

## Iluminación retiniana

En capítulos precedentes hemos definido unas magnitudes que nos permiten cuantificar el efecto de la luz sobre el sistema visual. Asimismo, para caracterizar al sistema visual como receptor de energía radiante, hemos utilizado la función de la eficacia luminosa ( $V_\lambda$ ), que como su propio nombre indica expresa la eficacia relativa del sistema visual para las distintas longitudes de onda del espectro visible. Sin embargo, lo mencionado hasta ahora presupone que toda la radiación que llega al ojo alcanza los fotorreceptores de la retina. Como es fácil adivinar, esto no se ajusta a la realidad y en la fotometría ocular hay que tener en cuenta diferentes factores que modifican el porcentaje y el espectro de la luz que llega a los pigmentos visuales fotosensibles.

Esta pérdida de luz en el ojo se produce fundamentalmente en dos zonas. Una primera fracción de luz incidente se pierde en los medios oculares debido a la *reflexión*, la *absorción* y la *dispersión*. Por otro lado, antes de incidir sobre los pigmentos visuales, se produce una nueva pérdida de luz debido a la *mácula* o *mancha amarilla*, un pigmento que cubre parte de la retina y actúa como un filtro.

Antes de estudiar los diferentes aspectos de la fotometría ocular, es importante especificar las distintas partes en que la CIE ha dividido el espectro electromagnético, con objeto de precisar las diferentes absorciones que tienen lugar en los medios oculares.

El espectro electromagnético está constituido por los rayos  $\gamma$ , los rayos X, la radiación ultravioleta (UV), la radiación visible (VIS), la radiación infrarroja (IR), las microondas y las ondas de radiofrecuencia (fig. 4-1).

Las radiaciones no ionizantes son el ultravioleta, el visible y el infrarrojo, es decir, las radiaciones de longitud de onda comprendidas entre 100 nm y 1  $\mu\text{m}$ .

Radio frecuencia	Microondas	IR	VIS	UV	Rayos X	Rayos $\gamma$
$10^5$ $10^2$	$10^{-1}$	$10^{-4}$	$10^{-7}$	$10^{-10}$	$10^{-13}$	$\lambda$ (m)

Figura 4-1. Regiones del espectro electromagnético en función de la longitud de onda de la radiación.

De acuerdo con la CIE, estas radiaciones se pueden dividir en las siguientes regiones:

- UVC, radiaciones comprendidas entre 100 y 280 nm.
- UVB, radiaciones comprendidas entre 280 y 315 nm.
- UVA, radiaciones comprendidas entre 315 y 380 nm.
- Visible, radiaciones comprendidas entre 380 y 780 nm.
- IRA, radiaciones comprendidas entre 780 y 1400 nm.
- IRB, radiaciones comprendidas entre 1400 nm y 3  $\mu\text{m}$ .
- IRC, radiaciones comprendidas entre 3  $\mu\text{m}$  y 1 mm.

Las fronteras de estas regiones se establecen de acuerdo con la eficacia de la radiación para producir diferentes efectos biológicos, aunque éstos puedan superponerse entre diferentes regiones. El límite inferior (aproximadamente 100 nm) es el que separa las radiaciones ionizantes de las no ionizantes. Desde un punto de vista práctico, se considera que 180 nm es el límite inferior para el ultravioleta, puesto que las radiaciones de menor longitud de onda son fácilmente absorbidas por el aire y por tanto sólo pueden propagarse en el vacío.

## ASPECTOS DE LA FOTOMETRIA OCULAR

En la fotometría ocular hay que tener en cuenta diferentes fenómenos que modifican el porcentaje y el espectro de la luz que llega a los fotorreceptores, como son la reflexión, la absorción y la dispersión.

### Reflexión

En el interior del ojo pueden producirse reflexiones de la luz allí donde el índice de refracción cambie bruscamente, que aumentan, además, con el ángulo de incidencia. La mayor diferencia del índice de refracción se produce en el paso aire-córnea, por lo cual esta superficie es donde hay mayores pérdidas por reflexión. También se producen reflexiones, aunque de mucha menor importancia, en la superficie posterior de la córnea, el cristalino y la retina.

La fracción de luz reflejada de un haz que incide normalmente en una superficie reflectora viene dada por:

$$I_R = I_O [(n' - n)/(n' + n)]^2$$

donde:

$I_O$  = intensidad del haz incidente.

$I_R$  = intensidad del haz reflejado.

$n$  = índice de refracción del medio circundante.

$n'$  = índice de refracción del medio refractor.

Si consideramos que el aire es el medio circundante ( $n = 1$ ) y que para la córnea  $n' = 1,336$ , la intensidad reflejada en la superficie anterior de la córnea será:

$$I_R = I_O [(1,336 - 1)/(1,336 + 1)]^2 = 0,02 I_O$$

Esto indica que en la córnea, se refleja aproximadamente un 2 por 100 de la luz incidente normal.

Este porcentaje de luz reflejada aumenta con el ángulo de incidencia, y se llega casi a una reflexión total cuando la incidencia es rasante. La luz que llega a la retina procedente de un objeto situado en la periferia del campo visual no sólo se ve considerablemente reducida por la superficie elipsoidal que presenta la pupila a los haces que le llegan oblicuamente, sino también por la reflexión producida en las superficies de la córnea y del cristalino. Recordemos que los haces que llegan oblicuamente son los más afectados por las aberraciones, por lo que en principio resulta ventajoso que sean menos efectivos.

### Absorción

La transmisión o absorción de la radiación por los diferentes medios oculares determina las longitudes de onda que alcanzan la retina. A partir de determinaciones experimentales se pueden deducir las principales características de la transmitancia o absorbancia de los medios oculares.

La córnea absorbe esencialmente toda la radiación de longitud de onda inferior a 290 nm en la región ultravioleta, transmite casi toda la radiación visible y es un filtro muy importante para el infrarrojo, ya que absorbe casi toda la radiación a partir de 2  $\mu\text{m}$  (fig. 4-2).

El humor acuoso, que contribuye a absorber el ultravioleta que ha dejado pasar la córnea, se caracteriza por una absorción despreciable de la luz visible y una absorción significativa en el infrarrojo por debajo de 2  $\mu\text{m}$  (fig. 4-3).

El cristalino es el principal responsable de las pérdidas de luz por absorción en el visible. Su absorción es más importante en el azul que en el amarillo y varía con la edad. En el ultravioleta, absorbe entre 300 y 400 nm, y es el filtro que evita que el UVA llegue a la retina. Por esta razón, cuando se extrae el

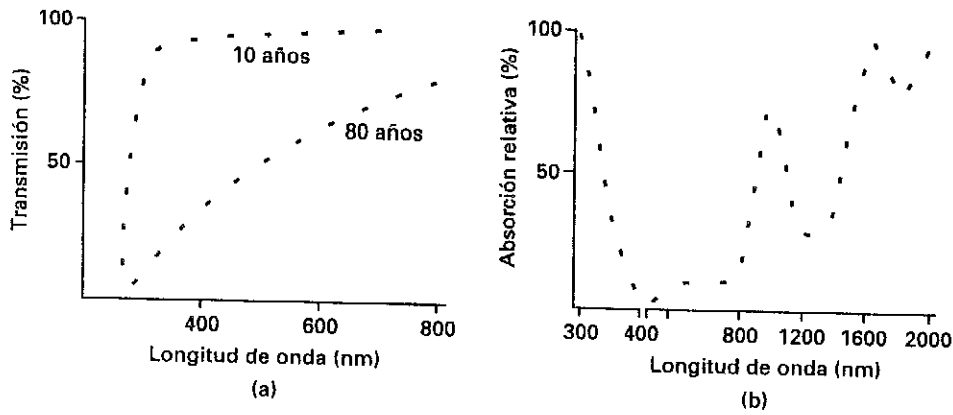


Figura 4-2. (a) Transmisión espectral de la córnea en la región visible del espectro electromagnético, para observadores de 10 y 80 años de edad. (b) Espectro de absorción de la córnea.

crystalino, puede llegar a la retina del afáquico mucha más cantidad de UVA. En la región del infrarrojo, el cristalino transmite casi toda la radiación (fig. 4-4).

El humor vítreo es transparente a toda la radiación y presenta únicamente una pequeña barrera de absorción en el infrarrojo (fig. 4-5).

Teniendo en cuenta la transmisión de los distintos medios oculares, la radiación que llega a la retina estará constituida básicamente por luz visible e infrarrojo A, aunque también puede llegar UVA en una pequeña cantidad, como puede deducirse del espectro de transmisión del ojo (fig. 4-6). De esta radiación, la retina y la coroides absorben básicamente la luz visible y en mucha menor cuantía el infrarrojo (fig. 4-7).

Por tanto, se puede considerar que la córnea absorbe el UVB, el UVC, el IRB y el IRC, el cristalino el UVA, y que a la retina el IRA puede llegar además de la radiación visible (fig. 4-8).

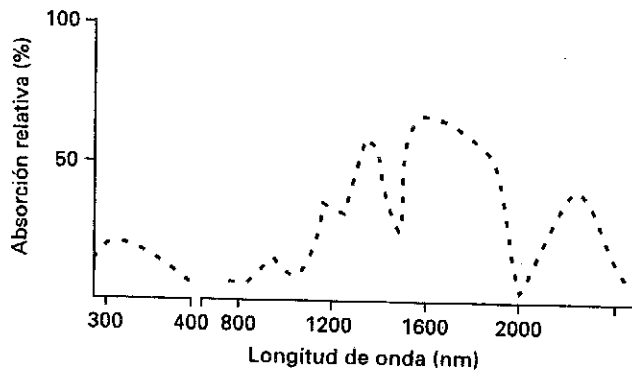


Figura 4-3. Espectro de absorción del humor acuoso.

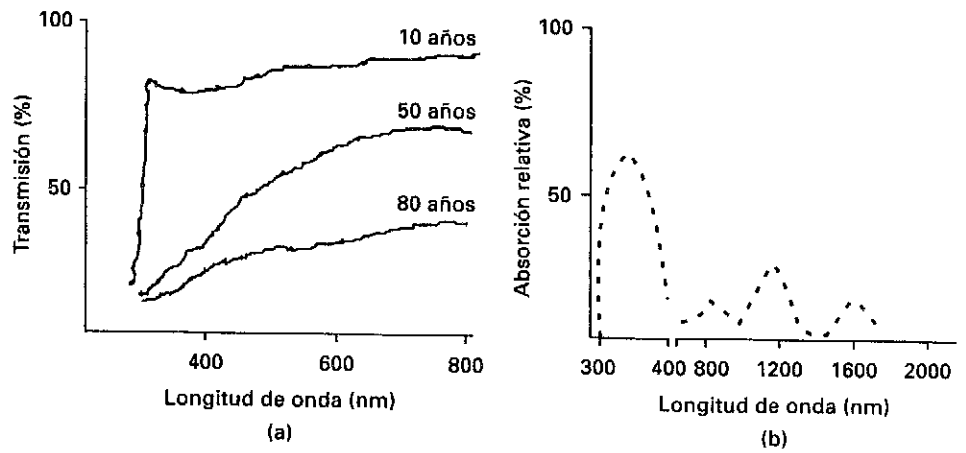


Figura 4-4. (a) Transmisión espectral del cristalino, en la región visible del espectro electromagnético para diferentes edades. (b) Espectro de absorción del cristalino.

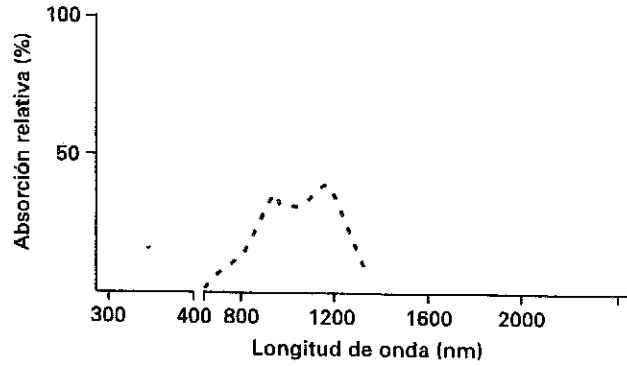


Figura 4-5. Espectro de absorción del humor vítreo.

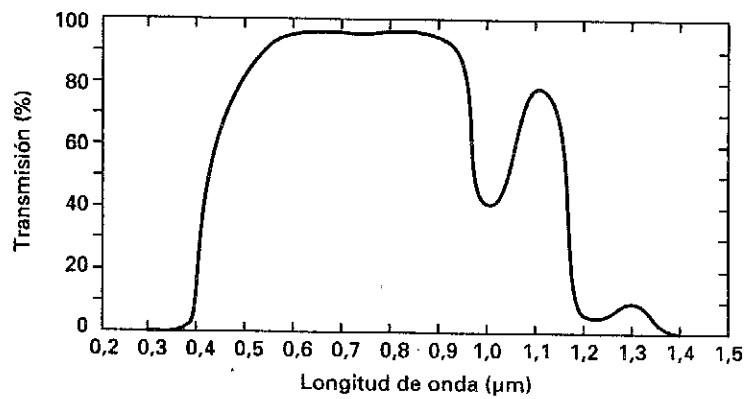


Figura 4-6. Transmitancia espectral global a través de la córnea, el humor acuoso, el cristalino y el humor vítreo.

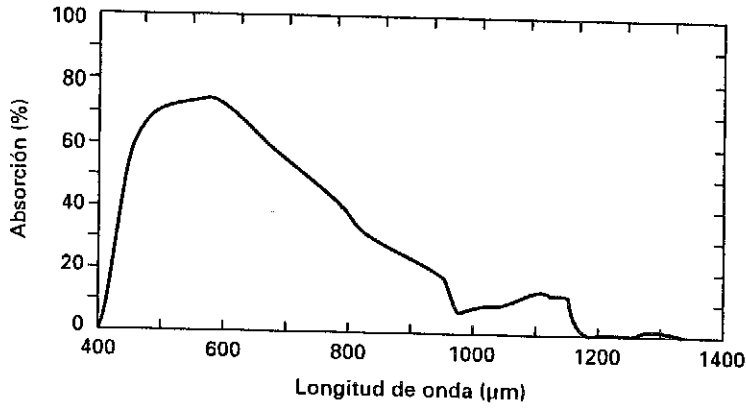


Figura 4-7. Absorción espectral de la retina y la coroides.

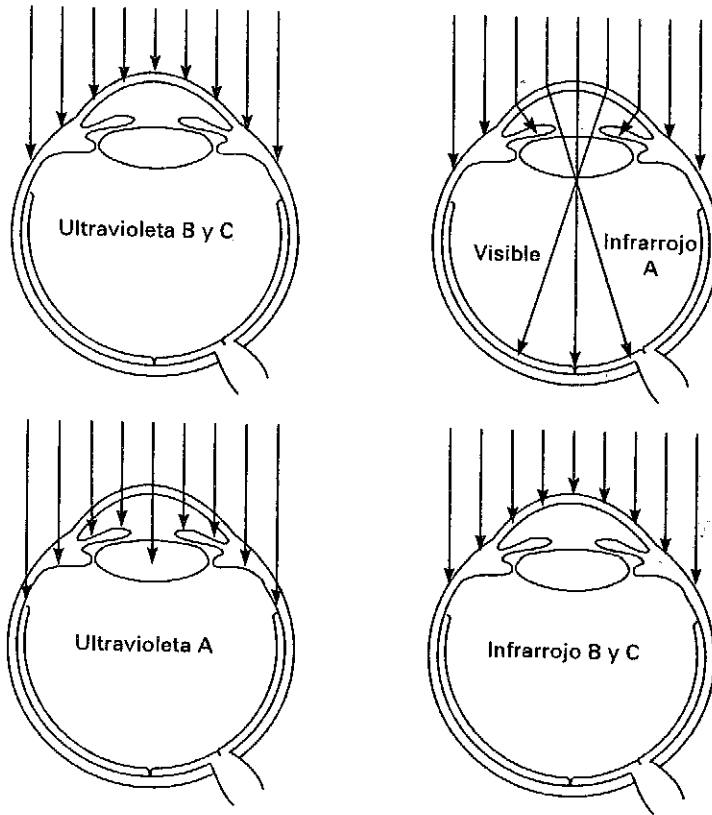


Figura 4-8. Representación esquemática de la absorción de las diferentes regiones de la radiación no ionizante por parte de los distintos medios oculares.

## Dispersión

Aparte de la reflexión y la absorción, la dispersión es otro factor que produce pérdidas de luz en el paso de la energía radiante a través del ojo. Se debe a las partículas submicroscópicas que se encuentran en las estructuras celulares de los medios oculares. En la figura 4-9, se muestra la importancia de la dispersión en la transmisión de la luz a través del ojo. La diferencia entre las curvas correspondientes a la transmisión total y la transmisión directa es el resultado de la dispersión de la luz.

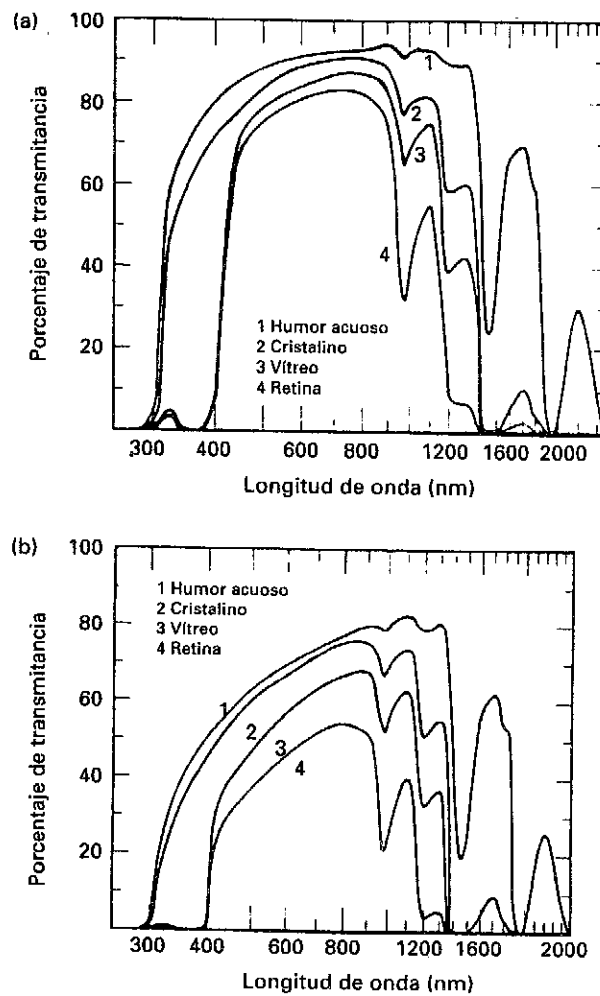


Figura 4-9. Transmisión por los diferentes medios oculares de la luz visible e infrarrojo cercano. (a) Transmitancia total a través de todo el ojo. (b) Transmitancia directa a través de todo el ojo. La diferencia entre ambas curvas se debe a la *dispersión* de la luz en los medios oculares (Boettner & Wolter, 1962).

## Mácula

Aunque forme parte de la retina, la *mácula lútea* o *mancha amarilla* puede considerarse como un medio pre-retiniano o más exactamente pre-receptorial. Es un pigmento no fotosensible que actúa como filtro y cubre la parte central de la retina. Su función parece consistir en evitar que las longitudes de onda cortas alcancen el área central de la retina y de la fovea donde, como se sabe, existe una mayor agudeza visual. El espectro de absorción de la mácula varía según el sujeto, pero en promedio puede considerarse que comprende (casi en un 50 por 100) las radiaciones cuyas longitudes de onda están por debajo de 495 nm (fig. 4-10). Se puede pensar, pues, que la función del pigmento macular consiste en mejorar la agudeza visual en la fovea, filtrando las longitudes de onda cortas, lo que en definitiva reduce el efecto de la aberración cromática.

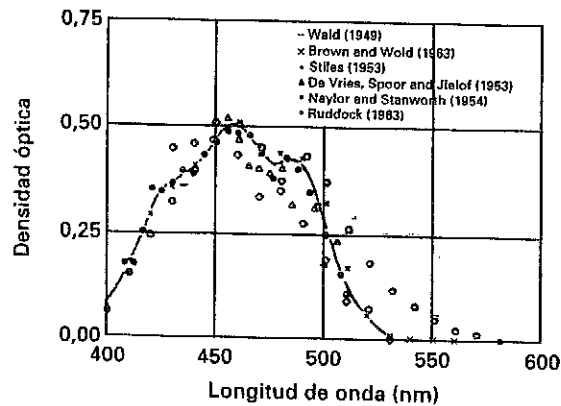


Figura 4-10. Variación de la densidad óptica relativa del pigmento macular con la longitud de onda. Los distintos puntos reflejan los distintos métodos psicofísicos empleados para su determinación por los correspondientes autores (según Wyszecki & Stiles, 1982).

## CALCULO DE LA ILUMINACION RETINIANA

Para conocer la energía luminosa que llega a los fotorreceptores es necesario calcular la iluminación ( $E$ ) que recibe la retina, es decir, el flujo luminoso total y en todas direcciones que recibe un elemento de superficie de la retina. Esto se expresa de la siguiente forma:

$$E = dF/dS \quad (1)$$

Antes de calcular la iluminación, hay que hacer las siguientes suposiciones:

1. La fuente utilizada emite uniformemente.



2. La imagen retiniana es perfecta.
3. Las pérdidas de luz producidas en los medios oculares se engloban en el factor  $\tau_\lambda$ .

Supongamos una fuente extensa situada a una distancia  $z$  del centro  $O$  de la pupila de entrada y normal al eje óptico del ojo (fig. 4-11) y consideremos un punto  $M$  perteneciente a un pequeño elemento de área  $dS$  de la fuente y situado sobre el eje óptico.

El flujo luminoso que llega a la pupila es, teniendo en cuenta la expresión de la luminancia,

$$L = F/\omega \, dS \cos \alpha$$

y como  $\cos \alpha = 1$  por tratarse del eje óptico,

$$F = L\omega \, dS \quad (2)$$

donde  $\omega$  es el ángulo sólido que subtende la pupila. Si llamamos  $S_p$  al área de la pupila, entonces:

$$F = L \, dS \, S_p/z^2 \quad (3)$$

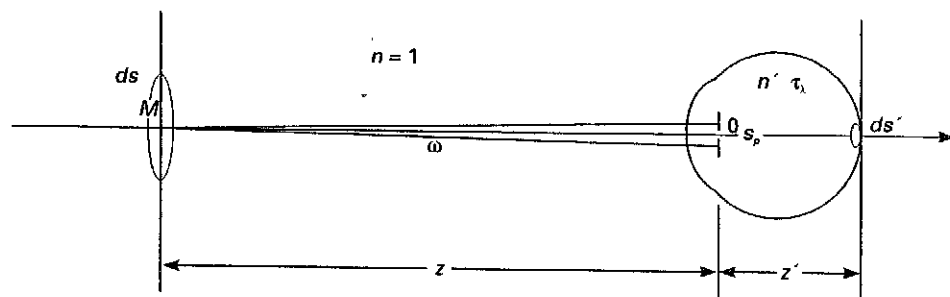


Figura 4-11. Esquema geométrico para el cálculo de la iluminación retiniana.

Este flujo luminoso que llega a la pupila, reducido por el factor de transmisión de los medios oculares  $\tau_\lambda$ , es el que forma la imagen de  $dS$  sobre la retina, que denominaremos  $dS'$ .

Así pues, la iluminación retiniana es:

$$E = (F/dS') \tau_\lambda \quad (4)$$

o bien:

$$E = (1/z^2) (dS/dS') L S_p \tau_\lambda \quad (5)$$

y teniendo en cuenta que:

$$dS/dS' = n'^2 z^2 / n^2 z'^2 = n'^2 z^2 / z'^2$$

entonces:

$$E = (n'/z)^2 \tau_\lambda S_p L \quad (6)$$

donde  $n'$  es el índice de refracción de los medios oculares y  $z'$  la distancia a la imagen. Sustituyendo los valores medios del ojo teórico se obtiene:

$$E = 0,0036 L S_p \tau_\lambda \quad (7)$$

donde  $S_p$  se expresa en  $\text{mm}^2$ , y si  $L$  se expresa en  $\text{cd}/\text{m}^2$ ,  $E$  vendrá expresado en lux.

El análisis de esta expresión permite hacer las siguientes consideraciones:

- La iluminación retiniana es independiente de  $z$ , es decir, de la distancia a la que se encuentra la fuente del ojo. Esto puede sorprender en principio, porque la luz que entra en la pupila disminuye con el cuadrado de la distancia, pero se compensa por la disminución de tamaño de la imagen retiniana, que también disminuye con el cuadrado de la distancia. Esto explica en parte el hecho de que el brillo de una mancha de luz parece relativamente independiente de la distancia a la cual se observa.
- Por otro lado, la expresión (7) indica que la iluminación retiniana es proporcional a la luminancia. Esto demuestra que la luminancia es el parámetro fundamental de la visión de fuentes extensas. Así un objeto se verá más luminoso conforme aumente su luminancia.
- Otro hecho importante que se puede deducir es que al estar el área de la pupila  $S_p$  y la luminancia  $L$ , formando un producto se justifica la definición de una nueva magnitud: el troland ( $Td$ ). Un troland se define como el producto de una luminancia de  $1 \text{ cd}/\text{m}^2$  por una área pupilar de  $1 \text{ mm}^2$  (nótese que la luminancia es por  $\text{m}^2$  y que el área pupilar hay que expresarla en  $\text{mm}^2$ ). Esta es la unidad que se usa habitualmente en la expresión de la iluminación retiniana.

### Medida del diámetro pupilar

Por lo que acabamos de comentar, resulta de particular importancia la medición de la superficie  $S_p$  de la pupila de entrada, y consiguientemente de su diámetro  $d$ , ya que la pupila es prácticamente circular.

La forma más simple de medirla consiste en una placa con calibres circulares que, por superposición, permiten determinar el tamaño de la pupila.

Otra forma de medir el diámetro pupilar lo constituye el método de Fick-Broca, que consiste en dos puntos luminosos que se sitúan lo más cerca posible del ojo, que se supone emétrope y sin acomodar. Los círculos de confusión serán tangentes cuando la separación entre los puntos luminosos sea igual al diámetro pupilar. Una manera de llevar a cabo esta medida en la práctica consiste en hacer pares de orificios sobre una placa con una separación secuen-

cialmente variable colocándola cerca del ojo y mirando hacia una luz, el sujeto va buscando la pareja de puntos cuyos círculos de confusión sean tangentes, con lo que se obtiene su diámetro pupilar. Existen numerosas variantes de pupilómetros que utilizan este principio.

Sin embargo, el método más empleado es la fotografía o la cámara CCD con infrarrojos, ya que permite una medición directa y evita las iluminaciones incómodas.

El tamaño de la pupila varía con numerosos factores. Entre ellos el más importante es la intensidad de la luz, como ya comentamos en el capítulo 3. Esta influencia no es por acción directa de la luz sobre el iris, sino de la luz sobre la retina, lo que produce un acto reflejo que modifica el diámetro pupilar. Estas variaciones con el nivel de iluminación confieren una protección de respuesta rápida a los cambios bruscos de iluminación que podrían deteriorar la retina. Ahora bien, esta protección es bastante reducida, ya que el diámetro pupilar varía como máximo entre 2 y 10 mm. Esto quiere decir que la relación de superficies no es más que de 25, mientras que, como se sabe, los niveles de iluminación pueden variar miles de veces. La pupila protege, pues, al sistema visual sólo de variaciones bruscas de iluminación en un primer momento, atenuando sus consecuencias. En la figura 4-12 se muestra una variación típica del diámetro pupilar en función del tiempo cuando se pasa de una alta iluminación a la oscuridad.

### Luz dirigida

En visión normal, la pupila de un observador queda cubierta uniformemente por la luz que le llega procedente de una fuente. En este caso, la

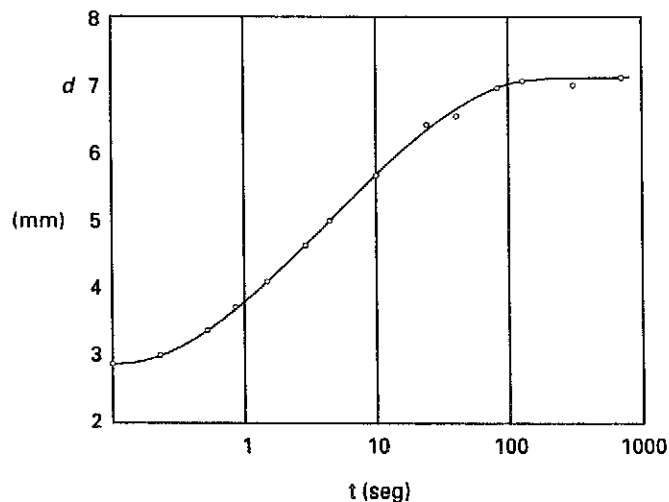


Figura 4-12. Variación del diámetro pupilar en función del tiempo cuando se pasa de una alta iluminación a la oscuridad (a partir de Le Grand, 1972).

iluminación retiniana viene caracterizada, como hemos mencionado, por el producto  $L \cdot S_p$ .

Sin embargo, en determinadas condiciones, tales como el uso de aparatos donde el ojo se sitúa detrás de un ocular, los rayos de luz no ocupan toda la superficie pupilar, sino que cubren únicamente una parte de ella. En estas situaciones se dice que se está empleando luz dirigida. Maxwell utilizaba el sistema de luz dirigida como método para obtener grandes iluminaciones retinianas cuando sólo se dispone de fuentes poco intensas. La manera de conseguirlo experimentalmente es sencilla. Una lente  $l$  forma la imagen  $O'$  sobre la pupila del sujeto  $P$  (fig. 4-13). Este acomoda sobre la lente  $l$ , que verá como una fuente uniforme, si la intensidad luminosa  $I$  de la fuente puntual es constante dentro del ángulo sólido  $\Omega$ . Esta situación es esencial, ya que un pequeño desplazamiento del ojo puede hacer que  $O'$  quede fuera de la pupila y deje de verse totalmente la luz. Este método se conoce como *visión maxwelliana*.

### Cálculo de la iluminación retiniana en visión maxwelliana

Supongamos (fig. 4-13) que la lente  $l$  se encuentra a una distancia  $z$  del ojo y  $kz$  de la fuente  $O$ .

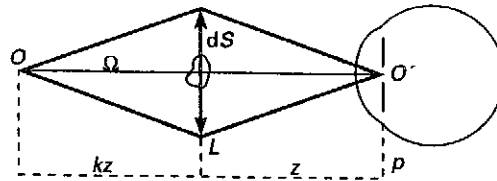


Figura 4-13. Esquema geométrico para la descripción del concepto de luz dirigida y cálculo de la iluminación retiniana en este caso.

Un elemento  $dS$  tomado sobre la lente  $l$  y cerca del eje recibe un flujo:

$$dF = E_e dS = [I/(kz)^2] dS \quad (8)$$

donde  $E_e$  es la iluminación que recibe la lente  $l$ .

Por el principio de luz dirigida, todo este flujo entra en el ojo, por lo que la iluminación retiniana será:

$$E_r = 0,0036 \tau_\lambda I/k^2 \quad (9)$$

La comparación de esta expresión con la (7) muestra que el cociente  $I/k^2$  desempeña el mismo papel que el producto  $L \cdot S_p$  en la visión ordinaria.

Sin embargo, para calcular en la práctica la iluminación retiniana no se suele emplear la expresión (9), ya que los aparatos sólo suelen medir la luminancia  $L$  o la iluminación  $E$ .

Evidentemente, no se puede medir directamente  $E_r$ , ya que no se puede colocar el aparato de medida sobre la retina. Por este motivo, se han puesto a punto diversos métodos para la medición de la iluminación retiniana en visión dirigida, de los cuales el más simple es posiblemente el desarrollado por Nygaard y Frunkes.

Consideremos el esquema de la figura 4-14. El plano de referencia de un iluminancímetro se coloca normal al eje óptico de la lente, a una distancia  $z$  de la imagen  $O'$  de la fuente. Esta imagen tiene una área  $S$  y un radio  $r$ . La relación entre la luminancia  $L$  de  $O'$  y la iluminación  $E$  que recibe la cabeza del detector viene dada por:

$$E = LS/(r^2 + z^2) \quad (10)$$

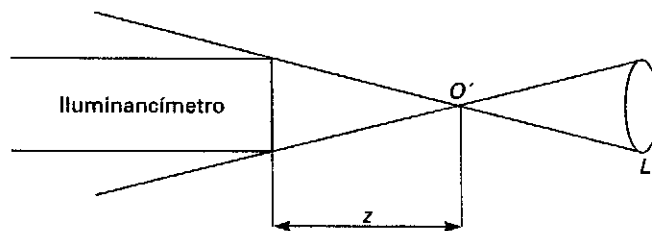


Figura 4-14. Esquema geométrico para la medición experimental de la iluminación retiniana en visión maxwelliana, según el método de Nygaard y Frunkes, 1982.

donde  $E$  mide el flujo luminoso por unidad de área del detector. Si todo el flujo pasa a través de la pupila del observador, el producto  $L \cdot S$  de la imagen maxwelliana se corresponde con la iluminación retiniana. Por tanto, si  $E$  se expresa en lux y  $r$  y  $z$  en mm, la iluminación retiniana en trolands vendrá dada, por simple transformación de la expresión (10), por:

$$E_r = E(r^2 + z^2) \quad (11)$$

Finalmente, si el detector se coloca a una distancia  $z$  tal que  $z > 10 r$ ,  $r^2$  es menor del 1 por 100 del valor de  $z^2$  y no se comete ningún error significativo al aproximar la iluminación retiniana a la expresión:

$$E_r = Ez^2 \quad (12)$$

### Efecto Stiles-Crawford

Stiles y Crawford descubrieron que dos rayos de luz dirigida que transportan el mismo flujo luminoso y alcanzan superficies iguales en la retina son percibidos como diferentes si el punto de entrada en la pupila para cada uno

de los rayos es distinto. Es decir, la eficacia de un rayo luminoso es diferente según entre por el centro de la pupila o por el borde de la misma. El punto de eficacia máxima no tiene por qué ser el centro de la pupila, y generalmente depende del sujeto.

Para calcular esta variación de eficacia, hay que fijarse en el esquema de la figura 4-15, que muestra un dispositivo de luz dirigida para dos puntos  $A$  y  $B$ , cuyas imágenes sobre la pupila son  $A'$  y  $B'$ . Admitiremos que el problema es de revolución alrededor de  $A'$ , y que la eficiencia en  $B'$  sólo depende de la distancia  $r$  entre  $A'$  y  $B'$ . La figura 4-16 muestra la forma genérica de esta eficacia luminosa relativa en función del punto de entrada del rayo en la pupila.

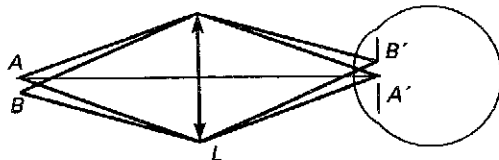


Figura 4-15. Esquema geométrico para la descripción del efecto Stiles-Crawford.

Existen diversas fórmulas empíricas para representar la eficiencia  $\psi$ . La más simple es la propuesta por los propios Stiles y Crawford, y que para una fuente puntual está definida por:

$$\log_{10} \psi = -a r^2 \quad (13)$$

donde si  $r$  se expresa en mm, el coeficiente  $a$  es del orden de 0,05. Dicho coeficiente es constante a lo largo del dominio fotópico, pero varía algo con  $\lambda$ .

Como hemos comentado anteriormente, el efecto visual de una fuente extensa viene determinado por el producto  $L \cdot S_p$ , y el nivel de iluminación retiniana se mide en trolands. Sin embargo, debido al efecto Stiles-Crawford, todos los rayos que penetran por  $S_p$  no tienen la misma eficiencia, luego es necesario reemplazar el área real de la pupila ( $S = \pi d^2/4$ ), por lo que se denomina *área reducida* ( $S_r$ ) o *pupila reducida*, que es más pequeña.

Si suponemos el centro de la pupila como el de máxima eficacia, entonces:

$$dS = 2\pi r dr$$

Para un punto alejado del centro habrá que aplicar el factor de eficiencia  $\psi$ , por lo que

$$dS_r = 2\pi\psi r dr \quad (14)$$

Así, el área reducida  $S_r$ , será, teniendo en cuenta (13),

$$S_r = 2\pi \int_0^{d/2} \psi r \, dr = 2\pi \int_0^{d/2} 10^{-ar^2} r \, dr \quad (15)$$

Esta fórmula expresa el efecto Stiles-Crawford aditivo, lo que no es más que una aproximación. Integrando la expresión (15), se obtiene para la pupila reducida

$$S_r = \pi/2,3a[1 - e^{-2,3 a d^2/4}] \quad (16)$$

donde  $a = 0,05$  y  $d =$  diámetro pupilar en mm. Este efecto deberá tenerse en cuenta, cuando proceda, en el cálculo de la iluminación retiniana, pues su influencia puede llegar a ser considerable. Por ejemplo, si  $r = 2$  mm, el área pupilar real será  $S = 12,6 \text{ mm}^2$  y la correspondiente a la pupila reducida  $S_r = 10 \text{ mm}^2$ , lo que constituye una diferencia significativa.

El efecto Stiles-Crawford sólo se produce para los conos, por lo que no existe en visión escotópica. Por el contrario, si la iluminación es muy intensa la disminución de la pupila hace que el efecto sea prácticamente despreciable, por lo que habrá que tenerlo en cuenta sobre todo en visión fotópica, pero con un nivel de iluminación media que permita un tamaño de pupila apreciable.

Por otra parte, este efecto tiene una incidencia positiva sobre las aberraciones esféricas del ojo. Como se sabe, estas aberraciones se deben, principalmente, a los rayos extraaxiales, por lo que la menor eficacia de éstos suaviza el efecto de las aberraciones sobre la imagen.

### Origen del efecto Stiles-Crawford

El origen de este efecto no está claro todavía, aunque desde un principio se establecieron varias hipótesis con objeto de explicarlo. En primer lugar parece cierto que no se produce por un efecto de absorción en los medios oculares, sino que por el contrario es una propiedad de la retina.

Las explicaciones que parecen ajustarse más a la realidad suponen que la parte más exterior del cono es una fibra dieléctrica isotrópica. Basándose en esta suposición se han dado varias explicaciones. Históricamente, la primera fue investigada por los propios Stiles y Crawford, quienes supusieron que los conos, o al menos su parte más exterior, estarían embebidos por el pigmento coroidal, lo que produciría un efecto de pantalla para la luz que incidiría formando un cierto ángulo con el eje del cono. Entonces, sólo un pequeño volumen de la sustancia del cono sería atravesado y estimulado por la luz, por lo que dicho cono parecería menos sensible. Sin embargo, no hay pruebas anatómicas de la presencia de ningún pigmento exterior en los conos de la retina humana, por lo que esta explicación fue pronto descartada.

La siguiente explicación se basó en el hecho comprobado que establece que las sustancias de los conos tienen un índice de refracción ligeramente mayor que las capas que los rodean. A partir de este hecho se puede hacer una simple

consideración del problema en términos de rayos de luz completamente confinados por la reflexión total interna para el caso de incidencias prácticamente normales y pérdidas de luz para el caso de incidencias oblicuas. Esta teoría coincide bastante con la experiencia y ha sido probada mediante una simulación con microondas de radio y un cono artificial de poliestireno con un tamaño y un índice de refracción adecuados. El acuerdo entre el experimento real y la simulación es muy bueno para los conos de la fóvea, pero no consigue dar, por el contrario, una convincente explicación para la diferencia que existe, en cuanto a este efecto entre conos y bastones. No obstante, se ha sugerido que pequeñas diferencias de tamaño e índice de refracción pueden ser suficientes para hacer que el ángulo de aceptación óptica de los bastones sea lo suficientemente amplio como para que el efecto Stiles-Crawford no se produzca en ellos, dentro del intervalo de ángulos de incidencia sobre la retina que permite la pupila cuando está completamente abierta.

Enoch ha estudiado este problema considerando la parte más exterior del receptor como una guía de ondas y resolviendo los diferentes modos de guía de ondas que se pueden dar. Algunos de estos modos han sido demostrados para los conos de la retina. En este sentido, es particularmente interesante la teoría de Myers respecto a la respuesta de la luz tanto para conos como para bastones. Concretamente, esta teoría relaciona la sensibilidad espectral con el tamaño del cono (diámetro), no con un tipo diferente de fotorpigmento. De esta forma, con un solo fotorpigmento que tiene un máximo de sensibilidad en una

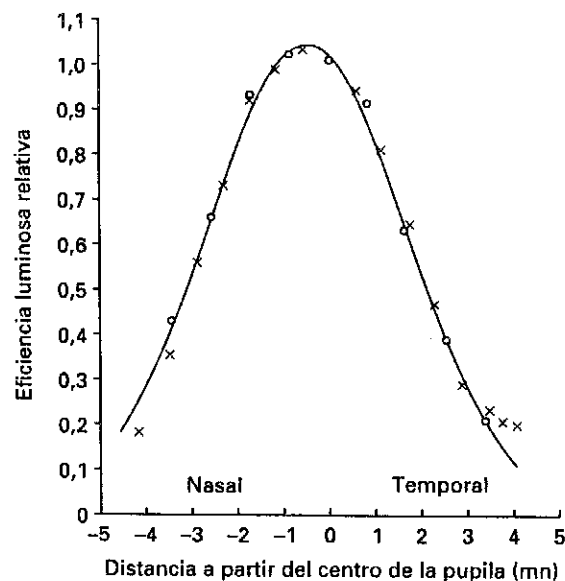


Figura 4-16. Eficacia luminosa relativa de los rayos de luz según su punto de entrada en la pupila en visión foveal. (x) Medidas realizadas por el método de igualación fotométrico (Stiles-Crawford, 1933). (o) Medidas realizadas por el método de umbrales de luminosidad (Crawford, 1937).

determ  
el tan  
neces:  
trolat  
granc  
O  
por v  
la cu  
ción  
tiene  
ajus  
men  
  
sati  
sigu  
la v



determinada parte del espectro, puede variar dicho máximo con sólo modificar el tamaño del cono dentro de un pequeño intervalo. Esto hace que no sea necesario considerar tres tipos distintos de fotopigmentos para los conos (eritrolabio, clorolabio y cianolabio) sino sólo la rodopsina y tres clases de conos: grande, medio y pequeño, respectivamente.

Otra teoría encaminada a explicar el efecto Stiles-Crawford es la propuesta por Wright y Nelson. Estos autores se basaron en el hecho de que la forma de la curva de eficacia luminosa (fig. 4-16) es casi idéntica a una curva de distribución aleatoria de la orientación de los receptores, los cuales, individualmente, tienen unas curvas de aceptación muy estrechas. En principio, las curvas se ajustan bastante bien, aunque todavía hacen falta muchas más pruebas experimentales para confirmar esta teoría.

De cualquier forma, y aunque todavía no existe una explicación totalmente satisfactoria, el análisis del efecto Stiles-Crawford y sus implicaciones ha sido y sigue siendo en la actualidad un campo muy activo y fructífero en el estudio de la visión.