

# Calidad óptica del ojo

Conocer la calidad óptica del ojo humano es importante en física, oftalmología, optometría, psicología...

Qué es, cómo se mide o cómo mejorarla se cuentan entre las cuestiones centrales que la ciencia empieza a desentrañar

Susana Marcos

**E**l ojo es un instrumento óptico que proyecta las imágenes del mundo exterior sobre la retina. Aunque suele compararse con una cámara fotográfica, la calidad óptica de sus lentes, la córnea y cristalino, es, en general, peor que la de un objetivo fotográfico común.

Si la anatomía y fisiología del ojo revisten máximo interés, no es menor la atracción que despierta para el físico. Se pregunta éste cómo evaluamos la calidad de las imágenes retinianas, cuáles son los factores que contribuyen a la degradación de la calidad óptica del ojo, qué condiciones se asocian a una mayor degradación de la calidad óptica ocular, cómo se ve alterada por cirugía corneal o intraocular, cómo se coordinan los componentes ópticos oculares para mejorar la calidad de imagen o la posibilidad de corrección de las imperfecciones oculares. De esa gavilla de cuestiones nos ocupamos aquí.

Las imperfecciones oculares predominantes son el desenfoque, que caracteriza la miopía, hipermetropía y el astigmatismo. Tales patologías se corrigen con gafas o lentillas. Pero el ojo sufre, además, otras imperfecciones ópticas, llamadas aberraciones de alto orden, que no se miden en la práctica clínica, ni pueden corregirse mediante los métodos al uso.

Esas aberraciones, igual que el desenfoque, producen un emborronamiento de la imagen retiniana: reducen el contraste y limitan el intervalo de frecuencias espaciales de la imagen, es decir, el grado de detalle. Reparemos en la figura 1. Se muestra allí un ejemplo de la proyección en la retina de la imagen de una fuente puntual, un patrón de franjas verticales y una escena de flamencos, observada a unos 100 m de distancia, para un ojo corregido de desenfoque y astigmatismo. La imagen de un punto se ensancha y se torna asimétrica por efecto de las aberraciones; disminuye el contraste de las franjas, tanto más cuanto mayor es la frecuencia espacial; en general, las imágenes pierden nitidez.

La contribución de las aberraciones de alto orden a la degradación óptica es, en general, menor que la del desenfoque o el astigmatismo. Su efecto se hace más evidente para pupilas de mayor diámetro; por ejemplo, por la noche. Para pupilas pequeñas, los efectos de difracción, asociados al tamaño limitado de la apertura, predominan sobre las aberraciones (*figura 2*).

Aparte de la difracción y de las aberraciones, la difusión (“scattering”) contribuye también a la degradación de la imagen retiniana. La difusión se produce principalmente en el cristalino. Es prácticamente despreciable en los

jóvenes, pero aumenta con la edad; provoca una pérdida notable de transparencia del cristalino en pacientes con cataratas.

### Calidad de imagen retiniana

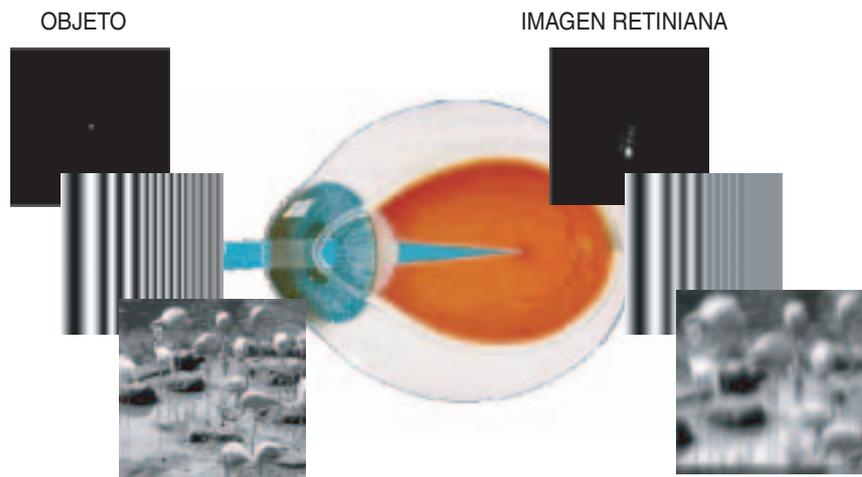
En ingeniería óptica es frecuente evaluar la calidad de imagen de un sistema óptico mediante el cálculo de las desviaciones que sufren rayos paralelos con respecto a las trayectorias ideales. En un sistema óptico perfecto (limitado por difracción), todos los rayos que entran por la pupila inciden en el mismo punto en el plano imagen, que, en el caso del ojo, se trataría de la retina.

Las desviaciones angulares con respecto a la trayectoria ideal se denominan aberraciones transversales. La representación habitual de las aberraciones de un sistema óptico se realiza en términos de la aberración de frente de onda; de ahí el tecnicismo “aberración de onda”. El frente de onda es normal a las trayectorias de los rayos. Conocidas las aberraciones transversales para cada posición de entrada del rayo en la pupila, que son proporcionales a las derivadas locales de la aberración de onda, es posible estimar la aberración de onda.

Un sistema óptico perfecto transforma un frente de onda plano en un frente de onda esférico, que converge en la imagen de un punto limitada por difracción. Un sistema óptico con aberraciones distorsiona el frente de onda con respecto al frente de onda esférico.

Para un ojo perfecto —esto es, sin aberraciones o limitado por difracción—, la aberración de onda es plana. Por aberración de onda se entiende la diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de

2. IMAGENES DE UNA FUENTE PUNTUAL (PSF) en la retina, para un ojo perfecto (*fila superior*) y para un ojo con aberraciones (*fila inferior*), para distintos diámetros de pupila. En un sistema sin aberraciones, la calidad óptica mejora al aumentar el diámetro de pupila: la imagen de un punto es más próxima a un punto. Un ojo real, con aberraciones, está limitado por difracción para pupilas de 1 mm, pero el impacto de las aberraciones crece al aumentar el diámetro de pupila.

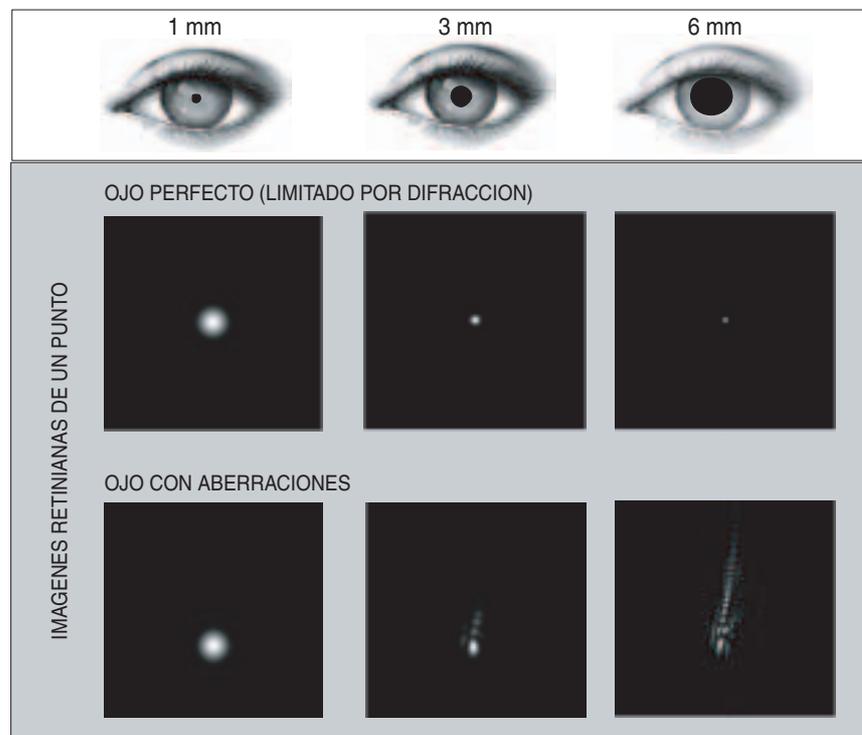


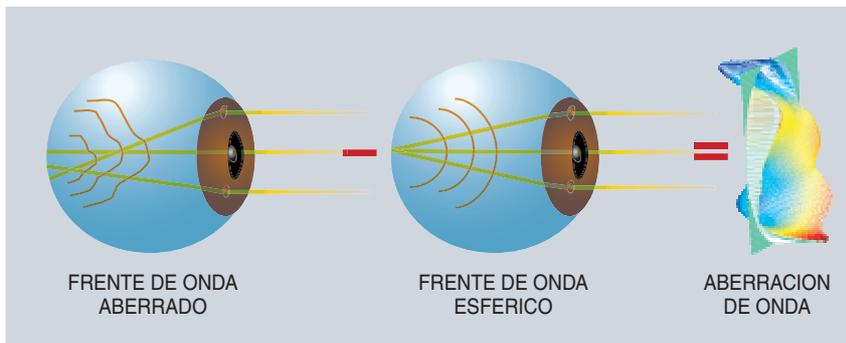
1. EL OJO PROYECTA LAS IMAGENES del mundo exterior sobre la retina. La figura muestra el efecto de las aberraciones oculares de un sujeto sobre la imagen de una fuente puntual, sobre un patrón de franjas verticales y sobre una escena natural. La óptica del ojo produce un emborronamiento y distorsión de las imágenes; disminuye el contraste, tanto más cuanto más alta es la frecuencia espacial (inverso del intervalo espacial entre franjas).

onda ideal. El error cuadrático medio del frente de onda (RMS) constituye, así, una métrica global de calidad óptica del ojo. La aberración de onda es una superficie compleja, que se suele describir como suma de polinomios más simples (expansión en polinomios de Zernike).

Los coeficientes de Zernike de orden inferior remiten a errores de

refracción. Así, los coeficientes de primer orden representan un prisma; los de segundo, un desenfoque, que caracteriza a la miopía, hipermetropía y astigmatismo. Los términos de alto orden incluyen la aberración esférica, que indica un desenfoque variable con el diámetro de la pupila y produce halos en las imágenes, y el coma, que





**3. CONCEPTO DE ABERRACION DE ONDA.** En un ojo limitado por difracción, un frente de onda plano converge hacia la retina como un frente de onda esférico. Las trayectorias de los rayos que entran en el ojo son perpendiculares al frente de onda. Todos los rayos, independientemente del lugar por donde entren en la pupila, convergen en la misma posición en la retina. En un ojo con aberraciones, el frente de onda que viaja hacia la retina se encuentra distorsionado y los rayos inciden en distintas zonas de la retina. Se llama aberración de onda a la diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de onda esférico del sistema perfecto. Se puede obtener a partir de las desviaciones de los rayos con respecto a la trayectoria ideal.

es una aberración de tercer orden, sin simetría rotacional y produce imágenes dobles.

A partir de la aberración de onda podemos calcular la imagen de un punto en la retina (PSF) y la función de transferencia de modulación (MTF). La PSF designa la distribución de intensidades de la imagen de una fuente tras su paso por un sistema óptico. La MTF nos ofrece el grado de detalle, esto es, la reducción del contraste en función de

la frecuencia espacial de la imagen a su paso por un sistema óptico.

El ojo humano es un filtro de paso bajo. Ello significa que la reducción del contraste es mayor para frecuencias espaciales altas (detalles finos en la imagen). Para describir la calidad de un sistema óptico suele recurrirse a la razón de strehl, una métrica que representa el máximo de la imagen de un punto en la retina del sistema óptico con relación al máximo de la PSF de un sistema sin aberraciones;

equivalentemente, representa el volumen de la MTF con relación al volumen de la MTF del sistema sin aberraciones. Se considera que el sistema está limitado por difracción si la razón de strehl es superior a 0,8 (criterio de Raleigh).

### Pupila y calidad óptica

La pupila del ojo regula la cantidad de luz que llega a la retina, igual que el iris en una cámara fotográfica. Además, el diámetro de la pupila determina la contribución de difracción y aberraciones a la calidad de imagen retiniana. Para pupilas pequeñas, la calidad óptica depende de la difracción; aunque el efecto de las aberraciones es pequeño, la resolución espacial es baja. Para pupilas grandes, la contribución de las aberraciones domina sobre la difracción.

El tamaño óptico de pupila que proporciona la mejor calidad óptica depende de la magnitud y distribución de las aberraciones en cada ojo; ese tamaño óptico se sitúa, en promedio, en torno a 3 milímetros. La mejor calidad de imagen se obtendría con un ojo ideal libre de aberraciones y el mayor diámetro de pupila; es decir, en torno a 8 milímetros, propio de un individuo joven.

El diámetro de pupila también determina, en parte, la profundidad de foco del ojo. A diferencia de lo que ocurre en un sistema limitado por difracción, en el cual la profundidad de foco decrece sistemáticamente al incrementar el diámetro de la pupila, la presencia de aberraciones tiende a igualar la profundidad de foco, que tiene un valor en torno a 0,3 dioptrías a partir de 4 milímetros de pupila.

Debido a las propiedades direccionales de los fotorreceptores retinianos, la pupila no transmite la luz homogéneamente en toda su área. Esas células sensibles a la luz se hallan orientadas hacia una misma posición en la pupila y se comportan como fibras ópticas; absorben de manera más eficiente la luz que incide a lo largo de sus ejes; es decir, la luz que entra en el ojo por la posición hacia la que se orientan. Este efecto, cuya expresión analítica aparece en la figura 4, abajo, se conoce como efecto Stiles-Crawford, y resulta en una pupila efectiva con transmitancia gaussiana. Adviértase que el pico del efecto Stiles-Crawford no es necesari-

ABERRACION DE ONDA	Distorsiones del frente de onda en el plano de la pupila. Las derivadas locales de la aberración de onda son proporcionales a las desviaciones de los rayos	$W(x,y)$	
FUNCION PUPILA	Función cuyo módulo es la transmitancia de la pupila, y su fase la aberración de onda	$P(x,y)=M(x,y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}W(x,y)}$	
IMAGEN DE UN PUNTO (PSF)	Distribución de intensidades de la imagen de una fuente puntual tras su paso por un sistema óptico	$PSF =  FT(P(x,y)) ^2$	
FUNCION DE TRANSFERENCIA DE MODULACION (MTF)	Reducción del contraste, en función de la frecuencia espacial de las imágenes a su paso por un sistema óptico	$MTF =  FT(PSF) $	
FUNCION STILES-CRAWFORD	Transmitancia gaussiana de la pupila, consecuencia de las propiedades direccionales (como guías de onda) de los fotorreceptores retinianos	$P(x,y)=M(x,y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}W(x,y)}$	

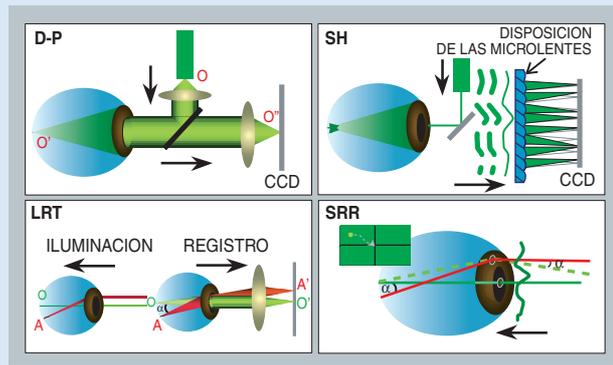
**4. DEFINICIONES, EXPRESIONES MATEMATICAS E ILUSTRACIONES de las funciones que se utilizan comúnmente para describir la calidad óptica del ojo.**

## MÉTODOS PARA MEDIR LAS ABERRACIONES DEL SISTEMA OPTICO DEL OJO

**CONCEPTOS BASICOS** que subyacen bajo las técnicas para medir la calidad óptica y aberraciones del ojo. En la llamada técnica de doble paso (D-P), se proyecta una fuente puntual en la retina. La imagen de vuelta se forma, tras pasar dos veces por los medios oculares, sobre una cámara CCD. La función de transferencia de modulación del ojo se puede obtener directamente de dicha imagen aérea.

En la técnica de Shack-Hartmann (SH) se proyecta una fuente puntual sobre la retina; el frente de onda se muestrea, a la salida, con una matriz de microlentes. Un frente de onda perfecto forma múltiples imágenes aéreas en el punto focal de las microlentes. Para un frente de onda distorsionado, cada microlente muestrea una porción inclinada del frente de onda, de modo que las correspondientes imágenes se desvían de las posiciones ideales. A partir de estas desviaciones, se estima la aberración de onda en función de la posición en la pupila.

Las técnicas de trazado de rayos por láser ("Laser Ray Tracing", o LRT) y refractómetro de resolución espacial ("Spatially Resolved Refractometer", o SRR) son secuenciales. Muestran el frente de onda en el camino de entrada hacia el ojo. En ambos aberrómetros, los rayos de luz entran en el ojo por distintas partes de la pupila. Por efecto



de las aberraciones, los rayos se desvían con respecto al correspondiente a una pupila centrada. En el LRT, se captan imágenes sobre una cámara CCD, a medida que un haz láser escanea el ojo, mientras que en el SRR es el propio sujeto el que alinea el haz con respecto de una referencia usando una palanca. La aberración de onda se estima a partir de estas desviaciones en función de la posición en la pupila.

riamente el centro de la pupila; en muchos sujetos, los conos se orientan hacia una posición excéntrica en la pupila. En general, el efecto Stiles-Crawford, significativo sólo para pupilas grandes, amortigua el impacto de las aberraciones oculares.

### Medición de la calidad de imagen

La presencia de aberraciones en el ojo se reconoció hace ya cerca de dos siglos. Merced a los avances técnicos, podemos ahora medir las aberraciones con rapidez y precisión. Los sistemas desarrollados y utilizados experimentalmente en laboratorios de investigación comienzan a abrirse ahora paso en la práctica clínica (véase el recuadro).

La función de transferencia de modulación del ojo se ha venido midiendo desde hace más de dos décadas, mediante la llamada técnica de doble paso. Consiste en la proyección de una fuente puntual láser en la retina y la captación de la imagen reflejada por la retina en una cámara CCD, colocada en un plano conjugado. La imagen aérea captada por el CCD contiene doble degradación por los medios oculares, en el camino de entrada y en el de salida del ojo; en términos matemáticos es la autocorrelación de la imagen de un punto. La MTF se puede estimar fácilmente a

partir de la imagen aérea. Esta función de transferencia de modulación incorpora la degradación impuesta por las aberraciones monocromáticas, la difracción y la difusión.

La mayoría de los aberrómetros cuantifican la aberración transversal en función de la posición en la pupila. Podemos medir la aberración transversal durante el camino de entrada al ojo; para ello se emplea el llamado sistema de trazado de rayos por láser (LRT) o el refractómetro de resolución espacial (SRR). En el LRT la pupila se muestrea secuencialmente, mediante un sistema escáner que barre la pupila y proyecta la imagen de un punto en la retina. Una cámara capta las imágenes aéreas para distintas posiciones de entrada del haz en la pupila. Por efecto de las aberraciones, las imágenes que se proyectan a través de proyecciones excéntricas de la pupila se desvían con respecto del rayo central.

El SRR constituye otra técnica secuencial. En lugar de la captación de imágenes aéreas en una cámara CCD, el sujeto alinea las imágenes de un punto, observadas a través de las distintas posiciones en la pupila, con un estímulo de referencia, proyectado a través de una pupila centrada.

En la técnica de Shack-Hartmann (SH) se proyecta una fuente puntual sobre la retina. El frente de onda

reflejado atraviesa una matriz de microlentes que focaliza el haz en múltiples imágenes del punto (una por cada lente) en una cámara. Cada lenticilla muestrea una pequeña porción del haz, correspondiente a una región de la pupila. Las desviaciones de los centroides de las imágenes aéreas del punto con respecto al punto focal de cada lenticilla representan la aberración local transversal de rayo. A partir de tales desviaciones se estima la aberración de onda.

Los cuatro métodos precedentes miden las aberraciones del todo el sistema óptico del ojo. Haciendo uso de un sistema de topografía corneal, podemos calcular las aberraciones de la córnea. La aberración transversal de la cara anterior de la córnea se obtiene mediante un trazado de rayos virtual sobre el mapa de elevación de la córnea; con tales datos se calcula la aberración de onda corneal.

Las aberraciones de los medios oculares internos, el cristalino por ejemplo, se obtiene sustrayendo la componente corneal de la aberración total.

### Calidad de imagen retiniana policromática

Las técnicas que acabamos de describir utilizan luz monocromática. Miden, por tanto, la calidad de imagen monocromática. Sin embargo, el en-



5. SISTEMAS EXPERIMENTALES con los que ha trabajado la autora. Tres se hallan en el Instituto de Optica (CSIC) de Madrid: doble-paso (D-P), Shack-Hartmann (SH) y trazado de rayos por láser (LRT). El cuarto, un refractómetro de resolución espacial (SRR), se encuentra en el Instituto Schepens de Investigación Ocular, de la Universidad de Harvard.

torno visual es policromático, lo que significa que las aberraciones cromáticas, consecuencia de la dependencia del índice de refracción de los medios oculares con la longitud de onda, desempeñan un papel importante en la calidad de imagen.

Hay dos aberraciones cromáticas principales: longitudinal y transversal. La aberración cromática longitudinal (LCA) representa el cambio

de foco con la longitud de onda; la aberración cromática transversal (TCA) se refiere a la dependencia de la desviación angular con la longitud de onda.

Los numerosos estudios que han medido la LCA mediante técnicas subjetivas o mediante técnicas de doble paso revelan que apenas existen diferencias notables entre individuos; a tenor de los mismos, la diferencia

cromática de foco promedio entre el azul (longitud de onda de 450 nanómetros) y el rojo (650 nanómetros) es de 1,4 dioptrías.

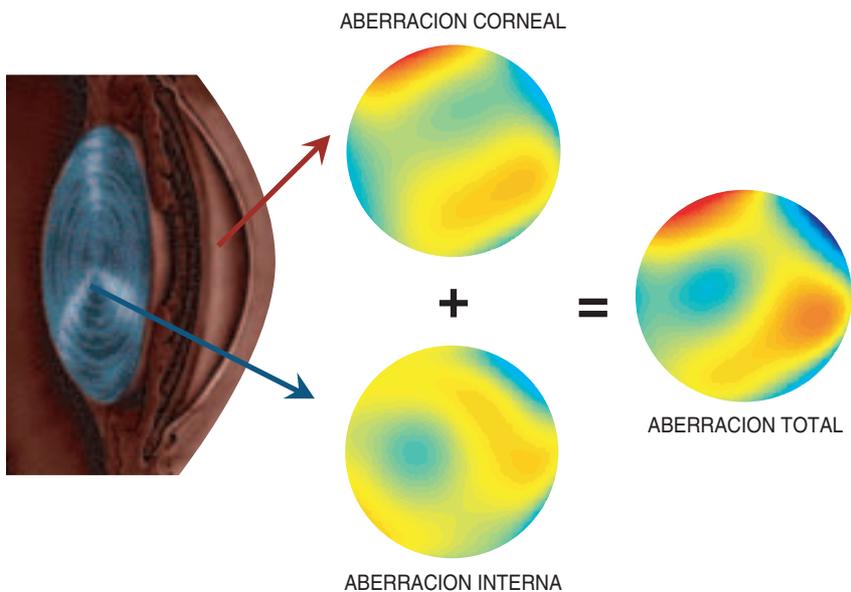
Para la medida de la aberración cromática transversal foveal suele recurrirse a la aplicación de técnicas subjetivas de alineamiento de estímulos. Típicamente la TCA es distinta de cero en el centro de la pupila. En nuestro laboratorio hemos empleado una extensión de la técnica SRR en varias longitudes de onda, para medir la LCA (término de desenfoque en función de la longitud de onda), la TCA (desviación angular entre los puntos rojos y azules) y la variación de las aberraciones con la longitud de onda.

Con los datos obtenidos, se generan la imagen de un punto y la función de transferencia de modulación policromática. La figura 7 muestra la MTF monocromática y policromática para un sujeto. Se ha demostrado que, para un sistema óptico perfecto, sin aberraciones monocromáticas, el impacto relativo de las aberraciones cromáticas sobre la calidad óptica es mayor que para un sistema con aberraciones; se da, además, cierto grado de equilibrio entre las aberraciones cromáticas y monocromáticas del ojo.

### Calidad de imagen retiniana en el ojo normal

Encontramos una amplia variación, en magnitud y en distribución, de las aberraciones oculares entre la población. En la figura 7 se nos ofrecen ejemplos de mapas de aberración de onda (previa cancelación del término de desenfoque) en un grupo de ojos normales. Las aberraciones tienden a presentar simetría especular entre los ojos izquierdo y derecho, si bien no son infrecuentes los sujetos con patrones de aberraciones bilaterales muy distintos.

La córnea y el cristalino son los principales componentes refractivos del ojo. Las aberraciones de cada uno de ellos contribuyen a la calidad de imagen retiniana. Se ha demostrado que, al menos en sujetos jóvenes, una parte de las aberraciones corneales está compensada por las aberraciones del cristalino. Además, la aberración esférica de la córnea tiende a ser positiva y la aberración esférica del cristalino a



6. CALCULO DE LAS ABERRACIONES OPTICAS de los componentes intraoculares. Constituyen éstas la diferencia de las aberraciones totales menos las aberraciones corneales.

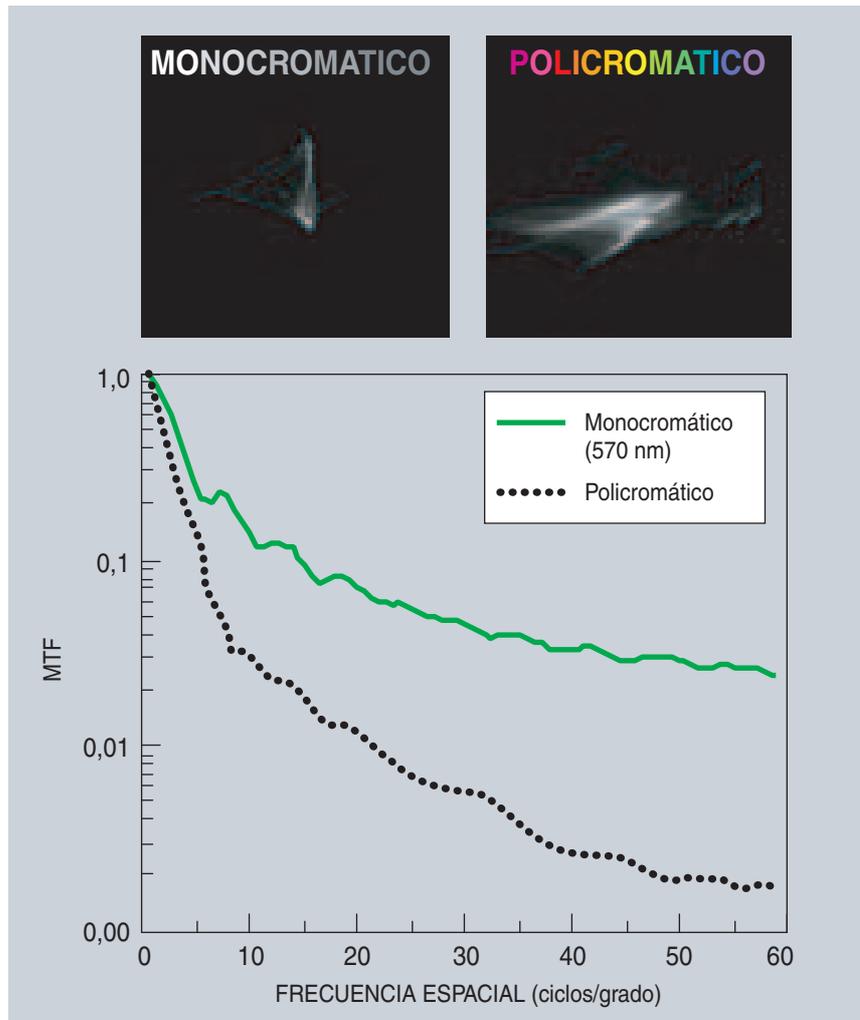
ser negativa, al menos en sujetos amétropes y miopes.

A pesar de que las medidas de aberraciones evaluadas en las mismas condiciones en un individuo son muy reproducibles, las aberraciones no son estáticas. Las aberraciones se modifican con el envejecimiento. La figura 9 muestra los cambios de las aberraciones oculares con el proceso de acomodación (enfoque de lejos y cerca), y con el envejecimiento. Las modificaciones de las aberraciones con el proceso de acomodación resultan de los cambios experimentados en la curvatura y posición del cristalino. El error cuadrático medio del frente de onda (RMS) alcanza un mínimo cerca del estado de reposo (en torno a 6 diámetros de esfuerzo acomodativo) y se incrementa para estímulos más cercanos. La aberración esférica varía sistemáticamente con la acomodación, igual que los términos de quinto orden y superior.

El envejecimiento produce una degradación de la óptica ocular. Esa disminución, no sólo deriva del incremento de la difusión en el cristalino, que puede desembocar en la formación de cataratas, sino que guarda relación también, con un incremento de las aberraciones. De la investigación realizada entre grupos de sujetos de distintas edades se desprende la existencia de un incremento de las aberraciones de alto orden con la edad, en particular de la aberración esférica y las de quinto orden y superior. Las mediciones del cristalino realizadas *in vitro* muestran un incremento de la aberración esférica hacia valores más positivos, aumento que altera la compensación de las aberraciones corneales e internas con la edad.

Algunas condiciones oculares llevan asociadas una mayor presencia de aberraciones. Se han observado, a este respecto, correlaciones significativas entre la miopía y la RMS de las aberraciones de alto orden (véase figura 9). El queratocono, una patología que se caracteriza por una protrusión anterior de la córnea, produce un incremento notable de la aberración de coma.

Pero los trabajos a que hemos aludido se refieren a medidas realizadas con fijación foveal. El ojo es un sistema imperfecto en eje; sin embargo, a diferencia de la mayoría de los

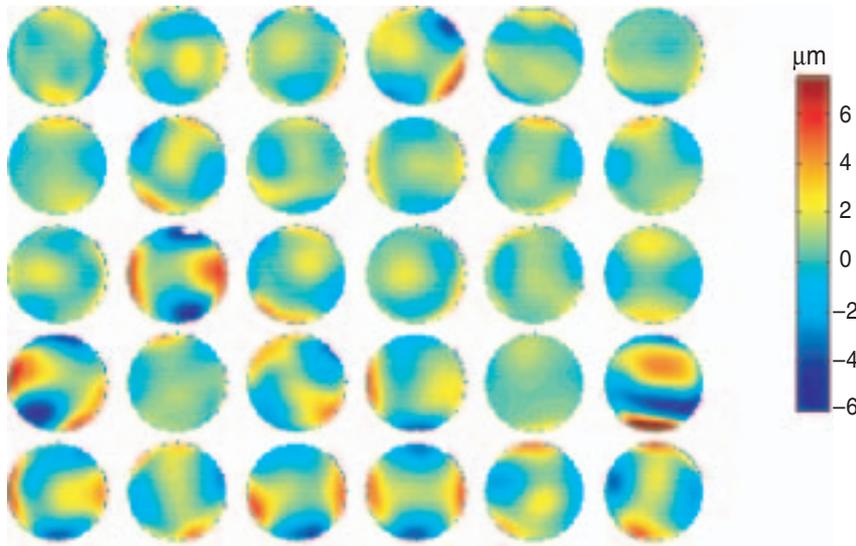


7. IMAGENES PUNTUALES, MONOCROMATICA Y POLICROMATICA, para un sujeto normal, de mediana edad, y sus correspondientes funciones de transferencia de modulación (perfiles radiales). Las aberraciones de onda se midieron para distintas longitudes de onda (entre 450 y 650 nanómetros) utilizando la técnica del refractómetro de resolución espacial. La aberración cromática longitudinal (LCA) y la aberración cromática transversal (TCA) se obtuvieron mediante el mismo conjunto de datos. Las imágenes de un punto para cada longitud de onda se extrajeron a partir de cada aberración de onda, para 6 mm de pupila. La imagen de un punto policromática se logró como superposición de las imágenes de un punto monocromática, pesadas por la sensibilidad espectral de la retina. Se consideró el mejor foco para una longitud de onda de 570 nm; para el resto de las longitudes de onda se impuso el desenfoque producido por la LCA. Cada imagen de un punto monocromática se desplazó según la TCA.

instrumentos ópticos, la calidad no se degrada drásticamente fuera de eje. Las mediciones de aberraciones para distintas excentricidades evidencian un incremento sistemático del astigmatismo y el coma con el campo visual. Con todo, el decremento de la calidad de imagen no sigue la rápida disminución de la resolución del muestreo retiniano de la imagen.

### Cirugía corneal y de cataratas

La cirugía corneal modifica la curvatura de la parte central de la córnea para corregir errores refractivos. La cirugía de cataratas sustituye el cristalino del ojo por una lente intraocular transparente. La modificación de la córnea y el cristalino conlleva una modificación de la calidad de imagen retiniana.



8. EJEMPLOS DE ABERRACION de onda para un grupo de sujetos normales.

La cirugía refractiva corneal se ha convertido en una alternativa frecuente a la corrección de los errores refractivos. Por estudios basados en la topografía corneal sabemos que, a pesar de que el desenfoque o el astigmatismo suelen corregirse con éxito, la cirugía refractiva provoca un incremento de las aberraciones corneales de alto orden.

Las mediciones de las aberraciones totales en pacientes, antes y después de cirugía refractiva LASIK, revelan un incremento de un factor 2 para el error cuadrático medio del frente de onda de aberraciones de tercer orden y superior por un factor 2 y de un factor 4 para la aberración esférica. La figura 10 (*panel superior*) muestra las aberraciones promedio de tercer orden y superior en un grupo de 14 sujetos antes y después de cirugía refractiva LASIK y un ejemplo de patrones de

aberraciones totales y corneales de alto orden para un sujeto.

El mayor incremento en la RMS se produce sobre las aberraciones de la cara anterior de la córnea. Los cambios operados en las aberraciones internas indican una ligera modificación de la cara posterior corneal con la cirugía. La degradación del contraste producida por el incremento de aberraciones, medida en términos de la frecuencia espacial de la imagen, guarda correlación con una degradación de la sensibilidad al contraste medida subjetivamente en estos sujetos. El incremento de la aberración esférica guarda, a su vez, una estrecha correlación con el error esférico corregido: se asocia a un incremento de la asfericidad corneal. Pese a todo, las causas del incremento de la asfericidad con la cirugía refractiva corneal estándar aún no se

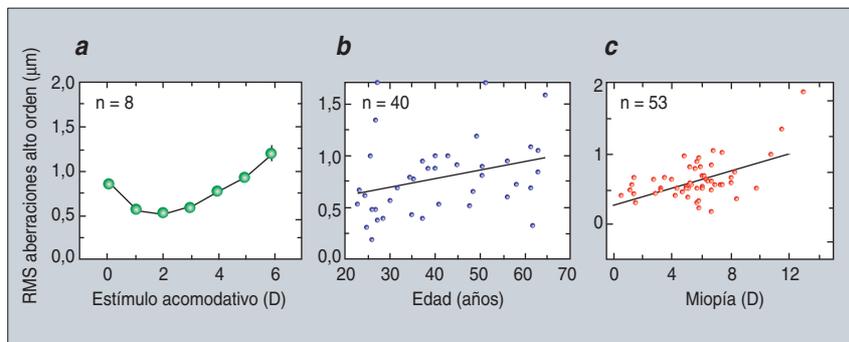
conocen completamente. Para evitar la inducción de aberraciones de alto orden, parece preciso un refinamiento de los algoritmos de ablación y una mayor comprensión de la interacción láser-tejido corneal y de la respuesta biomecánica de la córnea.

En la cirugía de catarata se reemplaza el cristalino natural por una lente intraocular. Los fabricantes de lentes intraoculares evalúan la calidad de dichas lentes a través de medidas de su MTF en un banco óptico. La primera evaluación *in vivo* de la calidad de imagen retiniana en pacientes operados de cataratas se llevó a cabo mediante la técnica de doble-paso. Tras la cirugía, la frecuencia espacial de la imagen es significativamente más baja que la normal en sujetos jóvenes; y peor en pacientes con lentes multifocales que con lentes monofocales. En nuestro laboratorio del Instituto de Optica hemos medido por primera vez las aberraciones de la lente intraocular *in vivo*, sustrayendo las aberraciones corneales de las aberraciones totales en pacientes con lentes intraoculares implantadas.

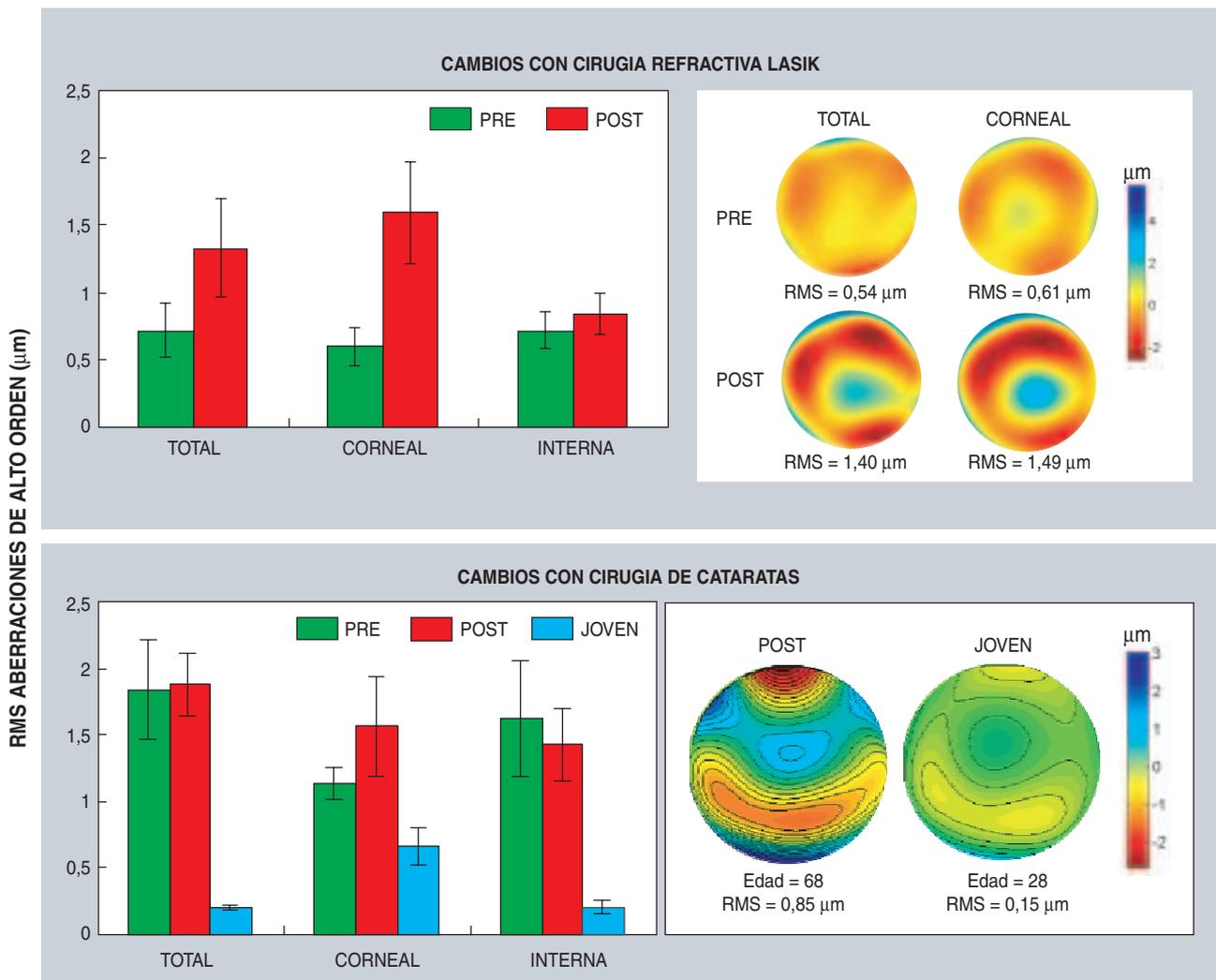
Exponemos en la figura 10 (*panel inferior*) el promedio de aberraciones totales, corneales y del cristalino en un grupo de pacientes y sujetos control; se ofrece también un caso de aberración de onda de un paciente operado en comparación con un sujeto joven. Las aberraciones corneales tienden a aumentar, probablemente por efecto de la incisión. Además, las mediciones *in vitro* revelan que las lentes intraoculares esféricas exhiben aberración esférica positiva, a diferencia del cristalino natural de los sujetos jóvenes; manifiestan, asimismo, que se suma a la aberración esférica positiva de la córnea.

Las aberraciones de tercer orden y superior se incrementan también, probablemente a causa de desalineamientos y descentramientos de la lente intraocular. De esa investigación se desprende que, si bien la sustitución del cristalino con catarata por la lente intraocular proporciona una drástica mejora de la calidad de imagen retiniana, merced a la reducción de la difusión intraocular, no disminuyen las aberraciones.

Cabe, pues, esperar que el refinamiento del diseño de la lente intraocular y el continuo perfeccionamiento de los procedimientos quirúrgicos contri-



9. ERROR CUADRÁTICO MEDIO DEL FRENTE DE ONDA (RMS) para aberraciones de tercer orden y superior. Se estima en función de la acomodación (a), en función de la edad (b) y en función del error refractivo (c).



10. ERROR CUADRATICO MEDIO DEL FRENTE DE ONDA para aberraciones de tercer orden y superior corneales, totales e internas antes y después de cirugía refractiva LASIK para miopía (*panel superior*) y antes y después de cirugía de cataratas en comparación con un grupo de sujetos jóvenes normales (*panel inferior*). Los gráficos de barras muestran promedios entre varios

sujetos (14 para el estudio de cirugía LASIK y 9 para el estudio de cirugía de cataratas), para 6,5 mm y 5 mm de pupila, respectivamente. La figura también recoge ejemplos típicos de mapas de aberraciones corneal y total antes y después de la cirugía refractiva LASIK (*panel superior*) y aberraciones totales en un paciente con una lente intraocular en comparación con un sujeto joven.

buirán a mejorar la calidad óptica en pacientes operados de cataratas.

### Mejora de la calidad de imagen retiniana del ojo

La medición precisa de las aberraciones del ojo abre la posibilidad de abordar su corrección. Una reducción de las aberraciones oculares mejoraría la calidad óptica de las imágenes que se proyectan sobre la retina y, posiblemente, la calidad perceptiva de dichas imágenes; se refinaría también la calidad óptica de las imágenes que se obtienen del fondo del ojo mediante oftalmoscopia: al aumentar el contraste y la

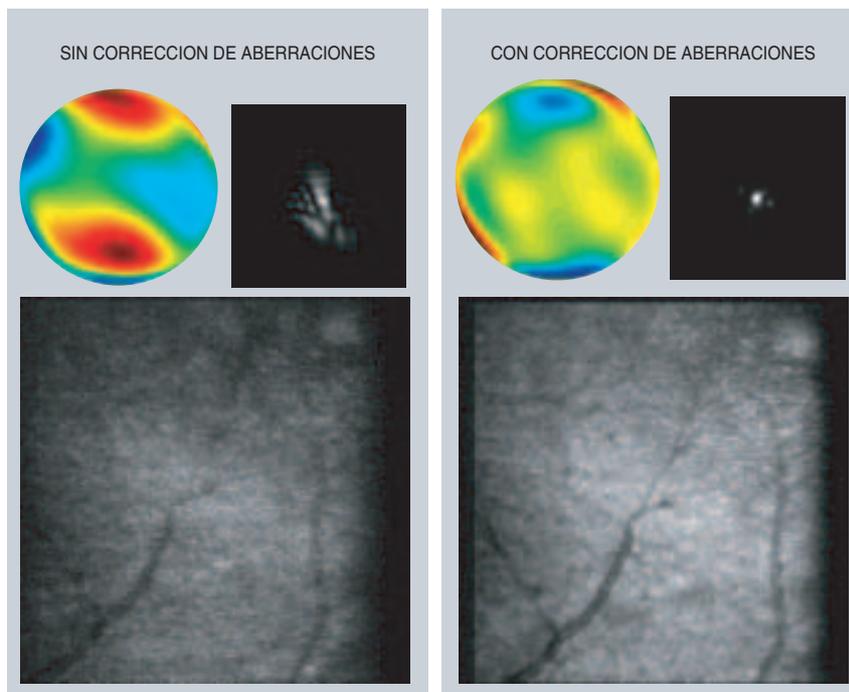
resolución de las estructuras retinianas y, presumiblemente, elaborar un diagnóstico más ajustado y proceder a un seguimiento más fiel de las patologías retinianas.

Los nuevos equipos de cirugía refractiva LASIK se encuentran dotados de sistemas de aberrometría y prometen la corrección no sólo de las aberraciones de bajo orden, así el desenfoque y el astigmatismo, sino también de las aberraciones de alto orden.

Disponemos de pruebas experimentales de la posibilidad de corregir las aberraciones del ojo. Hasta la fecha se han utilizado sistemas de

óptica adaptiva, una técnica desarrollada inicialmente para aplicaciones astronómicas. Emplea un espejo deformable para que adopte la forma inversa de la aberración de onda y, de ese modo, compensar el frente de onda que refleja, así como lentes de contacto especiales y láminas de fase individualizadas para el patrón de aberraciones particular de cada sujeto. El espejo deformable permite la compensación dinámica de las aberraciones. Las lentes de contacto se limitan a una compensación de la componente estática.

La figura 11 muestra el frente de onda de un sujeto antes y después



11. MEJORA DE LA CALIDAD DE LAS IMAGENES del fondo del ojo, obtenidas mediante un oftalmoscopio de barrido láser de gran aumento, con la compensación de las aberraciones oculares. En el panel izquierdo se ilustran las aberraciones de un sujeto, su correspondiente imagen de un punto y la imagen de la retina obtenida tras compensar únicamente el desenfoque. El panel derecho muestra el patrón de aberraciones del sujeto con cerca de un 70% de sus aberraciones corregidas, la imagen de un punto correspondiente y una imagen de la misma zona de la retina, obtenida mediante la compensación de las aberraciones de orden bajo y alto. Los vasos capilares de las fotografías revelan un importante incremento de la nitidez contraste y se visualizan estructuras retinianas irresolubles en la imagen convencional.

de la compensación de las aberraciones mediante una lámina de fase colocada en un plano conjugado a su pupila, y las PSF correspondientes. Las imágenes del fondo de ojo de este sujeto, obtenidas mediante un oftalmoscopio de barrido láser, construido en el Instituto Schepens de Investigación Ocular de Harvard, muestran una mejora del contraste y de la resolución de estructuras retinianas tras la corrección de aberraciones.

### Conclusión

En definitiva, la nueva tecnología para la medida de la calidad óptica de la córnea y cristalino ha permitido en los últimos años avanzar en el conocimiento de los mecanismos de formación de imágenes del ojo en la retina y de los mecanismos de algunos procesos biológicos (como la acomodación y la presbicia, el envejecimiento del sistema ocular

o el desarrollo de la miopía). En particular, esta tecnología está alcanzando una gran repercusión en la práctica clínica de la oftalmología y la optometría, dado su carácter objetivo y no-invasivo. La medida pormenorizada de las aberraciones oculares en pacientes operados de cirugía refractiva corneal para miopía ha revelado que los perfiles de tallado de la córnea por láser deben ser refinados para evitar, al tiempo que se corrigen los errores refractivos, inducir otras imperfecciones oculares. Asimismo, estas técnicas se han probado muy útiles en la evaluación de los resultados de la cirugía de cataratas con implante de lentes intraoculares, o en el diagnóstico de otras patologías oculares. La corrección de las aberraciones oculares abre la posibilidad no sólo de una mejora de la calidad visual de un individuo (una vez claras las relaciones entre la calidad óptica y la calidad visual perceptual), sino fundamentalmente de una mejora de la resolución y contraste de las imágenes del fondo del ojo. Previsiblemente la visualización de estructuras retinianas *in vivo*, hasta ahora sólo resolubles en muestras histológicas, permitirá avanzar en el diagnóstico precoz de ciertas patologías y una mejor monitorización de posibles terapias.

### La autora

**Susana Marcos**, doctora en ciencias físicas por la Universidad de Salamanca, completó su formación en el Instituto Schepens de Investigación Ocular de la Universidad de Harvard. Actualmente es investigadora científica en el Instituto de Optica del CSIC en Madrid. Autora de numerosas publicaciones en las mejores revistas de su campo y conferenciante habitual en reconocidos congresos y prestigiosas instituciones extranjeras, ha recibido entre otros premios internacionales la Medalla Adolph Lomb, de la Sociedad Americana de Optica. Su grupo de investigación ha sido pionero en la evaluación objetiva de las propiedades ópticas del ojo y la retina, a través de novedosas técnicas de imagen, como sensores de onda y alta resolución del fondo del ojo.

### Bibliografía complementaria

- OPTICAL RESPONSE TO LASIK FOR MYOPIA FROM TOTAL AND CORNEAL ABERRATIONS. S. Marcos, B. Barbero, L. Llorente y J. Merayo Lloves en *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, vol. 42, págs. 3349-56; 2001.
- IMPERFECT OPTICS MAY BE THE EYE'S DEFENSE AGAINST CHROMATIC BLUR. J. S. McLellan, S. Marcos, P. M. Prieto y S. A. Burns en *Nature*, vol. 417, págs. 174-6; 2002.
- CONTRIBUTION OF THE CORNEA AND INTERNAL SURFACES TO THE CHANGE OF OCULAR ABERRATIONS WITH AGE. P. Artal, E. Berrio, A. Guirao y P. Piers en *Journal of the Optical Society of America A-Optics Image Science and Vision*, vol. 19, págs. 137-43; 2002.
- CONTRAST IMPROVEMENT FOR CONFOCAL RETINAL IMAGING USING PHASE CORRECTING PLATES. S. A. Burns, S. Marcos, A. E. Elsner y S. Bará en *Optics Letters*, vol. 27, págs. 400-2; 2002.