

---

ACADEMIA DE CIENCIAS DE LA REGIÓN DE  
MURCIA

---

**Hacia las fronteras de la Óptica Visual:  
soluciones para ver mejor**

Discurso de ingreso leído por el Académico electo

**Ilmo. Sr. D. Pablo Artal Soriano**

En el acto de su solemne toma de posesión  
como Académico Numerario,  
celebrado el 9 de diciembre de 2003

y

Discurso de contestación del Académico Numerario

**Ilmo. Sr. D. Miguel Ortuño Ortín**



**Murcia, 2003**

**HACIA LAS FRONTERAS DE LA ÓPTICA VISUAL:  
SOLUCIONES PARA VER MEJOR**

**por el**

**Ilmo. Sr. D. Pablo Artal Soriano**

## PREÁMBULO

*A mi padre*

Excmo. Señor Presidente.

Ilmos. Señora Académica y Señores Académicos.

Señoras y Señores:

Quiero comenzar manifestando mi profundo y sincero agradecimiento a los miembros de esta Academia por la confianza depositada en mí, al haberme invitado a formar parte de la misma. En especial, a los académicos que tuvieron a bien avalar mi candidatura. Así mismo quiero hacer pública mi disposición a colaborar en aquellas tareas que, en el desarrollo y promoción de la Ciencia y sus aplicaciones, la Academia me encomiende. Es un honor para mí, mayor aun si cabe, ser el primer miembro electo de esta joven Academia y que éste sea, precisamente, el primer discurso de ingreso en su corta historia. Quiero agradecer especialmente en este preámbulo al académico numerario **D. Miguel Ortuño** su generosidad por acceder a pronunciar el discurso de contestación.

En esta Academia de Ciencias de la Región de Murcia se unen la tradición académica con la juventud de la institución, la valía y empuje de sus miembros. Estoy seguro que esta mezcla resultará en una corporación que contribuirá a generar y difundir la Ciencia en la Región. Como muchos otros, estoy profundamente convencido que el futuro de progreso pasa necesariamente por el impulso y la apuesta decidida por la Ciencia. Sólo aquellas sociedades que cuenten con grupos de científicos en la élite mundial de la investigación y sean

capaces de producir Ciencia competitiva podrán considerarse realmente avanzadas.

En este momento tan grato y emotivo para mí, deseo agradecer a quienes durante los años de mi carrera científica me han ayudado, apoyado, estimulado y comprendido. Mis padres: **Mariano Artal** y **Pilar Soriano**, que con su esfuerzo hicieron posible mi acceso a la Universidad, lo que en el contexto social de nuestra familia constituyó un auténtico hito, y que entendieron que decidiera estudiar algo tan *extraño*, y aparentemente tan poco práctico, como la Licenciatura en Ciencias Físicas. Mi familia, **Lucía Sevilla** y los niños, que en todos estos años se han adaptado a mi ritmo de trabajo y me han seguido por todo el mundo *soportando* desde el frío polar del invierno de Rochester, a la lejanía de Australia. Y por supuesto, a todos mis maestros, colegas y estudiantes de los que he aprendido e intento seguir haciéndolo.

Tradicionalmente, en los discursos de ingreso en Academias, se glosa la figura del académico antecesor en la medalla asignada. Como en este caso no ha lugar, dedicaré esos minutos a mencionar a algunas de las personas que han contribuido de manera decisiva en mi carrera investigadora. Completé mis estudios de Física, con la especialidad de Óptica, en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza. Allí recuerdo un día de quinto curso en que el **Prof. Justiniano Casas**, en su despacho presidido por un retrato de **D. Santiago Ramón y Cajal**, me animó a comenzar una Tesina en Espectroscopia Óptica. Eso fue como recibir la primera invitación a un club que hasta entonces se me había antojado privado, secreto e inaccesible: la Ciencia. Pocos meses más tarde me dieron una beca de FPI y marché a Madrid, al Instituto de Óptica, a comenzar el doctorado bajo la dirección del **Dr. Javier Santamaría** en un tema de Óptica Fisiológica. Para un estudiante con formación en Física, trabajar en el ojo humano supuso una difícil adaptación. Pero ese campo resultó tan excitante que ya marcó lo que ha sido mi parcela científica hasta ahora. De **Javier Santamaría**

aprendí casi todo lo que sé de Óptica experimental, aunque lamentablemente sólo he conseguido aprender una pequeña fracción de lo que él sabe, y sobre todo el oficio de científico. Tras leer mi Tesis Doctoral, pasé unos meses en la Universidad de Cambridge en el laboratorio de Visión del **Prof. Fergus Campbell**. En Cambridge, *gigantes* como Young, Maxwell y Lord Rayleigh habían estudiado el ojo y la visión. Allí entendí varias cosas importantes para un científico: no debe haber límites en la ambición de conocer y resolver problemas. En mis años siguientes de post-doc en el grupo de Óptica de Imágenes del **Prof. Pierre Chavel** en Orsay conocí la tradición francesa en Óptica y sus diferentes modos de hacer en Ciencia.

En 1989 obtuve una plaza de Colaborador Científico en el Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) y a partir de ahí inicié mi carrera científica independiente. Durante esos años en Madrid colaboré con el **Dr. Rafael Navarro**, ahora de vuelta en Zaragoza, y en ellos tuve mi primer estudiante de doctorado: **Susana Marcos**, ahora Científica Titular del CSIC y para nuestro orgullo reciente medalla “*Adolph Lomb*” de la Sociedad Americana de Óptica, concedida por el trabajo de investigación realizado en cualquier campo de la Óptica antes de cumplir los 30 años.

Preparar este discurso me ha servido para analizar aspectos de mi carrera científica en los que no había reparado antes. Como ejemplo, he descubierto que hasta la fecha, 94 científicos de 14 países diferentes son co-autores en alguna de mis publicaciones científicas. A cada uno de ellos debo un reconocimiento. No puedo nombrar aquí a todos, pero sí a dos de ellos: el **Prof. Daniel Green**, de la Universidad de Michigan, y el **Prof. David Williams** de la Universidad de Rochester. Ambos, además de colaboradores durante años, son buenos amigos personales. De ellos he intentado aprender su manera de hacer, pensar y estar en la Ciencia.

Desde 1994 estoy en la Universidad de Murcia, en lo que creo que ha sido el periodo más productivo de mi carrera. Muchas personas me ayudaron a comenzar y poner en marcha el Laboratorio de Óptica. Una investigación experimental, como la nuestra, requiere financiación abundante que he tenido la suerte de obtener de muy diversas fuentes, a las que aquí también quisiera reconocer públicamente. Además de las instituciones oficiales, la financiación y soporte continuos durante los años en Murcia de Pharmacia (hoy Pfizer) ha sido fundamental. En Murcia he dirigido, o estoy dirigiendo, a catorce estudiantes de doctorado. He procurado sobre todo transmitirles una forma de entender este oficio: sin límites y con honestidad. A todos ellos estoy profundamente agradecido.

Deseo terminar este preámbulo de agradecimientos mencionando especialmente a todos los miembros actuales del grupo de investigación Laboratorio de Óptica: **Dr. Ignacio Iglesias, Dr. Pedro Prieto, Dr. Antonio Guirao, Dr. Juan Bueno, Eloy Villegas, Esther Berrio, Antonio Benito, Joshua Fernández, Dr. Brian Vohnsen, Silvestre Manzanera, Juan Tabernerero, Dr. Vincent Nourrit y José Salort.** Todos nuestros logros y éxitos, incluyendo mi presencia aquí esta noche, se deben en gran medida a su dedicación, esfuerzo e inteligencia.

## **ELECCIÓN DEL TEMA**

Elegir el tema de mi presentación de hoy ha sido sencillo. Tengo la suerte de que la investigación sobre el ojo humano *entra por los ojos* y normalmente es bien acogida por audiencias no especialistas. Por ello he elegido explicarles cómo la óptica del ojo afecta a nuestra visión. Quisiera en estos minutos siguientes responder a dos preguntas: ¿Por qué vemos de la forma que vemos? ¿Podríamos ver mejor? En ese contexto voy a tratar de dar una visión general

sobre varios aspectos de la Óptica Visual en los que hemos trabajado en los últimos años en nuestro laboratorio en Murcia. Dos han sido los objetivos principales que han guiado estos estudios: conocer y entender mejor el ojo como el primer eslabón del proceso visual y desarrollar nuevas soluciones para mejorar la óptica ocular y, por lo tanto, la visión. En particular, me centraré en describir la aplicación de una tecnología, inicialmente usada en Astronomía, la Óptica Adaptativa, en el ojo humano. Intentaré llevarles a las fronteras de la Óptica Visual, con la seguridad de que más allá se encuentran beneficios para las personas, con origen en la aplicación de la Física y la Tecnología.

## **INTRODUCCION**

El ojo humano no es un sistema óptico perfecto, tiene defectos, llamados aberraciones, que producen imágenes en la retina que no son tan nítidas como podrían llegar a ser. Este emborronamiento de las imágenes impone el primer límite físico a la visión. Las aberraciones denominadas de bajo orden, tales como el desenfoque y el astigmatismo, son muy conocidas y se pueden corregir de forma rutinaria en la práctica clínica. La corrección del desenfoque, causante de la miopía, la hipermetropía y la presbicia, existe por lo menos desde el siglo XIII. El astigmatismo fue corregido, por primera vez, a principios del siglo XIX por Thomas Young (1801), científico inglés que realizó otras muchas contribuciones en casi todas las ramas de la Ciencia. La presencia en el ojo de otras aberraciones de alto orden, distintas del desenfoque y del astigmatismo, ya era bien conocido desde la segunda mitad del siglo XIX. Con una intuición genial, Helmholtz, otro de los grandes personajes de la Ciencia de ese siglo, afirmó que el ojo, con respecto a otros sistemas ópticos artificiales, era de poca calidad. Es célebre su frase: *si un fabricante de instrumentos tratara de venderme un aparato de óptica con una calidad tan mala como la del ojo, lo*

*rechazaría directamente y le reprendería por su poco cuidado* (Helmholtz, 1881). Pese a que los científicos eran totalmente conscientes de la presencia de aberraciones en el ojo, el tema se quedó en los laboratorios de investigación durante la mayor parte del siglo XX. Los métodos de medida eran muy laboriosos, y requerían largas horas de trabajo de investigación y la participación atenta de los sujetos.

Sin embargo, este escenario ha cambiado de forma espectacular muy recientemente. Al lograr poner a punto nuevos métodos, más precisos y cómodos para medir las aberraciones del ojo, varios laboratorios de investigación (incluido el nuestro) han demostrado el potencial de la corrección de las aberraciones del ojo utilizando los principios de la Óptica Adaptativa. Ésta es una tecnología desarrollada inicialmente en Astronomía para compensar el efecto de la turbulencia atmosférica en los grandes telescopios, aumentando de esa forma su resolución.

La idea de corregir las aberraciones oculares nos lleva, de manera natural, a la noción de una visión superior a la normal. Si se lograra eliminar completamente las aberraciones oculares, de forma que el ojo formara imágenes perfectas en la retina, ¿se lograría una visión mejor que la normal? Llevando este razonamiento a su punto extremo, algunos de los investigadores más optimistas, y algunos de los medios de comunicación especializados, han estado dispuestos a proclamar la llegada de una nueva era en la corrección visual: la “super-visión”. Lo que sí es cierto es que los conceptos de aberraciones ópticas han pasado de ser algo exclusivo de los laboratorios de investigación a estar presentes en muchos aspectos aplicados y clínicos. La cirugía refractiva guiada a partir de medidas de aberración o las lentes intraoculares que controlan aberraciones, son ideas ya familiares en Oftalmología.



## **ALGUNOS CONCEPTOS DE OPTICA: ABERRACIONES Y CALIDAD DE IMAGEN**

La aberración de onda es una función que caracteriza las propiedades de formación de imagen en cualquier sistema óptico, incluido el del ojo humano. Se define como el mapa de desviaciones ópticas del frente de onda del sistema con respecto a un frente de onda esférico perfecto. Un ojo sin aberraciones tiene un frente de onda esférico y la imagen de un punto que forma en la retina es una mancha solo afectada por la difracción (denominada mancha de Airy, que sólo depende del diámetro de la pupila). Sin embargo, un ojo con aberraciones tiene un frente de onda no esférico, y forma una imagen en la retina más extensa, y en general, asimétrica. Las imágenes que un sistema produce de un punto se denominan distribución de intensidades en la imagen de un punto, y son referidas a menudo con su notación en inglés (*PSF, point-spread-function*). La aberración de onda se define como la diferencia entre los frentes de ondas perfectos (esféricos) y los frentes de ondas reales para cada punto en la pupila del ojo. Se la suele representar como un mapa bi-dimensional de niveles de gris o colores, en los que cada nivel de gris o de color representa la cantidad de aberración de onda expresada en micrómetros o en número de longitudes de onda. Un error inferior a  $\lambda/4$  se considera insignificante. Aunque la aberración de onda es una función bidimensional bastante complicada, se puede descomponer en una serie de polinomios que representan los términos puros de aberración (llamados modos). Los términos de bajo orden corresponden a las aberraciones ópticas más conocidas, desenfoque y astigmatismo, mientras que los siguientes términos corresponden a las aberraciones de alto orden: coma, aberración esférica, astigmatismo triangular, etc. Una forma práctica y habitual para descomponer la aberración de onda consiste en utilizar la expansión en polinomios de Zernike.

Si se conoce la aberración de onda de un ojo dado, podemos calcular la función de extensión del punto (PSF) para cualquier tamaño de la pupila o

cualquier valor de desenfoque que deseemos. Una operación matemática de convolución permite simular las imágenes en la retina para cualquier objeto. Así podemos, por ejemplo, reproducir la imagen en la retina de una carta de letras y, por lo tanto, predecir los parámetros clínicos corrientes, como la agudeza visual.

## **METODOS DE MEDIDA DE LAS ABERRACIONES EN EL OJO**

Existen técnicas, tanto objetivas como subjetivas, para medir las aberraciones oculares. El método de alineamiento “vernier” (Smirnov, 1961), el aberroscopio (Howland y Howland, 1977), la técnica del cuchillo de Foucault o los cálculos a partir de imágenes retinianas de doble paso (Artal et al., 1988). Sin embargo, el método más utilizado actualmente está basado en el denominado sensor de frente de onda de Hartmann-Shack (Liang et al., 1994; Prieto et al., 2000). Dicho método se emplea en muchos laboratorios de investigación del mundo entero. Consiste en una matriz de micro-lentes, que está conjugada ópticamente con la pupila del ojo, y una cámara colocada en el plano focal de las micro-lentes. Si un frente de onda plano llega al sensor, la cámara registra una distribución perfectamente regular de puntos, mientras que si se trata de un frente de onda deformado (es decir, con aberraciones), la distribución de los puntos será irregular. Matemáticamente, el desplazamiento de cada punto es directamente proporcional a la derivada del frente de onda sobre cada micro-lente. La aberración de onda se calcula a partir de las imágenes de los puntos. Por otro lado, las aberraciones producidas por la superficie anterior de la córnea se pueden calcular a partir de su forma, medida con topógrafos corneales (Guirao et Artal, 2000). Conocer las aberraciones corneales y oculares (totales) en un mismo ojo, permite estimar de una forma muy precisa la contribución relativa de la córnea y el cristalino a las aberraciones del ojo. Mediante una simple resta se

obtienen las aberraciones de los medios internos (la cara posterior de la córnea y el cristalino).

## **ABERRACIONES EN EL OJO Y SU LOCALIZACIÓN**

Las aberraciones oculares dependen de múltiples factores y condiciones. Varían de un individuo a otro, en función del tamaño de la pupila (Campbell y Gubisch 1966; Artal y Navarro, 1993), de la acomodación (Artal et al, 2002), de la excentricidad en la retina (Guirao y Artal, 1999), del estado de refracción, y de la edad del sujeto, (Artal et al., 1993, Guirao et al., 1999; Artal et al., 2002). Investigaciones recientes indican que, para sujetos normales, el valor cuadrático medio de las aberraciones de alto orden es de unos 0,25 micrómetros para una pupila de 5 mm de diámetro. Para formarse una idea aproximada de la importancia relativa de las aberraciones de alto orden en ojos normales, cabe señalar que en un sistema únicamente afectado por desenfoque, ese valor de aberraciones (0,25 micrómetros) equivaldría aproximadamente a 0,25 dioptrías. Sin embargo, existen casos en los cuales las aberraciones de alto orden son más importantes que en ojos jóvenes normales. En especial aquellos ojos que padecen diversas anomalías de la córnea, como el queratocono, o tras un trasplante de la córnea. Ciertos ojos aquejados de aberraciones anormalmente altas presentan entre dos y diez veces más aberraciones que los ojos normales. Considerando la interpretación precedente sobre la magnitud de la aberración en términos del desenfoque, es evidente que para pupilas de tamaño pequeño y mediano, el efecto de las aberraciones sobre la visión es bastante limitado para sujetos normales, pero puede resultar muy importante en otros casos.

Un resultado relevante y con importancia en aplicaciones (Artal et al., 2001) se refiere a la contribución, o localización, de las aberraciones de la córnea y el cristalino. Comparando las aberraciones del ojo completo y de la córnea se

observó que en sujetos jóvenes normales, las aberraciones del ojo eran menores que las aberraciones producidas por la córnea. Esto indica que en esos ojos el cristalino compensa, al menos en parte, las aberraciones corneales, para producir una mejor imagen en la retina. El cristalino, que de forma aislada es aberrado, juega un papel positivo ya que el signo de su aberración es tal que compensa parte de las de la córnea. A partir de estos resultados de la óptica de los ojos jóvenes se han desarrollado e inspirado diversos sistemas de corrección.

### **CORRECCION DE ABERRACIONES**

Si se conocen las aberraciones oculares, resulta posible corregirlas colocando un corrector de frente de onda delante del ojo, de forma que introduzca justamente las aberraciones contrarias. Se trata de una aplicación de la Óptica Adaptativa al ojo, que, como se dijo, fue inicialmente desarrollada para mejorar las imágenes en Astronomía. En un caso ideal, el sistema *corrector + ojo* se ve libre de aberraciones de forma permanente, llegando a producir imágenes perfectas en la retina. Estas técnicas se han aplicado en el ojo utilizando como sistemas correctores espejos deformables o moduladores espaciales de la luz de cristal líquido (Liang et al., 97; Vargas-Martín et al., 1998). Dichos sistemas son aún meros prototipos de laboratorio, incorporan un sensor de onda de frente y un corrector acoplados, permitiendo la visión del sujeto o el registro de imágenes de la retina a través de la óptica libre de aberraciones. En el caso de su uso en visión, estos dispositivos son el equivalente a unas gafas opto-electrónicas de Óptica Adaptativa (Fernández et al., 2001). Ésta es la forma más adecuada de realizar una corrección de las aberraciones oculares, pero por el momento requiere de instrumentación muy costosa y sólo puede utilizarse en muy pocos laboratorios en el mundo.

Para aplicaciones prácticas, la corrección de aberraciones debe utilizar sistemas más sencillos que los que ya han demostrado su eficacia en los

laboratorios de investigación. Las soluciones más alentadoras consisten en la foto-ablación personalizada en cirugía refractiva y en lentes de contacto o lentes intraoculares personalizadas. Estos son ejemplos de corrección estática, permanente y fija en el caso de la foto-ablación corneal personalizada o lentes intraoculares, y reversible y móvil en el caso de las lentes de contacto personalizadas. La cirugía refractiva convencional ha demostrado ser adecuada para eliminar el desenfoque o el astigmatismo, pero aumenta las aberraciones de alto orden (Moreno-Barriuso et al., 2001). Las ablaciones que utilizan datos de aberración, o ablaciones personalizadas, parece que pueden producir resultados que hacen vislumbrar una mejora de los resultados visuales tras la operación (Mrochen et al., 2001). Sin embargo, debe notarse que aún no existe una forma totalmente eficaz para controlar con precisión la ablación, de forma que se pueda realmente corregir los pequeños detalles de las aberraciones. Por otro lado, con relación a las lentes de contacto personalizadas, pese a que existe ya una tecnología de fabricación de las mismas que permite obtener lentes con virtualmente cualquier perfil de aberración, su uso en la corrección de aberraciones tiene ciertos límites prácticos que hemos estudiado durante los últimos años en nuestro laboratorio.

Otra posibilidad para la corrección de aberraciones es mediante lentes intraoculares (LIO), que se implantan en la operación de cataratas. Esto podría proporcionar una mejor visión a muchos pacientes de esta cirugía. Nosotros hemos propuesto (Guirao et al., 2002) que el sustituto ideal del cristalino no es una LIO con la mejor calidad posible medida de forma aislada, sino que será una LIO diseñada para compensar las aberraciones de la córnea. De acuerdo con estos resultados, un diseño de LIO mejorado deberá tener un perfil de aberración que compense las aberraciones de la córnea para maximizar la calidad de la imagen retiniana y eventualmente producir una mejor calidad de visión. La solución ideal sería una LIO personalizada a las aberraciones corneales del

paciente. Un primer paso en esta dirección son las LIO que compensan, no todas las aberraciones, sino sólo la aberración esférica de la córnea. Este tipo de LIOs de alguna forma “copian” las propiedades ópticas del cristalino en ojos jóvenes, de forma que pacientes en la cirugía de cataratas puedan beneficiarse de un ojo con menos aberraciones que finalmente conlleve una mejor calidad de visión.

### **LIMITES DE LA VISION TRAS LA CORRECCION DE ABERRACIONES**

Incluso si en el futuro es técnicamente posible corregir perfectamente las aberraciones oculares, produciendo imágenes *perfectas* en la retina, la visión estará limitada por una serie de factores. En el caso de una corrección estática, en la práctica la más probable (en este grupo se integran las ablaciones y lentes de contacto personalizadas), todos los cambios dinámicos del ojo, tales como la acomodación, producirán imágenes con una aberración residual. Además, tanto la acomodación como las aberraciones cambian sin cesar con el tiempo, con una frecuencia de unos 2 Hz. Las microfluctuaciones de la acomodación producen pequeños cambios del enfoque, de aproximadamente 0,12 dioptrías (Charman y Heron, 1988). Las aberraciones de alto orden también cambian durante la visión normal (Hofer et al., 2001). Por lo tanto, una corrección estática nunca podrá restaurar un enfoque perfecto, ni tampoco suprimirá todas las aberraciones del ojo. Los cambios de desenfoque provocados por las microfluctuaciones, incluso si parecen muy pequeños (digamos 0,1 dioptrías) son de un orden de magnitud comparable al de las aberraciones de un ojo normal. Una consecuencia directa es que, en muchos casos, las microfluctuaciones de la acomodación degradan la imagen formada en la retina de forma similar a como lo hacían las aberraciones que ya se corrigieron. Huelga decir que todas estas modificaciones dinámicas temporales de la óptica ocular dejarían de constituir un problema para la

corrección de Óptica Adaptativa en bucle cerrado (Fernández et al., 2001), en la cual las aberraciones se miden y corrigen instantáneamente. Existen otros dos efectos ópticos importantes que degradan de manera natural la imagen en la retina y que no desaparecen cuando se corrigen las aberraciones monocromáticas: la aberración cromática y la difusión intraocular. La aberración cromática del ojo es muy importante: existe una diferencia de más de una dioptría entre un objeto rojo y otro azul (Thibos et al., 1990). En visión normal, con luz blanca, sabemos que esta gran diferencia de foco tiene un efecto limitado, e incluso un efecto positivo, que guía la respuesta de la acomodación. Sin embargo, la aberración cromática aparece de manera más evidente, hasta llegar a limitar la visión, precisamente en cuanto se eliminan las aberraciones monocromáticas. Por otro lado, la difusión intraocular (Ijspeert et al., 1990) produce un gran halo muy débil en la imagen retiniana. Dicho halo está producido esencialmente por pequeñas inhomogeneidades en la película de las lágrimas, la córnea, el cristalino y los humores. Los efectos de la luz difundida en la imagen de la retina no se pueden corregir y degradan la visión, especialmente para ciertos tipos de escenas con luces muy brillantes.

Hasta ahora solamente he abordado los factores ópticos que limitarían los efectos benéficos de una corrección de las aberraciones en ojos normales. Sin embargo, la visión es un proceso muy complicado, obviamente influenciado por múltiples factores que vienen a añadirse a los fenómenos puramente ópticos. Pese a que sea primordial tener una buena imagen en la retina, existe una vasta serie de factores post ópticos que imponen también límites fundamentales para la visión. Cuando se forma la imagen sobre la retina, los receptores de la retina la muestrean, la codifican y la transmiten al cerebro para su análisis. Todo esto supone ciertos límites receptorales y neuronales a la visión. La densidad de los fotorreceptores en la retina determina el menor detalle que puede ser percibido. Pese a que existan fuertes variaciones entre individuos, los conos de la fovea

están separados 0,5 minutos de arcos aproximadamente (Curcio et al., 1990), lo que implica una agudeza visual máxima de 2. Si tras corregir las aberraciones (o mediante otros medios), se produjeran formas espaciales en la retina con detalles de frecuencias más altas, dichos detalles se transmitirían al cerebro de manera deformada creando ilusiones falsas (Williams, 1985). La buena correspondencia entre la calidad óptica del ojo y la densidad espacial de los conos demuestra que sería inútil producir imágenes en la retina con detalles demasiado finos.

Otro aspecto que podemos contemplar es el papel potencialmente favorable que pueden desempeñar las aberraciones normales para la visión. Si no comprendemos bien este fenómeno, podría suceder un escenario en el que un sujeto totalmente carente de aberraciones pudiera tener una percepción visual alterada. De hecho, ciertos fenómenos están probablemente influenciados de manera positiva por la presencia de las aberraciones normales en el ojo. Las aberraciones aumentan la profundidad del foco con lo que logran que el sistema visual tolere mejor el desenfoque. El mecanismo de acomodación también puede requerir, para funcionar normalmente, un nivel normal de aberraciones. Podríamos afirmar que la presencia de un nivel de aberraciones normales en el ojo aporta ventajas a la percepción visual. Finalmente, en experimentos muy recientes realizados por nuestro laboratorio en colaboración con la Universidad de Rochester, hemos demostrado que el sistema visual se adapta y compensa, en parte, el efecto de las aberraciones oculares.

Sin embargo, el escenario es totalmente distinto cuando se trata de ojos con niveles muy elevados de aberración, debido a diferentes patologías. Por ejemplo aquellos con anomalías de la córnea o incluso en ciertos sujetos normales pero que tienen una peor calidad óptica. En estos casos, las nuevas técnicas de corrección de la aberración pueden desempeñar un papel capital para la mejora de la visión.



## **CONCLUSIONES**

El campo de investigación en Óptica Visual vive un momento apasionante, como espero haya sido capaz de transmitirles. La utilización de las últimas tecnologías electro-ópticas y de sistemas micro-ópticos y micro-mecánicos va a cambiar por completo el panorama de la medida y corrección visual, que ha estado vigente sin demasiados cambios durante más de un siglo. Estos mismos desarrollos permitirán nuevos instrumentos de diagnóstico precoz de patologías y su tratamiento. En muchos casos, de enfermedades que hoy causan la ceguera.

Nuestro laboratorio está presente activamente en esta revolución. Nuestras soluciones y propuestas son seguidas por muchos otros grupos en el mundo y vemos con orgullo como contribuyen a la mejora de la visión en personas de todos los lugares. Nuestra modesta contribución quiere mostrar que el apoyo a la Ciencia es el camino para generar riqueza y promover el bienestar de los ciudadanos.

Con esto doy por terminado mi discurso. Muchas gracias por su amable atención.

## **BIBLIOGRAFÍA**

- Artal P., Santamaría J., & Bescós J., Retrieval of the wave aberration of human eyes from actual point-spread function data. *J.Opt.Soc.Am.A.*, 5, 1201-1206 (1988).
- Artal P., Ferro M., Miranda I., & Navarro R., Effects of aging in retinal image quality, *J. Opt. Soc. Am. A*, 10, 1656-1662 (1993).
- Artal, P. & Navarro, R. "Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression". *J. Opt. Soc. Am. A*, 11, 246-249 (1994).
- Artal, P. & Navarro, R. "Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression". *J. Opt. Soc. Am. A*, 11, 246-249 (1994).
- Artal, P., Guirao, A., Berrio, E., y Williams, D.R. "Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye". *Journal of Vision*, 1(1), 1-8 (2001). <http://journalofvision.org/1/1/1>, DOI 10.1167/1.1.1
- Artal P., Berrio E., Guirao A. & Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J. Opt. Soc. Am. A* 19, 137-143 (2002).
- Artal P., Fernández E. J., Manzanera S., Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?. *J. Refrac. Surgery*, 18, S563-S566 (2002).
- Campbell, F. W. and Gubisch, R.W. "Optical quality of the human eye". *J. Physiol.*, 186, 558-578 (1966).
- Charman W.N. & Heron G., Fluctuations in accommodation: a review, *Ophthalm. Physiol. Opt.* 8, 153-163 (1988).
- Curcio C.A., Sloan K.R., Kalina R.E., Hendrickson A.E. Human photoreceptor topography. *J. Comp. Neurol.* 292, 497-523 (1990).

- Fernández E.J., Iglesias I. y Artal P. Closed-loop adaptive optics in the human eye. *Opt. Lett.*, 26, 746-749. (2001).
- Guirao, A., Gonzalez, C., Redondo, M., Geraghty, E., Norrby, S. & Artal, P. "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population". *Inv. Ophth. Vis. Sci.*, 40, 203-213 (1999).
- Guirao, A. y Artal, P. "Córneal wave aberrations from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure". *J. Opt. Soc. Am. A*, 17, 955-965 (2000).
- Guirao A., Redondo M., Geraghty E., Piers P., Norrby S., Artal P., Córneal Optical Aberrations and retinal image quality in patients in whom monofocal intraocular lenses were implanted. *Arch. Ophthalmol.*, 120, 1143-1151 (2002).
- Hofer H. J., Artal P., Singer B, Aragón J. L. & Williams D. R., Dynamics of the eye's wave aberration. *J. Opt. Soc. Am. A*. 18, 497-506 (2001).
- Howland H. C. & Howland B., A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye, *J. Opt. Soc. Am.* 67, 1508-1518, (1977).
- Ijspeert J. K., de Waard P. W. T., van den Berg T. J. T. P. & de Jong P. T. V. M., The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation, *Vision Res.* 36, 699-707 (1990).

- Liang J., Grimm B., Goelz S., y Bille J. F. Objective measurement of the WA's aberration of the human eye with the use of a Hartmann-Shack sensor. *J. Opt. Soc. Am. A.* 11, 1949-1957 (1994).
- Liang J., Williams D. R. y Miller D. T., Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am. A*, 14, 2884-2892 (1997).
- Moreno-Barriuso, E., Lloves J.M., Maarcos, S., Navarro R., Llorente L., Barbero S. Ocular aberration before and after myopic corneal refractive surgery : Lasik-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 42 : 1396-1403, (2001).
- Mrochen M., Kaemmerer M. y Seiler T. Clinical results of wavefront-guided laser in situ keratomileusis 3 months after surgery. *J. Cataract Refract. Surg.*, 27, 201-207. (2001).
- Prieto P.M., Vargas-Martín F., Goelz S., y Artal P. Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J. Opt. Soc. Am. A.* 17, 1388-1398 (2000).
- Smirnov, M. S. (1961). Measurement of the wave aberration of the human eye. *Biofizika*, 6, 776-795.

- Thibos LN, Bradley A, Still DL, Zhang X, Howarth PA. Theory and measurement of ocular chromatic aberration. *Vision Res*;30:33-49. 1990
- Vargas-Martin F., Prieto P. y Artal P. Correction of the aberrations in the human eye with liquid crystal spatial light modulators: limits to the performance. *J. Opt. Soc. Am. A* 15, 2552-2562 (1998).
- von Helmholtz. Popular scientific lectures (1881).
- Williams D. R., Aliasing in foveal human vision, *Vision Res.* 25,195–205 (1985).
- Young , T. On the mechanism of the eye. *Phil. Trans.R.Soc.* 19, 23-88 (1801).