

CAPÍTULO 2

Aplicaciones prácticas de la óptica física

Santiago García, César Albarrán, José J. Esteve, Caridad Pérez y Alejandro Cerviño

SUMARIO DEL CAPÍTULO

Introducción 11

Frente de onda 11

Conocimientos básicos de reflexión y refracción aplicadas 12

Interferencia, difracción y polarización 15

Interferencias 15

Difracción 15

Polarización 19

Interacción de diferentes láseres sobre el ojo humano 20

Ideas clave 23

INTRODUCCIÓN

La óptica física, también denominada óptica ondulatoria, es la disciplina dentro de la óptica que trata los fenómenos ópticos bajo el supuesto de que la luz en su propagación obedece a las leyes generales del movimiento ondulatorio. Básicamente, el movimiento ondulatorio propone que cuando en un espacio en el que está definida una variable física se produce una modificación de dicha variable en un punto, puede ocurrir que esta perturbación se propague a otros puntos y en ellos se produzca de forma análoga a como se hizo en el punto inicial, en cuyo caso se podrá decir que la perturbación se encuentra en movimiento.

FRENTE DE ONDA

Con el fin de describir el movimiento de ondas que se propagan en dos o tres dimensiones son útiles los conceptos de frente de onda y de rayo. El *frente de onda* es el conjunto de puntos del medio alcanzados por el movimiento ondulatorio en el mismo instante. Una segunda definición más precisa se refiere al frente de ondas como el lugar geométrico de todos los puntos del medio con igual fase de vibración¹.

La fuente de ondas y el medio de propagación son fundamentales en la forma geométrica del frente de onda. En el caso de que se trate de un foco puntual y el medio sea isotrópico (posee propiedades idénticas en todas las direcciones), los sucesivos frentes de onda serán esferas concéntricas, cuyo centro común es la fuente; si el medio es bidimensional, resultan circunferencias concéntricas. Si el foco emisor posee forma lineal, se obtiene una onda cilíndrica, que se propaga a lo largo de los radios a partir del eje del cilindro (fig. 2-1).

En el caso de que se valore la onda a una distancia considerable de la fuente puntual, el frente de onda po-

drá considerarse como plano, ya que las esferas frente de onda tendrán radios de curvatura muy grandes. Estas ondas planas pueden considerarse monodimensionales, ya que la propagación es según una dirección particular. Las líneas perpendiculares a los sucesivos frentes de onda se denominan rayos y corresponden a líneas de propagación de la onda. Los puntos de diferentes superficies de onda unidos por un rayo dado se conocen como puntos correspondientes.

Una vez introducidos los conceptos de frente de onda y rayo, se puede asegurar que el tiempo necesario para que la onda avance entre dos frentes de onda es independiente del rayo elegido, y en todos los casos será el mismo. Por ello, la distancia entre dos puntos correspondientes contiguos únicamente depende de la velocidad del movimiento ondulatorio en cada punto, y si se supone un medio homogéneo e isotrópico, donde la velocidad es la misma sea cual sea el punto y la dirección elegidos, la separación entre dos frentes de ondas debe ser igual en todos los puntos correspondientes. Otro aspecto que se debe tener en cuenta es que, si se sigue suponiendo que se trata de un medio homogéneo e isotrópico, los rayos van a seguir un movimiento rectilíneo, ya que no existe ninguna propiedad en este medio que pueda variar la dirección de los rayos; una sucesión de medios de estas características sí podría variar la dirección de propagación de un medio a otro.

Christian Huygens (1629-1695), apoyándose en la idea de que cuando el frente de onda avanza en un medio determinado, el movimiento ondulatorio se propaga alcanzando nuevos puntos en ese medio, visualizó una construcción geométrica para pasar de una superficie de onda a otra. Esta idea cristalizó en el denominado principio de Huygens, que mantiene que "todo punto de un frente de onda inicial puede considerarse como una fuente de ondas esféricas secundarias (ondas elementales) que

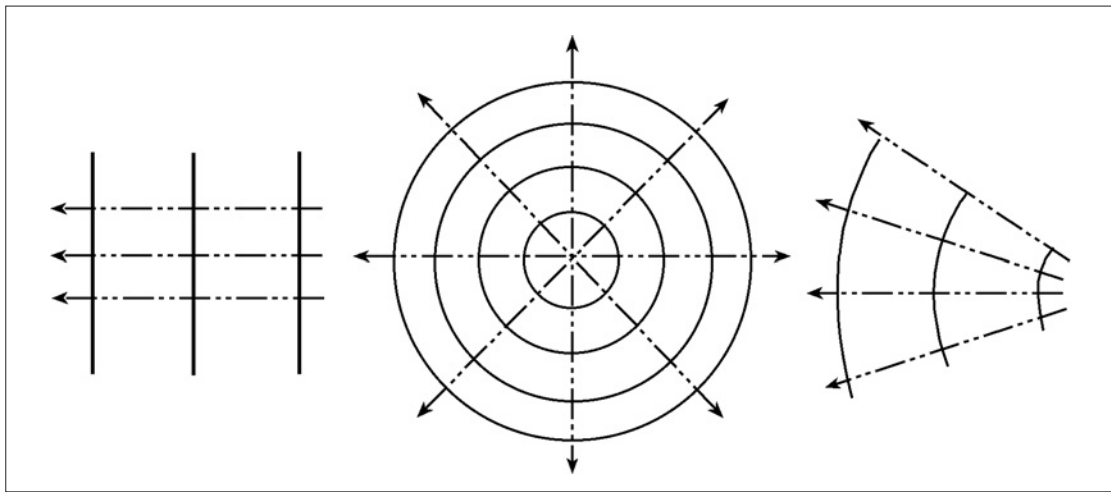


Figura 2-1. Diferentes modos de propagación del frente de onda en función de la tipología del foco.

se extienden en todas las direcciones con la misma velocidad, frecuencia y longitud de onda que el frente de onda del que proceden”.

Basándose en este principio se puede deducir que en el momento que el movimiento ondulatorio alcanza los puntos de un frente de onda, cada uno de ellos se convierte en una fuente de ondas secundarias, siendo el siguiente frente de onda la superficie envolvente de todas las ondas secundarias. Así, la propagación de las ondas en el medio será la resultante de la repetición de este proceso (fig. 2-2).

En el estudio de la propagación de una onda aparecen una serie de fenómenos como la reflexión, la refracción y la difracción, que pueden explicarse fácilmente analizando el paso de un frente de onda al siguiente.

CONOCIMIENTOS BÁSICOS DE REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN APLICADAS

Dados dos medios diferentes, y por tanto con distintas velocidades de propagación del frente de onda, cuando este alcanza la superficie de separación de ambas se producen dos efectos de especial relevancia, ya que parte de la energía que lleva atraviesa dicha superficie, mientras que otra parte se queda en la misma. Con ello, la intensidad de luz se reparte, por lo que será menor en ambos

casos que la intensidad de la onda incidente. Este reparto depende de las características de los medios en contacto y del ángulo de incidencia respecto de la superficie límite.

Estos fenómenos llevan intrínsecos un cambio en la dirección de propagación y se conocen como reflexión, cuando la energía no cambia de medio, y refracción cuando sí lo hace. Es por ello que se puede definir el fenómeno de la refracción, desde un punto de vista de la óptica física, como el cambio que experimenta la dirección de propagación de la luz cuando atraviesa oblicuamente la superficie de separación de dos medios transparentes de distinta naturaleza. Si se trata de explicar paso a paso qué ocurre con el frente de onda, se puede partir de la situación de dos medios con velocidad de propagación mayor en el primero. Dado un frente de onda que se desplaza a una velocidad determinada en el primer medio siguiendo el principio de Huygens y alcanza el segundo medio, los puntos de la superficie generan un frente de onda secundario. Debido a que el frente de onda transmitido se propaga a una velocidad inferior en el segundo medio, el tren de frentes de onda cambia su dirección. Este es el caso, entre otros muchos, del ojo humano, de las lentes y de los prismas (fig. 2-3).

Las leyes fundamentales que cumplen la reflexión y la refracción son las siguientes:

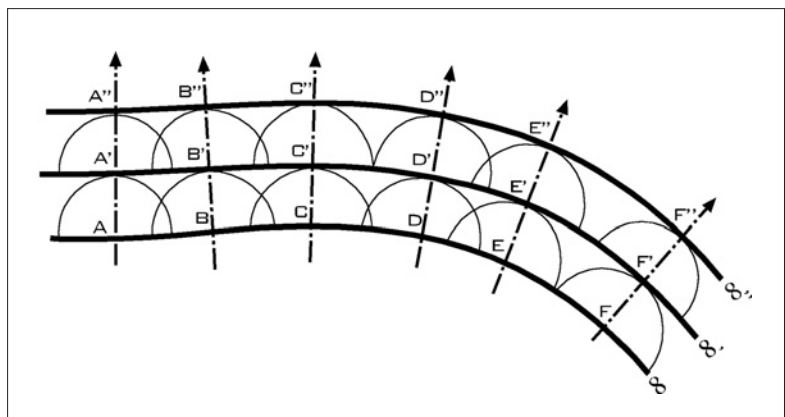


Figura 2-2. Representación gráfica del principio de Huygens. Cuando el movimiento ondulatorio alcanza los puntos de un frente de onda, cada uno de ellos se comporta como una fuente secundaria. El nuevo frente de ondas será la superficie envolvente de todas las ondas secundarias. La repetición del proceso da como resultado la propagación de la onda a través del medio.

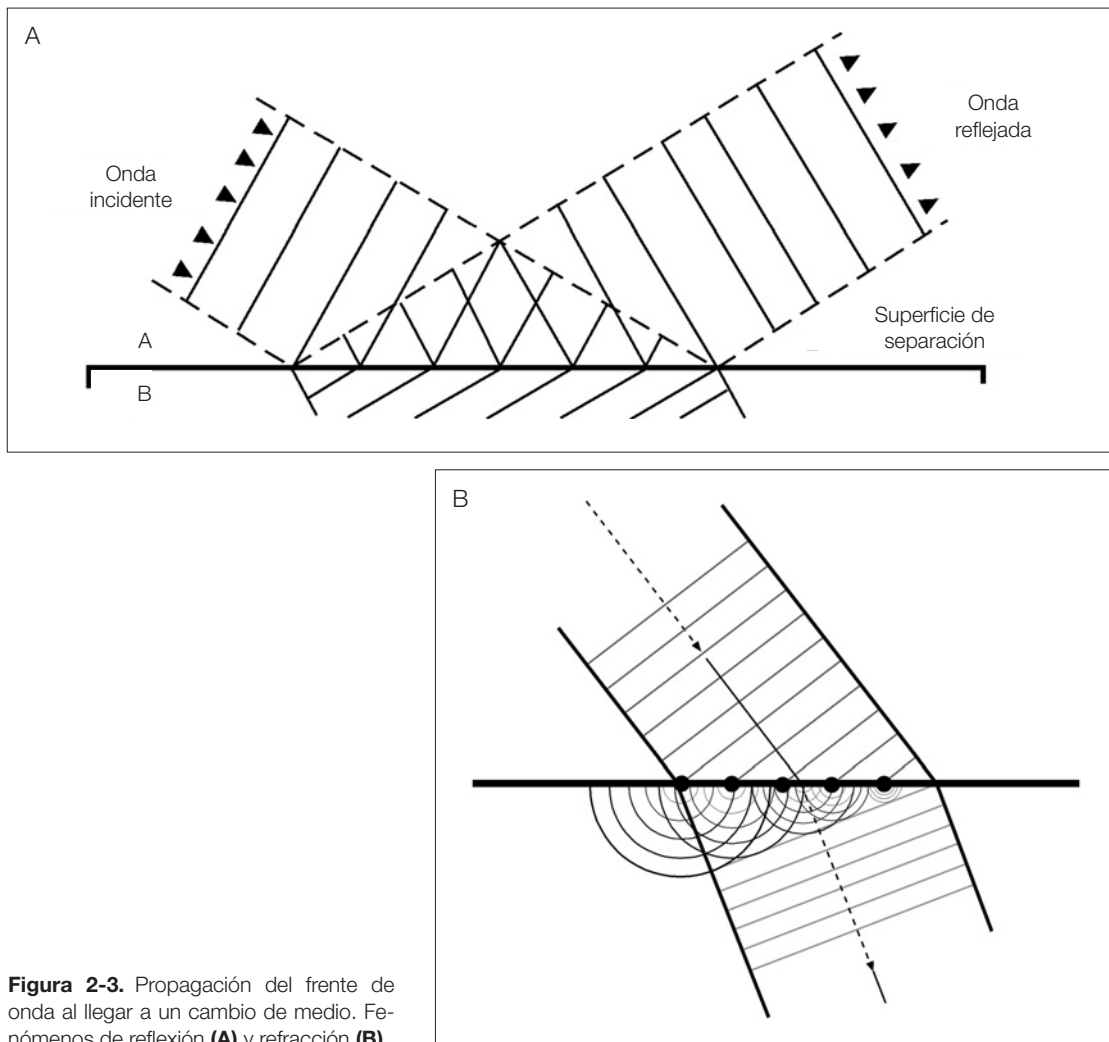


Figura 2-3. Propagación del frente de onda al llegar a un cambio de medio. Fenómenos de reflexión (A) y refracción (B).

- Los rayos incidentes, reflejados y refractados están en un mismo plano, que es normal a la superficie de separación y, por tanto, contiene la normal a la superficie.
- El ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión.
- El cociente entre el seno del ángulo de incidencia y el seno del ángulo de refracción es constante:

$$n_i \sin \theta_i = n_r \sin \theta_r$$

donde n_i es el índice de refracción del primer medio, n_r del segundo, θ_i es el ángulo de incidencia y θ_r el de refracción.

Esta última ecuación corresponde a la Ley de Snell. De esta ecuación se puede deducir que cuando el frente de onda viaja desde un medio de menor índice a un medio de mayor índice ($n_i < n_r$) entonces $\sin \theta_i > \sin \theta_r$, por lo que $\theta_i > \theta_r$. Esto explica que cuando un frente de onda cambia de medio, y por tanto de índice, cambia su dirección de propagación de tal forma que si el paso es de un medio de menor índice a uno de mayor índice (de mayor velocidad de propagación a menor velocidad de propagación), ese frente de ondas se acercará a la normal. Y al contrario, en el caso de pasar de mayor índice a menor, el frente de onda se alejará de la normal (fig. 2-4).

En este último caso, puede suceder que para cierto ángulo de incidencia del frente de onda, el ángulo de refrac-

ción sea 90 grados. Este ángulo de incidencia se denomina *ángulo límite*, dado que, de ser superado, no habrá refrac-



Figura 2-4. Efecto de la refracción producida por el cambio de medio.

ción. De hecho, una vez se supere este ángulo, se producirá la reflexión total del haz incidente.

Las lentes intraoculares refractivas se crean principalmente mediante el diseño de varias zonas de diferente radio de curvatura en la cara anterior de la lente. Normalmente se distribuyen varias zonas, pero con solo dos radios de curvatura, uno que proporciona el foco de lejos y otro que proporciona el foco de cerca.

Un caso más complejo es valorar la refracción en un *prisma óptico*. Por definición, un prisma óptico es un medio transparente limitado por dos superficies planas que forman un ángulo diedro. Si se analiza la propagación de luz a través de un prisma óptico, de ángulo de refringencia α , y se realiza una sección normal para analizar el recorrido desde que incide en una de sus caras hasta que emerge (fig. 2-5), se puede observar que cuando un frente de onda plano alcanza el prisma con un ángulo de incidencia, E_1 , respecto a la normal (N_1) de la cara del prisma, abandona este con un ángulo, E_2 , respecto a la normal (N_2) de la cara por donde emerge. Cuando el frente de onda llega a la superficie del prisma, en ese plano todos los puntos del frente de onda se comportan como fuentes puntuales secundarias que al propagar la luz en un medio de mayor índice, y por tanto menor velocidad, crean nuevos frentes de onda en una dirección diferente, por lo que se desvían acercándose a la normal. Esta dirección del frente de onda se mantiene constante durante todo el recorrido en el interior del prisma, ya que no hay cambio de índice, y por tanto no existe variación de la velocidad. El proceso inverso a la entrada del frente de onda en el prisma óptico es el que ocurre al emerger, solo que en este caso al pasar de un medio con un índice de refracción mayor a otro de índice de refracción menor, la dirección de propagación del frente de onda se aleja de la normal. Con todo ello, lo que va a ocurrir es que la propagación del frente de onda sufrirá una desviación (δ) entre el ángulo de incidencia (E_1) y el ángulo con el que emerge (E_2). Este es el denominado *ángulo de desviación* (fig. 2-5).

Desde un punto de vista matemático, se puede expresar todo lo anteriormente explicado de la siguiente manera:

Refracción en la primera cara:
 $n \text{ sen } E_1 = n' \text{ sen } E_1'$

Refracción en la segunda cara:
 $n' \text{ sen } E_2' = n \text{ sen } E_2$

Ángulo de refringencia:
 $\alpha = E_1' + E_2'$

Ángulo de desviación:
 $\delta = E_1 + E_2 - \alpha$

Teniendo claros los aspectos básicos de la propagación del frente de onda al atravesar un prisma óptico, hay algunas condiciones que se deben cumplir para que el frente de ondas emerja. Por un lado, el ángulo de refringencia, α , debe cumplir que:

$$E_2' \leq E_1$$

Por otro lado, en la primera cara del prisma se va a cumplir que:

$$E_1' \leq E_1$$

Así, si se suman ambas expresiones:

$$E_1' + E_2' \leq E_1 + E_1$$

Por lo que la condición para que un prisma óptico ofrezca un frente de onda emergente, teniendo en cuenta que $\alpha = E_1' + E_2'$, es:

$$\alpha \leq 2E_1$$

Con lo que estaremos ante un *prisma óptico de reflexión total* si cumple que:

$$\alpha > 2E_1$$

Las aplicaciones prácticas de los prismas ópticos son múltiples. Se emplean como correcciones oftálmicas y en

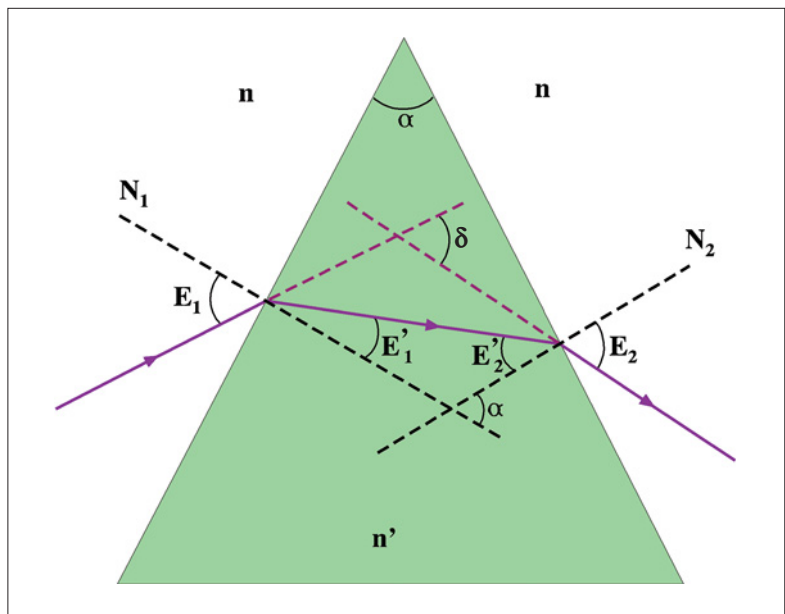


Figura 2-5. Camino y desviación del frente de onda al atravesar un prisma óptico.

muchos instrumentos ópticos para aumentar la distancia entre el objetivo y el ocular (prismáticos), para desviar el flujo luminoso mediante prismas de reflexión total (en cámaras fotográficas réflex y en telescopios de reflexión), y en muchos casos prismas especiales o combinaciones de ellos para corregir aberraciones cromáticas.

INTERFERENCIA, DIFRACCIÓN Y POLARIZACIÓN

Algunos fenómenos que se producen en la naturaleza y en instrumentos ópticos únicamente son explicables si se admite que la energía luminosa se propaga en forma de ondas, y por tanto, la óptica física es la disciplina encargada de ello. Entre estos fenómenos cabe destacar las interferencias, la difracción y la polarización.

Interferencias

Las interferencias son la base sobre la que se sustentan muchos dispositivos ópticos. Un ejemplo de ello son las lentes intraoculares difractivas, donde además del fenómeno de la difracción se producen fenómenos de interferencia, como se verá posteriormente. Se produce una interferencia cuando existe una superposición de dos o más ondas en algún lugar del espacio. Las interferencias se pueden explicar con cierta facilidad desde el punto de vista de la óptica ondulatoria y partiendo del principio de Huygens aplicado a diferentes fuentes.

La onda resultante cuando se superponen dos ondas armónicas de igual amplitud y frecuencia, pero de diferente fase, en un punto es una onda armónica cuya amplitud depende de la diferencia de fase según la ecuación:

$$\xi = (2\xi_0 \cos 1/2\sigma) \sin (kx - \omega t + 1/2\sigma)$$

Esta interacción tendrá como resultado lo que se denomina una interferencia constructiva (estando las dos ondas en fase y obteniéndose un máximo de amplitud) si la diferencia de fase es un número entero de veces 2π . Por el contrario, si la diferencia de fase es un número entero impar de veces de π , se dice que las ondas están desfasadas y se obtendrá un mínimo de amplitud. Las posibles causas de diferencias de fase son el cambio de fase en π que se puede producir en una onda cuando se refleja en una superficie límite determinada o la diferencia de camino recorrido por las dos ondas.

En el momento que tiene lugar una superposición de dos ondas siempre se producen fenómenos de interacción, pero para que sean fenómenos interferenciales permanentes y detectables deberán cumplir una serie de condiciones:

- Las ondas que interactúan deben ser coherentes, la diferencia de fase entre ellas ha de ser constante e independiente del tiempo. Una forma sencilla de conseguir esta condición es separar la amplitud de la onda incidente en reflejada y refractada, lo que se denomina división de amplitudes, para luego superponerlas. Otra sencilla manera de conseguirlo es realizar una división del frente de ondas, es decir, separar en dos partes un mismo frente de ondas, para posteriormente superponerlas.
- Las ondas que interactúan deben tener igual longitud de onda y han de ser monocromáticas. Si las frecuencias de las ondas son diferentes, dan lugar a diferencias de fase que dependen del tiempo y, por ello, a patrones interferenciales que dependen del tiempo con un período de variación del orden de la frecuencia de la luz y, por tanto, no detectable (figs. 2-6 y 2-7).

Algunos de los tratamientos utilizados para mejorar el rendimiento de diferentes instrumentos ópticos se basan en el concepto de interferencia. Entre estos tratamientos cabe destacar los recubrimientos antirreflectantes, cuyo objetivo es evitar la reflexión en superficies ópticas de medios transparentes. Estos recubrimientos se fabrican fijando sobre las superficies ópticas una delgada película de material transparente de índice de refracción y espesor determinados, calculados de tal forma que la luz de cierta longitud de onda no sufra reflexión.

Difracción

El término difracción procede del latín *diffractus*, cuyo significado es “quebrado”. La etimología alude al fenómeno por el que una onda puede contornear un obstáculo en su propagación, alejándose del comportamiento de rayos rectilíneos. La difracción se observa cuando una onda se distorsiona por un obstáculo cuyas dimensiones son comparables a la longitud de onda de aquella². El obstáculo puede ser de diferente naturaleza: el borde de un objeto, un objeto pequeño, una rendija, etc.

Al considerar un frente de ondas plano que llega a un orificio, en función del tamaño del mismo se pueden producir dos efectos. Como se puede comprobar en la figura 2-8, si las dimensiones del orificio son mayores en com-

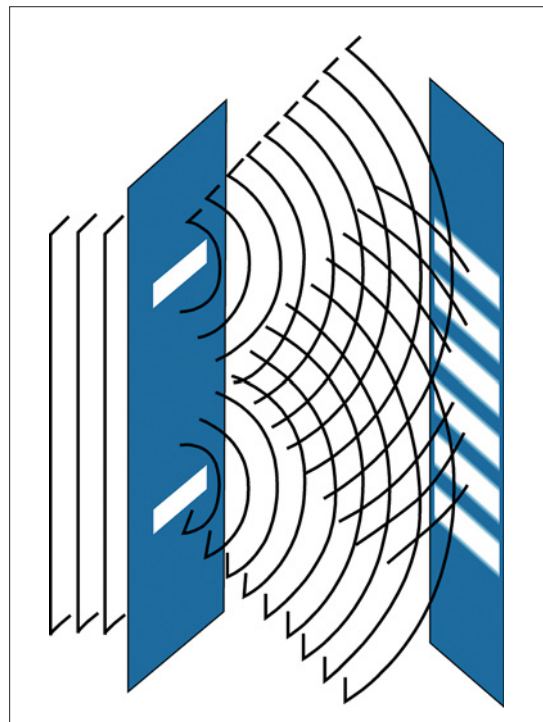


Figura 2-6. Thomas Young, en 1801, demostró la naturaleza ondulatoria de la luz y el fenómeno de la interferencia mediante una doble rendija. Dadas dos rendijas de anchura muy estrecha, paralelas, separadas una distancia determinada e iluminadas por una sola fuente, cada rendija actuará como fuente puntual de ondas y además serán fuentes de luz coherentes, dado que estos focos secundarios son producidos por la onda original, dando lugar al fenómeno de interferencia observado en una pantalla alejada una distancia grande. Si esta distancia es grande, las líneas que van desde las rendijas hasta un punto en la pantalla serán aproximadamente paralelas.

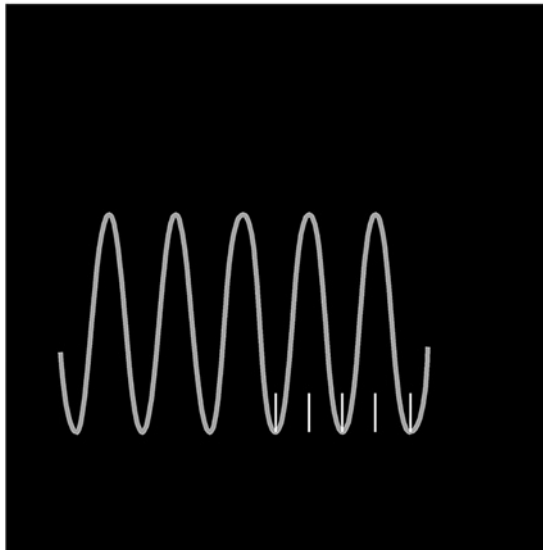


Figura 2-7. Diagrama de intensidades recogido en la pantalla en el experimento de Young.

paración con la longitud de onda, se producirá una amputación del frente de onda pero no cambiará su forma. Sin embargo, si las dimensiones son comparables, se reproduce el frente de onda a partir del orificio sin amputación de este. Desde un punto de vista gráfico, se puede observar

que en el punto X de la figura solo puede ser alcanzado en el segundo de los supuestos.

Como se ha comentado anteriormente, el fenómeno de difracción puede explicarse a partir del principio de Huygens. Una particularidad que se ha de tener en cuenta es que en lugar de proponer el nuevo frente de onda únicamente como construcción de la envolvente de todas las ondas subsiguientes, se han de construir estas ondas secundarias a partir de los principios de interferencia.

Si se considera una abertura rectangular, larga y estrecha (rendija), sobre la que incide un frente de onda perpendicular, de acuerdo con el principio de Huygens, todos los puntos de su plano se convierten en fuentes de ondas secundarias emitiendo nuevas ondas, que en este caso reciben el nombre de ondas difractadas. Si se sitúa una pantalla paralela al plano de la rendija y a una distancia considerable, se obtendrá un diagrama de difracción (distribución de intensidades en máximos y mínimos). La explicación de este fenómeno viene dada porque cada uno de los puntos que componen la rendija actúa como foco emisor secundario de ondas en todas las direcciones. El resto de frentes de onda son detenidos por el obstáculo, con lo que el frente de ondas dejará de ser plano. Las ondas producidas por los puntos de la rendija interferirán entre ellas, y por tanto darán lugar a una distribución de intensidades que ofrecerá máximos y mínimos en función de la diferencia de fase entre las ondas que interfieren (fig. 2-9).

Una vez entendido cómo se produce el fenómeno de la difracción en una rendija rectangular, es más sencillo entender qué pasaría en el caso de una rendija circular, ya que se seguirá el mismo razonamiento para calcular la irradiancia en un plano muy alejado de la abertura o en el plano focal de una lente. La única diferencia que aparece se debe a la simetría particular de la abertura. Este caso es de especial importancia, ya que los sistemas ópticos formadores de imágenes están compuestos, en general, por lentes y diafragmas circulares. En particular, este es el caso del ojo humano.

Si se considera el sistema de la figura 2-10, en el que el frente de onda plano ilumina la abertura circular de diá-

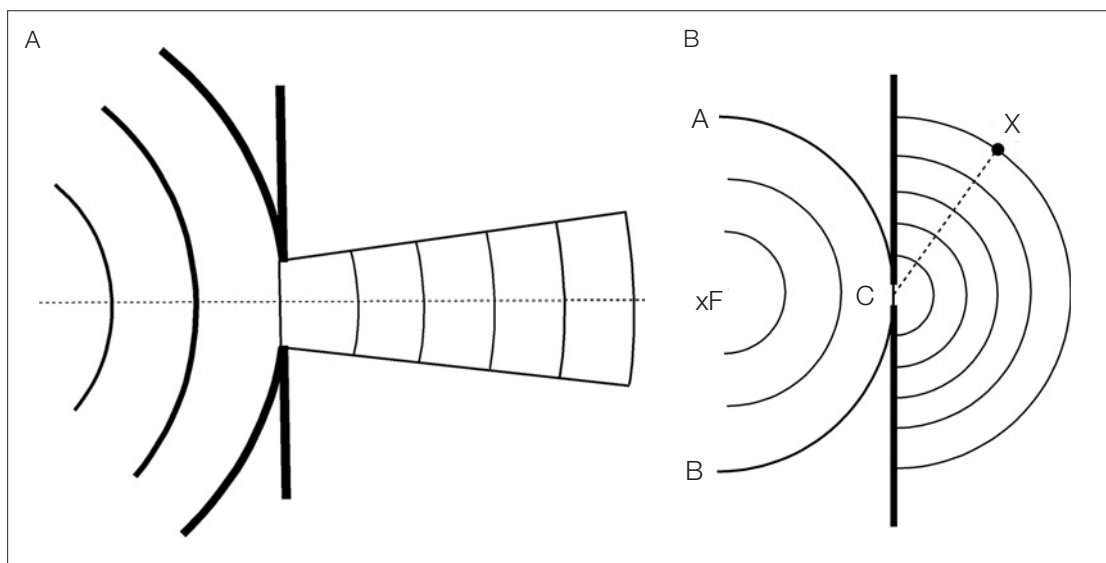


Figura 2-8. Propagación del frente de onda al alcanzar un orificio. **A.** La anchura de la rendija no es comparable a su longitud de onda, por lo que el frente de onda sigue su camino sin cambiar su geometría. **B.** La rendija alcanzada tiene una anchura comparable a su longitud de onda, produciéndose así el fenómeno de la difracción.

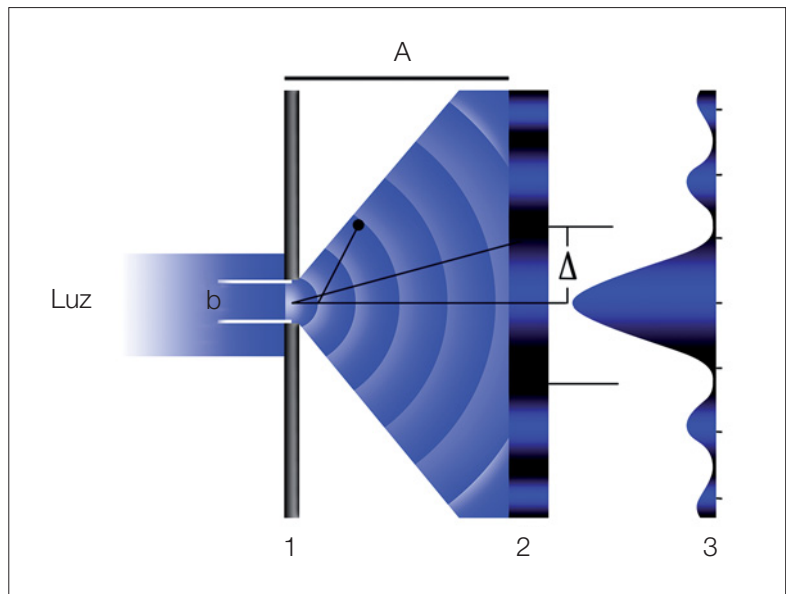


Figura 2-9. Distribución de intensidades cuando un frente de ondas llega a una rendija de anchura comparable a su longitud de onda (fenómeno de difracción). 1: orificio de diámetro b ; 2: pantalla de registro del patrón de difracción; 3: diagrama de distribución de las intensidades.

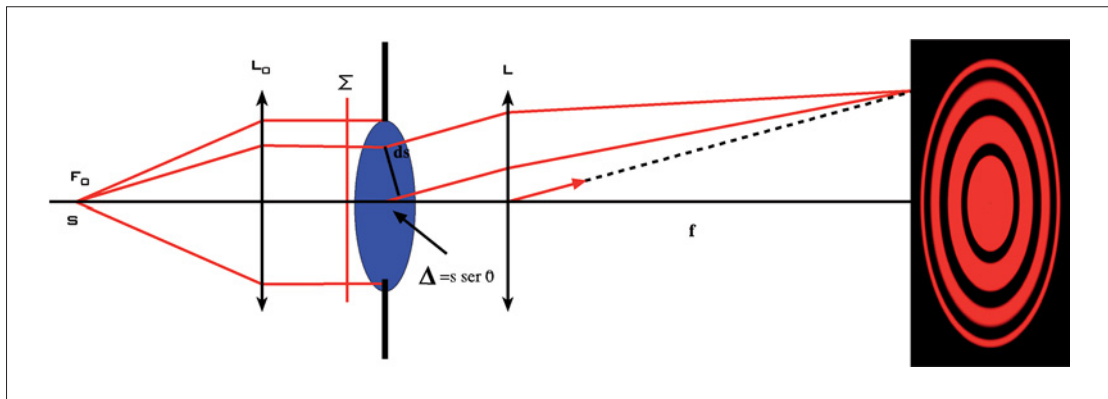


Figura 2-10. Fenómeno de la difracción cuando un frente de onda plano atraviesa una abertura circular.

metro comparable a su longitud de onda, se puede observar que la forma de la función obtenida en la pantalla es parecida a la que se obtiene para la rendija rectangular, excepto que esta función tiene simetría radial; los mínimos no se obtienen a una distancia angular periódica. Así, cuando un haz de luz incide sobre el sistema, supuestamente libre de aberraciones, la imagen de un punto objeto no es un punto, como predice la óptica geométrica, sino un diagrama de difracción consistente en un disco brillante central (donde se concentra aproximadamente el 90% de la energía) rodeado por anillos concéntricos de alternancia brillante/oscura, denominada *mancha de difracción* o *disco de Airy*. Esta aparición de franjas periódicas de luz y sombra indica que, en esencia, la difracción es un problema de naturaleza interferencial.

Una consecuencia de la difracción es que las imágenes de dos puntos objeto separados una cierta distancia en el espacio objeto, pueden aparecer juntas en el espacio imagen. Este efecto ocurrirá si los puntos objetos están suficientemente cerca, ya que sus discos de Airy se solapan y las intensidades se suman. Como resultado, ocurrirá que no se podrá distinguir un punto del otro. Es por ello, que se puede decir que la difracción impone un límite a la ca-

pacidad de resolución de los sistemas ópticos en general, y del ojo en particular (fig. 2-11).

Con todo ello se hace necesario establecer un criterio de resolución que establezca la situación límite a partir de la cual los dos puntos dejan de verse separados. Este es el llamado *criterio de Rayleigh*, que establece que dos imágenes están justamente resueltas cuando la distancia entre los centros de los discos de Airy es igual al radio del disco central. Esto ocurre cuando:

$$\text{sen } \theta = 1,22\lambda/D$$

donde θ es el ángulo subtendido por los dos puntos objetos respecto al centro de la abertura, λ es la longitud de onda, y D el diámetro de la abertura (fig. 2-12).

Por tanto, cuanto mayor sea el diámetro de la abertura, más pequeño será el ángulo mínimo de resolución. En el caso del ojo, es el tamaño de la pupila el que determina su poder de resolución, si se ignoran las aberraciones (fig. 2-13).

Pero no siempre el fenómeno de la difracción es contraproducente. Es más, en algunos casos es la base para conseguir un mayor rendimiento de un sistema óptico.

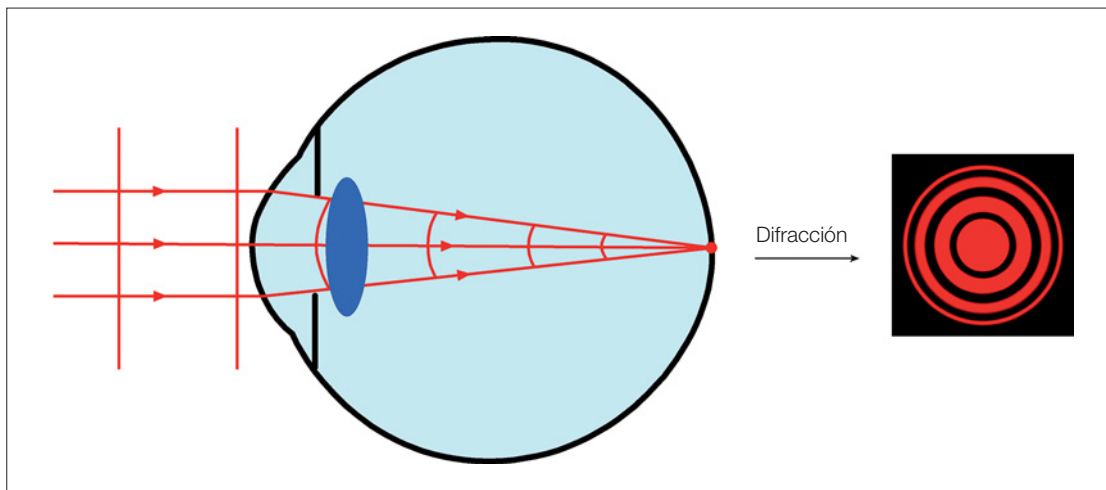


Figura 2-11. Fenómeno de la difracción que se produce en el ojo debido al diámetro pupilar. Este fenómeno se hará más patente cuanto menor sea dicho diámetro.

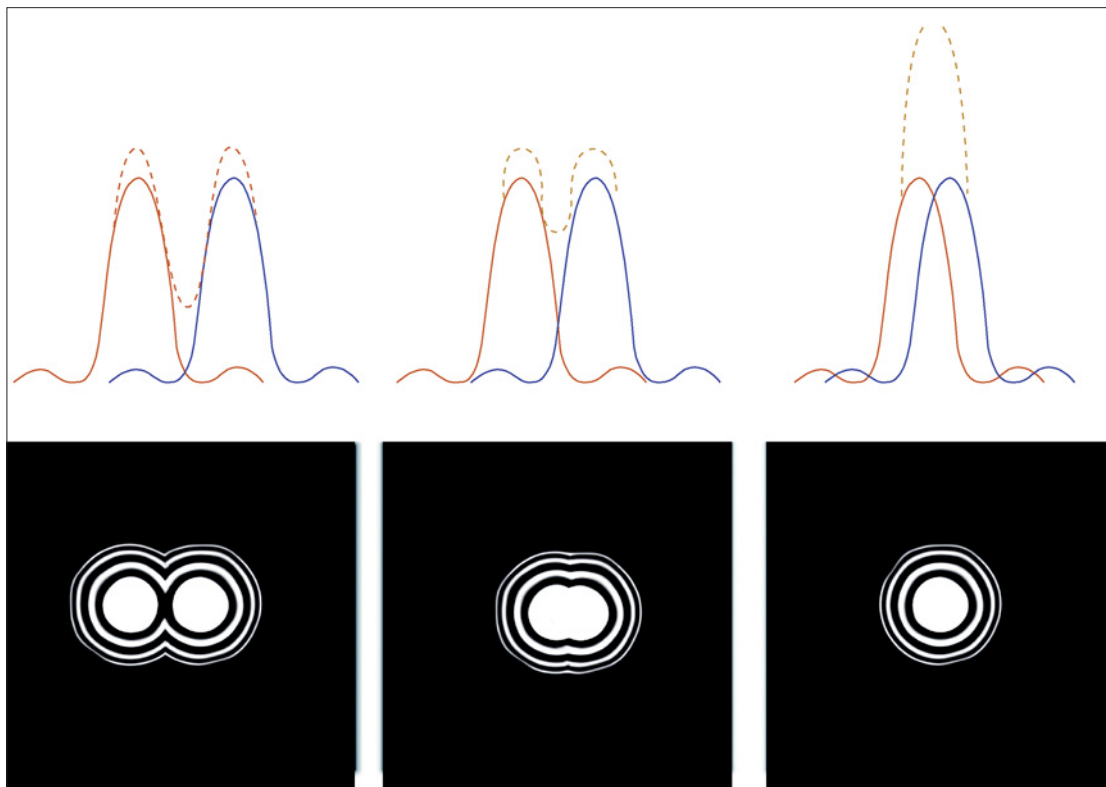


Figura 2-12. Resolución de dos puntos en el espacio. En la parte superior, el diagrama de distribución de intensidades, y en la parte inferior la interacción de los discos de Airy. En las figuras de la izquierda se puede observar que las imágenes de los puntos aparecen resueltas; en las figuras del centro están en el límite de resolución y en las figuras de la derecha el sistema no es capaz de resolverlos.

Este es el caso de las lentes intraoculares multifocales difractivas. Estas lentes utilizan anillos concéntricos en la superficie anterior o posterior de la lente con separaciones aproximadamente de $2\ \mu\text{m}$. Estos anillos se comportan como una rejilla, permitiendo que la difracción de la luz cree dos focos. El principio óptico de la difracción aplicado para el diseño de lentes intraoculares multifocales genera dos puntos focales mediante dos frentes de onda que se superponen creando interferencias. Como se ha

visto anteriormente, dependiendo de la fase relativa de los dos frentes de onda, las ondas pueden crear interferencias constructivas o destructivas.

Se deben tener en cuenta dos parámetros de estas lentes; el primero, la altura del escalón de difracción, que redistribuirá las longitudes de onda, y el segundo, la anchura, que cambiará la distancia entre focos (adición). El diseño de este tipo de lentes intraoculares permite la creación de los dos focos independientemente del diámetro

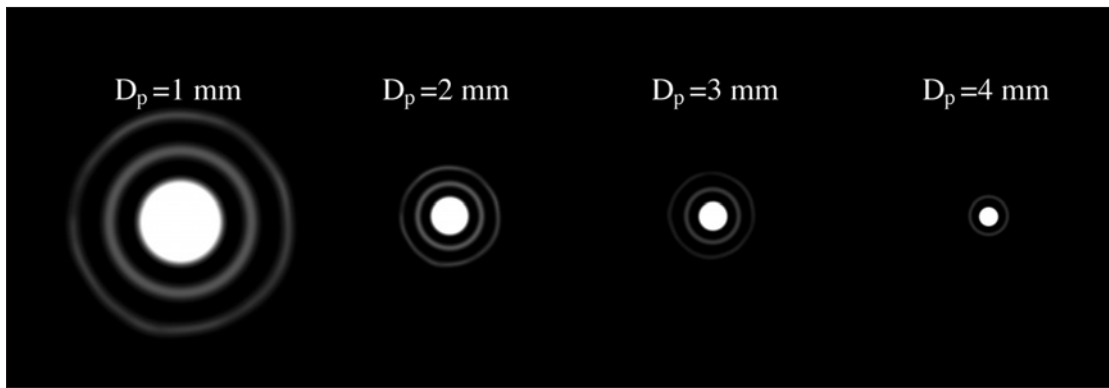


Figura 2-13. Discos de Airy debidos a la difracción en el ojo en ausencia de aberraciones para diferentes diámetros pupilares (D_p).

pupilar, lo cual es una ventaja frente a las lentes refractivas, que son pupilo-dependientes³.

En los diseños de las lentes intraoculares difractivas se han ido introduciendo algunas características específicas para mejorar su rendimiento. Este es el caso de la apodización, que consiste en que los escalones difractivos disminuyen gradualmente en altura y anchura desde el centro hacia la periferia de la lente. El efecto directo de la apodización de la superficie difractiva es la reducción de los fenómenos visuales asociados a las lentes difractivas clásicas (*glare* o halos). La apodización reduce la pérdida de la luz debida a los altos órdenes de difracción y permite una transición más suave en la distribución de la energía luminosa entre el foco de lejos y el de cerca.

Polarización

La luz emitida por una fuente real se puede considerar como una mezcla aleatoria de un número elevado de ondas que toman todas las direcciones posibles en el espacio. Esta luz se conoce con el nombre de luz natural. Dada una onda electromagnética, esta se puede considerar como la suma de dos componentes, uno en el que el vector eléctrico vibra transversalmente con respecto al plano de incidencia, y otro en el que vibra de forma paralela a dicho plano. Pues bien, si los vectores eléctricos de todas las ondas tienen el mismo ángulo acimutal, es decir, todas las ondas transversales permanecen en el mismo plano, se dice que la luz está *polarizada linealmente*⁴ (fig. 2-14).

La luz polarizada se consigue, con cierta facilidad, a partir de una onda electromagnética no polarizada (luz natural) si se le hace incidir sobre un polarizador lineal (elemento que por absorción selectiva solo transmite luz linealmente polarizada a lo largo de su eje de transmisión). Si la descomposición de la onda electromagnética se realiza en función del polarizador lineal, esto es, una componente paralela al eje de polarización y otra perpendicular a dicho eje, el resultado será que emerge una onda electromagnética polarizada linealmente con su campo eléctrico vibrando en la dirección del eje de transmisión del polarizador lineal. La intensidad de la onda polarizada resultante es la mitad de la intensidad de la onda electromagnética incidente. Este resultado se debe a que la onda electromagnética incidente es una mezcla aleatoria de todos los estados de polarización, por lo que si se analiza desde el punto de vista de la descomposición en las dos componentes en que se divide el campo eléctrico, estas, en promedio, deben ser iguales, y debido a que el polarizador solo deja pasar una componente, la intensidad de la onda electromagnética emergente será la mitad de la incidente. La polarización se ha aplicado en el diseño de lentes oftálmicas, así como en los materiales fotográficos con el fin de conseguir una reducción significativa del brillo.

Un caso particular de la polarización es la denominada *polarización por reflexión*. Cuando la luz natural incide sobre una superficie reflectora que separa dos materiales ópticos transparentes, prácticamente todos los ángulos de incidencia hacen que la componente del campo eléctrico perpendicular al plano de incidencia se refleje con mayor

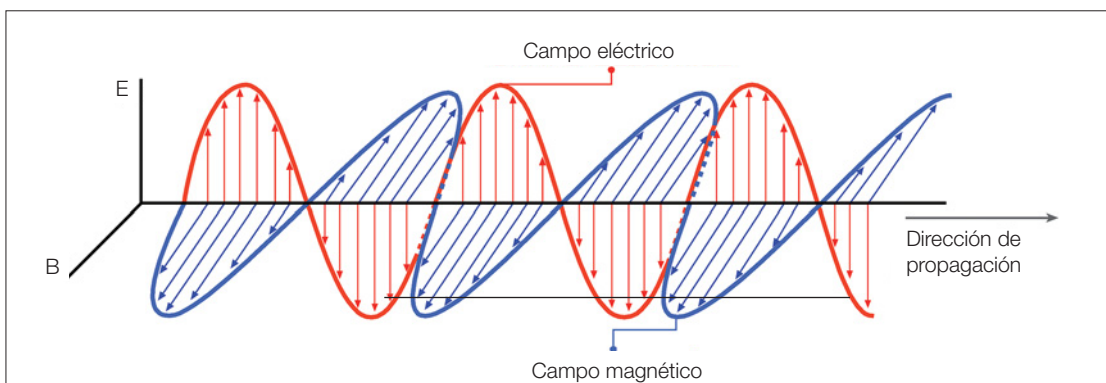


Figura 2-14. La luz como onda electromagnética.

intensidad que la componente paralela al plano de incidencia. Pues bien, en este caso se dice que la luz reflejada está parcialmente polarizada en la dirección perpendicular al plano de incidencia. Para este fenómeno existe un ángulo de incidencia donde la componente del campo eléctrico únicamente se refracta, mientras que la componente del campo normal al plano de incidencia se refleja y se refracta, por lo que se puede decir que la luz reflejada se comporta polarizada linealmente de modo total en el plano perpendicular al de incidencia⁵.

Las aplicaciones en la industria más destacables donde se ha aplicado el concepto de polarización son las gafas de sol, que utilizan filtros polarizadores, y los cristales líquidos para la fabricación de pantallas LCD (pantallas de cristal líquido) de teléfonos móviles, ordenadores portátiles, etc. En el primer caso se usan unos filtros que se basan en la propiedad del dicroísmo; estos filtros se comportan básicamente como un polarizador lineal que transmite aproximadamente el 80% de la intensidad que le llega en la componente paralela a su eje de transmisión, pero menos del 1% de la intensidad que le llega en la componente perpendicular. En el caso de colocar dos filtros polarizados con sus ejes formando un ángulo de 90 grados, el resultado es que la intensidad de luz resultante es prácticamente nula.

En el caso de las pantallas de cristal líquido, estas llevan unas moléculas cuya tendencia es a adoptar una estructura espiral cuando el material se coloca entre sustratos de vidrio con orientaciones perpendiculares. La espiral molecular hace que el sistema se comporte como un polarizador de ondas debido a que la luz natural que incide sobre el primer sustrato sigue la orientación de la espiral, emergiendo polarizada de la pantalla (fig. 2-15).

INTERACCIÓN DE DIFERENTES LÁSERES SOBRE EL OJO HUMANO

Muchas son las formas de clasificar los diferentes tipos de láseres, pero el criterio más extendido es considerar el tipo

de medio activo y el mecanismo de excitación. Siguiendo este criterio, todos los sistemas láser que se utilizan en biomedicina se pueden clasificar en tres grupos: láseres de gas, láseres de estado sólido y láseres de diodo o semiconductor.

- **Láseres de gas.** En este tipo de láseres se utiliza como medio activo un gas o una mezcla de gases. Tienen la ventaja de que el volumen del medio activo puede ser grande, a diferencia de los sólidos, que están limitados por el tamaño de los cristales. La forma de excitación más utilizada en los láseres de gas es mediante la aplicación de una descarga eléctrica al gas o mezcla de gases. Esta descarga hace que los electrones exciten los átomos o moléculas de gas, y estos a su vez colisionen entre ellos, consiguiendo así la inversión de población.
- **Láseres de estado sólido.** A este grupo pertenece el primer láser creado, que fue el de rubí. En esta familia de láseres, el medio activo utilizado es un material sólido, generalmente cristal o vidrio, con una pequeña cantidad de iones, aproximadamente el 1% que emiten la radiación láser. Estos iones son de metales de transición (cromo, titanio, etc.) o de tierras raras (neodimio, erbio, iterbio, etc.). Los niveles de energía internos de estos elementos permiten transiciones en el rango óptico, siendo relativamente fácil conseguir la inversión de población. El bombeo en general es de tipo óptico. Este tipo de láseres pueden emitir en una amplia banda de longitudes de onda. Esto ocurrirá cuando se consiga un ensanchamiento de los niveles energéticos de los iones lo suficientemente importante por el efecto de la red cristalina circundante.
- **Láseres de diodo.** Esta tercera familia de láseres también recibe el nombre de láseres de semiconductor, ya que se utiliza un material semiconductor como medio activo. Al igual que en el caso de los láseres de estado sólido, los niveles de energía también están ensanchados debido al efecto de los iones de la red cristalina



Figura 2-15. Efecto de una lente solar polarizada cuando su eje de polarización es paralelo (A) y perpendicular (B) al eje de polarización de una pantalla de cristal líquido.

situados muy próximos formando una estructura periódica y, por ello, distintas bandas de energía. Al aplicar un campo eléctrico, la estructura varía favoreciendo la transición de electrones de niveles superiores a niveles inferiores. Ese es el mecanismo de inversión de población de un láser semiconductor. Cuando la inversión es suficientemente alta se creará emisión estimulada.

Una vez clasificadas las diferentes familias de láseres que se utilizan en oftalmología, analizaremos cuáles son sus aportaciones a este campo. Varios son los efectos que se pueden conseguir a partir de procesos físico-químicos por la irradiación láser en los tejidos en función, principalmente, de la duración de la interacción y en segundo término de la energía utilizada. Entre estos efectos se pueden diferenciar efectos fotoquímicos, efectos térmicos, fotoablación, ablación inducida por plasma y fotodisrupción (fig. 2-16):

- **Efectos fotoquímicos.** El objetivo es inducir reacciones químicas en determinados tejidos. Es interesante alcanzar una profundidad de penetración grande, por lo que las longitudes de onda utilizadas van a estar dentro de la región del visible (630 nm, láser de rodamina). Respecto a la intensidad empleada, va a ser baja (1 W/cm^2) con tiempos de interacción del orden de segundos. En general se usan láseres de diodo. Esta es la base de la terapia fotodinámica, que se utiliza en el tratamiento de algunos tumores, y que consiste en la inyección de un fotosensibilizador que actuará de tal forma que a los tres días dejará tintado el tumor, mientras que las zonas sanas quedarán libres de tinte. En ese momento se irradia con el láser el tejido, de manera que el fotosensibilizador desencadena una serie de reacciones químicas con el objetivo de eliminar el tumor.
- **Efectos térmicos.** Para conseguir dichos efectos se deberá inducir un aumento de la temperatura, que estará en función de la capacidad de absorción de la energía láser. Para ello, se utilizan láseres de pulso largo e inclu-

so continuo, y en función de la duración del pulso y de la intensidad utilizada se alcanzarán diferentes temperaturas y con ello efectos distintos.

La consecución de estos efectos sigue una secuencia en el tiempo:

1. Generación del calor. Se debe a la absorción de la energía láser por el tejido, pudiéndose diferenciar dos etapas: excitación de las moléculas afectadas por la radiación debido a la absorción de fotones, y desexcitación por colisión, de tal forma que la energía absorbida se convierte en calor.
2. Transporte de calor. El aumento de temperatura se difunde a las zonas adyacentes, disminuyendo en la zona de irradiación.
3. Efectos conseguidos. En función de la temperatura alcanzada se consigue coagulación ($60 \text{ }^\circ\text{C}$), vaporización ($100 \text{ }^\circ\text{C}$), carbonización ($> 100 \text{ }^\circ\text{C}$) y fusión ($> 300 \text{ }^\circ\text{C}$).

Los efectos térmicos que se pueden generar dependen de diferentes factores, pero de ellos el más importante es la capacidad de absorción de la radiación por parte del tejido, la cual depende, a su vez, de las propiedades del mismo tejido (conductividad y difusividad térmica del tejido) y de las propiedades del láser (longitud de onda, intensidad y duración de la interacción).

Los láseres más usados para generar efecto térmico a nivel ocular son los de dióxido de carbono (CO_2), Nd:YAG, Er:YAG, argón y láseres de diodo.

- **Fotoablación.** Este efecto, también conocido como ablación fotoquímica, tiene como objetivo la eliminación de tejido debido a la irradiación de una zona determinada. La luz empleada es ultravioleta (UV), y es capaz de excitar moléculas del tejido hasta provocar la

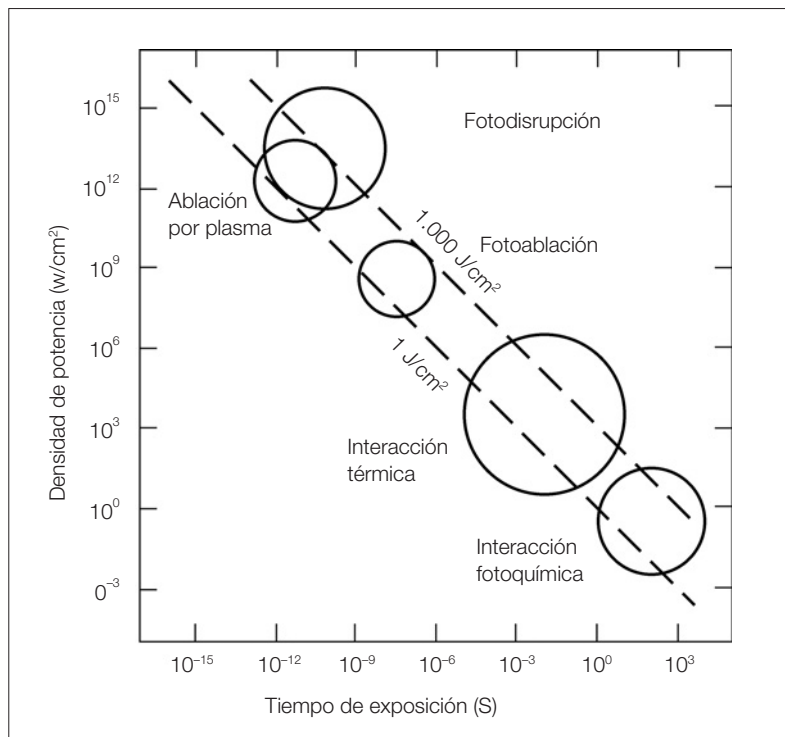


Figura 2-16. Interacción de la radiación láser sobre el tejido biológico en función de la duración y de la intensidad del láser.

disociación de las mismas y la consecuente eyección de los productos de la disociación, consiguiendo mucha precisión en el corte con efectos térmicos mínimos.

El otro aspecto que se ha de tener en cuenta, además de la longitud de onda, es la intensidad del láser. Esta intensidad debe estar entre un nivel mínimo y un máximo. El nivel inferior viene dado por la energía mínima necesaria para romper los enlaces y disociar la molécula, mientras que el máximo es aquel a partir del cual el proceso de fotoablación se ve enmascarado por la aparición de un plasma de electrones que absorbe la energía del láser. El nivel superior también está delimitado por los posibles efectos secundarios que puede ocasionar la luz UV. Las potencias utilizadas son entre 10^7 y 10^8 W/cm². El láser por excelencia utilizado para lograr este efecto es el excímer.

- **Ablación inducida por plasma.** También conocida como ablación ultrarrápida, es un proceso que se genera a partir de intensidades elevadas con tiempos de exposición muy cortos, por lo que se utilizan pulsos de femtosegundos que operan tanto en el infrarrojo como en el visible o UV.

La secuencia temporal que se produce es la siguiente:

1. Ionización multifotónica.
2. Plasma denso de electrones.
3. Eliminación del tejido.
4. Explosión de fase.

Se consigue ablación inducida por plasma con los láseres Nd:YAG, Ti:Za y Nd:YLF.

- **Fotodisrupción.** Se precisan densidades de potencia muy altas, del orden de 10^{12} - 10^{15} W/cm², con tiempos de exposición muy bajos, entre 10^{-9} y 10^{-12} segundos. La fotodisrupción se induce esencialmente por vaporización de los tejidos diana, y ocurre en los pasos siguientes:
 1. La energía láser enfocada se incrementa hasta un punto en el que se genera plasma⁶.
 2. El plasma se expande y origina una onda de choque, cavitación y formación de burbujas⁷.
 3. Cuando la burbuja se expande y se rompe, se produce la separación del tejido⁸.

El láser conocido como láser de femtosegundo funciona a longitudes de onda casi infrarrojas, por lo que su radiación no es absorbida por los tejidos ópticamente transparentes. Esto hace que la cirugía asistida con láseres de femtosegundo sea susceptible de ser orientada hacia objetivos de cámara anterior a diversas profundidades, dado que esta proporciona un espacio en el que los tejidos son transparentes. La longitud de onda casi infrarroja no es absorbida por la córnea y se sabe que las ondas se disipan aproximadamente a 100 μm del tejido diana. La intensidad de un pulso láser rigurosamente enfocado es suficiente para que tenga lugar una absorción no lineal de energía en materiales transparentes, lo que lleva a fotodisrupción y modificación permanente del material.

A continuación se analizarán con mayor profundidad los láseres que tienen mayor aplicación en el campo de la oftalmología:

- **Láser de argón.** Es el láser más utilizado entre todos los láseres de gases nobles. Aunque tiene diferentes líneas de emisión, tanto en el visible como en el UV, las más intensas son las de 488 nm y la de 514,5 nm. Este láser emite una onda continua, y puede proporcionar más potencia (entre 10 y 25 mW). Entre sus características destacan su alta coherencia y poca divergencia. La

inversión de población se produce entre estados excitados del ion y su estado fundamental.

Debido a sus características, a nivel oftalmológico se utiliza en la fotocoagulación, para el tratamiento de la degeneración macular asociada a la edad, en pacientes con retinopatía diabética y en casos de desprendimiento de retina.

- **Láser de CO₂.** Este láser, que se encuadra dentro de los láseres moleculares, se basa en transiciones entre estados moleculares de vibración o rotación. Estas transiciones se producen con menores energías que las atómicas, por lo que emiten habitualmente longitudes de onda más largas, en el infrarrojo medio o lejano. Las transiciones entre algunos de los niveles vibracionales y rotacionales que tiene este láser proporcionan líneas de emisión intensas a 960 nm y, sobre todo, 1.060 nm. El bombeo se produce con ayuda de nitrógeno, que transfiere la energía al CO₂ por colisiones. Además, se acompaña de helio para aumentar la potencia, pudiendo alcanzar niveles de gigavatios. Los láseres de CO₂ pueden emitir en onda continua o en pulsos de duración variable, entre milisegundos y nanosegundos. Un ejemplo de este tipo de láser es el que se emplea para realizar esclerectomía asistida por láser para tratamiento quirúrgico del glaucoma.
- **Láser de excímer.** Trokel y Srinivasan acuñaron el nombre de fotodescomposición ablativa en referencia a la capacidad del láser UV (193 nm) para vaporizar tejido de manera precisa y controlada⁹.

Un láser excímer está compuesto básicamente por:

1. Un mecanismo excitador (fuente eléctrica de alto voltaje).
2. Una mezcla de gases:
 - a. Un gas raro: argón, xenón, kriptón.
 - b. Un gas halógeno: flúor, cloro, bromo.
 - c. Helio, gas inerte que sirve para transferir la energía a la mezcla de los dos gases anteriores.
3. Una cavidad de resonancia o amplificador, compuesta por dos espejos paralelos uno de los cuales está semiespejado.
4. Un sistema óptico que dirige el haz que sale de la cavidad de resonancia hasta la córnea del paciente.

Una de las combinaciones de gas raro con gas halógeno más empleadas es la de argón + flúor, que emite con longitud de onda de 193 nm. Las principales ventajas de esta combinación son la baja penetración en tejidos adyacentes, el mínimo efecto térmico, protones altamente energéticos, con lo que se consiguen emisiones con muy alta fluencia (entre 180 y 200 mJ/cm²), y una superficie de impacto muy regular.

Las moléculas de la mezcla de gas son excitadas en la cavidad de resonancia por medio de descargas eléctricas de alto voltaje (aproximadamente 30.000 eV). Como resultado, se forman uniones altamente inestables entre las moléculas del gas raro y las del halógeno (se forma el dímero ArF), que espontáneamente se rompen liberando energía en forma de fotones. Las descargas eléctricas que inician el proceso no son continuas, sino pulsadas, de modo que la emisión del láser es también pulsada en lugar de continua, lo que posibilita una mayor energía de emisión. Una vez el haz láser sale de la cavidad de resonancia, pasa por varios elementos ópticos que le dan forma y permiten limitar su tamaño (mediante diafragmas) y homogeneizar el haz, de importancia crucial para una correcta ablación¹⁰.

De las cuatro posibles formas de interacción entre la córnea y la radiación láser (reflexión, transmisión, disper-

sión y absorción), la más interesante para el tema que nos ocupa es la absorción, ya que es la base de la cirugía refractiva fotoablativa. La absorción de la energía láser en el tejido corneal puede dar lugar a tres de los efectos que se han analizado anteriormente:

- Efecto fototérmico, referente a las vibraciones moleculares producidas por la absorción de energía que produce un aumento de la temperatura.
- Efecto fotodisruptivo, producido solo con longitudes de onda muy altas (infrarrojo) y debido a un fenómeno de ionización. Es el fenómeno que sucede con los láseres YAG y los láseres de femtosegundo.
- Efecto fotoquímico, responsable de la ablación del tejido corneal en la cirugía láser corneal. Sucede solo con longitudes de onda cortas (UV).

El efecto fotoquímico puede descomponerse, a su vez, en dos efectos: fotorradiación y fotoablación. La fotoablación se da únicamente con dispositivos láser de baja longitud de onda (UV) trabajando a muy altas energías, de modo que se produce una acción sobre el tejido diatema muy superficial (de solo unas micras), siendo este el efecto utilizado en cirugía refractiva, por lo que también se conoce a esta como cirugía ablativa o fotoablativa. Por ello, los dispositivos excímer son todos de emisión UV (cuanto menor es la longitud de onda, mayor es la energía de cada fotón).

Al incidir sobre el tejido corneal, este absorbe la radiación láser UV, que es de una energía tal que rompe los enlaces químicos entre moléculas. Al romperse los enlaces se minimiza el efecto térmico a las estructuras circundantes. Cuando la densidad de energía láser excede un valor crítico, los enlaces rotos ya no se recombinan, produciendo una disociación de los compuestos del tejido corneal, que son vaporizados. Se produce entonces una eyección de los fragmentos moleculares fotoablativamente descompuestos. La ablación creada en cada pulso libera material corneal vaporizado en forma de columna de humo (en la literatura especializada este efecto se conoce como *plume effect*).

- **Láser Nd:YAG.** Es el láser de estado sólido más utilizado. El medio activo que emplea es una barra de cristal de *yttrium aluminium garnet* (YAG) ($Y_3Al_5O_{12}$) dopado con neodimio (Nd). La emisión puede ser continua (0,2 mW) o pulsada (pulsos de 6-8 ns). Las longitudes de onda a las que puede emitir son de 1.064 nm, aunque también lo puede hacer a 532 nm y 355 nm. Estas tres líneas de emisión se consiguen gracias a un efecto óptico no lineal conocido como *generación de segundo armónico*. Este láser tiene cuatro niveles de energía, produciéndose la emisión entre los dos niveles centrales. El bombeo se ha producido tradicionalmente con una lámpara de *flash*, pero en los últimos años, con la mejora de los láseres de diodo, estos se han tomado como primera opción. La utilización del láser de diodo ofrece una mayor eficiencia y requiere menor refrigeración que si el bombeo se produce con una lámpara de *flash*. Las aplicaciones en oftalmología son diversas; entre ellas se pueden destacar su utilización en el tratamiento del

edema macular, en la coriorretinopatía central serosa, la trabeculoplastia, la capsulotomía y la iridotomía.

IDEAS CLAVE

- La óptica física es la disciplina que trata los fenómenos ópticos bajo el supuesto de que la luz en su propagación obedece a las leyes generales del movimiento ondulatorio.
- Entre estos fenómenos cabe destacar las interferencias, la difracción y la polarización, siendo su presencia y aplicación en el ámbito de la oftalmología muy amplias.
- Los tratamientos antirreflejantes de las lentes de los diferentes instrumentos ópticos utilizados en consulta o en quirófano se basan en el concepto de la interferencia, mientras que la difracción tiene su aplicación en las lentes intraoculares multifocales difractivas, en las que se crean anillos concéntricos en la superficie anterior o posterior de la lente que se comportan como una rejilla con el objetivo de formar dos focos.
- La polarización está plenamente introducida en las pantallas LCD de los dispositivos de última generación.
- Dependiendo del medio activo y del mecanismo de excitación, los láseres se pueden clasificar en láseres de gas, láseres de estado sólido y láseres de diodo o también llamado de semiconductor.
- En función de los efectos que se quieran producir sobre el tejido se utilizará un tipo de láser u otro.
- Los efectos pueden ser fotoquímicos, térmicos, de fotoablación, ablación inducida por plasma y fotodisrupción.
- Por su aplicación en cirugía ocular cabe destacar el láser excímer, que es el láser utilizado por excelencia para lograr fotoablación, y el láser de femtosegundo, idóneo para conseguir fotodisrupción.

BIBLIOGRAFÍA

1. Pedrotti FL, Pedrotti LS. Introduction to Optics. Englewood Cliffs: Prentice Hall International; 1993.
2. Hecht E, Zajac A. Óptica. Madrid: Addison Wesley Iberoamericana; 2000.
3. Simpson MJ. The diffractive multifocal intraocular lens. Eur J Implant Refract Surg. 1989;1:115-21.
4. Cabrera JM, López FJ, Agulló F. Óptica electromagnética: Fundamentos. Madrid: Universidad Autónoma de Madrid, Addison-Wesley; 2000.
5. Lipson SG, Lipson H. Optical Physics. Cambridge: Cambridge University Press; 1981.
6. He L, Sheehy K, Culbertson W. Femtosecond laser-assisted cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2011; 22: 43-52.
7. Sugar A. Ultrafast (femtosecond) laser refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2002;13:246-9.
8. Juhasz T, Loesel F, Kurtz R, Horvath C, Bille J, Mourou G. Corneal refractive surgery with femtosecond lasers. IEEE J Sel Top Quantum Electron. 1999;5:902-10.
9. Puliafito CA, Stern D, Krueger RR, Mandel ER. High-speed photography of excimer laser ablation of the cornea. Arch Ophthalmol. 1987;105:1255-9.
10. Talamo JH, Krueger RR. The excimer manual. A clinician's guide to excimer laser surgery. Boston: Little Brown Company; 1997.