

CAPÍTULO 3

Aberraciones ópticas y lentes intraoculares

María Viñas Peña

EL PROCESO VISUAL. ÓPTICA OCULAR

La visión es un proceso complejo, donde el sistema visual transforma los estímulos luminosos que recibe en información que es procesada por el cerebro, adaptándose extraordinariamente a los cambios del entorno (iluminación, color, contraste), y del propio sistema ocular (envejecimiento, patologías, tratamientos o errores refractivos), para mantener una correspondencia constante entre codificación y entorno visual. Este proceso se realiza en 3 etapas diferenciadas: óptica, retiniana y cortical. La luz que proviene de un objeto se enfoca primero mediante la óptica del ojo (principalmente la córnea y el cristalino) para formar una imagen en la retina. En la retina, los fotorreceptores muestrean la distribución de la luz, y luego la luz es absorbida y convertida en señales químicas y eléctricas (señales visuales) por las capas de la retina. Estas señales salen del ojo a través del nervio óptico y se transforman en representaciones corticales en el cerebro.

La formación de la imagen en el ojo se puede comparar con un sistema óptico artificial (i.e. una cámara), que tiene una cámara interior oscura para evitar la luz parásita (*stray light*), una apertura variable para dejar entrar más o menos luz y un sistema de enfoque ajustable para visualizar objetos a diferentes distancias. El sistema óptico del ojo tiene esos 3 elementos, y está formado principalmente por la córnea y el cristalino, que proyectan las imágenes en la retina a través de una apertura limitante, la pupila, definida por el iris. Sin embargo, existen algunas diferencias entre ambos sistemas ópticos, que

tienen su origen en la base biológica del ojo. El sistema óptico del ojo responde a su entorno, crece, envejece y padece enfermedades, en un intento por brindar la mejor imagen en diferentes circunstancias.

CALIDAD ÓPTICA OCULAR

El ojo humano está lejos de ser un sistema óptico perfecto. Las imágenes proyectadas en la retina se ven afectadas por el efecto combinado de la difracción, la dispersión y las aberraciones oculares. Los efectos de difracción están asociados con un tamaño de apertura limitado y, por lo tanto, predominan en los tamaños de pupila pequeños. La dispersión es debida principalmente al cristalino, y aumenta con la edad y con otras condiciones como cicatrices corneales y cirugía refractiva. Por otro lado, las aberraciones oculares emborronan la imagen retiniana, reduciendo el contraste de la misma y limitando las frecuencias espaciales disponibles para etapas posteriores del procesamiento visual. Su investigación ha estado liderada por el estudio de los errores refractivos, ya que las anomalías refractivas más importantes en el ojo son el desenfoque y el astigmatismo (aberraciones de bajo orden, LOAs). Sin embargo, el ojo sufre de otras aberraciones de alto orden (HOAs). La figura 1 muestra una representación esquemática del impacto de las aberraciones oculares en la calidad de la imagen retiniana en (a) un ojo libre de aberraciones y (b) un ojo aberrado.

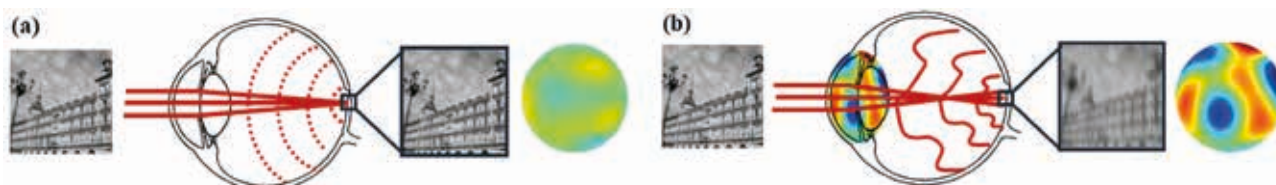


Figura 1: Aberración de onda e imagen retiniana. Representación esquemática de la aberración de onda monocromática y su impacto en la calidad de imagen en retina en (a) un ojo limitado por difracción (frente de onda plano) y en (b) un ojo con aberraciones (frente de onda aberrado) (1).

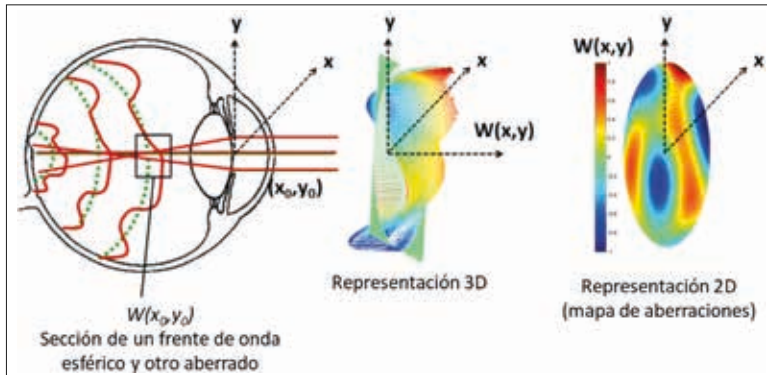


Figura 2: Representación esquemática del frente de onda. Los valores de aberración de onda (distancias entre el frente de onda aberrado distorsionado y la referencia esférica) se pueden representar como coordenada z referida al plano de la pupila (representación tridimensional) o se pueden representar como un mapa de color (mapa de aberraciones). Adaptado de Llorente et al (2009).

Aberraciones oculares

La calidad óptica ocular se describe en términos de aberración de onda $W(x, y)$, que describe las distorsiones de un cierto frente de onda (superficie que contiene puntos con la misma fase y ortogonales al eje de propagación) en el plano de la pupila a medida que avanza a través del sistema óptico. En un sistema perfecto libre de aberraciones (limitado por difracción), el frente de onda tendría una forma perfectamente esférica y la imagen de una fuente puntual a través de una pupila circular estaría limitada solo por difracción, por lo que la imagen de una fuente puntual será un punto (2,3).

La presencia de aberraciones induce desviaciones en el frente de onda de la forma esférica ideal. El mapa de aberración de onda $W(x, y)$ (en coordenadas cartesianas), representa por tanto la diferencia entre una onda esférica perfecta (esfera de referencia) y el frente de onda aberrado en la pupila de salida (4) y se puede representar en un mapa de aberración de onda como se muestra en la figura 2. Además, dependiendo de los requisitos del sistema, las aberraciones ópticas se pueden representar como: aberración de onda (salida del frente de onda del frente de onda ideal, medido en la pupila de salida), aberración transversal (salida de un rayo de su posición ideal en el plano de la imagen), o aberración longitudinal (desviación de la intersección de un rayo con el eje óptico de su posición ideal) (3). Además, las aberraciones oculares se pueden dividir en aberraciones cromáticas y monocromáticas (geométricas).

Aberraciones monocromáticas. Polinomios de Zernike

Las aberraciones de ondas monocromáticas tienen su origen en la geometría, las irregularidades, la inclinación y los descentramientos de los componentes del sistema óptico ocular. Aumentan con el diámetro de la pupila de salida y dependen de la longitud de onda (3,5). La

aberración de onda monocromática de un sistema óptico es una superficie compleja que se describe típicamente, en términos matemáticos, como una combinación de polinomios más simples. Para las aberraciones oculares, la expansión de los polinomios de Zernike, se ha convertido en la representación estándar (6,7) debido a sus propiedades. Los polinomios de Zernike son un conjunto de funciones que son ortogonales sobre un círculo unitario y son útiles para describir la forma de un frente de onda aberrado en la pupila de un sistema óptico (8). Una aberración de onda se puede describir como una suma de funciones de polinomios de Zernike ponderadas por los denominados coeficientes de Zernike, que indican la magnitud de cada aberración particular presente.

La definición matemática estándar de los polinomios de Zernike, así como la convención sobre signos, normalización y ordenamiento, es la recomendada por la Optical Society of America (OSA) (7), según la cual un mapa de fase de frente de onda se puede representar como una suma ponderada de polinomios de Zernike (en coordenadas polares) de la siguiente manera:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=0}^{\infty} c_n^m Z_n^m(\rho, \theta) \quad [1]$$

donde c_n^m son los coeficientes de Zernike correspondientes, y Z_n^m es el polinomio de Zernike de orden n y frecuencia m , y presenta la siguiente forma general dada por:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta); & \text{para } m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta); & \text{para } m < 0 \end{cases} \quad [2]$$

donde $R_n^{|m|}(\rho)$ viene dado por

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0,5(n+|m|)-s]! [0,5(n-|m|)-s]!} \rho^{n-2s} \quad [3]$$

y el factor de normalización $N_n^{|m|}$ es

$$N_n^{|m|} = \left(\frac{2(n+1)}{1+\delta_{m0}} \right)^{1/2} \quad [4]$$

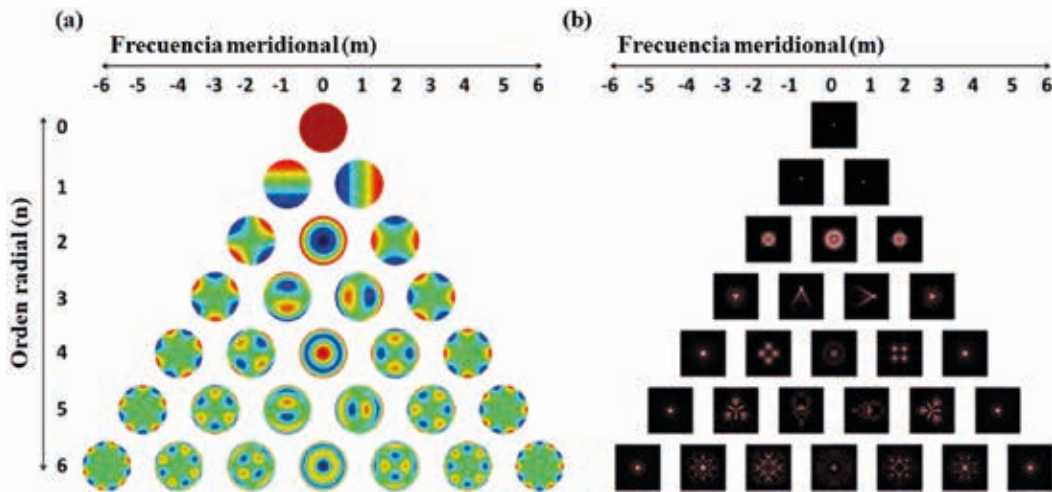


Figura 3: Polinomios de Zernike. Representación de los polinomios de Zernike hasta 6° orden (a) y la correspondiente función de dispersión de punto (PSF) considerando un coeficiente de 1 μm y 6mm de diámetro de pupila. Cada fila de la pirámide corresponde a un orden radial del polinomio y cada columna a una frecuencia meridional.

donde $n = 0, 1, 2, \dots$, y donde $m = -n, -n+2, -n+4, \dots, n$, y δ_{m0} es la delta de Kronecker. La figura 3 muestra los polinomios de Zernike hasta orden 6, con su correspondiente notación en (a) plano de pupila y el correspondiente impacto (b) en plano de retina, en términos de la PSF retiniana.

Los coeficientes de Zernike de 2° orden se pueden convertir en refracción esfero-cilíndrica en notación vectorial de potencia (9,10) utilizando

$$M = \frac{-c_2^0 4\sqrt{3}}{r^2}; \quad J_0 = \frac{-c_2^2 2\sqrt{6}}{r^2}; \quad J_{45} = \frac{-c_2^{-2} 2\sqrt{6}}{r^2}; \quad [5]$$

donde c_n^m es el coeficiente de Zernike de frecuencia meridional m , y r es el radio de pupila. La notación del vector de potencia se transpone fácilmente a los formatos convencionales de cilindro negativo o cilindro positivo utilizados en clínica (10).

Medida de las aberraciones monocromáticas. Sensores de frente de onda

Existen diferentes técnicas para medir objetivamente las aberraciones del frente de onda monocromático en el plano de pupila. Actualmente, los aberrómetros más utilizados se pueden clasificar en dos grupos. Los primeros miden la aberración de los rayos en la retina o el espacio de la imagen (i.e. LRT, SRR o aberrómetros de tipo Tscherning), mientras que los otros miden las aberraciones en el espacio del objeto (i.e. Hartmann-Shack). Este último, es el más utilizado en la actualidad.

Un sensor de frente de onda de Hartmann-Shack (HS) típico consiste en una matriz de microlentes de la misma focal, en cuyo plano se coloca una cámara CCD. Cuando un frente de onda esférico pasa a través del sensor de frente de onda HS, cada microlente se enfoca en el foco de la cámara CCD, formando una

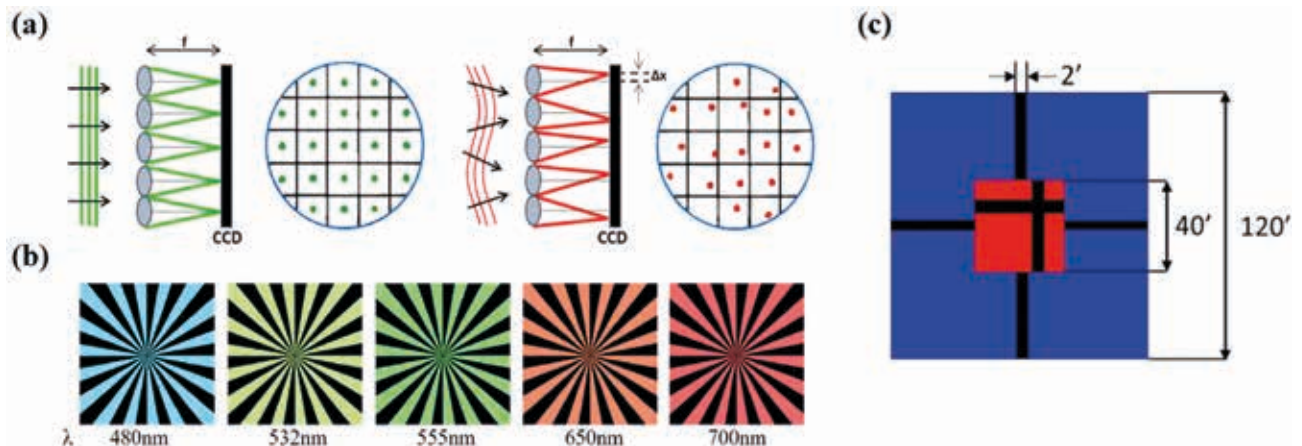


Figura 4: Medida de la calidad óptica ocular. (a) Sensor de frente de onda para la medida de aberraciones monocromáticas; (b) Método subjetivo de medida de la LCA: mejor foco subjetivo a diferentes longitudes de onda; (c) Método subjetivo de medida de la TCA: alineamiento vernier, en X e Y, de 2 estímulos en rojo y azul.

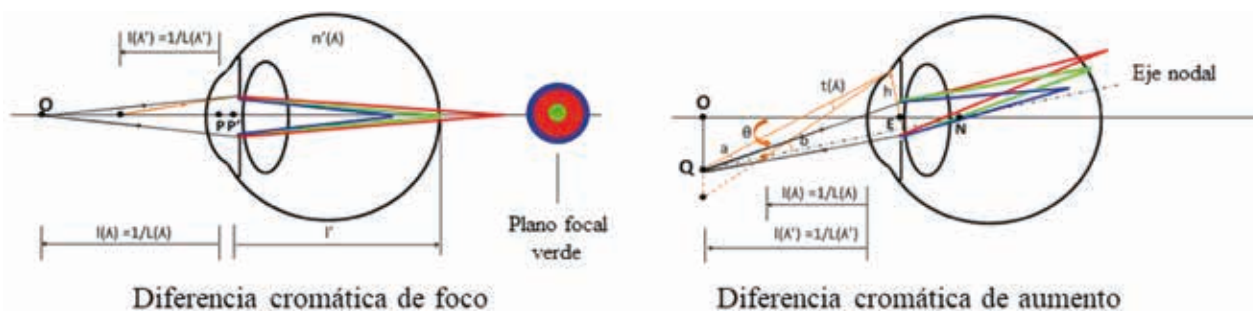


Figura 5: Aberración cromática ocular. (a) Aberración cromática longitudinal (LCA); (b) Aberración cromática transversal (TCA)(1).

matriz regular de puntos (puntos de referencia) (fig. 4a). Pero, cuando se muestrea un frente de onda distorsionado, cada lente enfoca un punto en una posición desplazada lateralmente con respecto a la referencia. La pendiente local del frente de onda en las correspondientes posiciones de las microlentes se obtiene a partir del desplazamiento de cada punto con respecto al punto de referencia. La aberración de onda se reconstruye integrando las pendientes de una serie de haces incidentes que se cruzan en la pupila de entrada del ojo. La reconstrucción modal se basa en la expansión de las derivadas de la aberración de onda como una combinación lineal de las derivadas de la expansión de polinomios de Zernike, y el posterior ajuste por mínimos cuadrados de los coeficientes de expansión a los gradientes medidos (1,2).

Aberraciones cromáticas

Las aberraciones cromáticas son consecuencia de la dispersión (variación del índice de refracción con la longitud de onda) de los medios refractivos de un sistema óptico (3). Hay dos tipos de aberraciones cromáticas: la aberración cromática longitudinal (LCA) y la aberración cromática transversal (TCA), representadas esquemáticamente en la figura 5.

Aberración cromática longitudinal

La dispersión cromática hace que las longitudes de onda cortas se enfoquen frente a las longitudes de onda largas, produciendo una diferencia cromática de enfoque entre las longitudes de onda más cortas y más largas, conocida como aberración cromática longitudinal o axial (LCA). La LCA ocular se puede cuantificar de diferentes formas: estimando la diferencia cromática de foco (CDF), que es la variación de potencia con la longitud de onda, o como diferencia cromática de refracción, que es la vergencia de la fuente para la

cual se encuentra la fuente enfocada en la retina para un rango determinado de longitudes de onda. Para cualquier nivel de ametropía y acomodación, la diferencia cromática de refracción es la diferencia entre las vergencias de los conjugados retinianos para una longitud de onda λ y una longitud de onda de referencia λ' (fig. 5). La LCA es relativamente constante en toda la población, alrededor de 2D en el rango visible (400-700 nm) usando técnicas subjetivas, casi invariante en ángulos pequeños y moderados a través del campo visual, y bastante constante con la edad, aunque algunos estudios han mostrado una disminución de la LCA con la edad (11).

La medida de la LCA se puede realizar mediante técnicas subjetivas (i.e. optómetro de Badal, alineamiento Vernier) (figs. 4b-c) y técnicas objetivas (i.e. imágenes retinianas de doble paso, aberrometría), mientras que el método más utilizado para la medida de la TCA es el alineamiento Vernier.

La LCA obtenida con métodos subjetivos es significativamente más elevada, tanto en ojos fásicos (11) como pseudofásicos (12), que la obtenida utilizando técnicas reflectométricas de doble paso (13,14), con diferencias que surgen muy probablemente de la dependencia de la longitud de onda de la reflectividad de las diferentes capas retinianas (15), más que la presencia/ausencia de aberraciones de alto orden (11).

Aberración cromática transversal

Las irregularidades ópticas, los desalineamientos entre los componentes oculares y la posición fuera de eje de la fovea dan como resultado un cambio de enfoque transversal dependiente de las longitudes de onda, conocido como la Aberración Cromática Transversa (TCA), que es pequeña en la fovea, y variable con una ligera tendencia a que las longitudes de onda más cortas se desplacen nasalmente en la retina en relación con la luz roja. La TCA se puede expresar de dos formas diferentes. Primero por la diferencia

cromática de posición, que es una medida angular, y segundo por la diferencia cromática de aumento (CMD), que es la variación dependiente de la longitud de onda en el tamaño de la imagen de objetos extensos (fig. 5).

En comparación con la LCA, ha habido relativamente pocos estudios sobre la TCA asociados con visión foveal. La TCA promedio obtenida de esos estudios, aunque debe tenerse en cuenta el rango de medición de la longitud de onda, es aproximadamente la mitad de 1,05 min. de arco previstos para ojos esquemáticos (486-656 nm) con pupilas centradas y la fovea a 5 grados del eje óptico. Sin embargo, algunos estudios también sugirieron que la variabilidad del TCA en la población podría estar asociada a factores geométricos más allá de la alineación de la superficie (16), como, por ejemplo, las aberraciones de alto orden (17). En el caso de la TCA medida con alineamiento Vernier, las aberraciones monocromáticas tienen un impacto significativo en la TCA percibida. La corrección de las aberraciones de alto orden, aumenta la cantidad de TCA en la mayoría de sujetos (17).

Métricas de calidad óptica

Diferentes métricas de calidad óptica se pueden obtener a partir de la aberración de onda utilizando óptica de Fourier. Hay dos tipos principales de métricas para definir la calidad de la imagen: métricas en plano de pupila y métricas en plano imagen.

Métricas en plano de pupila. Error cuadrático medio (RMS) del frente de onda

Una métrica estándar para evaluar la calidad óptica global de un determinado sistema óptico es el error cuadrático medio (RMS) del frente de onda, que mide la desviación del frente de onda de una onda plana perfecta. RMS se define como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las diferencias de las trayectorias ópticas medidas a partir de un frente de onda esférico de referencia que mejor ajuste sobre el área total del frente de onda y se calcula directamente a partir de los coeficientes de Zernike

$$RMS = \sqrt{\sum_{n,m} c_n^{m2}} \quad [6]$$

donde c_n^m es el correspondiente coeficiente de Zernike que corresponde al orden n y la frecuencia m .

Métricas de calidad de imagen en retina

Las métricas de calidad de la imagen de retina, calculadas a partir de la aberración de onda, incluyen los efectos combinados de difracción y aberraciones, pero no la dispersión. Son un buen predictor para la clínica, ya que son las que se correlacionan mejor con la función visual (18). Las métricas básicas basadas en la calidad de la imagen de retina son la función de dispersión de punto (PSF), la función de transferencia óptica (OTF), la función de transferencia de modulación (MTF) y la relación visual de Strehl (VSOTF).

Función de dispersión de punto (Point Spread Function, PSF)

La PSF es la imagen de un objeto puntual a través de un determinado sistema óptico. La función pupila, $P(x, y)$, define cómo la luz es transmitida por la óptica ocular,

$$P(x, y) = A(x, y) \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)\right) \quad [7]$$

donde $P(x, y)$ es la función de la pupila, $A(x, y)$ es una función de apodización (cuando se considera la naturaleza de guía de ondas de los conos) y $W(x, y)$ es la aberración de onda (en coordenadas cartesianas). $P(x, y)$ es cero fuera de la pupila. La PSF se calcula como la magnitud al cuadrado de la inversa de la transformada de Fourier de la función pupila (6, 19),

$$PSF(x, y) = K \left| FT \left[P(x, y) = A(x, y) \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)\right) \right] \right|_{f_x = \frac{x}{z}, f_y = \frac{y}{z}}^2 = K \left| FT [P(x, y)]_{f_x = \frac{x}{z}, f_y = \frac{y}{z}} \right|^2 \quad [8]$$

donde FT es el operador de la transformada de Fourier, K es una constante y z es la distancia desde la pupila a la imagen (longitud del ojo). La PSF para un sistema limitado por difracción es el disco Airy. La presencia de aberraciones oculares hace que la PSF correspondiente sea más extensa que la PSF libre de aberraciones para el mismo tamaño de pupila.

Función de transferencia óptica (Optical Transfer Function, OTF)

La OTF es una función compleja que mide la pérdida de contraste en la imagen de un objetivo sinusoidal, así como cualquier cambio de fase en el mismo. Es la auto-

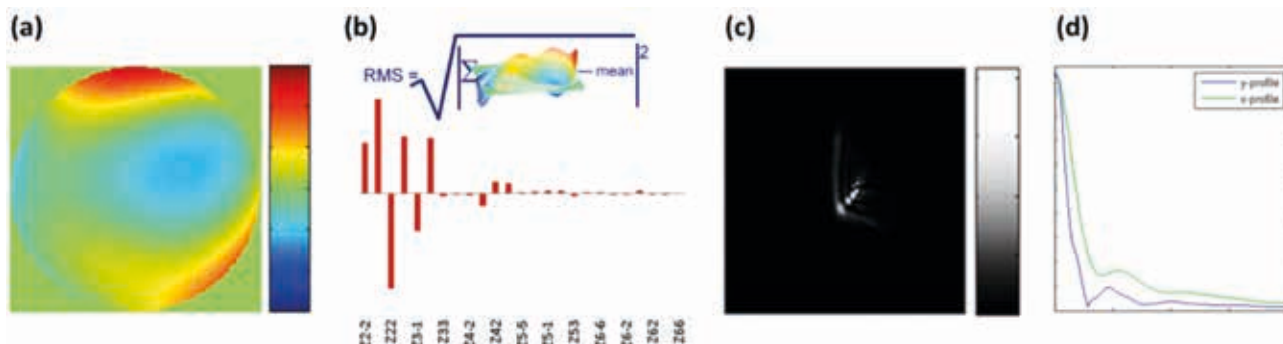


Figura 6: Representación de (a) Mapa de aberración de onda de un sujeto determinado, (b) Coeficientes de Zernike a partir de los cuales se calcula el RMS, (c) Función de dispersión de punto (PSF) a partir de esos coeficientes y (d) Perfiles de la función de transferencia de modulación (MTF) a partir de esos mismos coeficientes.

correlación de la función pupilar, o equivalentemente, la transformada de Fourier de la PSF

$$OTF = FT(PSF) \quad [9]$$

Función de transferencia de modulación (Modulation Transfer Function, MTF) & Función de transferencia de fase (Phase Transfer Function, PTF)

El módulo de la OTF es la Función de Transferencia de Modulación (MTF), que representa la disminución del contraste en función de la frecuencia espacial.

$$MTF = |OTF| \quad [10]$$

La fase de la OTF es la función de transferencia de fase (PTF). La PTF produce cambios de fase y se asocia con la presencia de aberraciones asimétricas, como coma y astigmatismo. La figura 1.6 muestra un ejemplo de la representación de los perfiles RMS, PSF y MTF obtenidos a partir de una aberración de onda definida por sus coeficientes de Zernike. La figura 6 muestra un ejemplo de la representación de los perfiles de RMS, PSF y MTF obtenidos a partir de una aberración de onda definida por sus coeficientes de Zernike.

Las aberraciones afectan a la imagen retiniana al reducir su contraste (MTF) o al trasladarla para producir un cambio de fase espacial con frecuencia espacial (PTF). El sistema óptico del ojo funciona como un filtro que reduce el contraste y cambia la posición relativa de cada rejilla en el espectro del objeto a medida que forma una imagen retiniana degradada. Por lo tanto, una OTF de alta calidad en el ojo está indicando valores altos de MTF y valores bajos de PTF, y la mayoría de las métricas escalares de calidad de imagen en el dominio de la frecuencia se basan en estos dos atributos de la OTF.

Relación visual de Strehl (Visual Strehl, VSOTF)

El Visual Strehl es una métrica que permite predecir el rendimiento visual, en términos de agudeza visual, a partir de las aberraciones de alto orden. El VSOTF se calcula en el dominio de frecuencias, donde la OTF se pondera por la función de sensibilidad de contraste neuronal (CSF_N) (9)

$$VSOTF = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} CSF_N \cdot OTF(f_x, f_y) df_x df_y}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} CSF_N \cdot OTF_{DL}(f_x, f_y) df_x df_y} \quad [11]$$

donde la CSF_N es la función de sensibilidad de contraste neuronal, OTF_{DL} es la OTF limitada por difracción, OTF es la OTF del sistema aberrado y (f_x, f_y) son las coordenadas de frecuencia espacial. El VSOTF es una herramienta imprescindible en el diseño y evaluación de nuevos diseños ópticos (i.e. lentes intraoculares (LIOs), lentes de contacto (CLs)) ya que permite evaluar de manera teórica (previa a la fabricación o la implantación) la función visual con un determinado diseño óptico.

Métricas de calidad óptica policromática

La aberración cromática, tanto LCA como TCA, reducen la calidad de la imagen policromática, aunque la cuantía de esta degradación depende de varios factores, incluidos el tamaño y la ubicación de la pupila, la excentricidad retiniana y el espectro de longitud de onda de la fuente. De hecho, la calidad de la imagen policromática y monocromática será diferente, debido al hecho de que la difracción y las aberraciones de alto orden también varían con la longitud de onda.

La función de aberración del frente de onda es un concepto monocromático, por lo tanto, cuando una fuente emite luz policromática, los mapas de aberración del frente de onda para cada longitud de onda se tra-

tan por separado porque la luz de diferentes longitudes de onda es mutuamente incoherente y no interfiere. Por esta razón, la definición de métricas de calidad de frente de onda no se puede extrapolar fácilmente para manejar luz policromática. El enfoque más utilizado para evaluar el impacto de la aberración cromática en la calidad de la imagen retiniana implica el cálculo de la PSF policromática. Además, para calcular una PSF policromática realista se deben incorporar tanto las aberraciones monocromáticas como las cromáticas, así como la dispersión y el efecto Stiles-Crawford (17).

CALIDAD VISUAL MONOCROMÁTICA Y POLICROMÁTICA

El impacto de las aberraciones ópticas en el rendimiento visual o, alternativamente, los beneficios de corregir las aberraciones oculares en la visión son cuestiones importantes en la óptica visual. La comprensión de las contribuciones ópticas y neuronales a la función visual permite predecir los límites de la visión espacial y las consecuencias visuales de las intervenciones ópticas.

Impacto de las aberraciones en la función visual

Las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) se corrigen de manera habitual en clínica por su evidente impacto negativo en la calidad de imagen en

retina y por consiguiente en la función visual. La cuestión de si inducir cambios en la óptica del ojo tiene un impacto en el rendimiento visual es más relevante cuando se considera la posibilidad de alterar las aberraciones de alto orden (con lentes o cirugía) de sujetos individuales. El control de las aberraciones monocromáticas, mediante Óptica Adaptativa (AO), ha permitido comprobar que la corrección de las aberraciones de alto orden mejora de manera significativa el rendimiento visual (i.e sensibilidad al contraste (20,21), agudeza visual (22-24), respuesta acomodativa (25,26)) de una manera no igualada por ninguna corrección óptica convencional (fig. 7). Por otro lado, la corrección de las aberraciones de alto orden tiene un impacto diferente en la función visual dependiendo del perfil refractivo del sujeto, tanto en miopes(27) como en astígmatas (28), en parte debido a las diferentes adaptaciones neuronales al emborronamiento retiniano de los diferentes perfiles refractivos (29).

En condiciones policromática, con luz blanca, las aberraciones cromáticas afectan la calidad de la imagen retiniana y, por lo tanto, la calidad visual. La presencia de aberraciones cromáticas impacta positivamente en algunas funciones visuales. Por ejemplo, la LCA ayuda al sistema de acomodación a responder correctamente cuando hay emborronamiento por desenfoque, sin embargo, un problema relacionado es la longitud de onda a la que un objetivo blanco está enfocado en varios estados de acomodación (3). La aberración cromática también afecta las refracciones clínicas, que invariablemente se realizan con luz blanca sin considerar el efecto de la aberración cromática longitudinal (30).

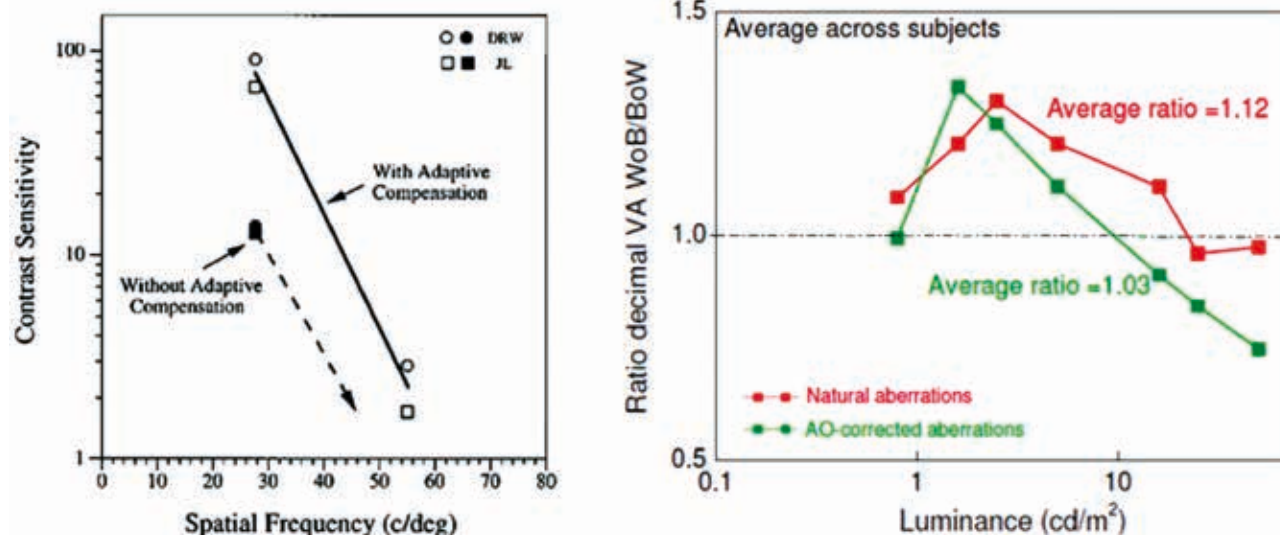


Figura 7: Función visual y corrección de las aberraciones de alto orden. (a) Sensibilidad al contraste. Medidas de sensibilidad al contraste para dos ojos para una rejilla horizontal de 27,5 y 55 c/deg con (línea negra) y sin corrección de HOAs (línea punteada). Reproducido de Liang et al. (1997). (b) Agudeza visual. Ratio de Agudeza visual decimal (WoB target/BoW target) en función de la luminancia (en una escala logarítmica lineal), con HOAs (rojo) y sin HOAs (verde), para pupilas dilatadas (6 mm). Reproducido de Marcos et al. (2008).

La aberración cromática también es un factor importante en el rendimiento óptico de ojos pseudofáquicos en luz policromática. En los últimos años, los diseños de lentes intraoculares (LIOs) monofocales han mejorado no solo para restaurar la transparencia o para corregir errores de refracción (esfera y cilindro), sino también para reducir la aberración esférica del ojo (31-35). Sin embargo, el reemplazo de la lente también modifica la dispersión cromática ocular, ya que se ve afectado por la dependencia de la longitud de onda del índice de refracción del material de la LIO. Por lo tanto, el rendimiento óptico estará determinado tanto por el diseño como por el material de la LIO (12).

En los últimos años ha habido algunos intentos de eliminar la aberración cromática ocular utilizando diferentes combinaciones refractivas y difractivas. Estas lentes acromatizantes pretenden mejorar la función visual, al introducir una cromática longitudinal opuesta a la del ojo humano. La imagen retiniana también puede beneficiarse de la corrección de la aberración cromática del ojo. El desarrollo de oftalmoscopios modernos, que utilizan luz infrarroja, y nuevas modalidades de imágenes oftálmicas que utilizan fuentes de luz policromática (i.e. tomografía de coherencia óptica (OCT)), inspiraron nuevos métodos para corregir la aberración cromática para mejorar aún más la calidad de las imágenes de la retina, especialmente cuando las pupilas son grandes. y se utilizan amplios anchos de banda espectrales.

Interacciones entre aberraciones mono- y cromáticas y su impacto en la función visual

Algunas combinaciones de aberraciones de alto orden permiten aumentar el rendimiento visual en deter-

minadas condiciones. Determinadas combinaciones de desenfoque y aberraciones esféricas, así como astigmatismo y astigmatismo secundario mejoran el rendimiento visual (39), además la combinación real de aberraciones de un sujeto produce una mejor MTF que la mayoría de combinaciones artificiales de aberraciones de la misma cuantía y signo (36). Determinadas combinaciones de astigmatismo y coma mejoran el rendimiento visual frente a la única presencia de astigmatismo (28,37), lo que abre la puerta a la incorporación de determinadas combinaciones de aberraciones en diseños ópticos personalizados para la mejora de la función visual.

En luz policromática, la calidad de la imagen retiniana se ve afectada por interacciones entre aberraciones monocromáticas y cromáticas, en concreto, las aberraciones monocromáticas desempeñan un papel protector contra las aberraciones cromáticas (38) (fig. 8), lo que puede explicar por qué las lentes acromatizantes (39,40) destinadas a corregir la cromática longitudinal en el ojo no mejoran notablemente el rendimiento visual, a menos que se corrijan ambas, aberraciones cromáticas y monocromáticas (15). El delicado equilibrio entre aberraciones mono- y cromáticas determina la función visual en condiciones policromáticas y cualquier cambio en dicho equilibrio tiene un impacto significativo en la visión.

ENVEJECIMIENTO OCULAR: ACOMODACIÓN Y PRESBICIA

El sistema visual tiene la capacidad de cambiar su potencia para enfocar objetos a diferentes distancias, por un proceso denominado acomodación. Con los procesos de envejecimiento oculares, la capacidad de

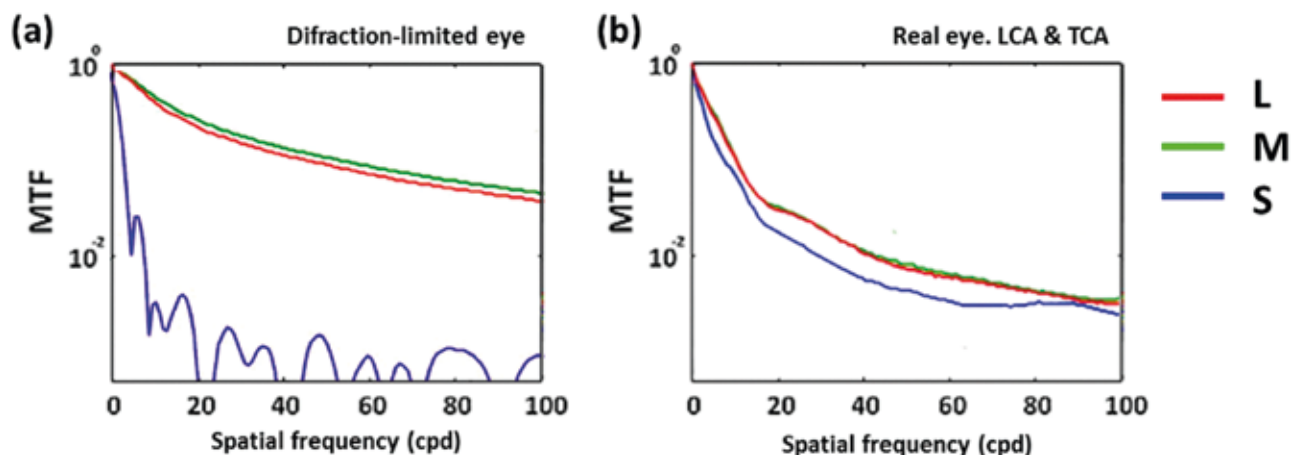


Figura 8: Interacciones entre aberraciones cromáticas y monocromáticas. MTFs policromáticas calculadas con una pupila de 6 mm para los conos L (línea roja), conos M (línea verde) y conos S (línea azul) para un ojo modelo teórico con solo LCA (a) y un sujeto (b) con LCA medido, TCA y aberraciones de alto orden. Adaptado de McLellan et al. (2002).

acomodación disminuye, y finalmente desaparece con las consiguientes limitaciones para la visión de cerca. Las fibras y la capsula del cristalino pierden su elasticidad, mientras que el tamaño y la forma del cristalino aumentan dando como resultado una disminución gradual de la amplitud y velocidad de acomodación. El cristalino se vuelve demasiado rígido para responder. En muchos casos a la aparición de la presbicia le sigue la formación de una catarata, causada por la opacificación del cristalino, que requiere la extracción quirúrgica del mismo.

Soluciones para la presbicia: breve estado del arte

Las soluciones disponibles actualmente tienen como objetivo corregir ópticamente la presbicia, colocando la imagen de un objeto cercano en la retina, y restaurar cierta funcionalidad en visión cercana, aunque ninguna de ellas puede restaurar la capacidad dinámica completa del ojo joven.

Existen múltiples soluciones que intentan proporcionar funcionalidad tanto para la visión de cerca como para la de lejos (41,42), incorporando potencia óptica adicional para la visión de cerca mediante el uso de ópticas externas (i.e. gafas o CLs), o la modificación quirúrgica de las potencias de los componentes ópticos oculares (i.e. cirugía corneal o implantación de LIOs). La corrección puramente óptica puede ser pasiva, en el sentido de que se proporciona una potencia de corrección fija, o activa, donde la potencia se puede variar de forma escalonada o continua. Estas soluciones se basan en diferentes principios: visión alterna, monovisión y visión simultánea.

Estas últimas, las correcciones multifocales de visión simultánea, donde el ojo se corrige simultáneamente para visión cercana y lejana, se han convertido en un tratamiento cada vez más popular para la presbicia, tanto para CLs como LIOs. La visión simultánea representa una nueva experiencia visual en la que una imagen nítida se superpone a una réplica borrosa de la misma imagen, reduciendo así el contraste general.

Lentes intraoculares

Las primeras LIOs monofocales buscaban únicamente la sustitución del cristalino natural, tras la extracción de la catarata, y lograr una situación lo más cercana posible a la emetropía. Sin embargo, en la actualidad, el diseño de las LIOs se ha diversificado de manera considerable. El rendimiento de las LIOs viene determina-

do por una combinación de factores: el material (crítico para la biocompatibilidad, transparencia, biomecánica y propiedades ópticas), la plataforma de la LIO (diseño háptico y de bordes, crítico para la estabilidad) y la geometría de la superficie de la LIO (que determina la calidad óptica de la lente) (43).

En la actualidad las LIOs monofocales no solo corrigen errores de refracción (esfera y cilindro), sino que también permiten modular la aberración esférica ocular. Hasta hace relativamente poco, las superficies de las lentes intraoculares eran esféricas, definidas por los radios de curvatura anterior y posterior, y esos valores a lo largo del índice de refracción del material determinaban la potencia óptica de la LIO. Los diseños de LIO monofocales esféricos inducen una aberración esférica positiva, que se suma a la aberración esférica de la córnea del paciente. Las LIOs monofocales de superficie esférica están diseñadas para inducir aberraciones esféricas negativas y compensar (al menos en parte) la aberración esférica positiva de la córnea, optimizando así la calidad de la imagen retiniana para el mejor foco(32). Los métodos de diseño y simulación ópticos permiten predecir el rendimiento de estas LIOs, diseñadas para inducir una cierta cantidad de aberración esférica o astigmatismo (LIOs tóricas) con fines de corrección, o para lograr la calidad de imagen retiniana deseada (i.e. optimizada en todo el campo visual o en un rango de enfoque).

Además de los diseños de LIO monofocales y de profundidad de campo extendida (EDOF), recientemente se han desarrollado LIOs multifocales que permiten visión funcional a diferentes distancias (i.e. lejos, intermedio, cerca). Estas LIOs (que pueden ser refractivas o, más a menudo, difractivas) operan bajo el principio de visión simultánea, mediante el cual se superponen imágenes enfocadas y desenfocadas del mismo objeto en la retina, reduciendo (hasta cierto punto) la calidad óptica en lejos, pero también la necesidad de ayudas cercanas. Muchos de estos diseños son refractivos con un área circular central y una serie de zonas anulares concéntricas que proporcionan focos cercanos y lejanos o, con menos frecuencia, un cambio gradual de potencia con radio zonal. Por otro lado, en las LIOs difractivas el perfil de fase de la lente va cambiando gracias a una serie de zonas difractivas anulares para producir focos cercanos y lejanos (42). Los principales problemas de las LIOs multifocales son la pérdida de contraste de la imagen a frecuencias espaciales medias y altas y, para la mayoría de los diseños refractivos pero no difractivos, una dependencia de la pupila en el rendimiento visual. La pérdida de contraste es causada por la imagen desenfocada formada por la parte «incorrecta» de la lente

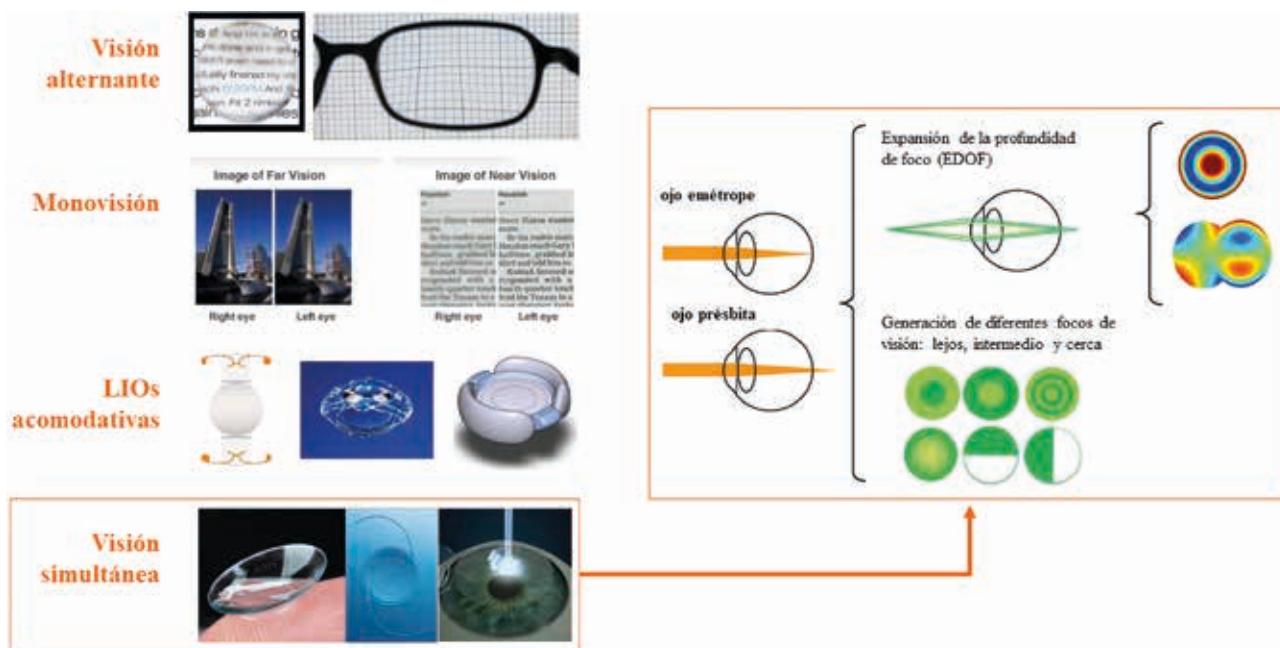


Figura 9: Correcciones para la presbicia. Las estrategias más habituales con la visión alternante, la monovisión y la visión simultánea. Con algunos intentos de desarrollo de lentes intraoculares acomodativas, sin éxito a día de hoy. Dentro de las correcciones multifocales de visión simultánea hay 2 grupos: (1) Correcciones de profundidad de foco extendida (EDOF), utilizando aberración esférica o usando diferentes combinaciones de aberraciones ópticas. (2) Correcciones que buscan producir diferentes focos para visión lejana, cercana e intermedia utilizando diferentes geometrías de diseños ópticos.

que se superpone a la imagen enfocada debido a la parte «correcta» de la lente, y los resultados dependen de la pupila, ya que la pupila afecta el área de la LIO utilizada por los rayos formadores de imágenes. Con cualquier corrección multifocal, la calidad de la imagen retiniana resultará de la interacción del perfil de potencia de la lente, el diámetro de la pupila, la cantidad de acomodación ocular residual disponible y la aberración esférica ocular. Una pregunta interesante es si, después de períodos prolongados de visión simultánea, se produce una adaptación a las imágenes de bajo contraste, lo que produce mejoras en la agudeza visual y la sensibilidad al contraste (44).

Tanto para el diseño como para la evaluación de estos diseños multifocales se utilizan modelos de ojo computacionales, que permiten la simulación del rendimiento a través de foco de la lente en condiciones ideales (45). Las LIOs son evaluadas también en banco óptico (utilizando modelos de ojo ANSI) durante el proceso de fabricación para verificar las tolerancias de las mismas. Tanto las simulaciones como las medidas en banco óptico permiten evaluar el rendimiento óptico de cada diseño, pero no capturan las sutilezas de las interacciones entre las aberraciones corneales y la LIO, así como la influencia de los aspectos de la percepción visual y la adaptación neuronal en la tolerancia del paciente a una determinada degradación de la calidad de la imagen retiniana.

Cálculo de la potencia de las LIOs

La selección de la potencia de la LIO es uno de los aspectos más importantes de la cirugía de cataratas. Las herramientas de simulación o de selección de LIOs basadas en medidas cuantitativas 3D de la anatomía ocular no han llegado aún a la práctica clínica, donde las LIOs se seleccionan en función de ecuaciones paraxiales y modelos de regresión, con información cuantitativa generalmente limitada de la biometría/geometría del ojo. La mayoría de estas ecuaciones generales fallan en pacientes cuya geometría ocular se encuentra fuera de los valores normales de la población (i.e. pacientes que se han sometido a cirugía refractiva corneal o en ojos muy largos o muy cortos) y dependen en gran medida de las actualizaciones de los factores de ajuste (i.e. constante A) o fórmulas diseñadas específicamente (i.e. método doble K) (46).

En cambio, los modelos de ojo computacionales, que permiten simulaciones de la verdadera calidad de la imagen de la retina, basados en la información geométrica específica del paciente, permitirán cálculos más precisos de la potencia óptima de la LIO y una selección de la LIO más personalizada. Estas simulaciones beneficiarán tanto la selección de LIO monofocales estándar como de LIO premium (i.e. LIOs tóricas para la corrección del astigmatismo, LIOs de profundidad de foco extendida o LIOs multifocales) (47).

Selección de LIOs

Con el número abrumadoramente creciente de diseños de LIOs disponibles para un paciente, elegir la más adecuada para cada paciente no es una tarea fácil por la escasez de herramientas objetivas que ayuden en esta selección.

Se han propuesto algoritmos de árbol de decisión para guiar el tipo de cirugía más apropiado para un paciente dado, pero el alcance generalmente se restringe a la cirugía de presbicia. Sin embargo, la cuestión crítica sobre cuál es la lente más adecuada para el paciente permanece fuera de alcance con estos algoritmos. Algunos protocolos clínicos actuales incluyen adaptar al paciente lentes de contacto (48) o mostrar los efectos simulados en imágenes presentadas en una pantalla (32,49). La necesidad de cálculos adaptados para cada sujeto y la limitación de las condiciones simuladas han impedido el avance clínico de este tipo de simulación.

Un punto de inflexión en las simulaciones de correcciones ópticas fue la transferencia de tecnología de óptica adaptativa, originalmente desarrollada para medir y compensar los efectos de la turbulencia atmosférica en observaciones astronómicas a través de telescopios terrestres, a aplicaciones en el ojo. El mapa de fase que describe la LIO se puede mapear en el elemento activo de óptica adaptativa (i.e. espejo deformable o modulador de luz espacial), que luego se proyecta en el ojo del paciente, imitando la implantación de la LIO (50). Los sistemas de óptica adaptativa de laboratorio y otras alternativas de correcciones programables (como las creadas utilizando el concepto de multiplexación temporal utilizando lentes optimizables, SimVis) (51) prometen convertirse en tecnologías de simulación de rutina en la clínica, permitiendo a los pacientes experimentar una visión postoperatoria prospectiva con diferentes Diseños de LIO (52).

LENTES INTRAOCULARES Y ABERRACIONES OCULARES

Aberraciones mono- y cromáticas con lentes intraoculares

La calidad óptica policromática está determinada por el equilibrio entre las aberraciones mono- y cromáticas y sus interacciones, que son particularmente importantes, ya que la magnitud y el patrón de las mismas puede verse alterado con la implantación de una LIO. Además, algunas interacciones pueden ayudar a mejorar la visión en ojos pseudofáquicos, modulando la

aberración cromática para ampliar el rango de visión en diseños ópticos multifocales (53).

Las LIOs de última generación están diseñadas con superficies esféricas, que típicamente inducen una aberración esférica negativa para compensar la aberración esférica positiva de la córnea (32,54). Esta compensación, que no se encuentra con las LIO de superficie esférica, imita el equilibrio producido por el cristalino en el ojo humano joven, una propiedad que se pierde con la edad (55). Medidas in vivo en ojos pseudofáquicos han mostrado una menor aberración esférica en ojos implantados con LIOs esféricas (i.e. Acrysof IQ o Tecnis (32,55,56), con resultados similares a las predicciones computacionales (57). La inducción de aberración esférica negativa compensa de manera pasiva el coma lateral, positivo en la córnea anterior y negativo en la LIO, consecuencia de la posición fuera del eje de la fóvea (58,59). La disminución de las aberraciones de alto orden da como resultado en última instancia una mejora de la función de transferencia de modulación (MTF) de los ojos implantados con LIOs esféricas (en comparación con los ojos implantados con IOL esféricas). La presencia de otras aberraciones de alto orden en el ojo, posibles errores de refracción residuales y, muy probablemente, los efectos cromáticos probablemente limiten el beneficio total tras la corrección de la aberración esférica (60).

En el ojo pseudofáquico, no solo cambian las aberraciones monocromáticas, sino también las cromáticas, ya que el nuevo material de la LIO modifica las propiedades de dispersión cromática del ojo, que dependerán ahora del índice de refracción del material de la LIO. Además del material, el diseño de la LIO (42) también influye en la calidad óptica policromática del ojo pseudofáquico, y será especialmente relevante en diseños difractivos (61-64). El impacto de las aberraciones cromáticas en el ojo pseudofáquico (65-68), las interacciones con las aberraciones monocromáticas de alto orden (69) y su corrección mediante LIO difractivas (70,71) modifican la calidad óptica y por tanto la función visual. Medidas in vivo de la aberración cromática longitudinal en pacientes pseudofáquicos implantados con LIO de diferentes materiales (Tecnis, Acrysof, materiales PhysiOL hidrófobos e hidrófilos), muestran diferencias consistentes con el número de Abbe de los materiales de la LIO (12,72). Sin embargo el impacto de dicha aberración en la función visual de LIOs con material diferentes (12) no ha sido cuantificado aún sobre el impacto en el rendimiento visual debido a un LCA fáquico-pseudofáquico significativamente diferente (es decir, con materiales hidrófilos (12)). Además, el impacto de la aberración cromática transversal, de especial importancia tras la implantación

de la LIO no ha sido aún estudiado ni incorporado a la evaluación de la función visual policromática del ojo pseudofáquico.

Las aberraciones monocromáticas y cromáticas no pueden considerarse de forma aislada, y ha habido algunos intentos de evaluar las interacciones entre las diferentes aberraciones mediante simulación computacional o medidas en banco óptico. Sin embargo, estos modelos no capturan la complejidad del ojo natural. Las medidas in vivo de aberraciones monocromáticas en varias longitudes de onda en ojos implantados con una LIO esférica monofocal de material Clareon (Alcon) (73), mostraron que la LIO compensa la aberración esférica, con aberraciones de onda postoperatorias dominadas por el astigmatismo y otras aberraciones de alto orden, que dependen en gran medida del sujeto. El impacto de la LCA en azul depende en gran medida de la magnitud de las aberraciones monocromáticas postoperatorias. Estas interacciones entre aberraciones, materiales y diseños, permite la modulación de la LCA en nuevos diseños difractivos que buscan ampliar el rango visual del ojo pseudofáquico y mejorar la calidad óptica policromática (74-77).

Nuevos diseños de lentes intraoculares: multifocalidad y aberración cromática

Los diseños multifocales difractivos han permitido obtener buenas agudezas visuales en lejos y cerca (78,79), con resultados mucho más modestos en visión intermedia (80). Por tanto, existe un interés creciente por desarrollar nuevos diseños que permitan una mejor calidad óptica a todas las distancias.

Las LIOs multifocales difractivas suelen tener un diseño híbrido refractivo-difractivo, en el que la energía luminosa se divide entre varios focos. En la mayoría de los diseños, los focos lejanos reciben luz que es refractada, mientras que los otros focos (intermedios y cercanos) se obtienen mediante una combinación de luz difractada. La focalización refractiva o difractiva conduce a signos opuestos de LCA, lo que permite modular la aberración cromática del ojo a diferentes distancias. Con la óptica difractiva es posible alterar (81,82) e incluso cambiar el signo de la aberración cromática inducida por la lente, al menos en varios focos (63,83). Los cambios en la posición de los focos con la longitud de onda de las lentes bifocales difractivas también se han utilizado estratégicamente para «completar» distancias intermedias e imitar una profundidad de enfoque extendida en luz policromática. Un ejemplo interesante de LIO de diseño difractivo multifocal es la FineVision de PhysiOL, que

combina dos patrones difractivos bifocales (uno para visión lejana y cercana, y el otro para visión lejana e intermedia) diseñados para concentrar la luz en cerca (+3,5 D), intermedio (+1,75 D) y cerca (82,84) en dos materiales (FineVisionHP hidrofóbico y FineVision POD F hidrofílico). Medidas in vivo con estas LIOs han permitido medir la LCA del ojo pseudofáquico y evaluar las interacciones entre aberraciones. La LCA subjetiva con la LIO hidrofílica (76) es más elevada para visión lejana que para visión intermedia y cercana, de manera similar a las simulaciones computacionales y las medidas en banco óptico (63), aunque con menores valores para los resultados in vivo. En un estudio posterior con el material hidrofóbico (FineVision HP) (85), la LCA mostró tendencias similares pero mayores cantidades, mostrando que la combinación de materiales, diseños y aberraciones permite mejorar el rango visual de las LIOs y adaptarlas a las necesidades de cada paciente.

SIMULADORES VISUALES PARA LA PRESCRIPCIÓN DE LENTES INTRAOCULARES

La Óptica Adaptativa (AO), una tecnología desarrollada originalmente para obtener imágenes de objetos estelares con telescopios terrestres que elimina los efectos degradantes de la turbulencia atmosférica, ha ampliado recientemente sus aplicaciones a la oftalmología (52). Desde que la AO se aplicó por primera vez en el ojo (21), su uso para medir, corregir o inducir aberraciones oculares ha aumentado drásticamente, e incluso ha dado el salto a los procedimientos clínicos oftalmológicos. Los sistemas de AO han permitido evaluar el sistema visual con ópticas manipuladas, mientras que los simuladores visuales AO son particularmente atractivos para probar la visión en pacientes con nuevos diseños ópticos, antes de realizar correcciones quirúrgicas al paciente o incluso fabricar las lentes.

Brindar a los pacientes la experiencia visual antes de implantar un LIO o colocar una lente de contacto es particularmente relevante para las correcciones multifocales de visión simultánea. Los simuladores visuales permiten realizar estudios sistemáticos de rendimiento visual probando múltiples diseños de lentes (programables en el elemento activo de óptica adaptativa), que pueden ser directamente probados por el paciente. Como instrumentos clínicos, los simuladores visuales de AO pueden ayudar al paciente a experimentar la multifocalidad y pueden orientar al paciente y al oftalmólogo en la selección de la corrección más adecuada.

En los simuladores visuales basados en AO, un elemento óptico activo, típicamente un espejo deforma-

ble (DM), un modulador espacial de luz (SLM) o una lente optoajustable en modo de multiplexación temporal (tecnología SimVis) (86), reproduce el mapa de fase equivalente de un determinado diseño óptico en un plano conjugado con el plano de la pupila del sujeto, mientras que el observador está mirando un estímulo visual. Los DM permiten simular diseños ópticos suaves o inducir ciertas cantidades de aberraciones, mientras controlan las aberraciones del sujeto. Por el contrario, los moduladores de luz espacial (SLM) son capaces de reproducir mapas de fase abruptos debido a su alta resolución espacial y de aumentar el rango de fase efectivo mediante el uso de representaciones de fase envueltas. Las lentes optoajustables controladas electrónicamente pueden producir variaciones de focos periódicas rápidas a velocidades mayores que el umbral de fusión de parpadeo del sistema visual humano, entregando imágenes aparentemente estáticas en la retina del sujeto que emulan el efecto de la corrección multifocal. La simulación de correcciones multifocales se basa en la evaluación de la distribución de energía a través del foco de la corrección, a partir del conocimiento de la distribución de la potencia pupilar que varía espacialmente, y la programación en la lente op-

timizable de los correspondientes cambios de enfoque variables en el tiempo. Además, se puede obtener una simulación estática de un diseño multifocal colocando el LIO real en una cubeta llena de agua en un plano pupilar conjugado proyectado en el ojo.

Todas estas tecnologías se pueden utilizar en el entorno de simuladores visuales basados en AO para simular la visión a través de complejos diseños multifocales. Una pregunta interesante es si esta simulación se corresponde con la visión obtenida a través de la LIO real fabricada físicamente probada en el mismo ojo (50). La comparación, en el banco y en pacientes, en el mismo simulador visual multicanal de AO (50,87), de la calidad óptica y visual a través de foco producida por LIO multifocales reales (M-IOL) y sus correspondientes simulaciones visuales utilizando diferentes elementos ópticos activos puede ayudar a responderla. La figura 10 muestra algunos ejemplos de este tipo de validaciones. Las métricas de calidad óptica obtenidas a partir de la imagen a través de foco de un estímulo (E Esnellen) en banco óptico y las medidas de agudeza visual in vivo en pacientes muestran curvas a través de foco similares, en este caso particular para una LIO refractiva bifocal (Oculentis). Las curvas muestran una buena correspon-

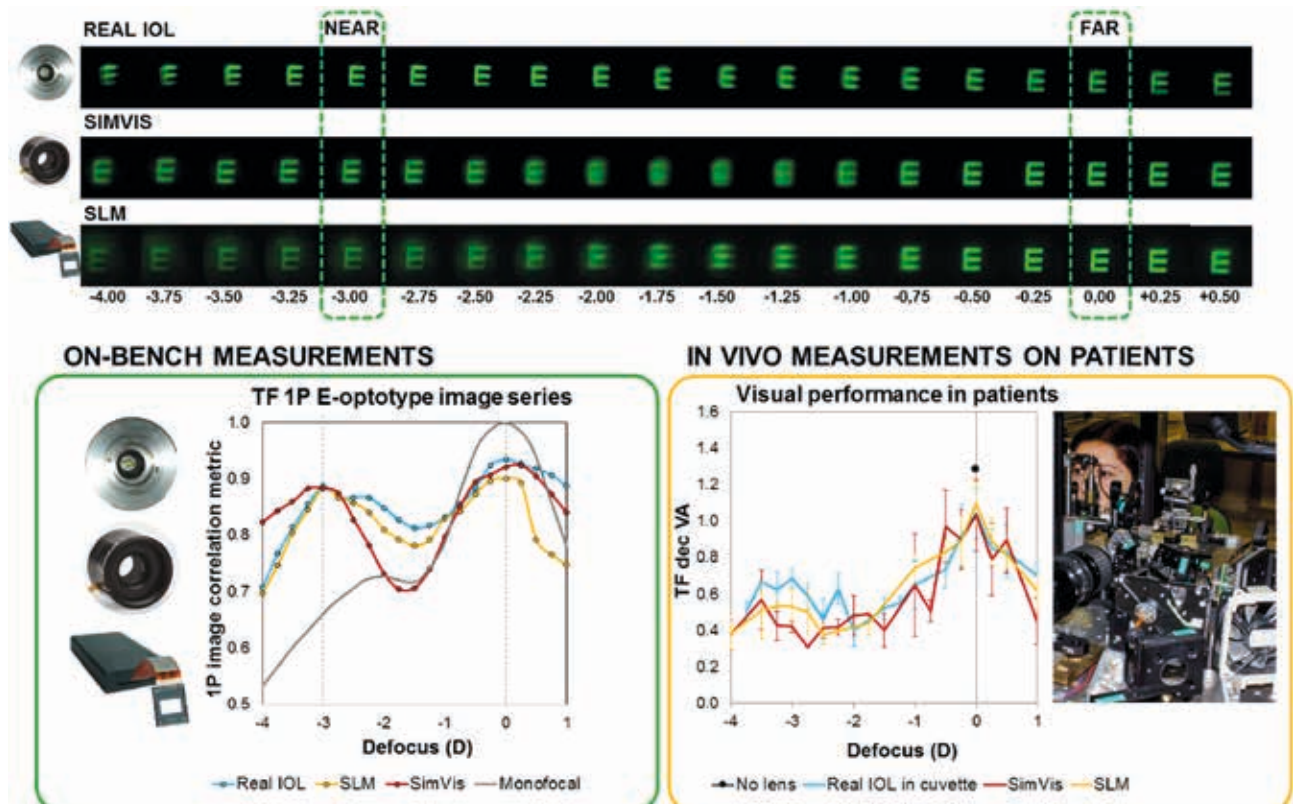


Figura 10: Calidad óptica y visual en banco óptico y en pacientes con una LIO real y simulada (bifocal refractiva) medidas con un simulador visual multicanal basado en AO. Todas las tecnologías de simulación, SLM, SimVis y LIO real en una cubeta, muestran un rendimiento visual similar a través de foco, tanto en el banco óptico como in vivo. Reproducido de Vinas et al (2019).

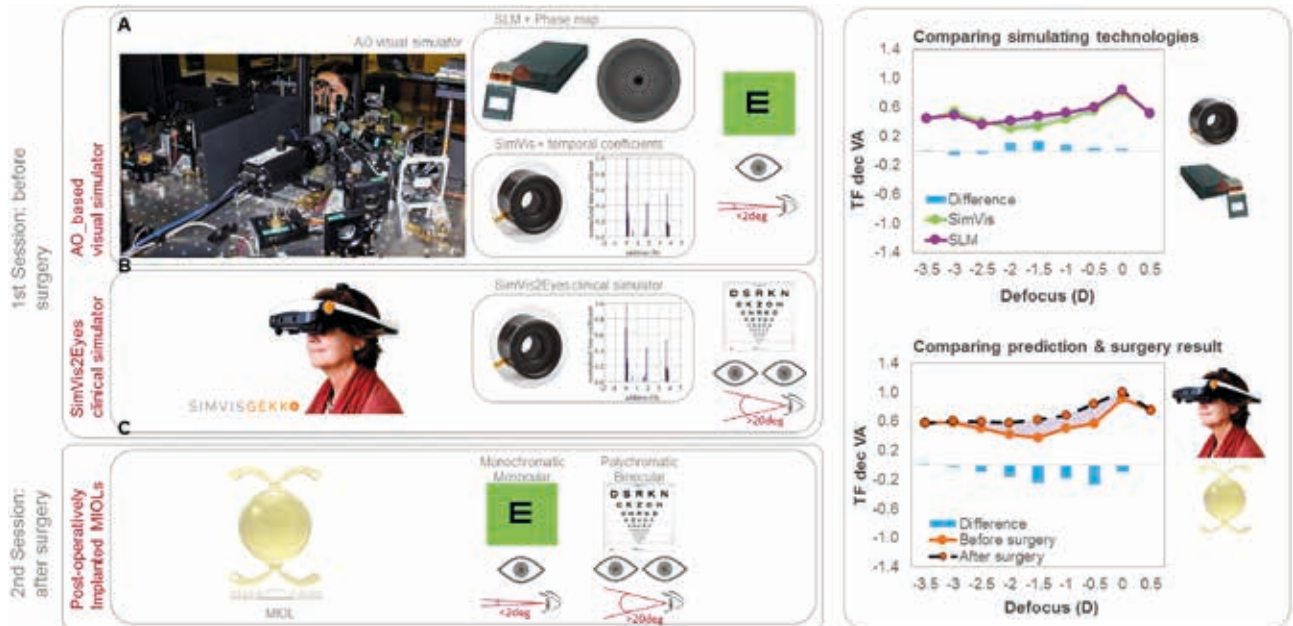


Figura 11: De un simulador visual multicanal basado en AO hasta un simulador clínico útil para predecir el rendimiento visual posoperatorio. Las predicciones previas a la cirugía coinciden con los resultados de función visual a través de foco post cirugía. Reproducido de Vinas et al (2019).

dencia general entre el rendimiento a través de foco con las LIOs reales y simuladas, tanto ópticamente (en banco) como visualmente (AV medida en pacientes). Las simulaciones visuales en un sistema AO capturan en gran medida el rendimiento óptico y visual obtenido con LIOs reales y simuladas proyectadas.

La máxima utilidad de los simuladores visuales, sin importar la tecnología que se utilice, se basa en su capacidad para permitir que los pacientes experimenten la visión multifocal antes de la implantación de la LIO. La figura 11 muestra el proceso de validación de un simulador visual clínico binocular «see-through» portátil (SimVis Gekko, 2Eyes Vision, Madrid, España) desarrollado para la simulación prequirúrgica de correcciones de visión simultánea (88), en el que las medidas in vivo preoperatorias con LIOs simuladas son comparadas con las medidas postcirugía con la misma LIO ya implantada (51). La comparación se realiza en pacientes a los que se les han implantado LIOs trifocales difractivas (FineVision POD F, de PhysiOL), utilizando dos tecnologías de simulación diferentes (SLM y SimVis) y 2 plataformas de simulación diferentes, un simulador visual basado en AO y un simulador clínico (SimVis Gekko). Al comparar las diferentes técnicas de simulación preoperatoria, se encuentra un rendimiento visual similar, en términos de agudeza visual, entre la simulación SLM (línea rosa) y la simulación SimVis (línea verde) en la plataforma AO. El simulador clínico basado en la tecnología SimVis (línea naranja) predice bien el rendimiento de TF posquirúrgico (línea punteada negra).

En general, los simuladores visuales pueden predecir el rendimiento multifocal relativo de un diseño de LIO específico, ya que el rendimiento visual a través de foco pre cirugía (LIO simulado) y el rendimiento visual de TF después de la cirugía (LIO real) muestran una buena correspondencia. Las simulaciones visuales son herramientas programables útiles para predecir el rendimiento visual relativo con LIO multifocales, tanto en un entorno AO como en un dispositivo binocular clínico de gran campo de visión.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

- El ojo humano está lejos de ser un sistema óptico perfecto. Las imágenes proyectadas en la retina se ven afectadas por el efecto combinado de la difracción, la dispersión y las aberraciones oculares.
- En luz policromática, la calidad de la imagen retiniana se ve afectada por interacciones entre aberraciones monocromáticas y cromáticas, El delicado equilibrio entre aberraciones mono- y cromáticas determina la función visual en condiciones policromáticas y cambia con la implantación de una lente intraocular.
- La calidad visual del ojo pseudofáquico depende del material y del diseño de la LIO, pero también de la interacción con las aberraciones oculares postquirúrgicas.
- Los simuladores visuales permiten estudiar la función visual del ojo pseudofáquico con diferentes diseños de LIOs, así como ayudar a la mejor selección del tipo de LIO para cada paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. M. Vinas, «Polychromatic adaptive optics to evaluate the impact of manipulated optics on vision.» (Complutense University Madrid (UCM), Madrid (Spain), 2015).
2. L. Llorente, «Optical aberrations in ametropic eyes and their change with corneal refractive surgery.» (City University London, London (UK), 2009).
3. D. A. Atchison and G. Smith, *Optics of the human eye* (Butterworth Heinemann, Edinburgh (UK), 2000).
4. W. N. Charman, «Wavefront aberration of the eye: a review.» *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 68, 574-583 (1991).
5. V. N. Mahajan, *Aberration theory made simple, Tutorial texts in optical engineering (SPIE-The international society for optical engineering, Washington (USA), 1991), Vol. 6.*
6. J. Porter, H. M. Queener, J. E. Lin, K. Thorn, and A. Awwal, *Adaptive Optics for Vision Science. Principles, Practices, Design, and Applications* (Wiley Interscience, Hoboken (USA), 2006).
7. L. N. Thibos, R. A. Applegate, J. T. Schwiegerling, and R. Webb, «Standards for reporting the optical aberrations of eyes.» *J. Refract. Surg.* 18, S652-660 (2002).
8. M. Born and E. Wolf, *Principles of Optics* (Pergamon Press, Oxford (UK), 1993).
9. L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, and R. A. Applegate, «Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations.» *Journal of vision* 4, 329-351 (2004).
10. L. N. Thibos, W. Wheeler, and D. Horner, «Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error.» *Optom Vis Sci* 74, 367-375 (1997).
11. M. Vinas, C. Dorronsoro, D. Cortes, D. Pascual, and S. Marcos, «Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics.» *Biomed Opt Express* 6, 948-962 (2015).
12. M. Vinas, C. Dorronsoro, N. Garzon, F. Poyales, and S. Marcos, «In vivo subjective and objective longitudinal chromatic aberration after bilateral implantation of the same design of hydrophobic and hydrophilic intraocular lenses.» *J Cataract Refract Surg* 41, 2115-2124 (2015).
13. C. Ware, «Human axial chromatic aberration found not to decline with age.» *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol* 218, 39-41 (1982).
14. E. Fernandez, A. Unterhuber, P. Prieto, B. Hermann, W. Drexler, and P. Artal, «Ocular aberrations as a function of wavelength in the near infrared measured with a femtosecond laser» *Opt. Express* 13, 400-409 (2005).
15. X. Zhang, L. N. Thibos, and A. Bradley, «Wavelength-dependent magnification and polychromatic image quality in eyes corrected for longitudinal chromatic aberration» *Optom. Vis. Sci* 74, 563-569 (1997).
16. S. Marcos, S. A. Burns, P. M. Prieto, R. Navarro, and B. Baraibar, «Investigating sources of variability of monochromatic and transverse chromatic aberrations across eyes» *Vision Res.* 41, 3861-3871 (2001).
17. S. Aissati, M. Vinas, C. Benedi-Garcia, C. Dorronsoro, and S. Marcos, «Testing the effect of ocular aberrations in the perceived transverse chromatic aberration» *Biomed Opt Express* 11, 4052-4068 (2020).
18. R. A. Applegate, J. D. Marsack, and L. N. Thibos, «Metrics of retinal image quality predict visual performance in eyes with 20/17 or better visual acuity» *Optom Vis Sci* 83, 635-640 (2006).
19. L. Sawides, «Correction and control of ocular aberrations with Adaptive Optics: effects on human vision» (University of Valladolid, Valladolid (Spain), 2013).
20. G. Y. Yoon and D. R. Williams, «Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye» *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 19, 266-275 (2002).
21. J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller, «Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics» *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 14, 2884-2892 (1997).
22. D. Williams, G. Y. Yoon, J. Porter, A. Guirao, H. Hofer, and I. Cox, «Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye» *Journal of refractive surgery* 16, S554-559 (2000).
23. S. Li, Y. Xiong, J. Li, N. Wang, Y. Dai, L. Xue, H. Zhao, W. Jiang, Y. Zhang, and J. C. He, «Effects of monochromatic aberration on visual acuity using adaptive optics» *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 86, 868-874 (2009).
24. S. L. Elliott, S. S. Choi, N. Doble, J. L. Hardy, J. W. Evans, and J. S. Werner, «Role of high-order aberrations in senescent changes in spatial vision» *Journal of vision* 9, 24 21-16 (2009).
25. E. J. Fernandez and P. Artal, «Study on the effects of monochromatic aberrations in the accommodation response by using adaptive optics» *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision* 22, 1732-1738 (2005).
26. E. Gamba, L. Sawides, C. Dorronsoro, and S. Marcos, «Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated» *J Vis* 9(6), 1-15 (2009).
27. E. A. Rossi, P. Weiser, J. Tarrant, and A. Roorda, «Visual performance in emmetropia and low myopia after correction of high-order aberrations» *J Vis* 7, 14 (2007).
28. M. Vinas, P. de Gracia, C. Dorronsoro, L. Sawides, G. Marin, M. Hernandez, and S. Marcos, «Astigmatism impact on visual performance: meridional and adaptational effects» *Optom Vis Sci* 90, 1430-1442 (2013).
29. M. Vinas, L. Sawides, P. de Gracia, and S. Marcos, «Perceptual adaptation to the correction of natural astigmatism» *PLoS ONE* 7, e46361 (2012).
30. L. N. Thibos, M. Ye, X. Zhang, and A. Bradley, «The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans» *Appl. Opt.* 31, 3594-3600 (1992).
31. J. T. Holladay, P. A. Piers, G. Koranyi, M. van der Mooren, and N. E. Norrby, «A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes» *J Refract Surg* 18, 683-691 (2002).
32. S. Marcos, S. Barbero, and I. Jimenez-Alfaro, «Optical quality and depth-of-field of eyes implanted with spherical and aspheric intraocular lenses» *J Refract Surg* 21, 223-235 (2005).
33. J. Tabernerero, P. Piers, A. Benito, M. Redondo, and P. Artal, «Predicting the optical performance of eyes implanted with IOLs to correct spherical aberration» *Invest Ophthalmol Vis Sci* 47, 4651-4658 (2006).
34. P. A. Piers, H. A. Weeber, P. Artal, and S. Norrby, «Theoretical comparison of aberration-correcting customized and aspheric intraocular lenses» *J Refract Surg* 23, 374-384 (2007).
35. A. Franchini, «Compromise between spherical and chromatic aberration and depth of focus in aspheric intraocular lenses» *J Cataract Refract Surg* 33, 497-509 (2007).
36. J. S. McLellan, P. M. Prieto, S. Marcos, and S. A. Burns, «Effects of interactions among wave aberrations on optical image quality» *Vision Res* 46, 3009-3016 (2006).
37. P. de Gracia, C. Dorronsoro, E. Gamba, G. Marin, M. Hernandez, and S. Marcos, «Combining coma with astigmatism can improve retinal image over astigmatism alone» *Vision Res* 50, 2008-2014 (2010).
38. J. S. McLellan, S. Marcos, P. M. Prieto, and S. A. Burns, «Imperfect optics may be the eye's defence against chromatic blur» *Nature* 417, 174-176 (2002).
39. E. J. Fernandez, A. Unterhuber, B. Povazay, B. Hermann, P. Artal, and W. Drexler, «Chromatic aberration correction of the human eye for retinal imaging in the near infrared» *Opt. Express* 14, 6213-6225 (2006).
40. P. A. Howarth and A. Bradley, «The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction» *Vision Res.* 26, 361-366 (1986).
41. W. N. Charman, «Developments in the correction of presbyopia I: spectacle and contact lenses» *Ophthalmic & physiological optics: the journal of the British College of Ophthalmic Opticians* 34, 8-29 (2014).
42. W. N. Charman, «Developments in the correction of presbyopia II: surgical approaches» *Ophthalmic & physiological optics* : the

- journal of the British College of Ophthalmic Opticians 34, 397-426 (2014).
43. R. Bellucci, «An Introduction to Intraocular Lenses: Material, Optics, Haptics, Design and Aberration» Güell JL (ed): Cataract. ES-ASO Course Series. Basel, Karger 3, 38-55 (2013).
 44. P. R. Fernandes, H. I. Neves, D. P. Lopes-Ferreira, J. M. Jorge, and J. M. Gonzalez-Mejome, «Adaptation to multifocal and monovision contact lens correction» *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 90, 228-235 (2013).
 45. F. Vega, F. Alba-Bueno, and M. S. Millán, «Energy Distribution between Distance and Near Images in Apodized Diffractive Multifocal Intraocular Lenses» *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52, 5695-5701 (2011).
 46. J. Aramberri, «Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method» *J Cataract Refract Surg* 29, 2063-2068 (2003).
 47. S. Marcos, E. Martínez-Enriquez, M. Vinas, A. de Castro, C. Dorronsoro, S. P. Bang, G. Yoon, and P. Artal, «Simulating Outcomes of Cataract Surgery: Important Advances in Ophthalmology» Annual review of biomedical engineering (2021).
 48. D. A. Cummings, (personal communication).
 49. L. Sawides, P. de Gracia, C. Dorronsoro, M. Webster, and S. Marcos, «Adapting to blur produced by ocular high-order aberrations» *J Vis* 11(2011).
 50. M. Vinas, C. Benedi-Garcia, S. Aissati, D. Pascual, V. Akondi, C. Dorronsoro, and S. Marcos, «Visual simulators replicate vision with multifocal lenses» *Scientific reports* 9, 1539 (2019).
 51. M. Vinas, S. Aissati, M. Romero, C. Benedi-Garcia, N. Garzon, F. Poyales, C. Dorronsoro, and S. Marcos, «Pre-operative simulation of post-operative multifocal vision» *Biomed Opt Express* 10, 5810-5817 (2019).
 52. S. Marcos, J. S. Werner, S. A. Burns, W. H. Merigan, P. Artal, D. A. Atchison, K. M. Hampson, R. Legras, L. Lundstrom, G. Yoon, J. Carroll, S. S. Choi, N. Doble, A. M. Dubis, A. Dubra, A. Elsner, R. Jonnal, D. T. Miller, M. Paques, H. E. Smithson, L. K. Young, Y. Zhang, M. Campbell, J. Hunter, A. Metha, G. Palczewska, J. Schallek, and L. C. Sincich, «Vision science and adaptive optics, the state of the field» *Vision research* 132, 3-33 (2017).
 53. D. Gatinel and J. Loicq, «Clinically Relevant Optical Properties of Bifocal, Trifocal, and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses» *J Refract Surg* 32, 273-280 (2016).
 54. S. Barbero, S. Marcos, and I. Jiménez-Alfaro, «Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro» *J. Opt. Soc. Am. A* 20, 1841-1851 (2003).
 55. K. M. Rocha, E. S. Soriano, W. Chamon, M. R. Chalita, and W. Nosé, «Spherical Aberration and Depth of Focus in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Prospective Randomized Study» *Ophthalmology* 114, 2050-2054 (2007).
 56. A. Denoyer, L. Denoyer, J. Halfon, S. Majzoub, and P.-J. Pisella, «Comparative study of aspheric intraocular lenses with negative spherical aberration or no aberration» *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35, 496-503 (2009).
 57. P. Rosales and S. Marcos, «Customized computer models of eyes with intraocular lenses» *Opt. Express* 15, 2204-2218 (2007).
 58. P. Rosales, M. Wendt, S. Marcos, and A. Glasser, «Changes in crystalline lens radii of curvature and lens tilt and decentration during dynamic accommodation in rhesus monkeys» *Journal of Vision* 8, 18-18 (2008).
 59. S. Marcos, P. Rosales, L. Llorente, S. Barbero, and I. Jiménez-Alfaro, «Balance of corneal horizontal coma by internal optics in eyes with intraocular artificial lenses: Evidence of a passive mechanism» *Vision Research* 48, 70-79 (2008).
 60. X. Hong and M. Choi, «Influence of ocular longitudinal chromatic aberration on the selection of aspheric intraocular lenses» *Opt. Express* 18, 26175-26183 (2010).
 61. S. Ravikumar, A. Bradley, and L. N. Thibos, «Chromatic aberration and polychromatic image quality with diffractive multifocal intraocular lenses» *Journal of cataract and refractive surgery* 40, 1192-1204 (2014).
 62. F. Castignoles, M. Flury, and T. Lepine, «Comparison of the efficiency, MTF and chromatic properties of four diffractive bifocal intraocular lens designs» *Opt Express* 18, 5245-5256 (2010).
 63. F. Vega, M. S. Millán, N. Vila-Terricabras, and F. Alba-Bueno, «Visible Versus Near-Infrared Optical Performance of Diffractive Multifocal Intraocular Lenses» *Invest Ophthalmol Vis Sci* 56, 7345-7351 (2015).
 64. M. J. Simpson, «Diffractive multifocal intraocular lens image quality» *Appl Opt* 31, 3621-3626 (1992).
 65. H. Zhao and M. A. Mainster, «The effect of chromatic dispersion on pseudophakic optical performance» *The British journal of ophthalmology* 91, 1225-1229 (2007).
 66. T. Nagata, S. Kubota, I. Watanabe, and S. Aoshima, «(Chromatic aberration in pseudophakic eyes)» *Nippon Ganka Gakkai zasshi* 103, 237-242 (1999).
 67. K. Negishi, K. Ohnuma, N. Hirayama, T. Noda, L. Policy-Based Medical Services Network Study Group for Intraocular, and S. Refractive, «Effect of chromatic aberration on contrast sensitivity in pseudophakic eyes» *Arch Ophthalmol* 119, 1154-1158 (2001).
 68. A. Bradley, R. Xu, H. Wang, M. Jaskulski, X. Hong, N. Brink, and S. Van Noy, «The Impact of IOL Abbe Number on Polychromatic Image Quality of Pseudophakic Eyes» *Clinical ophthalmology* 14, 2271-2281 (2020).
 69. S. Marcos, M. Romero, C. Benedi-García, A. Gonzalez-Ramos, M. Vinas, N. Alejandro, and I. Jiménez-Alfaro, «Interaction of monochromatic and chromatic aberrations in pseudophakic patients» *Journal of refractive surgery in press* (2020).
 70. P. Artal, S. Manzanera, P. Piers, and H. Weeber, «Visual effect of the combined correction of spherical and longitudinal chromatic aberrations» *Opt Express* 18, 1637-1648 (2010).
 71. H. A. Weeber and P. A. Piers, «Theoretical performance of intraocular lenses correcting both spherical and chromatic aberration» *J Refract Surg* 28, 48-52 (2012).
 72. P. Pérez-Merino, C. Dorronsoro, L. Llorente, S. Durán, I. Jiménez-Alfaro, and S. Marcos, «In Vivo Chromatic Aberration in Eyes Implanted With Intraocular Lenses Chromatic Aberrations of IOLs In Vivo» *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 54, 2654-2661 (2013).
 73. S. Marcos, M. Romero, C. Benedi-Garcia, A. Gonzalez-Ramos, M. Vinas, N. Alejandro, and I. Jimenez-Alfaro, «Interaction of Monochromatic and Chromatic Aberrations in Pseudophakic Patients» *J Refract Surg* 36, 230-238 (2020).
 74. M. Nakajima, T. Hiraoka, T. Yamamoto, S. Takagi, Y. Hirohara, T. Oshika, and T. Mihashi, «Differences of Longitudinal Chromatic Aberration (LCA) between Eyes with Intraocular Lenses from Different Manufacturers» *PLOS ONE* 11, e0156227 (2016).
 75. S. Ravikumar, A. Bradley, and L. N. Thibos, «Chromatic aberration and polychromatic image quality with diffractive multifocal intraocular lenses» *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 40, 1192-1204 (2014).
 76. M. Vinas, A. Gonzalez-Ramos, C. Dorronsoro, V. Akondi, N. Garzon, F. Poyales, and S. Marcos, «In Vivo Measurement of Longitudinal Chromatic Aberration in Patients Implanted With Trifocal Diffractive Intraocular Lenses» *J Refract Surg* 33, 736-742 (2017).
 77. M. S. Millán and F. Vega, «Extended depth of focus intraocular lens. Chromatic performance» *Biomed. Opt. Express* 8, 4294-4309 (2017).
 78. J. L. Alio, B. Elkady, D. Ortiz, and G. Bernabeu, «Clinical outcomes and intraocular optical quality of a diffractive multifocal intraocular lens with asymmetrical light distribution» *J Cataract Refract Surg* 34, 942-948 (2008).
 79. J. F. Blaylock, Z. Si, and C. Vickers, «Visual and refractive status at different focal distances after implantation of the ReSTOR multifocal intraocular lens» *J Cataract Refract Surg* 32, 1464-1473 (2006).
 80. K. Petermeier and P. Szurman, «Subjective and objective outcome following implantation of the apodized diffractive AcrySof ReSTOR» *Ophthalmologie* 104, 399-404, 406-398 (2007).
 81. J. A. Davison and M. J. Simpson, «History and development of the apodized diffractive intraocular lens» *J Cataract Refract Surg* 32, 849-858 (2006).

82. D. Gatinel and Y. Houbrechts, «Comparison of bifocal and trifocal diffractive and refractive intraocular lenses using an optical bench» *J Cataract Refract Surg* 39, 1093-1099 (2013).
83. J. Loicq, N. Willet, and D. Gatinel, «Topography and longitudinal chromatic aberration characterizations of refractive-diffractive multifocal intraocular lenses» *Journal of cataract and refractive surgery* 45, 1650-1659 (2019).
84. D. Gatinel, C. Pagnouille, Y. Houbrechts, and L. Gobin, «Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses» *J Cataract Refract Surg* 37, 2060-2067 (2011).
85. M. Vinas, A. M. Gonzalez-Ramos, S. Aissati, N. Garzon, F. Poyales, C. Dorronsoro, and S. Marcos, «Longitudinal Chromatic Aberration in Patients Implanted With Trifocal Diffractive Hydrophobic IOLs» *J Refract Surg* 36, 804-810 (2020).
86. C. Dorronsoro, X. Barcala, E. Gamba, V. Akondi, L. Sawides, Y. Marrakchi, V. Rodriguez-Lopez, C. Benedi-Garcia, M. Vinas, E. Lage, and S. Marcos, «Tunable lenses: dynamic characterization and fine-tuned control for high-speed applications» *Optics express* 27, 2085-2100 (2019).
87. S. Marcos, C. Benedi-Garcia, S. Aissati, A. M. Gonzalez-Ramos, C. M. Lago, A. Radhkrishnan, M. Romero, S. Vedhkrishnan, L. Sawides, and M. Vinas, «VioBio lab adaptive optics: technology and applications by women vision scientists» *Ophthalmic Physiol Opt* 40, 75-87 (2020).
88. C. Dorronsoro, J. R. Alonso-Sanz, D. Pascual, M. Velasco-Ocana, P. Perez-Merino, and S. Marcos, «Portable simultaneous vision device to simulate multifocal corrections» *Optica* 3, 918-924 (2016).

