefront Errors. *Journal of Cataract Refractive Surgery*, 12, 2064-2074.
- Smirnov, M. (1961). Measurement of the Wave Aberration of the Human Eye. *Biofizika*, 6, 776-795.
- Solomon, K. (2004). Comparison of Wavefront Sensing Devices. *Ophthalmology Clinics of North America*, 119-127.
- Tabernero, J. (2007). Estudios de las fuentes de aberraciones en el ojo humano. *Aplicaciones en lentes intraoculares*, 46-50, 96-99, 146. Tesis doctoral. Murcia, España: Universidad de Murcia.
- Thibos, L. (2002). Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eye. *Vision Science and its Applications*, 35.
- Thibos, L., & Hong, X. (1999). Clinical Applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optometry Vision Science*, 76, 817-825.
- Thibos, L., Cheng, X., & Bradley, A. (2007). Designs Principles and Limitations of Wavefront. *Guided Contact Lenses*. School of Optometry Indiana University.
- Tokovin, A. (2009). Teoría das Aberracoes. Tutorial sobre óptica adaptativa. CTIO, Brasil. Recuperado de Astro.if.ufrgs.br/telesc/aberracao.htm.
- Torres, K., & Ruiz, N. (2009). Aberraciones de alto orden en ojos con queratocono, medidas mediante análisis de frente de onda *Hartmann Shack*. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 83(2), 100-105.
- Wang, L. & Dai, E. (2003). Optical Aberrations of the Human Anterior Cornea. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 29(8), 1514-1521.
- Xochicale, S. (2005). *Clasificación de imágenes usando momentos de Zernike*. Puebla, México: Universidad Autónoma de Puebla.

Recibido: 17 de marzo del 2011

Aceptado: 8 de septiembre del 2011

CORRESPONDENCIA

Rosario Vidal Olarte

rovidal@unisalle.edu.co