

# 23. Concepto de Calidad Visual. Medida de la Función Visual

**Alfredo Castillo Gómez, Luis Miguel González Fernández, Antonio Verdejo del Rey, Carlos Palomino Bautista, Ana Escalada Ferrándiz, Ignacio Genol Saavedra**

## INTRODUCCIÓN. CAUSAS DE DEGRADACIÓN DE LA IMAGEN EN EL OJO. DIFRACCIÓN, SCATTERING Y ABERRACIONES ÓPTICAS

El ojo es un sistema óptico que se compone de diferentes elementos ópticos cuyo fin es enfocar los haces de luz en la retina para crear imágenes (1). En la actualidad disponemos de numerosos procedimientos para poder analizar la imagen retiniana y entender mejor el proceso de la visión. El conocimiento exhaustivo del mecanismo de la visión junto con el desarrollo de nuevas aplicaciones como son la óptica adaptativa, el desarrollo de patrones de foto-ablación corneal personalizados o el diseño de lentes intraoculares multifocales se traducen en una mejora de la calidad de la imagen retiniana.

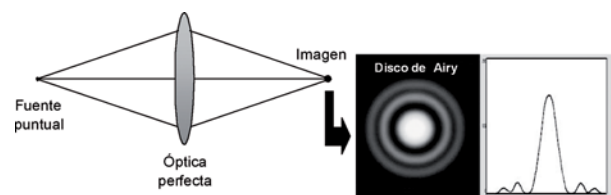
La calidad visual del ojo depende de un conjunto de factores ópticos y factores neuronales. Analizando los primeros, el ojo humano no es un sistema óptico perfecto ya que existen alteraciones tanto en la forma de las superficies refractivas como en la naturaleza de los medios internos que lo componen. En el proceso de formación de la imagen en el ojo humano existen tres fuentes principales de degradación: A) difracción B) esparcimiento (scattering) (\*) y C) aberración óptica (2). Por otra parte, entre los factores neuronales que afectan a la calidad visual están la dimensión y espaciado de las células retinianas y el nivel de procesamiento. A continuación describimos los factores ópticos de degradación de la imagen:

A) La **difracción** es un fenómeno asociado a la naturaleza ondulatoria de la luz que se produce cuando en el sistema óptico existe una apertura. En el ojo humano ocurre cuando la luz pasa por el borde del iris y su efecto está relacionado con el

tamaño de esta apertura. Por tanto, en pupilas pequeñas el efecto de la difracción es grande y en pupilas dilatadas mucho menor. En un ojo libre de aberraciones, la difracción determina el tamaño de la mancha que forma en la retina una fuente de luz puntual, conocida como mancha o disco de Airy (fig. 1).

B) El **esparcimiento (scattering)** es un fenómeno por el cual la luz se desvía de su trayectoria rectilínea debido a la presencia de no-uniformidades, generalmente partículas o agregados de distinto tamaño, presentes en los medios oculares. El scattering es como una luminancia (veiling illuminance) que reduce el contraste en la imagen retiniana y depende fundamentalmente del nivel y naturaleza de la turbidez de los medios oculares.

Los principales contribuyentes son: a) la córnea (incluido el film lagrimal), b) el cristalino (la fuente más importante de scattering), c) humores vítreo y acuoso (3). Hay un scattering hacia delante (forward scatter) que consiste en el esparcimiento que



*Fig. 1: Concepto de difracción. En un ojo perfecto libre de aberraciones la imagen de una fuente luminosa infinitesimalmente pequeña no es un punto sino una mancha. Este efecto se debe a la difracción. La imagen en retina de una fuente puntual en un ojo cuya calidad óptica está limitada exclusivamente por la difracción (diffraction-limited) se denomina Disco de Airy.*

\* El término esparcimiento como traducción de scattering es más preciso que dispersión. En óptica, dispersión es la desviación de la luz debido a la dependencia del índice de refracción con la longitud de onda o el color. La dispersión provoca la aberración cromática. El scattering está asociado a la turbidez de los medios oculares.

se genera hasta que la imagen alcanza la retina y un esparcimiento hacia atrás (backward scatter) que es la luz esparcida que sale del ojo antes de alcanzar la retina. Esta última no degrada la formación de la imagen pero sí disminuye la transmisión de luz a la retina (4).

A nivel clínico, el scattering o esparcimiento sólo puede medirse a través de la medida directa de la PSF. El único aparato de medida disponible a nivel comercial que nos cuantifica este parámetro es el OQAS (Optical Quality Analysis System) (Visiometrics, España). Los aberrómetros que ofrecen indirectamente la PSF a partir de la medida del error de frente de onda no permiten cuantificar el scattering. El OQAS nos proporciona el OSI (Objective Scatter Index) que se obtiene a partir de la intensidad relativa en una región externa de la imagen de doble paso obtenida con el instrumento (fig. 2). En los capítulos correspondientes a OQAS se describe en profundidad este parámetro y su utilidad clínica (5-7).

C) Las **aberraciones ópticas** son la fuente más importante de alteración de la calidad del sistema óptico. Se denomina aberración a la diferencia entre el frente de ondas real y el frente de ondas esférico e ideal correspondiente a una imagen puntual ideal (fig. 3). Las aberraciones totales de un sistema óptico se pueden representar en mapas de 2 y 3 dimensiones (fig. 4).

### ¿CÓMO INFLUYEN LAS DIFERENTES PARTES DEL OJO EN LA DEGRADACIÓN DE LA IMAGEN?

El ojo humano se puede considerar como un sistema compuesto de lentes con 3 componentes principales: a) la córnea, b) la pupila y c) el cristalino.

A) La cara anterior de la córnea junto con la película lagrimal es la primera superficie óptica del

ojo y constituye el 70% de la potencia dióptrica del ojo. Es la estructura que más contribuye a las aberraciones ópticas y posee un perfil prolato que produce una aberración esférica tal que compensa la introducida por el cristalino (8). Cualquier variación que induzcamos en la morfología de la córnea tendrá repercusión en las aberraciones ópticas.

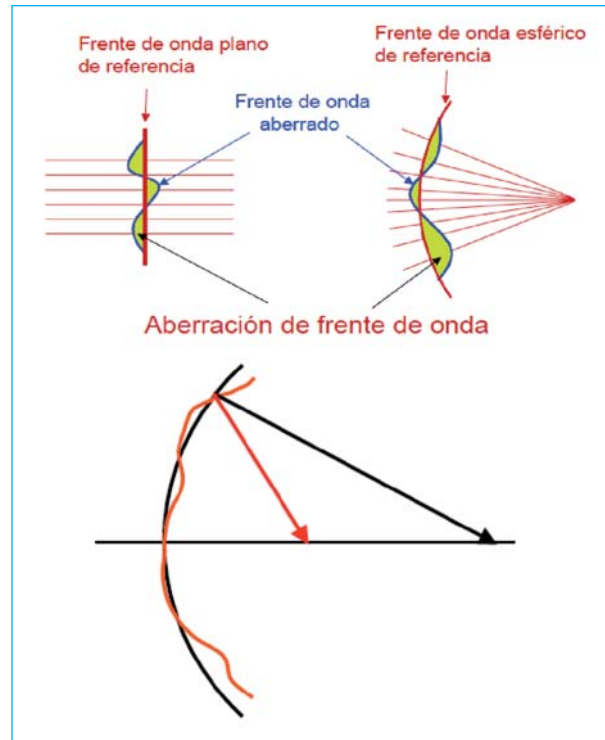


Fig. 3: Concepto de aberración óptica. La aberración o error del frente de ondas  $W(x,y)$  es la diferencia entre el frente de ondas esférico e ideal y el frente de ondas real. Se mide, por convenio en la pupila de salida, siendo  $W(0,0) = 0$ . El eje para este sistema es la línea de mirada. Por regla general no existe ninguna simetría y  $W(x,y)$  puede tomar cualquier aspecto.

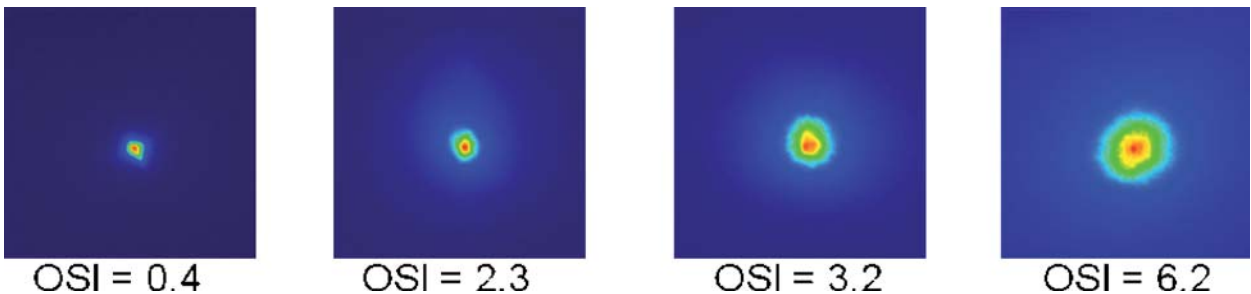


Fig. 2: Medida clínica del scattering. El sistema OQAS (Optical Quality Analysis System) (Visiometrics, España) nos proporciona el índice OSI (Objective Scatter Index). En un ojo de un paciente joven el valor de OSI < 1. Un paciente con una esclerosis cristaliniiana presenta valores de OSI alrededor de 2. El cristalino es la fuente más importante de inducción de esparcimiento (scatter).

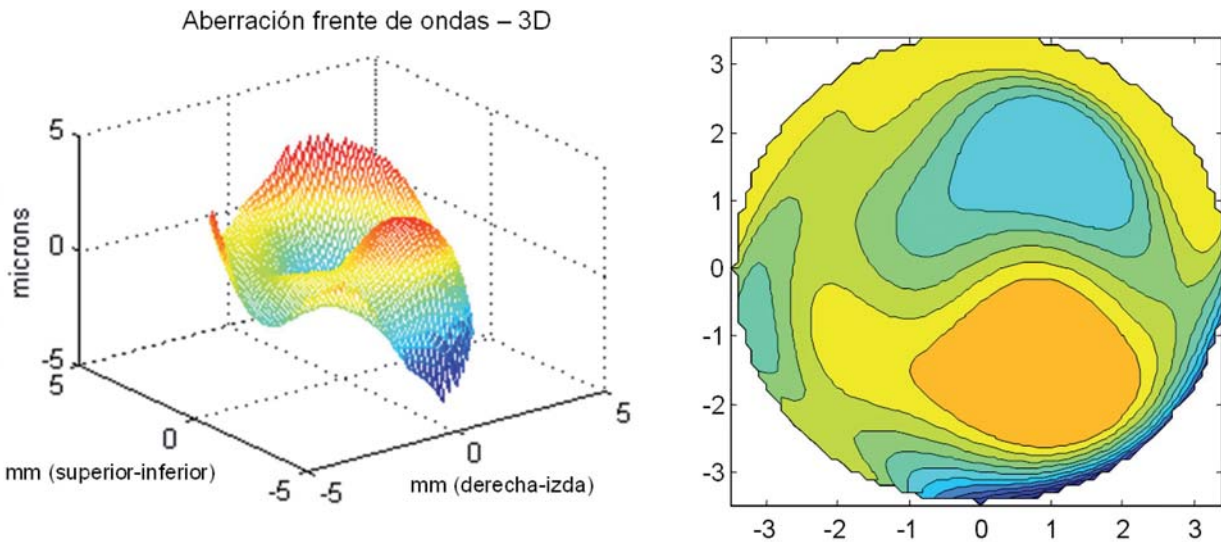


Fig. 4: Mapa de aberraciones total del frente de ondas. Es la representación total del mapa de aberraciones. Se puede descomponer matemáticamente en polinomios y obtener de cada uno de ellos y del total un valor numérico RMS.

B) El segundo componente, la pupila, regula la cantidad de luz que entra en el ojo limitando el diámetro del haz de entrada. Una pupila pequeña aumenta la profundidad de foco y reduce los efectos de aberraciones de alto orden (HOA), aunque si es menor de 2 ó 3 mm empieza a aumentar el efecto negativo de la difracción (9). Cuando la pupila aumenta se incrementa el efecto de las aberraciones ópticas.

C) El cristalino, con sus cambios en curvatura, contribuye a la acomodación que es el proceso por el cual el ojo es capaz de ver objetos a corta distancia. El cristalino es el mayor responsable de aumento del scattering con la edad.

### FIGURAS DE MÉRITO O MÉTRICAS DE CALIDAD ÓPTICA DEL SISTEMA VISUAL

Cuando analizamos la calidad óptica de un sistema óptico necesitamos medirla cuantitativamente. Para expresar la calidad visual existen diferentes métricas o figuras de mérito que se pueden dividir en dos grupos. El primero describe las propiedades ópticas en el ojo (**métricas en plano-pupilar**) y el segundo describe el efecto de esas propiedades en la calidad de la imagen (**métricas en plano-imagen**).

Las **medidas en plano-imagen** se pueden a su vez clasificar en las que se basan en medidas de objetos puntuales (ej. PSF, Point Spread Function o Función de Punto Extendido) o bien en objetos con formas de rejilla o barras paralelas (OTF, Optical Transfer Function). En óptica física, la PSF representa la distribución de luz o energía en la retina para un objeto pun-

tual (se corresponde con el dominio espacial), mientras que la OTF, y concretamente su módulo, la MTF (Modulation Transfer Function), describe el comportamiento del ojo en el dominio de frecuencias, esto es para diferentes tamaños de los objetos (fig. 5).

La medida más empleada de **plano-pupilar** es el **valor RMS (root mean square) del error de frente de onda**, cuya fórmula viene definida de la siguiente forma:

$$RMS = \sqrt{\sum_n (C_n^m)^2}$$

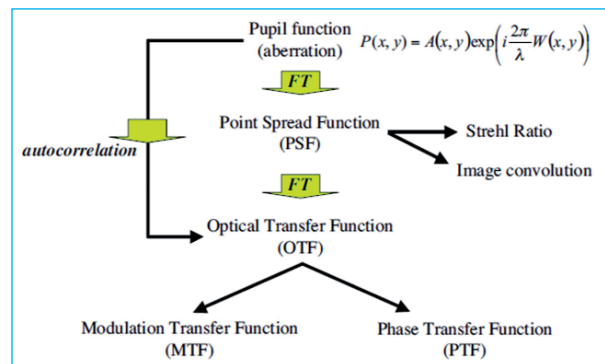


Fig. 5: Medidas en plano-imagen. A partir del PSF se obtiene la razón de Strehl como razón entre ésta y la mancha de Airy, y a partir de la convolución de la PSF con el objeto obtenemos la imagen. Si entendieramos la PSF como una medida de la borrosidad del ojo entonces la imagen sería la convolución de la «borrosidad del sistema» con el objeto. A partir de la OTF se obtienen la MTF (es su módulo y representa una función más empleada) y la PTF (es su fase y mucho menos empleada).

donde  $C_n^m$  son los coeficientes de Zernike expresados en formato OSA. El valor RMS ofrece la ventaja, frente a otras figuras de mérito, de representar en un solo número un promedio de las aberraciones del ojo. Además, si en vez de considerar todos los coeficientes tomamos, por ejemplo, sólo los correspondientes al orden de coma nos ofrecerá un promedio de las aberraciones de este orden. Las medidas de plano-pupilar se analizarán con más detalle en el capítulo de aberrometría.

## FIGURAS DE MÉRITO EN PLANO-IMAGEN (PSF, Razón de Strehl, MTF, OTF)

### Figuras de mérito basadas en medidas de objeto puntual (PSF, Razón de Strehl)

La **función de punto extendido (PSF - Point Spread Function)** representa la imagen retiniana de una fuente de luz infinitesimalmente pequeña. La forma de la PSF depende de la difracción introducida por la pupila, el desenfoque, las aberraciones y la luz esparcida (scattering). En ausencia de aberraciones, desenfoque y scattering hablamos de PSF-limitada por difracción, y representaría el aspecto que adoptaría la imagen de la fuente puntual en un ojo ideal.

El desarrollo de los láseres y la disponibilidad de detectores muy sensibles han permitido desarrollar eficazmente la técnica de medida de la PSF. Los equipos desarrollados para tal fin recogen a la salida del ojo la imagen aérea que se refleja en la retina cuando se proyecta sobre ella una fuente de luz puntual monocromática. La sensibilidad de los detectores permite muestrear con gran precisión la región central de la PSF, en una extensión de unos pocos minutos de arco, que se corresponde justamente con la región más influenciada por los efectos de la difracción y las aberraciones. Las aberraciones tienen un efecto negativo en la calidad visual que se manifiesta a través de un ensanchamiento de la PSF y la pérdida de su simetría de revolución (fig. 6). Las regiones más alejadas sólo están afectadas por el scattering, y en casos excepcionales por aberraciones elevadas, y la medida del nivel de luz en estas áreas representa una medida directa del nivel de scattering.

La **Razón de Strehl** es una medida del efecto de las aberraciones sobre la PSF: ensanchamiento de la función, reducción de su valor máximo y pérdida de simetría. Cuantitativamente se obtiene como la razón entre el valor máximo de la PSF-aberrada y el valor máximo de la PSF-limitada-por-difracción (fig. 7). Como esta última siempre es mayor que la primera, la razón

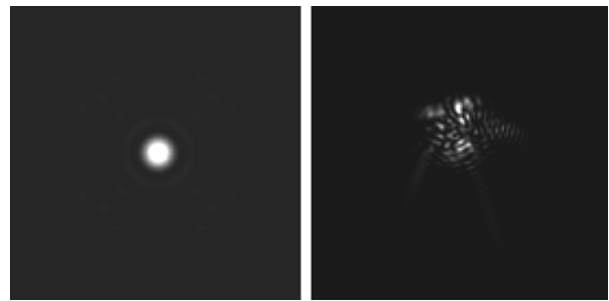


Fig. 6: Concepto de PSF (Point spread function), Función de Punto Extendido. La PSF muestra la imagen óptica vista en la retina de una fuente de luz puntual. En la primera imagen se observa PSF limitada sólo por la difracción (sin aberraciones) para una pupila de 2 mm. En la segunda imagen se observa PSF con aberraciones para la misma pupila.

de Strehl será siempre un número comprendido entre 0 (mala calidad) y 1 (calidad óptima). Como métrica de calidad, la razón de Strehl posee la ventaja de que permite representar la calidad de la imagen retiniana con un solo número, independiente de la forma que adopte la PSF y cuya magnitud es indicador de la calidad de visión. El criterio Marechal define que un sistema óptico se considera óptimo si el valor es igual o mayor a 0.8 (10). Valores superiores a 0.8 indican que la PSF corresponde a un ojo cuya calidad está limitada por la difracción de la pupila.

### Figuras de mérito basadas en medidas de objeto rejilla o barras (frecuencia espacial) (MTF)

La **función de transferencia de modulación (MTF - Modulation Transfer Function)** mide la capacidad de un sistema óptico de reproducir (transferir) distintos niveles de detalle (frecuencias espa-

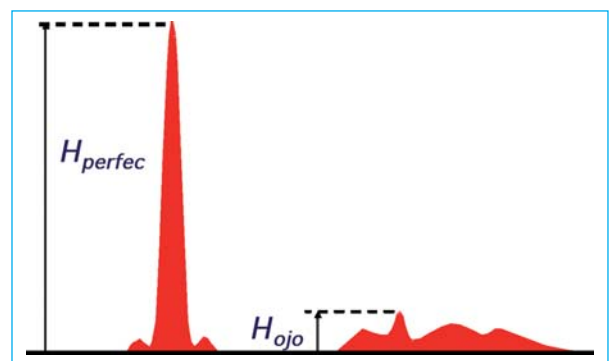


Fig. 7: Razón de Strehl. Es la razón entre el valor máximo de la PSF aberrada y el valor máximo de la PSF limitada por difracción.

ciales) desde el objeto a la retina. Para cada frecuencia espacial se mide la razón entre el contraste de la imagen y el contraste del objeto y se representa en una gráfica donde el eje horizontal representa la frecuencia espacial y el vertical el contraste (fig. 8). Es siempre una gráfica decreciente cuyo corte con el eje horizontal define lo que se denomina frecuencia de corte y equivale al máximo detalle que el ojo es capaz de resolver. Representa la contribución óptica a la función de sensibilidad al contraste (CSF). La MTF describe la capacidad de la óptica del ojo para reproducir en la retina las frecuencias espaciales encontradas en el test de visión de sensibilidad a contraste (CSF). En condiciones normales la MTF está afectada por aberraciones y scattering y siempre estará por debajo de la MTF limitada por difracción (fig. 9).

¿Cómo obtenemos el valor de la MTF? La MTF puede determinarse de tres formas distintas:

1. **A partir de la PSF.** La MTF y la PSF están relacionadas de forma directa a través de una operación matemática denominada transformada de Fourier (se dice «que la MTF es el módulo de la transformada de Fourier de la PSF»). Aplicando esta función a la imagen aérea capturada por una cámara CCD de un punto de luz proyectado sobre la retina podemos obtener la MTF del ojo.

2. **A partir de las aberraciones.** Simples expresiones matemáticas permiten relacionar la función de aberración de onda con la MTF. Es la función utilizada por los aberrómetros para mostrar la MTF y

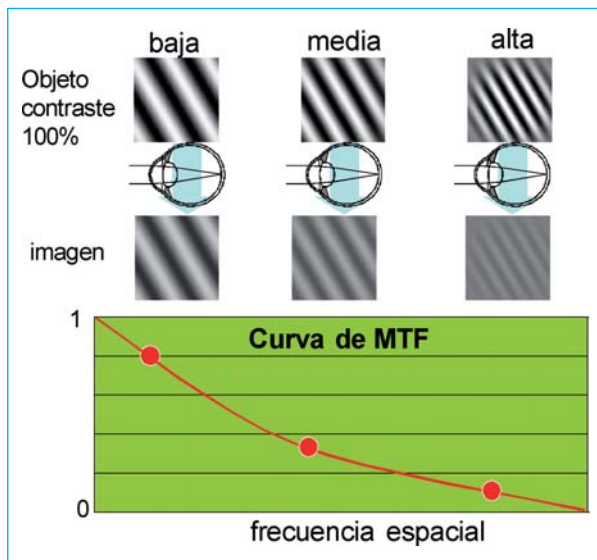


Fig. 8: Concepto de MTF. El MTF describe como los objetos de diferente frecuencia espacial son vistos por el sistema óptico. Nos da información de la reducción del contraste del objeto a la imagen.

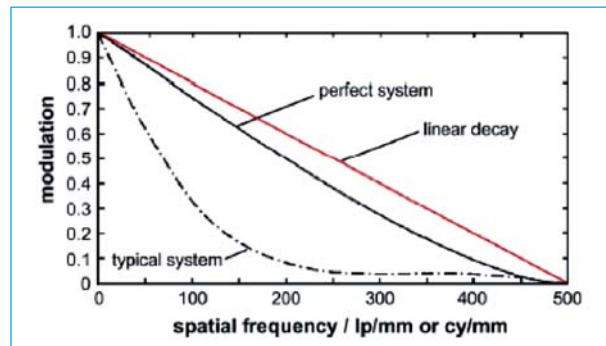


Fig. 9: Las aberraciones reducen las prestaciones ópticas del ojo. Cada persona tiene diferentes aberraciones y, por tanto, distinta percepción visual. La MTF está muy por debajo del límite por difracción para pupilas grandes.

el aspecto de la PSF. Sin embargo, el uso de las técnicas aberrométricas para la medida de la calidad visual del ojo pueden producir una sobrestimación de la misma al ignorar el scattering.

3. **A partir de comparaciones psicofísicas.** Primeramente se mide la CSF y se compara ésta con la imagen percibida al proyectar sobre la retina mediante técnicas interferométricas patrones sinusoidales que *puentean* la óptica ocular. La primera función incluye el efecto de la óptica y el factor neuronal, mientras que la segunda solo incluye éste último. A partir de la relación entre ambas se puede deducir la MTF del sistema óptico. Igualmente esta técnica ignora el scattering pues afecta a ambas medidas de forma similar.

### FIGURAS DE MÉRITO EN PLANO-PUPILAR. ABERRACIÓN ÓPTICA DEL FRENTE DE ONDAS. CONCEPTO DE POLINOMIOS DE ZERNIKE Y RMS

En relación a las aberraciones monocromáticas, las aberraciones de bajo orden (low order aberrations, LOA) son las más importantes en el ojo humano (90% de la aberración total del ojo). Las LOA son: a) el desenfoque negativo (miopía), b) el desenfoque positivo (hipermetropía) y el astigmatismo (ortogonal u oblicuo).

Las aberraciones de alto orden (high order aberration, HOA) contribuyen en menos del 10% al total de las aberraciones, pero producen una degradación de la imagen. Las HOA están representadas fundamentalmente por la aberración esférica y las relacionadas con el coma de 3.<sup>er</sup> orden (coma vertical, horizontal, oblicuo, trefoil oblicuo y trefoil horizontal). Hay numerosos estudios que demuestran que compensándolas se mejora la calidad de la imagen (11,12).

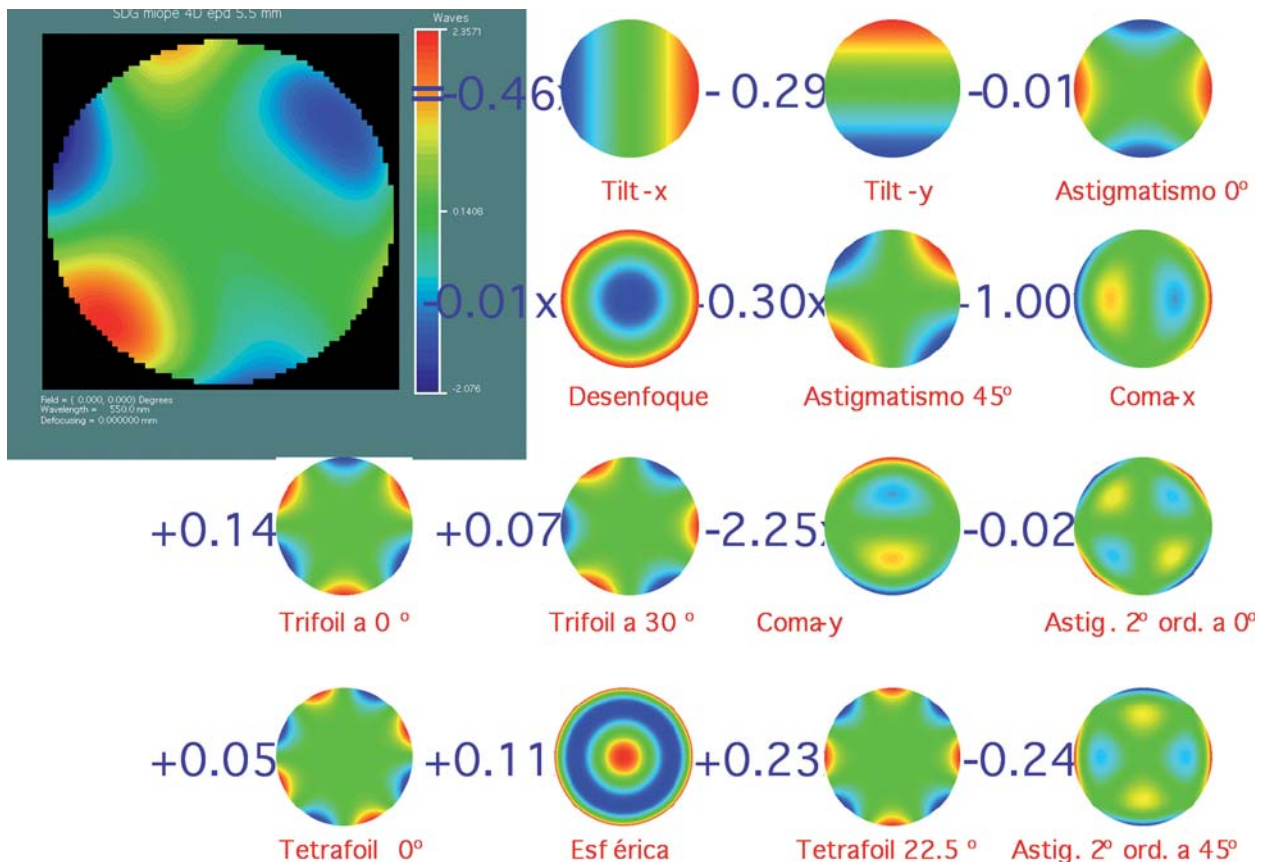


Fig. 10: Descomposición del error del frente de ondas en Polinomios de Zernike. Los polinomios de Zernike son funciones matemáticas o modos que permiten describir las aberraciones del frente de ondas mediante la descomposición de las mismas en una suma ponderada.

La aberración del frente de ondas es definida matemáticamente por una serie de parámetros o funciones, tales como: a) las aberraciones de Seidel, b) polinomios de Taylor o c) los polinomios de Zernike. Los polinomios de Zernike son habitualmente los más empleados. La Optical Society of America Task Force se encargó en 1999 de definir los conceptos y medidas de las aberraciones oculares. Estos índices y medidas están descritas en American National Standards Institute ANSI Z80.28-2004 (13) y más recientemente en International Standards Organization ISO 24157:2008 (14).

Los **polinomios de Zernike** constituyen un conjunto de funciones matemáticas o modos que permiten describir las aberraciones del frente de ondas mediante la descomposición de las mismas en una suma ponderada (fig. 10). El peso que debe aplicarse a cada modo cuando se calcula la suma es lo que se denomina coeficiente de Zernike y se expresa en micras. Cada modo describe una superficie tri-dimensional que se corresponde con una

aberración ocular. La figura de mérito de los polinomios de Zernike es la RMS (Root Mean Square) que hemos descrito arriba y que se analiza en profundidad en el capítulo de aberrometría

## BIBLIOGRAFIA

1. Artal P, Benito A, Tabernero J. The eye is an example of robust optical design. *J Vision* 2006; 46(1): 1-7.
2. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 313-331.
3. Westheimer G, Liang J. Influence of ocular scatter on the eye's optical performance. *J Opt Soc Am A* 1995; 12: 1417-1424.
4. Cox MJ, Atchinson DA, Scott DH. Scatter and its implications for the measurement of optical image quality in human eyes. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 58-68.
5. Díaz-Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Güell JL, Artal P. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-

- pass instrument. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47(4): 1710-6.
6. Gatinel D. Corneal Topography and Wavefront analysis. In Albert DM and Jakobiec FA ed «Principles and Practice of Ophthalmology, 4rd Edition». Elsevier, USA, 2007.
  7. Gatinel D. The low accuracy of Shack-Hartman wavefront sensing in eyes with diffractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, in press.
  8. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J. Vision*, 1, 1-8 (2001).
  9. Holladay JT, Lynn MJ, Waring GO III, Gemmill M, Keehn GC, Fielding B. The relationship of visual acuity, refractive error and pupil size after radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 1991; 109: 70.76.
  10. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2002; 19: 2329-2348.
  11. Williams D, Yoon G-Y, Porter J, Guirao A, Hofer H, Cox I. Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye. *J Refract Surg* 2000; 16: S554-S559.
  12. Campbell CE. Improving visual function diagnostic metrics with the use of higher-order aberration information from the eye. *J Refract Surg* 2004; 20: S495-S503.
  13. American National Standards Institute, Inc. American National Standards for ophthalmics- Methods for reporting optical aberrations of eyes. ANSI Z80.28,2004.
  14. International organization for standardization (ISO). Ophthalmic Optics and Instruments-Reporting aberrations of the human eye. Geneva, Sw; ISO, 2008 (ISO 24157:2008).

