

Modelización de los sistemas biológicos mediante
ecuaciones de la biofísica: estudio de la visión animal

Modeling of biological systems using biophysical
equations: study of animal vision

Trabajo de Fin de Grado

Diana Puerta Hernández

Tutorizado por Héctor F. Cruz Valentín. Grado en Biología. Julio de 2017

Índice

Resumen	3
Abstract	3
Introducción	4
Objetivos	4
Contexto teórico	5
Características físicas de la luz	5
Propiedades de las lentes y los sistemas ópticos.....	7
Simplificaciones de la óptica geométrica y aproximación paraxial	8
Estudio de las lentes delgadas	9
Mecanismo de formación de imágenes	10
Problemas físicos que dificultan la visión (aberraciones)	10
Adaptaciones biológicas que permiten la visión	12
Evolución de los órganos receptores	12
Ojo camerular	13
Acomodación	16
Percepción de la luz y el color	17
Codificación de la imagen	18
Visión binocular	18
Problemas biológicos de la visión	19
Parte experimental	21
Modelización	23
Discusión	25
Aplicaciones	26
Instrumentos ópticos	26
Corrección falta de vista	26
Retinas artificiales	28
Robótica	29
Conclusiones	30
Conclusions	30
Bibliografía	31

Resumen

La visión animal es un sistema muy complejo que ha sufrido una serie de adaptaciones debidas a las propiedades físicas de la luz. El ojo camerular es el que presenta una mayor complejidad morfológica y es el que mejor está adaptado a las características de la luz, por lo que lo hemos tomado como referencia para realizar la modelización. Para entender bien el funcionamiento del ojo explicaremos su estructura y mecanismos de percepción de imágenes, así como las propiedades físicas de la luz y de las lentes que lo condicionan. En el aspecto físico trataremos también las distintas ecuaciones que describen estas propiedades, y que nos sirven para realizar modelizaciones de su funcionamiento. Además, demostraremos en el laboratorio la eficacia de la ecuación de las lentes delgadas y pondremos de manifiesto distintas aplicaciones que tiene el conocimiento del funcionamiento físico y fisiológico del ojo.

Palabras clave: ojo camerular, lentes delgadas, acomodación, ecuación del constructor de lentes.

Abstract

Animal vision is a very complex system that has experienced a series of adaptations due to the physical properties of light. The camerular eye is the one that presents a greater morphological complexity and is the one that is best adapted to the characteristics of the light, reason why we have chosen it as a reference for modeling. To understand well the functioning of the eye, we are going to explain its structure and mechanisms of perception of images, and also the physical properties of the light and the lenses. In the physical aspect we will also talk about the different equations that describe these properties, and that serve us to make models of its operating mode. In addition, we will demonstrate in the laboratory the efficacy of the equation of thin lenses and we will show different applications that has the knowledge of the physical and physiological functioning of the eye.

Keywords: camerular eye, thin lenses, accomodation, lens maker's formula, lateral magnification.

Introducción

La visión es uno de los sentidos más importantes en los animales, ya que nos permite interpretar nuestro entorno gracias a los rayos de luz que llegan a sus receptores. El fotorreceptor es la unidad básica de los órganos visuales. Estos órganos pueden ser muy sencillos, informando únicamente de la presencia o ausencia de luz, o más complejos, siendo capaces de formar imágenes y detectar colores. No obstante, sea cual sea el tipo de ojo que se estudie estará condicionado por las diferentes cualidades físicas que presenta la luz. El ojo más evolucionado y el objeto de esta modelización es el ojo camerular. Gracias a las simplificaciones que asume la óptica geométrica y a la aproximación paraxial podemos modelizar el funcionamiento de este tipo de ojos usando ecuaciones físicas simples, como son la ecuación de las lentes delgadas y la ecuación del constructor de lentes.

Objetivos

- Comprobar en el laboratorio la ecuación de las lentes delgadas utilizando lentes con distinta curvatura para calcular su potencia o distancia focal.
- Una vez comprobado, realizar un modelo que nos sirva para entender el funcionamiento del ojo utilizando ecuaciones físicas simples, y utilizarlo para realizar predicciones.
- Hacer una discusión sobre los resultados obtenidos y relacionarlos con el funcionamiento del ojo humano.
- Detallar posibles aplicaciones que pueda tener el conocer la física del funcionamiento de la visión animal.

Contexto teórico

A continuación trataremos la base teórica en la que se fundamenta este trabajo.

Características físicas de la luz

La luz es un tipo de radiación que forma parte del espectro electromagnético. Se denomina luz visible a la parte de la radiación electromagnética que puede ser percibida por el ojo humano. La luz presenta una naturaleza compleja: está formada por partículas elementales desprovistas de masa denominados fotones que tienen una propiedad dual ya que al observarlas, dependiendo del método empleado, se comportan como ondas o como partículas. Estos dos estados de los fotones son complementarios.

El espectro electromagnético está constituido por todos los posibles niveles de energía (longitudes de onda) que puede tener la luz. Los humanos podemos percibir un pequeño rango del espectro electromagnético que va desde los 380 nm hasta los 780 nm. A este rango se le denomina *espectro visible*. El ojo humano percibe la luz de las longitudes de onda del espectro visible como diferentes colores. Además, otros animales también pueden percibir otras longitudes de onda fuera del espectro visible, como la luz ultravioleta y la luz infrarroja. La luz presenta una serie de propiedades:

- **Refracción** → Las ondas electromagnéticas al propagarse a través de la materia viajan a una velocidad menor a la que lo hacen en el vacío ya que en un medio material la velocidad depende de la frecuencia de la onda y de las propiedades dieléctricas del medio. La relación entre la velocidad de la luz en el vacío y en un medio se denomina *índice de refracción del medio*. Para calcularlo se utiliza la siguiente fórmula:

$$n = \frac{c}{v}$$

en la que c es la velocidad de la luz en el vacío y v es la velocidad de la luz en el medio. Como v nunca es mayor que c , n siempre es mayor que 1.

La refracción es la variación brusca de dirección que sufre la luz al cambiar de medio. Cuando la luz pasa de un medio a otro medio con diferente índice de refracción

(mayor variación de la velocidad), cambia de dirección siempre y cuando el haz de luz incida oblicuamente en la superficie de otro medio. La ley de Snell relaciona el cambio de ángulo con el cambio de velocidad por medio de los índices de refracción de los medios usando la fórmula $n_1 \times \sin\theta_1 = n_2 \times \sin\theta_2$. En ella se expresa que la multiplicación del índice de refracción del medio de partida por el seno del ángulo de incidencia es igual al índice de refracción del medio refractante por el seno del ángulo refractado.

- **Propagación** → Esta propiedad se basa en el principio de que en un medio de composición y propiedades idénticas en todas sus direcciones (incluido en el vacío) la luz se propaga en forma de rayos siguiendo, cada uno de ellos, una línea recta. De la propagación de la luz y su encuentro con objetos surgen las sombras.
- **Difracción** → Las distintas partes de la onda de una sola fuente pueden interferir entre sí de forma que se produce la curvatura de las ondas alrededor de un obstáculo. A esta interferencia entre las ondas se la denomina difracción, y es consecuencia de la naturaleza ondulatoria de la luz.
- **Reflexión** → Cuando un haz de luz llega a la superficie de separación entre dos medios, parte de la luz se transmite, parte se absorbe y el resto es reflejada. A este fenómeno se le denomina reflexión. La superficie lisa de un fragmento de vidrio o de metal pulido refleja la luz en una dirección particular; a este fenómeno se le denomina reflexión especular. En el caso de materiales con superficie irregular la reflexión que se produce es difusa.
- **Dispersión** → Cuando la luz atraviesa materiales su velocidad se reduce, y lo hace de distinta forma para cada una de las distintas longitudes de onda del espectro; a este efecto se le denomina dispersión. La luz blanca contiene una mezcla de longitudes de onda que se extiende por todo el espectro visible. Cuando se hace pasar esta luz a través de un medio con caras no paralelas, como un prisma, se produce la separación de la luz en sus diferentes componentes (colores) según su energía, en un fenómeno denominado dispersión refractiva.

- **Interferencia** → El fenómeno de interferencia es aquel en el que el cruce de dos ondas produce una tercera onda que es la superposición de las dos primeras. Este fenómeno se fue demostrado en 1801 por Thomas Young. En su experimento, una luz monocromática pasa a través de dos estrechas rendijas separadas por una distancia menor de 1 mm. Esta luz se proyecta sobre una pantalla distante, donde forma una serie de bandas de luz y oscuridad, o franjas. Estas franjas son producidas por la interferencia entre las ondas que se generan en las rendijas.
- **Polarización** → Las ondas electromagnéticas tienen campos eléctricos y magnéticos que oscilan perpendicularmente a la dirección de propagación de la onda. El fenómeno de la polarización de la luz consiste en filtrar las ondas al atravesar un medio, dejando pasar sólo aquellas que oscilan en cierto plano. También se puede obtener luz polarizada a través de la reflexión de la luz, de forma que la luz reflejada está parcial o totalmente polarizada dependiendo del ángulo de incidencia. Denominamos ángulo de Brewster al ángulo que provoca una polarización total.

Propiedades de las lentes y los sistemas ópticos

Una lente es una pieza de material transparente, limitado por dos superficies, de la que al menos una es curva. Tipos de lentes:

- **Convergentes** → Las lentes convergentes son más gruesas en el centro que en los lados. Se denominan así debido a que unen (convergen) en un punto determinado todo haz de rayos paralelos al eje principal que pasa por ellas. Este punto donde se produce la convergencia se denomina foco de imagen.
- **Divergentes** → Las lentes divergentes son más gruesas en los bordes y muy estrechas en la parte central. Se llaman así porque separan (divergen) todo haz de rayos paralelos al eje principal que pase por ellas.

Características de las lentes:

- **Foco y distancia focal** → El foco o punto focal es el punto donde los rayos paralelos se cortan y forman una imagen. La distancia focal (f) es la distancia desde el centro de la lente hasta el foco y depende del índice de refracción del material de su lente y de su forma.
- **Potencia y dioptría** → La potencia de una lente es la fuerza que tiene dicha lente para desviar los rayos de luz; se expresa en dioptrías y equivale a la inversa de la distancia focal ($\frac{1}{f}$). Debido a sus propiedades, las lentes convergentes tienen una potencia positiva, mientras que en las divergentes es negativa.

Simplificaciones de la óptica geométrica y aproximación paraxial

La óptica geométrica describe la propagación de la luz en términos de rayos. El término de “rayo” es una abstracción útil para aproximar las trayectorias a lo largo de las cuales la luz se propaga bajo ciertas circunstancias. Para estudiar la interacción entre los rayos de luz y las lentes, la óptica geométrica asume algunas simplificaciones para trabajar con ecuaciones más sencillas. Las simplificaciones que se hacen son las siguientes:

- Los rayos de luz se propagan en línea recta cuando viajan por un medio homogéneo.
- Los rayos se curvan (y en algunas circunstancias se pueden dividir en dos) al pasar por medios diferentes.
- Los rayos siguen trayectorias curvas en medios en los que el índice de refracción cambia.
- Los rayos pueden ser absorbidos o reflejados.
- No se tienen en cuenta ciertos efectos ópticos como la difracción y la interferencia.

Otra herramienta que se utiliza para el cálculo de sistemas ópticos es la aproximación paraxial. Ésta simplifica las leyes trigonométricas de los rayos que se encuentran cerca del eje de la lente ya que supone que las trayectorias de los rayos de luz forman ángulos pequeños con el eje óptico. El estudio de estos rayos siguiendo la aproximación paraxial se denomina *óptica gaussiana*. Esta óptica se aplica a sistemas en los que todas las superficies ópticas son

planas o son porciones de una esfera. En este caso, se pueden dar fórmulas explícitas sencillas para los parámetros de un sistema de imágenes, tales como distancia focal, aumento y brillo, en términos de las formas geométricas y propiedades de los materiales de los elementos constituyentes.

Estudio de las lentes delgadas

Las lentes delgadas son aquellas que tienen dos superficies esféricas, o una esférica y una plana, y cuyo grosor es más pequeño que el radio de curvatura de las superficies. La aproximación de las lentes delgadas ignora los efectos ópticos debido al grosor de las lentes y simplifica los cálculos de trazado de rayos. A menudo se combina con la aproximación paraxial en técnicas como el análisis de matriz de transferencia de rayos. Para estudiar la formación de imágenes con lentes delgadas hay que asumir las siguientes propiedades de los rayos que las atraviesan:

- Todo rayo paralelo al eje principal se refracta pasando por el foco.
- Todo rayo que pasa por el centro óptico no se desvía.
- Todo rayo que pasa por el foco se refracta paralelo al eje principal.

La ecuación más usada para el estudio de las lentes delgadas es la denominada **ecuación del constructor de lentes** que se expresa como la siguiente igualdad:

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = (n - 1) \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)$$

Donde s es la distancia del objeto al centro de la lente, s' es la distancia de la imagen al centro de la lente, r_1 y r_2 son los radios de curvatura de las dos superficies de la lente, y n es el índice de refracción del material de la lente. Esta expresión vale para una lente biconvexa que se encuentra en aire ($n' = 1$).

Ésta ecuación se obtiene al sumar las ecuaciones que nos permiten calcular la distancia de formación de imagen para la curvatura de cada superficie de la lente (r_1 y r_2):

$$\left(\frac{1}{s} + \frac{n}{s'_1} = \frac{n-1}{r_1} \right) + \left(\frac{n}{-s'_1} + \frac{1}{s'} = \frac{1-n}{r_2} \right)$$

Siendo la distancia focal (f) la distancia que hay entre el objeto y la lente para que los rayos salgan paralelos a ella, podemos afirmar que si $s' = \infty \Rightarrow f = s$, es decir, que si la distancia imagen es infinita, entonces la distancia focal es igual a la distancia objeto. Partiendo de esta

premisa, podemos reescribir la ecuación del constructor de lentes en función de su distancia focal (f):

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)$$

Las ecuaciones anteriores nos permiten establecer la siguiente igualdad, que corresponde a la denominada *ecuación de las lentes delgadas*:

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f}$$

Gracias a esta ecuación podemos calcular los valores de s , s' o f si conocemos el valor de dos de ellos, lo que nos simplifica mucho los cálculos. Ésto hace que esta ecuación sea muy útil para realizar modelos predictivos con lentes delgadas.

Mecanismo de formación de imágenes

Las imágenes pueden ser reales o virtuales. Una imagen real es aquella que se forma en realidad, es decir, si colocamos una pantalla en aquella posición se forma una imagen; y una imagen virtual representa la posición desde la que parece que procede la luz que llega a nuestros ojos a través de la lente, sin embargo, la luz no pasa en realidad por aquella posición. La posición de la imagen está determinada por la intersección de los rayos de luz que pasan a través de la lente. Cuando los rayos de luz pasan a través del cristalino, forman una imagen virtual invertida en nuestra retina.

Al atravesar una lente, la imagen de los objetos puede ser aumentada o disminuida. La fórmula del aumento lateral (M) nos relaciona el tamaño del objeto con el tamaño de la imagen formada.

$$M = \frac{h_i}{h_o} = -\frac{d_i}{d_o} \quad \rightarrow \quad M = \frac{-s'}{s}$$

Dada esta ecuación, tenemos que h_o es la altura del objeto, h_i es la altura de la imagen, d_o es la distancia del objeto a la lente (como s) y d_i es la distancia de la imagen a la lente (como s').

Problemas físicos que dificultan la visión (aberraciones)

Las aberraciones en sistemas ópticos son pequeñas desviaciones que, aunque no se tienen en cuenta al usar las predicciones de la aproximación paraxial, generalmente conllevan a una degradación de la imagen. Estas aberraciones ocurren cuando la luz que procede de un punto

del objeto no converge en un solo punto después de pasar por la lente, produciendo una imagen borrosa. Tipos de aberraciones:

❖ **Cromática** → Cuando un objeto se ilumina con luz blanca, si la imagen en una pantalla está enfocada para un determinado color, las imágenes correspondientes a los otros colores estarán ligeramente desenfocadas debido a la dispersión de las diferentes longitudes de onda de la luz.

❖ **Monocromática** → Se denominan así porque ocurren con luz de una sola longitud de onda y son causadas por la geometría de la lente. Las hay de varios tipos:

- Esférica ⇒ La aberración esférica es un defecto de las lentes en el que los rayos de luz que inciden paralelamente al eje óptico a una cierta distancia, son llevados a un foco diferente que los rayos próximos al mismo. Se debe a que la zona exterior de la lente esférica tiene una distancia focal diferente a la de la zona central, por lo que los rayos cercanos al centro forman la imagen a una distancia distinta que los rayos que pasan por el borde. Por ello, la imagen formada es en forma de círculo con bordes borrosos o a la inversa.
- Coma ⇒ Se denomina así porque los objetos que no están en el eje óptico aparecen distorsionados en forma de “coma”. Se debe a que los rayos paralelos que llegan a la lente formando un ángulo se desvían de forma diferente según por qué zona de la lente pasen: los rayos que pasan más cercanos al eje se desvían menos que los que pasan por los bordes, por lo que la imagen formada es un punto con forma de coma. El coma de un único conjunto de lentes puede ser minimizado, e incluso eliminado, eligiendo la curvatura adecuada para el propósito del instrumento óptico. Las lentes en las que se ha minimizado tanto el coma como la aberración esférica (para una determinada longitud de onda) son las llamadas lentes bestform o aplanáticas.
- Astigmatismo ⇒ En una lente con astigmatismo, la imagen que se forma de un punto no es otro punto, sino dos rectas perpendiculares entre sí. Se debe a que la lente no posee la misma curvatura en todos los planos axiales.

Adaptaciones biológicas que permiten la visión

Evolución de los órganos receptores

Los fotorreceptores son los receptores sensibles a la luz. A medida que los animales fueron evolucionando, los fotorreceptores tendieron a agruparse en zonas específicas, incrementando la percepción de la luz y, finalmente, se desarrolló el ojo, que es el órgano que permite la visión. Los organismos más primitivos contienen ojos poco desarrollados que les permiten detectar la presencia o ausencia de luz para poder regular sus ritmos circadianos.

La estructura de ojo más simple está constituido por una cavidad abierta y poco profunda cubierta de células fotorreceptoras. Es el caso del ojo de los caracoles, en los que los fotorreceptores conectados con células pigmentarias, forman una capa dentro de una cavidad llena de una secreción gelatinosa. Las células fotosensibles miran directamente hacia la luz, lo que permite la percepción de la intensidad de la luz incidente a más de la dirección de la misma. Se conocen como *ojos en copa o cáliz*.

El siguiente paso en la complejidad de los ojos fue reducir la abertura para que funcione de forma similar a una cámara oscura. Se puede observar en los ojos de las ostras. En ellos hay un incremento del número de fotorreceptores en la cavidad, y la luz penetra sólo por un pequeño orificio de la capa pigmentaria. Este ojo hace posible la visión de formas; si bien esta visión es muy débil y poco clara, y se denomina *ojo en cámara oscura*.

Otro tipo de ojo, mucho más avanzado que el anterior es el *ojo compuesto* de artrópodos. Los ojos compuestos están constituidos por muchas unidades visuales independientes denominadas *omatidios*, que están formados por una córnea transparente y unas pocas células fotorreceptoras puestas en paralelo, formando un rabdómero. Cada omatidio forma una imagen por separado de un estrecho sector del campo visual. Combinando estas imágenes se obtiene una imagen en mosaico. La superficie sobre la que se encuentran estos omatidios es convexa, por lo que tienen un gran ángulo de visión. Sin embargo, la resolución, es decir, la

capacidad para apreciar la forma definida de los objetos en este tipo de ojos es bastante pobre en comparación con el ojo camerular.

La mayoría de los artrópodos presentan *ocelos*, además de los ojos compuestos. Los ocelos son pequeñas estructuras fotorreceptoras que constan de una lente (córnea) y una capa de células fotorreceptoras que puede estar pegada a la lente o separada por un espacio lleno de humor vítreo. Se ha llegado a la conclusión de que estos ocelos tienen la función de detectar la presencia de la luz y su intensidad, ya que el poder refractivo de la lente es insuficiente para que se forme una imagen en la capa de células fotorreceptoras. Se cree que se utilizan para la regulación de los ciclos luz/oscuridad, ya que se ha visto que abejas a las que se les cubrían los ocelos empezaban su actividad diaria más tarde que las otras.

Como hemos dicho anteriormente, la mayor complejidad morfológica se encuentra en el *ojo camerular*. Éstos son similares a los ojos en cámara oscura, pero además tienen un elemento refractante (lente) delante de la abertura que mejora la formación de la imagen. Este tipo de ojo lo podemos encontrar, principalmente, en vertebrados y moluscos.

Ojo camerular

El ojo camerular está formado por varias capas. Su cubierta exterior está formada por una capa fibrosa casi opaca denominada *esclerótica*, y por la *córnea*, una placa transparente que permite la entrada de la luz filtrada al ojo. Entre la esclerótica y la córnea hay una membrana oscura, la *coroides*, que absorbe la luz que no interviene en la formación de imágenes. Justo debajo de la córnea hay una cámara cubierta de humor acuoso, en la cual están el *iris*, el *cuerpo ciliado* y la lente (*crystalino*). La superficie más interior es la *retina* que contiene numerosos nervios y vasos sanguíneos, y es en donde se forma la imagen. El ojo tiene una sensibilidad máxima en una pequeña depresión de la retina denominada mancha amarilla o *mácula*, cuya parte central sólo contiene conos densamente apiñados.

Vamos a ver esta estructura de forma detallada usando el ojo humano como modelo. Éste tiene los siguientes elementos:

❖ **Esclerótica** → Es la capa externa blanca que recubre el ojo y le proporciona soporte y protección.

❖ **Coroides** → Es una capa fuertemente pigmentada que contiene los vasos sanguíneos que nutren el ojo, y se encuentra entre la esclerótica y la retina.

❖ **Córnea** → Es una estructura en forma de menisco con una gran transparencia que permite el paso de la luz hacia la lente. Cubre el iris, la pupila y la cámara anterior, y su curvatura es mayor que la del globo ocular.

❖ **Humor acuoso** → Es un líquido transparente similar al plasma que es secretado por el cuerpo ciliado y circula en la cámara anterior hacia la pupila. Mantiene la presión intraocular para conservar la forma del ojo y proveer sustancias nutritivas a los tejidos avasculares que lo rodean, y también mantiene estable el índice de refracción entre la córnea y el cristalino, evitando fluctuaciones.

❖ **Iris y pupila** → El iris se trata de un diafragma circular y pigmentado, que regula el tamaño del orificio de entrada de la luz, la pupila. El iris se dilata en la penumbra, aumentando el tamaño de la pupila y permitiendo que entre más luz, mientras que con luz brillante ocurre lo contrario. Para realizar esta labor cuenta con músculos dilatadores y un esfínter.

❖ **Cuerpo ciliar** → Es una estructura con forma de anillo que se encuentra detrás de la córnea, rodeando al cristalino. Incluye el epitelio ciliar y los músculos ciliares, que están unidos al cristalino y se encargan de modificar la curvatura del cristalino, de manera que puedan enfocarse sobre la retina las imágenes de los objetos situados a diferentes distancias del ojo. Al proceso de modificación de la curvatura del cristalino se le denomina *acomodación*.

❖ **Cristalino** → Es una lente biconvexa, transparente y flexible, que desvía los rayos lumínicos para enfocar la imagen sobre la retina.

❖ **Humor vítreo** → Es un gel transparente que rellena el espacio entre el cristalino y la retina (denominado cámara interna o vítrea). Es secretado por el epitelio ciliar, pero no se regenera continuamente sino que se mantiene en la cámara de manera indefinida.

❖ **Retina** → La retina es un tejido sensible a la luz, situado en la superficie interior del ojo. Está formada por varias capas de neuronas, interconectadas entre sí. En la capa externa se encuentran las células ganglionares, cuyos axones forman el nervio óptico, en la intermedia hay una serie de neuronas intermedias que procesan la señal de los receptores y la envían a las ganglionares, y en la más interna se encuentran los fotorreceptores. Además, en la superficie de la retina se pueden observar varias estructuras:

- **Disco óptico** ⇒ Es una zona circular situada en el centro de la retina, por donde salen del ojo los axones de las células ganglionares que forman el nervio óptico. En esta área no hay fotorreceptores, lo que causa una zona ciega dentro del campo visual que se conoce como punto ciego.
- **Mácula** ⇒ Es una mancha de unos 5 mm de diámetro situada en la parte posterior de la retina. Está formada únicamente por conos y está especializada en la visión fina de los detalles.
- **Fóvea** ⇒ Es un área de la mácula en la que se encuentra la mayor concentración de conos. Es el área de la retina donde se enfocan los rayos luminosos por lo que es donde se genera mayor agudeza visual y tiene gran importancia en la percepción del color.

❖ **Fotorreceptores** → Son los receptores sensibles a la luz y los hay de dos tipos:

- **Conos** ⇒ Reciben este nombre por la forma que tiene su segmento externo. Son las células que nos permiten identificar colores, nos dan una mejor percepción de detalles y están activas sólo en condiciones de buena luminosidad. Existen tres tipos de conos según el pigmento fotosensible (opsina) que tengan: los conos M tienen cloropsina que es sensible al color verde, los conos S tienen cianopsina que detecta el azul, y los conos L tienen eritropsina que reacciona al rojo.

- **Bastones** ⇒ Son los fotorreceptores responsables de la visión en condiciones de baja luminosidad ya que tienen una elevada sensibilidad a la luz, aunque se saturan cuando hay luminosidad alta, y no detectan los colores. Están por toda la retina, salvo en la fovea, y contienen rodopsina en su segmento apical. La rodopsina es una proteína fotosensible, que presenta una mayor sensibilidad a las longitudes de onda cercanas a los 500 nm.

Los conos son evolutivamente anteriores a los bastones, y durante el desarrollo embrionario se repite este fenómeno: en la ontogenia de la retina los conos se diferencian tempranamente, mientras los bastones lo hacen tardíamente.

Acomodación

El cristalino permite al ojo enfocar los objetos cercanos al reflejar en un punto concreto en la retina los rayos de luz que le llegan. Para poder enfocar objetos que se encuentren a distintas distancias se produce el fenómeno de acomodación, existiendo límites en cuanto a la distancia mínima y máxima a la que tiene que estar el objeto para que pueda ser enfocado. En los animales que poseen ojos camerulares se han desarrollado dos mecanismos para el enfoque de la imagen. En cefalópodos, peces y anfibios, el proceso de acomodación se realiza por desplazamiento del cristalino hacia adelante o hacia atrás, mientras que en reptiles, aves y mamíferos se realiza la acomodación al modificar el grado de curvatura del cristalino.

Como el de todo mamífero, el ojo humano realiza el proceso de acomodación mediante la modificación de la curvatura del cristalino. Éste tiene un índice de refracción distinto a lo largo de su superficie debido a que tiene una estructura en capas, y a la compresión que se ejerce sobre cada una de las capas, resultando en que en el núcleo de la lente tiene un índice de refracción de $\sim 1,41$, mientras que en los bordes tiene un índice de refracción de $\sim 1,38$. Esta característica hace que haya mayor poder convergente y que se reduzca la aberración esférica. Además, su efecto convergente es mayor ya que las capas por las que está formado no son concéntricas: la curvatura de las capas exteriores es menor que la de las capas internas, de forma que las interiores son más potentes al tener una curvatura mayor. Todas estas características permiten una mayor potencia refractiva, una disminución de las aberraciones esféricas y cromáticas y que la modificación de curvatura que se tiene que hacer para la acomodación no sea muy grande.

Percepción de la luz y el color

La agudeza visual es la capacidad del ojo para percibir, detectar o identificar objetos y depende de la refracción de la córnea y de la capacidad de acomodación del cristalino. La sensibilidad es la intensidad mínima o umbral para ver un destello luminoso, y depende de la longitud de onda. La córnea es opaca a longitudes de onda más cortas que 300 nm y el cristalino lo es a longitudes de onda por debajo de los 380 nm, por lo que la luz ultravioleta no contribuye a la visión (en humanos). Además, la sensibilidad del ojo cae rápidamente a cero por encima de los 700 nm, y se cree que es debido a que las moléculas fotosensibles de los conos y los bastones no responden a longitudes de onda más largas.

Cuando pasamos de la luz del día a una habitación poco iluminada, nuestros ojos se adaptan gradualmente y revelan detalles inicialmente invisibles, ya que el ojo adaptado a la oscuridad es mucho más sensible. Sin embargo, la visión del color se produce sólo en la visión adaptada a la luz, porque los conos sólo están activos a partir de los 410 nm aproximadamente, mientras que los bastones están siempre activos. Por ello en oscuridad vemos las imágenes en una escala de grises-azules. De acuerdo con esto, la fovea, que carece de bastones pero que tiene la mayor concentración de conos, es la parte más sensible de la retina para el ojo adaptado a la luz, mientras que los bordes de la retina, que tienen más bastones, son más sensibles en el ojo adaptado a la oscuridad.

La percepción de los distintos colores es posible gracias a la existencia de tres tipos de conos en la retina, cada uno con su propio pigmento fotosensible. Cada pigmento puede absorber luz en una amplia gama de longitudes de onda, pero la sensibilidad máxima para cada uno de ellos se da para longitudes de onda diferentes: 445 nm (color azul), 535 nm (color verde) y 575 nm (color rojo). La luz de una longitud de onda particular excitará los tres tipos de conos en un grado que depende de lo próxima que se halle a los correspondientes máximos de sensibilidad. Cualquier color no excesivamente saturado puede ser reproducido mediante una mezcla adecuada de colores primarios, como son el rojo, el verde y el azul, por lo que al tener estos pigmentos en los fotorreceptores, se puede establecer el color de la luz que nos llega.

La existencia de tres tipos de detectores no explica por sí misma algunos de los fenómenos de la visión de colores, tales como los colores específicos percibidos por la gente que carece de uno de los pigmentos, y la aparición de imágenes negativas, que consiste en la sensación de color complementario que se da al suprimir un color tras una larga exposición. En ello interviene un procesamiento neurológico de codificación de la imagen.

Codificación de la imagen

Realmente, no vemos nuestro entorno tal cual llega a nuestros ojos ya que la imagen que se proyecta en la retina no es la misma que percibe el cerebro, ya que ésta pasa por varios procesos en los que se modifican una serie de parámetros que nos permite interpretarla.

Los primeros procesos de transmisión de la imagen formada en la retina son la inversión de la imagen (ya que al pasar a través de la lente se gira totalmente), se rellenan ambos puntos ciegos superponiendo las imágenes de ambos ojos para poder percibir la profundidad, y se le da continuidad al movimiento. También se produce una reducción de calidad de la imagen ya que la retina realiza un procesamiento previo de la señal visual, antes de que ésta sea enviada al cerebro. Sin embargo, el cerebro realiza un proceso de interpolación y relleno que aumenta tremendamente la calidad de esta imagen, y realiza una interpretación de la misma. Este procesamiento de la imagen puede hacer que se produzcan interpretaciones “erróneas”, dando lugar a las ilusiones ópticas. Estas ilusiones nos llevan a percibir características que no se corresponden con la imagen real, o nos dan dos interpretaciones diferentes de la misma imagen.

Visión binocular

La visión binocular es la habilidad que tiene la corteza visual para combinar y comparar la información que llega de los dos ojos para generar una imagen tridimensional. El campo de visión binocular es aquel en el que se produce la superposición de las imágenes, que puede ser mayor o menor según la posición de los ojos. En el caso de los animales de presa, éstos tienen un campo de visión binocular muy corto debido a que sus ojos están situados a ambos lados de la cabeza, pero su campo de visión es más amplio; mientras que los depredadores (u otros animales cuya alimentación depende de tener una buena percepción de la profundidad y

distancia) tienen un campo de visión más reducido al tener los dos ojos en la parte frontal de la cabeza, pero su campo de visión binocular es casi tan amplio como su campo de visión.

Problemas biológicos de la visión

Existen diversas enfermedades de la vista que son debidas a defectos en la formación y estructura del ojo:

❖ **Miopía** → Es un defecto en la refracción del ojo en el cual el punto focal se forma delante de la retina cuando el ojo está en reposo, en vez de formarse en la propia retina. Se debe a un exceso de potencia convergente del ojo en relación a su longitud, por lo que se mide en dioptrías negativas. Puede ocurrir por dos defectos del ojo: el ojo es más alargado de lo que debería en el eje óptico, teniendo forma de uva, o la córnea es demasiado curvada. La miopía provoca que no se puedan enfocar bien los elementos lejanos. Los objetos próximos si se enfocan bien ya que se compensa mediante acomodación.

❖ **Hipermetropía** → Es un defecto en la refracción del ojo en la que los rayos de luz que inciden en el ojo se enfocan en un punto situado detrás de la retina. Por tanto, es el defecto de refracción contrario a la miopía y se mide en dioptrías positivas. Afecta a la visión a corta distancia y como consecuencia la imagen de objetos cercanos es borrosa. Normalmente este problema se produce debido a la forma del ojo que es muy corto en el eje óptico, pero también puede estar causado por una debilidad en los músculos ciliares, impidiendo una correcta acomodación de la lente, o también puede deberse a una malformación de la córnea.

❖ **Astigmatismo** → Es un estado ocular que normalmente proviene de un problema en la curvatura de la córnea, que provoca que haya una refracción diferente entre dos meridianos oculares impidiendo el enfoque claro de los objetos sin importar a la distancia a la que se encuentren. Ésto genera imágenes que se ven algo deformadas y con su contorno poco claro. En el ojo humano el astigmatismo es relativamente frecuente y suele asociarse a otros defectos de refracción como la miopía y la hipermetropía.

❖ **Presbicia** → Se trata de la pérdida de la función de acomodación del cristalino, por lo que cuesta enfocar la imagen. Todavía se discute cuál es la causa de esta enfermedad, pero la más aceptada es que se produce por la esclerosis del cristalino, que aumenta su rigidez y dificulta el cambio de su curvatura por los músculos ciliares.

❖ **Daltonismo** → Es un defecto sobre los pigmentos del ojo que afecta a la visión del color. Normalmente tiene una causa genética (existen diferentes enfermedades que producen esta sintomatología aunque la más común se transmite por un alelo recesivo ligado al cromosoma X), aunque también puede ocurrir por daños cerebrales o en la retina. Existe en varios grados:

- **Daltonismo dicromático** ⇒ Se produce por carencia de uno de los pigmentos. Si afecta al rojo se denomina protanopia, si afecta al verde se llama deuteranopia y si afecta al azul, tritanopia.
- **Daltonismo “funcional”** ⇒ En este caso el ojo tiene los tres tipos de conos pero tiene defectos funcionales de forma que se confunde un color con otro. Es el tipo de daltonismo más común y, al igual que en el daltonismo dicromático, existen tres tipos dependiendo del color afectado. El más usual es la incapacidad de detectar el color verde (deuteranomalía), seguido de la incapacidad de detectar el rojo (protanomalía), y el menos común es la incapacidad de detectar el azul (tritanomalía).
- **Daltonismo monocromático** ⇒ Sólo se puede identificar un color además de la escala de grises. La causa más común es que sólo existe uno de los tres pigmentos de los conos.
- **Acromatopsia** ⇒ Con esta variante no se percibe ningún color y la visión es sólo en escala de grises. Ocurre debido a la carencia de conos por malformación de la retina o a problemas neurológicos.

Parte experimental

Utilizamos un kit de óptica con dos lentes convergentes biconvexas con distinto grado de curvatura para comprobar experimentalmente el funcionamiento de la ecuación de las lentes delgadas:

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f}$$

Colocamos el foco a distintas distancias de la lente (s) y medimos la distancia a la que se formaría la imagen (s'). De esta forma podemos calcular la distancia focal (f) de las lentes, y, si ésta es constante como esperamos basándonos en la teoría, entonces demostramos que la variación de s' es proporcional a la variación de s y que se cumple la igualdad de la ecuación.



Imagen 1: Lente 1 (dcha) y lente 2 (izqda)

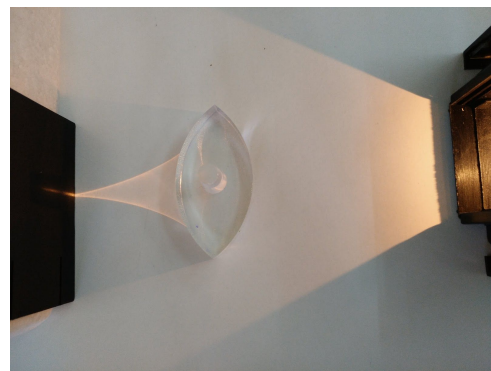


Imagen 2: Realización del experimento

Además, teniendo el valor de $\frac{1}{f}$ en cada lente, sabiendo que el índice de refracción del material de la lente es 1,5 y habiendo comprobado que $r_1 = r_2$, podemos usar la ecuación del constructor de lentes para calcular r :

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \Rightarrow \frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r} \right)$$

Las medidas realizadas para cada lente y los valores obtenidos fueron los siguientes:

s	s'	$1/f$	f	r
0,1 m	0,065 m	25,38	0,039	0,00975 m = 9,75 mm
0,15 m	0,06 m	23,33	0,042	0,0105 m = 10,5 mm
0,2 m	0,058 m	22,24	0,044	0,011 m = 11 mm
0,25 m	0,056 m	21,86	0,045	0,01125 m = 11,25 mm
Media de los valores anteriores		23,2	0,043	0,01075 m = 10,75 mm

Tabla 1: Resultados obtenidos con la lente 1.

s	s'	$1/f$	f	r
0,1 m	0,165 m	16,06 m	0,062	0,0155 m = 15,5 mm
0,15 m	0,134 m	14,13 m	0,071	0,01775 m = 17,75 mm
0,2 m	0,115 m	13,69 m	0,073	0,01825 m = 18,25 mm
0,25 m	0,106 m	13,43 m	0,074	0,0185 m = 18,5 mm
Media de los valores anteriores		14,33 m	0,07	0,0175 m = 17,5 mm

Tabla 2: Resultados obtenidos con la lente 2.

Como vemos en las tablas, los valores obtenidos para f y r a penas varían, lo que demuestra la validez de las ecuaciones. Además, podemos comprobar que se cumple que a mayor distancia focal tiene la lente, mayor es su radio de curvatura.

Una vez que hemos comprobado el funcionamiento de la ecuación de lentes delgadas en el laboratorio, vamos a utilizarla para modelizar el ojo.

Modelización

Como hemos visto anteriormente, el ojo humano realiza el proceso de acomodación mediante la modificación de la curvatura del cristalino. Aunque las cualidades que posee el ojo hacen que sea difícil modelizarlo con exactitud usando óptica geométrica básica, podemos realizar un modelo aproximado usando una lente esférica con mismo grosor y radios de curvatura si asumimos que tiene un índice de refracción homogéneo de 1,3 y que el medio en el que se encuentra cumple todas las propiedades del sistema a modelizar y tiene un índice de refracción igual a 1.

Teniendo en cuenta las simplificaciones que hemos asumido, podemos hacer un modelo que nos permita calcular el radio de curvatura que tiene que adoptar el cristalino para enfocar objetos a distintas distancias, sabiendo que $r_1 = r_2$. Para calcularlo utilizamos la ecuación del constructor de lentes en función de la distancia focal objeto para una lente como el cristalino, cuya potencia es de 50 dioptrías:

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,02} = (1,3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,02 \rightarrow r = 0,003 \text{ m}$$

Variando la potencia de la lente usaremos la operación anterior para calcular el radio de curvatura que adopta el cristalino:

- **Para una potencia de 10 dioptrías:**

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,1} = (1,3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,1 \rightarrow r = 0,015 \text{ m}$$

- **Para una potencia de 30 dioptrías:**

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,033} = (1,3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,033 \rightarrow r = 0,005 \text{ m}$$

- **Para una potencia de 40 dioptrías:**

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,025} = (1,3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,025 \rightarrow r = 0,0038 \text{ m}$$

En el ejercicio anterior estamos calculando la variación del radio de curvatura en función del cambio de potencia de la lente. Ahora vamos a hacer otro ejercicio en el que calculamos distintos valores de f para un ojo con el que vamos a enfocar un objeto a distintas distancias. Como la profundidad de la retina no varía, el radio de curvatura del cristalino tiene que variar.

Vamos a utilizar la ecuación de las lentes delgadas para calcular el valor de f para tres distancias distintas (20 mm, 20 cm, 20 m y 20 km) en un ojo cuya profundidad de retina (s') es de 20 mm y su índice de refracción (n) es 1,3. Cuando tengamos el valor de f calculado, utilizamos la ecuación del constructor de lentes para calcular su radio de curvatura:

Distancia objeto = 20 mm

Cálculo de f : $\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \rightarrow \frac{1}{0,02} + \frac{1}{0,02} = \frac{1}{f} \rightarrow 100 = \frac{1}{f} \rightarrow f = 0,01$

Cálculo de r : $\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,01} = (1.3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,01 \rightarrow r = 0,0015 \text{ m}$

Distancia objeto = 20 cm

Cálculo de f : $\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \rightarrow \frac{1}{0,02} + \frac{1}{0,2} = \frac{1}{f} \rightarrow 55 = \frac{1}{f} \rightarrow f = 0,018$

Cálculo de r : $\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,018} = (1.3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,018 \rightarrow r = 0,0027 \text{ m}$

Distancia objeto = 20 m

Cálculo de f : $\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \rightarrow \frac{1}{0,02} + \frac{1}{20} = \frac{1}{f} \rightarrow 50,05 = \frac{1}{f} \rightarrow f = 0,02$

Cálculo de r : $\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,02} = (1.3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,02 \rightarrow r = 0,003 \text{ m}$

Distancia objeto = 20 km

Cálculo de f : $\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \rightarrow \frac{1}{0,02} + \frac{1}{20000} = \frac{1}{f} \rightarrow 50 = \frac{1}{f} \rightarrow f = 0,02$

Cálculo de r : $\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{2r}\right) \rightarrow \frac{1}{0,02} = (1.3 - 1) \cdot \frac{1}{2r} \rightarrow 2r = 0,3 \cdot 0,02 \rightarrow r = 0,003 \text{ m}$

Discusión

Para realizar estos modelos hemos simplificado muchísimo el sistema, ya que realizar estos cálculos sin asumir dichas simplificaciones sería muy complicado a nivel matemático debido a que para llegar a la retina la luz pasa por muchos medios con distintos índices de refracción, y a que, como vimos, el cristalino está compuesto por varias capas de diferente curvatura y su potencia no es homogénea en toda la superficie. Además, sería también muy complicado tomar todas las medidas requeridas. Con todas estas simplificaciones se lleva a cometer un margen de error que, si bien es significativo, es asumible mientras que el objetivo de la modelización sea ilustrar el funcionamiento del ojo a nivel conceptual.

Respecto a los dos modelos realizados, en el primero observamos que el cambio de potencia de la lente influye bastante en el cambio del radio de curvatura, mientras que en el segundo vemos que a valores fijos de s' , el cambio de distancia no influye apenas en el valor de f , por lo que el radio de curvatura no varía demasiado para enfocar a distintas distancias. Ésto es lo que ocurre con el cristalino en el ojo humano en la realidad: con una pequeña variación de su radio de curvatura puede enfocar en un amplio rango de distancia. Podemos ver que apenas varía entre las distintas distancias seleccionadas, salvo entre 20 mm y 20 cm. Sin embargo, a 20 mm es imposible ver, ya que esa distancia equivale a que el objeto esté casi encima del ojo, por lo que se vería borroso. Así que, realmente, el rango en el que el ojo trabaja igual de bien entre 20 cm, 20 m y 20 km. Además, el que haya una variación de curvatura grande entre los 20 mm y los 20 cm es coherente con que el ojo en la realidad tenga una distancia mínima a la que tiene que estar el objeto para poder enfocar.

Aplicaciones

El conocimiento de la física óptica y de la fisiología del ojo humano, ha permitido que se desarrollen diversos instrumentos y técnicas en el campo de la ciencia, la tecnología y la medicina. Vamos a comentar a continuación algunos de los más relevantes.

Instrumentos ópticos

El conocimiento de las propiedades de las lentes y del mecanismo de formación de imágenes se ha utilizado para diseñar aparatos que permiten la ampliación de imágenes (microscopios, lupas, prismáticos, ...) así como objetos de captación de imágenes como son las cámaras fotográficas o de vídeo, cuya estructura está basada en el ojo camerular.

Corrección falta de vista

La corrección de distintas enfermedades de la vista se basa en los conocimientos sobre la función de las lentes. Esta mejora de la visión se puede hacer mediante el uso diario de lentes correctivos o de lentes de contacto, o sometiéndose a una cirugía ocular.

Lentes → Pueden ser divergentes, convergentes o cilíndricos para la corrección de miopía, hipermetropía y astigmatismo, respectivamente. También las hay bifocales, progresivas, multifocales y de monovisión (este último tipo son lentes de contacto) para la corrección de la presbicia. Para calcular la corrección necesaria de, por ejemplo, la miopía, se halla la potencia del ojo en su punto remoto y se selecciona a continuación una lente de la potencia adecuada para desplazar dicho punto al infinito. Para ello se usa la fórmula de las lentes delgadas, reescrita en términos de la potencia ($P = \frac{1}{f}$): $P = \frac{1}{s} + \frac{1}{D}$, donde D es la distancia imagen en el ojo.

Cirugía ocular → Según la técnica empleada, existen varios tipos de cirugía ocular:

- **Queratotomía radial (RK)** ⇒ Esta técnica está prácticamente en desuso, salvo en algunos casos de astigmatismo. En ella se hacen varias incisiones en el ojo con un

bisturí para que la córnea adopte una nueva forma que permita compensar el defecto refractivo.

- **Cirugía láser** ⇒ Su principio se basa en quemar tejido corneal mediante el uso del láser para dar una nueva forma a la córnea. En casos de miopía la córnea adquiere una forma más plana, y en el de hipermetropía se le da una forma más apuntada para corregir el defecto refractivo. Esta técnica se aplica a pacientes con dioptrías bajas o medias ya que en esencia lo que se está haciendo es adelgazar la córnea para moldearla. Al tener esta capa un espesor de unas 550 micras, puede llegar a ocurrir que el grosor se reduzca bastante si el paciente tiene muchas dioptrías, con los riesgos que ello conlleva. Es la técnica más usada y existen tres métodos distintos:
 - **PRK**: Se elimina parte del tejido superficial de la córnea para que el láser corrija los defectos refractivos. Actualmente ya casi no se utiliza porque es más doloroso y la recuperación es lenta.
 - **LASEK**: En este método se utiliza una solución de alcohol para ablandar el epitelio y luego se raspa parte de la capa superficial. Posteriormente se aplica el láser en para corregir la miopía, hipermetropía o astigmatismo. Al finalizar se vuelve a colocar el trozo de tejido retirado y se protege con una lente de contacto para acelerar la recuperación. Sólo se aplica en pacientes que tienen suficiente ancho de córnea y menos de 10 dioptrías.
 - **LASIK**: Actúa a una mayor profundidad corneal que los métodos anteriores. Al comienzo de la operación se utiliza un microqueratomo para separar una capa superficial de la córnea, creando un colgajo o flap. El láser actúa después dando forma a los tejidos por debajo de la capa quitada, para corregir la visión del paciente. Por último, el colgajo retirado se vuelve a colocar en su lugar. Se utiliza para corregir miopía, hipermetropía y astigmatismo. También se usa para corregir la presbicia creando un fenómeno de monovisión, en el que un ojo está regulado para enfocar bien de cerca y el otro para enfocar de lejos, aunque es una técnica que cada vez se está abandonando más porque produce problemas de binocularidad y de calidad visual.
- **Lentes intraoculares** ⇒ Para esta técnica se realiza una incisión en el ojo y, a través de ella, se introduce una lente. Se emplean en los pacientes que tienen altas dioptrías,

y en el caso de la presbicia creando monovisión como en LASIK, y las hay de distintos tipos:

- Lentes intraoculares fásicas: Están las lentes de cámara anterior, que se implantan entre la córnea y el iris, y las lentes de cámara posterior que se colocan entre el iris y el cristalino.
- Lentes intraoculares pseudofásicas: En este procedimiento se extirpa el cristalino y se sustituye por la lente. Las hay acomodativas (que intentan simular el proceso de acomodación del cristalino), bifocales (que están en desuso) y trifocales (son las más utilizadas y generan tres focos sobre la retina).
- **Trasplante de córnea** ⇒ Se reemplaza la córnea del paciente por la córnea de un donante. Durante el procedimiento se extirpa un pedazo de la córnea del paciente y, a continuación, se sutura la córnea donada sobre la abertura del ojo.

Retinas artificiales

En el campo de las enfermedades degenerativas que causan ceguera, como en el caso de la retinosis pigmentaria, se han realizado estudios usando diversas técnicas como el uso de células madre, la creación de ojos biónicos y la reparación de mutaciones con la técnica CRISPR/Cas.

En el año 2004 se publicó un estudio realizado por Alan Y. Chow y colaboradores, en el que determinaban la seguridad y eficacia de implantes de microchips de retina artificial de silicona. Esta retina artificial se coloca en la zona subretinal y, al percibir luz, produce una carga eléctrica que está diseñada para alterar los potenciales de membrana de las neuronas de la retina con las que hacen contacto, y para simular la forma en que la luz activaría normalmente estas células para formar imágenes retinotópicas visuales. En el estudio concluyeron que la seguridad del tratamiento no era significativa, pero observaron mejoras en la retina en áreas lejanas del implante, lo que sugiere un posible efecto de rescate de tipo neurotrófico generalizado sobre la retina dañada causada por la presencia del implante.

En 2011 la empresa Second Sight Medical Products consiguió la aprobación europea, y el 2013 la estadounidense. Esta retina artificial, denominada comercialmente Argus II funciona mediante la captación de imágenes de vídeo a través de una cámara en miniatura ubicada en las gafas del paciente y su conversión en una serie de pequeños impulsos eléctricos que se transmiten de forma inalámbrica a una matriz de electrodos colocados en la superficie de la retina. Estos impulsos estimulan las células restantes de la retina lo que resulta en la percepción de patrones de luz en el cerebro. El paciente entonces aprende a interpretar estos patrones visuales para recuperar algo de la función visual.

Recientemente, en marzo de 2017, se publicó en *Nature* un estudio del Instituto Italiano de Tecnología en el que explican que han desarrollado una prótesis que se implantaría en el ojo y reemplazaría a la retina dañada. La diferencia con los estudios anteriores es que los resultados obtenidos destacan la posibilidad de desarrollar una nueva generación de prótesis fotovoltaicas totalmente orgánicas, altamente biocompatibles y funcionalmente autónomas para implantes subretinianos para tratar la ceguera degenerativa.

Robótica

En el ámbito de la robótica se está investigando para dar a los ojos un movimiento y un sistema de enfoque basado en el ojo humano. Por ejemplo, el equipo formado por Joshua Shultz y Jon Ueda del Instituto tecnológico de Ingeniería Mecánica de Georgia ha creado un sistema monitorizado para que una cámara se pueda mover con la misma rapidez y agilidad que el ojo humano utilizando tiras de material cerámico que se contraen de la misma forma que lo hacen los músculos.

Conclusiones

El modelo realizado asume una serie de simplificaciones que tienen un amplio margen de error con respecto al funcionamiento real del ojo. Sin embargo, reduce bastante su complejidad para permitir una comprensión básica de su funcionamiento. Por ello, este tipo de modelos pueden servir de recurso didáctico para comprender el funcionamiento del ojo. Además, el conocimiento de la óptica y, en concreto, las simplificaciones que asumen las ecuaciones utilizadas, han permitido dar los primeros pasos el desarrollo tecnológico de sistemas ópticos, que ha ido ganando complejidad a lo largo de su historia.

Conclusions

The model performed has some simplifications that have a huge margin of error in comparison with the operation of the eye. However, it reduces its complexity to provide us a basic understanding of its functioning. Therefore, these types of models can serve as a didactic resource to understand the functioning of the eye. In addition, the knowledge of optics and, in particular, the simplifications assumed by the equations used, have made possible to take the first steps in the development of optical systems, which has been gaining complexity throughout its history.

Bibliografía

- 1. Guyton, A. y Hall J.** 2006. Tratado de fisiología médica. Decimosegunda edición. Capítulo 49. Elsevier. Jackson, Mississippi, EEUU.
- 2. Silverthorn, D.** 2008. Fisiología humana. Un enfoque integrado. Cuarta edición. Capítulo 10, páginas 357 a 370. Panamericana.
- 3. Moyes, C. y Schulte, P.** 2007. Principios de fisiología animal. Primera edición. Capítulo 7, páginas 292 a 307. Pearson Educación, S. A.
- 4. Hickman, C., Roberts, L., Keen, S., Larson, A., I'anson, H., Eisenhour, D.** 2009. Principios integrales de zoología. Decimocuarta edición. Capítulo 33, páginas 747 a 750. McGraw-Hill.
- 5. Kane, W., Sternheim, M., Vázquez, J., Mirabent, D.** 1989. Física. Segunda edición. Capítulo 23 y 24, páginas 515 a 584. Reverté, S. A.
- 6. Mario Eduardo Guido y Pedro Panzetta,** “Evolución de los Ojos y Fotorreceptores,” *Oftalmología Clínica y Experimental*, última consulta 18 de junio de 2017, <http://oftalmologos.org.ar/occe/items/show/214>.
- 7. Joshua Shultz and Jon Ueda,** (2012) “Robot vision: muscle-like action allows camera to mimic human eye movement,” en *Georgia Tech Research Horizons*, última consulta 18 de junio de 2017, <http://www.rh.gatech.edu/news/138981/robot-vision-muscle-action-allows-camera-mimic-human-eye-movement>
- 8. Chow, A. Y., Chow, V. Y., Packo, K. H., Pollack, J. S., Peyman, G. A., et al.** “The artificial silicon retina microchip for the treatment of vision loss from Retinitis Pigmentosa” en *Arch Ophthalmol* 122: 460-469 (2004)
- 9. Maya-Vetencourt, J. F., Ghezzi, D., Antognazza, M. R., Colombo, E., Mete, M., et al.** “A fully organic retinal prosthesis restores vision in a rat model of degenerative blindness” en *Nature Materials* 16, 681-689 (2017), última consulta 18 de junio de 2017, <http://www.nature.com/nmat/journal/v16/n6/full/nmat4874.html>
- 10. Susana Marcos.** “Calidad óptica del ojo” en *Investigación y Ciencia*, Junio, 2005

Enlaces web (todos han sido consultados entre Marzo y Julio de 2017):

- <http://fisicaoptica.blogspot.com.es/2010/11/el-ojo-humano.html>
- <http://afectadoscirugiarefractiva.com/tecnicas-cirugia-refractiva/>
- <https://www.operacionojos.com/cirugia-laser/tipos-de-cirugia-laser/>
- <http://laserocular.info/cirugia>
- <http://www.retina.es/retina/novedades/noticias-cientificas/1288-argus-second-sight-ii-sistema-de-protesis-de-retina-sera-probado-por-primera-vez-en-pacientes-ciegos-por-dmae-seca>
- <http://www.muyinteresante.es/innovacion/articulo/nueva-retina-artificial-para-ciegos-argus-ii>
- <https://www.fisicalab.com/apartado/ojo-humano#contenidos>
- <https://www.fisicalab.com/apartado/lentes-delgadas#contenidos>
- <http://opticaporlacara.com/2011/02/el-ojo-humano-en-numeros/>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/Daltonismo#Diagn.C3.B3stico>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/Astigmatismo>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/Hipermetrop%C3%ADa>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/Miop%C3%ADa>
- <https://es.wikipedia.org/wiki/Presbicia>
- <https://en.wikipedia.org/wiki/Eye>
- https://en.wikipedia.org/wiki/Gaussian_optics
- https://en.wikipedia.org/wiki/Geometrical_optics
- https://en.wikipedia.org/wiki/Human_eye
- [https://en.wikipedia.org/wiki/Lens_\(optics\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Lens_(optics))
- https://en.wikipedia.org/wiki/Paraxial_approximation
- https://en.wikipedia.org/wiki/Small-angle_approximation
- https://en.wikipedia.org/wiki/Thin_lens
- https://es.wikipedia.org/wiki/Luz#Velocidad_finita