

Capítulo 6

Lentes para ametropías elevadas

B. Doménech, C. Hernández, C. Illueca, M.M. Seguí

Las lentes de alta potencia (focal corta) se utilizan en la compensación de fuertes miopías e hipermetropías, y en el caso de los afáquicos. Estas lentes son exactamente iguales a las vistas hasta el momento, lo que ocurre es que su elevada potencia va a amplificar una serie de fenómenos que, estando presentes en las lentes usuales de potencia moderada, suelen pasar más desapercibidos.

El más evidente de estos problemas es el del espesor y, por consiguiente, el peso de estas lentes que obligan a utilizar una serie de diseños especiales para que los usuarios puedan tolerarlas. Además, hay que tener en cuenta que, tanto las aberraciones como las variaciones del campo visual o el valor de los aumentos van a verse incrementados en función de la potencia, y pueden ser muy molestos para el portador de estas lentes. Otro aspecto importante es el estético, que puede llegar a ser bastante deficiente.

Cuando se escogen las mejores curvaturas en el proceso de diseño, para obtener la mejor calidad óptica, las lentes de elevada potencia positiva presentan un aspecto bulboso y el problema de peso es más acentuado que en lentes negativas de alta potencia, para las que el principal problema de tipo mecánico son los grandes espesores de borde.

Los problemas de aumento y campo visual afectan también en mayor medida a las lentes positivas, por efecto del elevado espesor de centro.

Por otra parte, otro de los problemas que presentan es el del cumplimiento del principio básico de la compensación, ya que un pequeño error en la situación de la lente respecto al ojo se traduce en un error refractivo importante, debido a la elevada potencia de la lente, por lo que es necesario utilizar monturas que garanticen la máxima estabilidad de la lente y el mantenimiento de la distancia de vértice, es decir, la distancia lente-ojo.

6.1 Tipos de lentes de alta potencia

Existen distintas posibilidades de realización de lentes de alta potencia con vistas a mejorar sus prestaciones. Dado que uno de sus principales problemas es el peso, muchas de estas lentes se realizan con materias orgánicas. En el caso de las lentes negativas, donde el problema no es tan acusado, son frecuentes las realizaciones en vidrio mineral de índice elevado para, mejorando el peso, disminuir el volumen. De todas maneras, la utilización de vidrios de alto índice de refracción puede conllevar problemas de aberración cromática, agudizada aquí por la elevada potencia.

A continuación se describen los distintos tipos de lentes de alta potencia. De aquellos tipos que ya no se utilizan se expondrán los principales inconvenientes.

Meniscos clásicos

Se trata de construir las lentes de alta potencia del mismo modo que para el resto de potencias. Se obtienen buenos resultados en la visión periférica, particularmente en el intervalo entre +8,00 y -25.00 D, que es el tramo en el que se pueden anular las principales aberraciones en esta situación (capítulo 7). El principal inconveniente es el peso y el volumen que presentan, y a pesar de utilizar diámetros pequeños esto las hace prácticamente inviables.

Lentes asféricas

Una posible solución al problema expuesto sería recurrir a superficies asféricas para, como se ha visto en el capítulo 4, reducir el espesor, y por tanto el peso de las lentes, con la ventaja adicional de mejorar las prestaciones marginales. Ahora bien, incluso en este caso, el problema del peso y el volumen sigue existiendo, aunque en menor medida que en las anteriores.

Microfacetas y lenticulares

Ya que existen problemas con la nitidez de la imagen en la periferia de la lente, se elimina ésta como zona óptica y se deja como soporte. De esta manera se disminuye el espesor y el volumen de la lente. Estas lentes aligeradas se llaman *microfacetas* en el caso de la miopía, y *lenticulares* en el caso de las potencias positivas, aunque es frecuente la utilización indistinta del término lenticular para designar ambos tipos de lentes. Hay que tener en cuenta que, aunque se obtiene una disminución del peso y el volumen, el campo visual que proporcionan es pequeño, ya que la zona óptica útil para la compensación es mucho menor que para una lente convencional. El diámetro habitual de la zona óptica suele situarse entre 30 y 35 mm. Los principales diseños se muestran en las figura 6.1 y 6.2.

112

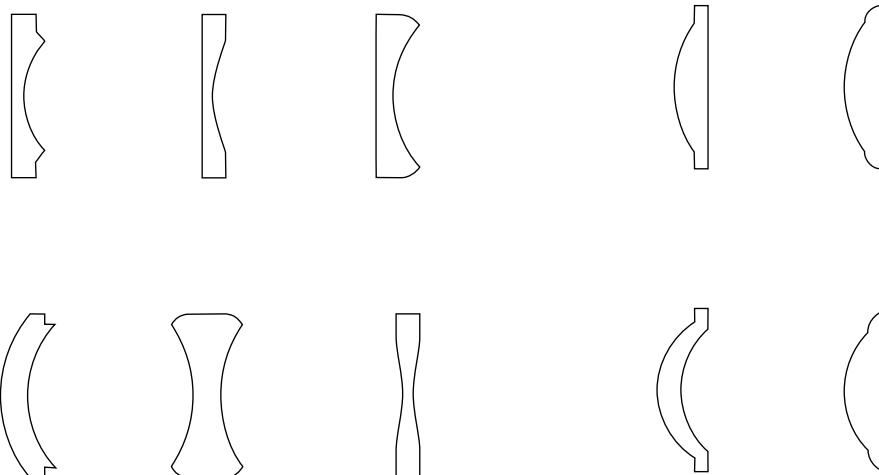


Fig. 6.1 Principales tipos de lentes negativas de alta potencia: faceta cóncava de borde plano y de borde convexo, menisco cóncavo, y doble faceta de borde convexo y de borde plano

Fig. 6.2 Principales tipos de lentes positivas de alta potencia: faceta convexa de borde plano y de borde convexo, y menisco convexo de borde plano y de borde convexo

También existen algunos diseños con la faceta oval, en los que las dimensiones de la faceta son aproximadamente 30×25 mm (figura 6.3).

Se pueden encontrar lentes de alta potencia fusionadas, bien por la cara convexa o por la cóncava (figura 6.4). Al igual que en las lentes bifocales fundidas, se fusiona una pastilla de alto índice de refracción y sólo la zona en la que está situada es útil para la visión. Estas lentes no presentan discontinuidades en su superficie y en consecuencia son más estéticas, pero no acaban de solucionar los problemas de peso y volumen.

Es frecuente también encontrar realizaciones bifocales, principalmente en el caso de lentes positivas en vidrio orgánico (figura 6.5).

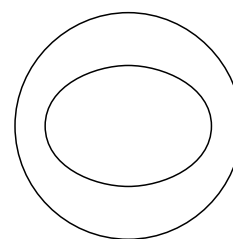


Fig. 6.3 Lente con faceta oval

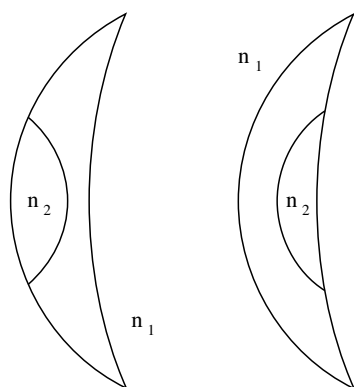


Fig. 6.4 Lentes fusionadas de elevada potencia positiva ($n_2 < n_1$)

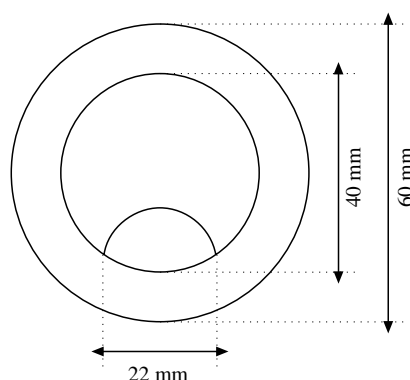


Fig. 6.5 Lenticular bifocal. El valor de las cotas es ilustrativo

Todas estas lentes facetadas pueden construirse con la superficie óptica asférica en lugar de esférica, para mejorar la calidad de la imagen obtenida fuera de la zona del eje óptico, y permitir así un mayor grado de movilidad de la línea de mirada.

6.2 Lentes con zonas de suavización

Como se verá en el capítulo 8, las lentes positivas reducen el campo visual. En el caso de elevadas potencias este problema se agudiza de tal manera que el escotoma anular que aparece es muy molesto para el usuario. Existen algunas soluciones específicas para subsanar este problema, la más usual de las cuales es la generación de zonas de suavización o *blending*, como se ha visto en el capítulo 4, que además permiten la desaparición de la línea de separación entre la zona óptica y la marginal.

Una lente lenticular clásica tiene una apertura que contiene la zona óptica rodeada por una zona de menor potencia (figura 6.6). Naturalmente, una buena visión foveal sólo es posible a través de la zona óptica. Si además es esférica, el eje visual debe coincidir con el eje óptico de la lente, ya que fuera del eje existen fuertes aberraciones. La zona marginal debería permitir algún conocimiento de los objetos y movimientos para evitar el escotoma que aparece debido a la diferencia de potencias entre las dos zonas en la línea divisoria (en el caso de las lentes positivas). La eliminación de esta línea supondría

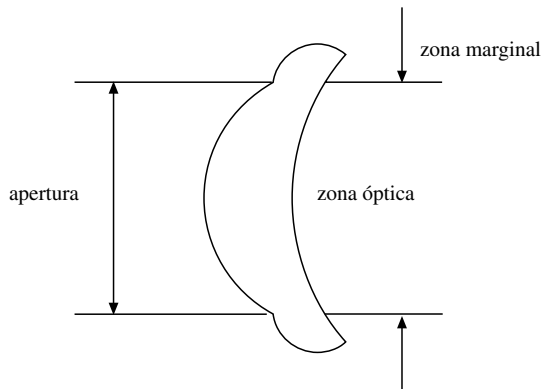


Fig. 6.6 Esquema de una lente lenticular orgánica clásica

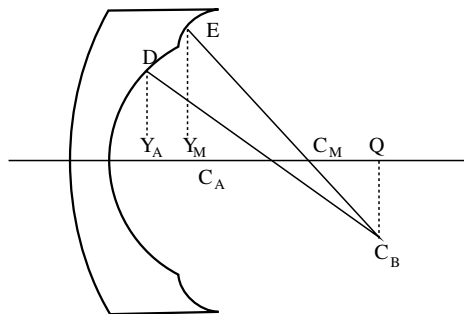


Fig. 6.7. Esquema del molde para el cálculo de la potencia en la zona combinada de la primera superficie de la lente

normales tiene lugar en la parte izquierda de la figura 6.7 y entonces la curva (en el molde) es convexa y, por lo tanto, cóncava en la lente, lo que no es deseable.

De la figura 6.7 se deduce que: $DC_A = r_A$, radio de curvatura de la zona de apertura
 $EC_M = r_M$, radio de curvatura en la zona marginal
 $EC_B = r_B$, radio de curvatura en la zona de combinación

la distancia auxiliar QC_B se expresa:

$$QC_B = \frac{y_A (r_B - r_A)}{r_A} = \frac{y_M (r_B - r_M)}{r_M} \quad (6.1)$$

y despejando r_B resulta:

$$r_B = \frac{y_M - y_A}{y_M R_M - y_A R_A}, \text{ donde } R_M = \frac{1}{r_M} \quad \text{y} \quad R_A = \frac{1}{r_A} \quad (6.2)$$

no sólo una mejora en la apariencia de la lente, sino también un incremento en el campo de visión, pues desaparecería el escotoma anular asociado al cambio brusco de potencia.

Supongamos que la lente orgánica de la figura 6.6 presenta en la zona de apertura una potencia de +14,00 D, y en la zona marginal +10,00 D en la primera superficie. Asumiendo una segunda superficie de potencia nominal -4,00 D, la lente tendría una potencia de +10,00 D en la zona óptica, pero sólo de +6,00 D en el borde. El molde correspondiente a la primera superficie de la lente considerada en este ejemplo está esquematizado en la figura 6.7.

C_A es el centro de curvatura de la apertura (+14,00 D), C_M el de la zona marginal. Si se escogen dos puntos próximos a la línea de separación, uno en cada zona, y se trazan sus normales a través de los centros de curvatura de las dos zonas, la intersección corresponde al punto C_B , que representa el centro de curvatura de la zona combinada si la curva que une las dos zonas es continua.

El radio de curvatura de la zona de combinación depende de su extensión, del radio de la zona de apertura y del de la zona marginal. Si se intenta hacer muy estrecha la zona de combinación, la intersección de las

Si se calcula la potencia se obtiene:

$$P_B = \frac{y_M P_M - y_A P_A}{b}, \text{ donde } b = y_M - y_A \quad (6.3)$$

donde b es la anchura de la zona combinada.

Para obtener un cambio gradual de potencia, P_B debería estar entre P_A y P_M , pero esto no es posible ya que r_B no puede ser menor que r_M . Además, la potencia calculada es la potencia tangencial (plano del papel).

En el ejemplo en el que estamos situados ($P_A = +14,00$ D y $P_M = +10,00$ D), tomando una zona óptica de 30 mm ($y_A = 15$ mm) y una anchura de *blending* de 10 mm ($y_M = 25$ mm), la potencia tangencial en la zona de combinación sería de +4,00 D. El astigmatismo de la superficie en la región combinada puede obtenerse analizando la figura 6.7.

En el punto D, el radio tangencial es DC_B , por lo que la potencia tangencial es de 4,00 D, pero el radio sagital es DC_A , por lo que la potencia sagital es de 14,00 D. Luego en ese punto, la potencia es astigmática ya que hay una diferencia de 10,00 D entre las dos potencias. En el punto E la potencia tangencial sigue siendo 4,00 D, pero la potencia sagital es de 10,00 D, por lo que el astigmatismo es de 6,00 D. Entre D y E el astigmatismo pasa de 10,00 D a 6,00 D, y el centro de curvatura sagital pasa de C_A a C_M mientras que el tangencial permanece en C_B . Es fácil darse cuenta de que los resultados en la zona combinada son muy deficientes.

En la actualidad, lo que se hace para evitar parcialmente esto es utilizar una zona óptica esférica, normalmente elíptica, con una zona de combinación elíptico-toroidal para mejorar los resultados, y una zona periférica que puede ser sencillamente neutra como se ha descrito en el capítulo 4.

6.3 Lentes *multidrops*

Otra solución, aunque sin mucha implantación, son las llamadas lentes *multidrops* en las cuales, además de una zona óptica más pequeña que en el caso anterior, generalmente de 24 mm de diámetro, hay diferentes zonas, cada una de las cuales presenta una dioptría menos que la anterior, siendo la anchura de cada zona de 5 mm (figura 6.8).

Cada zona se combina con la siguiente por medio de un *blending*, de tal manera que en una situación real de necesitar una anchura de *blending* de 4 mm, el esquema de la lente es una zona óptica útil de 20 mm de diámetro, a 4 mm está situado un anillo útil de 1 mm de anchura con una potencia inferior en 1 D, y así sucesivamente (figura 6.9).

Una posibilidad más racional de estas lentes para hacer más suaves los cambios de potencia tangencial es hacer la combinación de la apertura central con la primera zona y después la combinación de esta curva con la zona siguiente, y así sucesivamente.

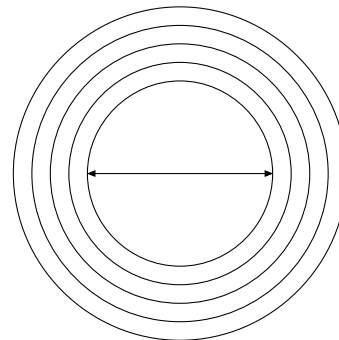


Fig. 6.8 Esquema de una lente multidrops

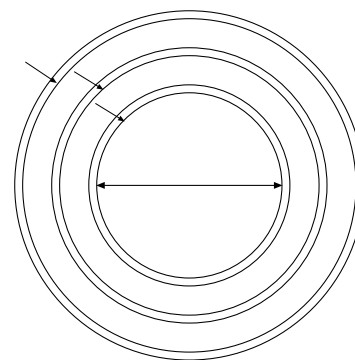


Fig. 6.9 Zonas útiles en una lente multidrops

Estas superficies son de tipo polinómico y se conocen con el nombre de *asféricas zonales*. La primera esférica zonal de este tipo fue introducida en 1973 por Robert Welsh, la fabricó la compañía Armorlite Inc. (USA) y era conocida como Asférica Welsh 4-Drop, ya que la potencia cambia en 4,00 D desde el centro hasta el borde. Se fabricaba también en bifocal con un pequeño segmento de tamaño 22 x 11 mm, para poder incluirlo en la apertura central. El diseño de Welsh es conocido ahora como Multiple-drop de Armorlite. Un diseño similar fue introducido posteriormente por la Signet Optical Corporation y comercializado con el nombre de Hyperaspheric con un salto de potencia mayor. También hay que mencionar las versiones Hi-drop comercializadas por Sola y las Thi-Aspheric en índice de refracción 1,806 de Hoya. En cualquier caso, el objetivo de estas lentes es proporcionar un campo mayor, y sólo en la zona central es posible obtener una buena agudeza visual.

Bibliografía

C.E.S.O.A. *Optique Ophthalmique (Technologie), 2ème partie*. Bruselas, Assotiation des diplômés CESOA-SCTOW. ASBL, 1986.

FANNIN, T.E.; GROSVENOR T. *Clinical Optics*. Boston, Butterworths, 1987.

JALIE, M. *The Principles of Ophthalmic Lenses*. Londres, The Association of British Dispensing Opticians, 1988.

Capítulo 7

Diseño de lentes oftálmicas

J. Salvadó, S. Royo

7.1 Lentes oftálmicas como compensadoras de ametropías

En un ojo emétrepe, la fóvea es el punto retiniano conjugado del infinito, de manera que las imágenes de objetos lejanos se forman nítidamente sobre la retina. Para enfocar a otras distancias, el ojo utiliza la acomodación, que consiste en un incremento de potencia del cristalino para mantener esta imagen nítida sobre la retina (figura 7.1).

El ojo amétrepe es aquel que no cumple la condición anterior, de forma que el punto focal del ojo no está sobre la fóvea (figura 7.2). En este caso, el punto conjugado de la retina es el punto remoto (PR), que se localiza delante del ojo miope y detrás del hipermétrope.

117

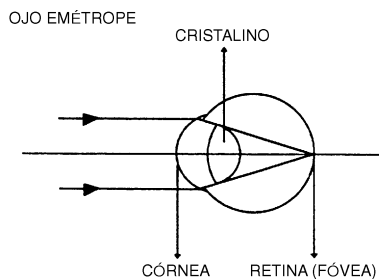


Fig. 7.1 Para el ojo emétrepe, la fóvea es el punto conjugado del infinito

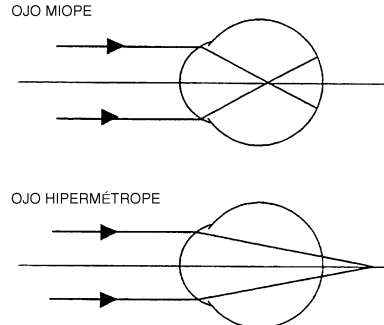


Fig. 7.2 Formación de imágenes en un ojo miope y en uno hipermétrope

La función compensadora de una lente oftálmica es conseguir que la imagen del objeto en infinito se forme sobre el punto remoto, para que la imagen final del sistema lente-ojo se forme sobre la retina (figura 7.3 a y b).

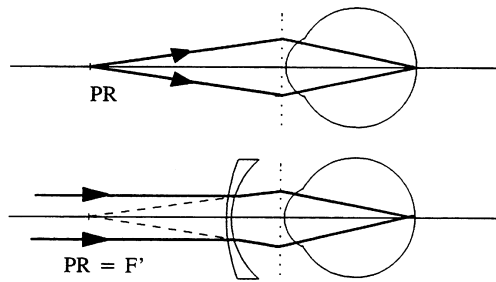


Fig. 7.3a Compensación de la miopía mediante lentes oftálmicas divergentes

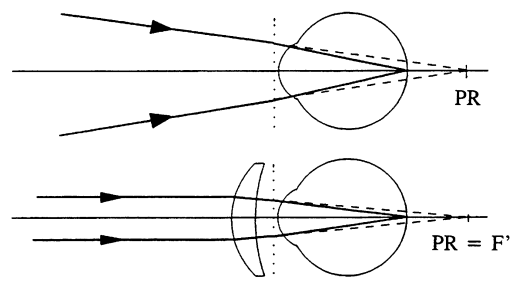


Fig. 7.3b Compensación de la hipermetropía mediante lentes oftálmicas convergentes

Estas lentes compensadoras están montadas en una montura que las sitúa a una cierta distancia del vértice corneal del ojo, que se denomina distancia de vértice (d_v). Para que se cumpla la condición de compensación, el foco imagen de la lente debe coincidir con la posición del punto remoto. Por ello se define la potencia de vértice posterior (Pvp) como la inversa de la distancia desde el vértice de la superficie posterior de la lente a su foco imagen.

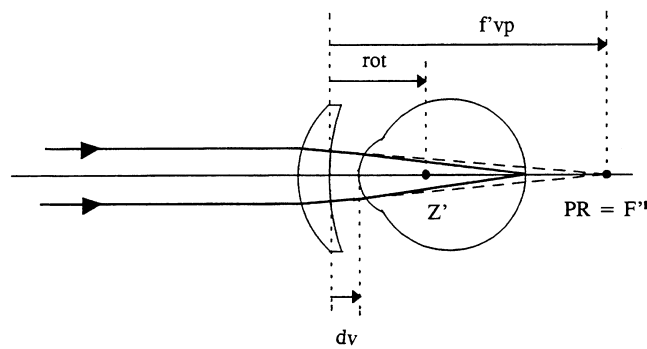


Fig. 7.4 Compensación ideal del sistema lente-ojo

Esta será la potencia a la que nos referiremos siempre (figura 7.4). Así, vemos que cualquier lente que se encuentre situada en el mismo lugar puede corregir una ametropía siempre que su foco imagen coincida con el punto remoto del ojo, independientemente de cuál sea su potencia real o su forma.

Además, el ojo no es un sistema estático sino que puede girar alrededor del centro de rotación, situado en su interior, lo que le permite enfocar objetos que se encuentran fuera del eje visual.

Cuando el ojo gira alrededor de su centro de rotación (Z'), el punto remoto se desplaza, describiendo un casquete esférico cuyo centro se halla en Z' .

Este casquete esférico es el lugar geométrico de las posiciones del punto remoto y se denomina esfera del remoto.

Al diseñar las lentes oftálmicas se tiene en cuenta este hecho, puesto que debe garantizarse la corrección tanto en la dirección del eje como fuera de ésta (figura 7.5). Esta es la condición de corrección ideal.

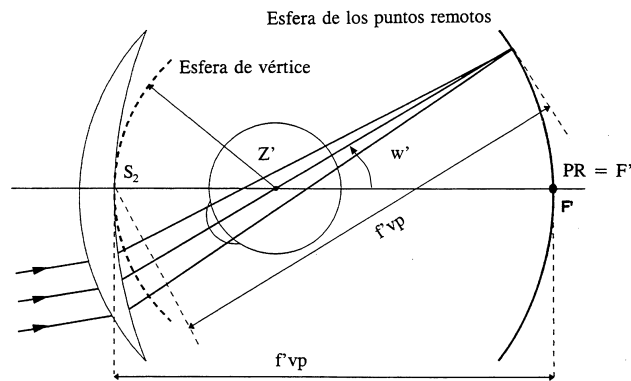


Fig. 7.5 Corrección ideal para una lente esférica

Al diseñar las lentes oftálmicas se tiene en cuenta este hecho, puesto que debe garantizarse la corrección tanto en la dirección del eje como fuera de ésta (figura 7.5). Esta es la condición de corrección ideal.

Los parámetros que intervendrán en el diseño de la lente oftálmica son, además de los propios de la lente (índice de refracción, curvaturas y espesores), los ligados a sus condiciones de uso (potencia de vértice posterior, distancia de vértice, distancia al centro de rotación *rot*, ángulo de giro del ojo, y diámetro pupilar).

7.2 Aberraciones en lentes oftálmicas

Dado que los sistemas ópticos son muy complejos, normalmente se utilizan modelos teóricos para predecir su comportamiento. Las aberraciones son la discrepancia entre la realidad y el resultado de aplicar estos modelos teóricos. El análisis de las aberraciones que presentan las lentes oftálmicas debe adaptarse a sus características y a sus condiciones de uso.

Las aberraciones de las lentes en general se deben por una parte al material con que están fabricadas (a. cromáticas) y por otra a su geometría (a. geométricas o monocromáticas). Por esta razón nunca se presentan aisladas, sino que la apariencia de la imagen formada por una lente es el compendio de todas ellas. Se suelen estudiar individualmente, eliminando la influencia de las demás, para poderlas caracterizar.

Aberraciones cromáticas

Si se parte de la base que la única forma de eliminar la aberración cromática consiste en utilizar dos lentes de materiales distintos, formando dobletes acromáticos, y que la compensación visual se realiza siempre con una sola lente oftálmica, se concluye que las aberraciones cromáticas debidas al material de la lente nunca podrán ser eliminadas totalmente, aunque se intenten reducir utilizando materiales de baja dispersión.

Se expondrán las aberraciones cromáticas diferenciando la *longitudinal* y la *transversal*. En general, las aberraciones cromáticas se deben a la variación del índice de refracción con la longitud de onda. Para las longitudes de onda cortas (azules), el índice de refracción del vidrio es mayor que para las largas (rojos). Para cuantificar el valor de la dispersión cromática se utiliza el número de Abbe, que se expresa como:

$$v = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C} \tag{7.1}$$

Aberración cromática longitudinal

Es la variación de posición de la imagen según la longitud de onda incidente. Así, para un haz de luz blanca, el foco imagen para el color azul (F'_F) se encontrará más próximo a la lente que el foco imagen para el color rojo (F'_C) (figura 7.6). Este es el fundamento del test duocrom.

Hablando en términos de distancia, la A.C.L. es la diferencia de posición entre el foco azul y el rojo:

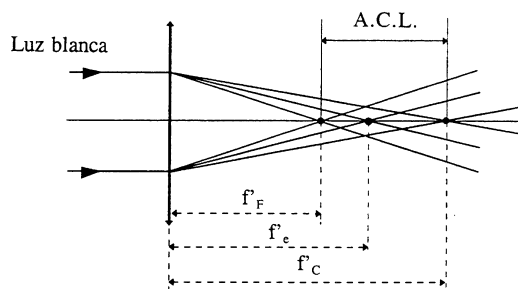


Fig. 7.6 Aberración cromática longitudinal

$$A.C.L. = f_c - f_F \quad (7.2)$$

En términos de potencia, la A.C.L. es la diferencia dióptrica entre el azul y el rojo:

$$A.C.L. = P_F - P_C \quad (7.3)$$

A partir de esta expresión, se puede obtener la A.C.L. en función del número de Abbe de la lente, que es un parámetro que conocemos siempre. A partir de la fórmula del constructor de lentes:

$$P_F = (n_F - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (7.4)$$

$$P_C = (n_C - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (7.5)$$

$$P_F - P_C = (n_F - n_C) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (7.6)$$

Despejando de la fórmula del número de Abbe, obtenemos:

120

$$n_F - n_C = \frac{n_d - 1}{v_d} \quad (7.7)$$

Sustituyendo esta expresión en la anterior:

$$P_F - P_C = \left(\frac{n_d - 1}{v_d} \right) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (7.8)$$

De lo que resulta:

$$P_F - P_C = \frac{P_d}{v_d} \quad (7.9)$$

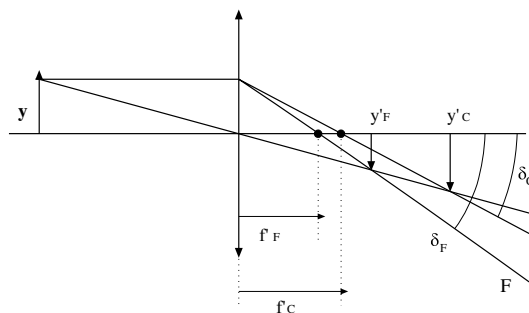


Fig. 7.7 Aberración cromática transversal

Aberración cromática transversal

Es la formación de imágenes de distinto tamaño para cada longitud de onda (en la figura 7.7 y'_F e y'_C). Al incidir luz blanca, el usuario de la lente percibirá halos coloreados alrededor de la imagen. La A.C.T. también se puede definir como la diferencia de efectos prismáticos para dos longitudes de onda extremas (δ_F y δ_C).

$$A.C.T. = \delta_F - \delta_C \quad (7.10)$$

$$A.C.T. = y \cdot P_F - y \cdot P_C \quad (7.11)$$

$$A.C.T. = y \cdot \frac{P_d}{v_d} \quad (7.12)$$

Después de analizar las aberraciones cromáticas, debemos estudiar las aberraciones debidas a la forma de la lente (monocromáticas). Concretamente nos interesará conocer la repercusión de las condiciones de uso de las lentes en la incidencia de estas aberraciones. El sistema visual es un sistema óptico que trabaja con apertura pequeña y campo amplio, y descentrado en visión oblicua. Esto implica que las *aberraciones de apertura*, como son la esférica y el coma, no influirán prácticamente, mientras que las *aberraciones oblicuas* como el astigmatismo marginal y el error de potencia, y la distorsión (*aberración de campo*) serán las que deberán tenerse en cuenta en el diseño de las lentes oftálmicas, puesto que se manifiestan en visión oblicua y al utilizar la periferia de la lente.

Aberraciones de apertura

Las relaciones matemáticas que se utilizan en el cálculo de la potencia de vértice posterior de las lentes oftálmicas son válidas para la zona paraxial. De ahí que al utilizar todo el diámetro de la lente se produzcan variaciones en la formación de la imagen óptica ideal. Haremos un breve comentario sobre la aberración esférica y el coma.

121

Aberración esférica

Es la variación de la focal de la lente en función de la altura de incidencia de los rayos (figura 7.8). La aberración esférica longitudinal es la diferencia de posición entre el foco imagen paraxial (F'_p) y el foco imagen de la lente para una altura de incidencia determinada (F'_H).

En el diseño de lentes oftálmicas no se tiene en cuenta dado que la pupila del ojo limita el haz útil que atraviesa la lente, de manera que la aproximación paraxial es válida. Ahora bien, cuando la potencia de la lente es elevada (a partir de +10,00 D), esta aberración empieza a adquirir importancia y como solución se impone la utilización de lentes asféricas, de las que ya hemos tratado en el capítulo 4.

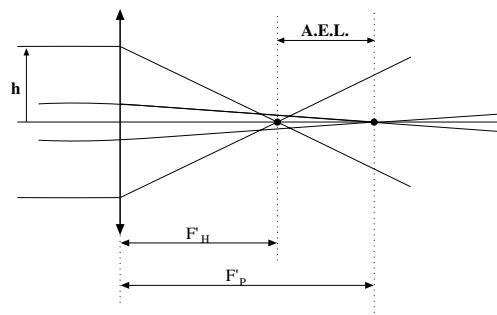


Fig. 7.8 Aberración esférica

Coma

El coma se produce para puntos fuera del eje óptico, cuando la apertura del sistema es grande. La imagen que se produce es muy molesta, puesto que no tiene simetría de revolución. Este hecho hace que la corrección del coma sea muy importante para instrumentos ópticos, pero no en lentes oftálmicas, puesto que existe la pupila del ojo, que por sí misma limitará la incidencia de esta aberración.

Una vez expuestas las aberraciones de apertura de modo breve, dada su escasa incidencia en las condiciones de utilización de las lentes oftálmicas, en el próximo apartado se tratarán en mayor profundidad y desde el punto de vista de su formulación clásica las aberraciones que sí tienen importancia en el diseño de lentes oftálmicas como son las aberraciones oblicuas y la distorsión. Posteriormente se expondrán diversos métodos de minimización de estas aberraciones.

7.3 Formulación clásica de las aberraciones

Distorsión

Entendemos por distorsión el efecto de la no constancia del aumento angular de la lente a medida que rotamos el ojo. Este efecto se traduce en la deformación de las imágenes en los puntos más alejados del eje (figura 7.9 a y b).

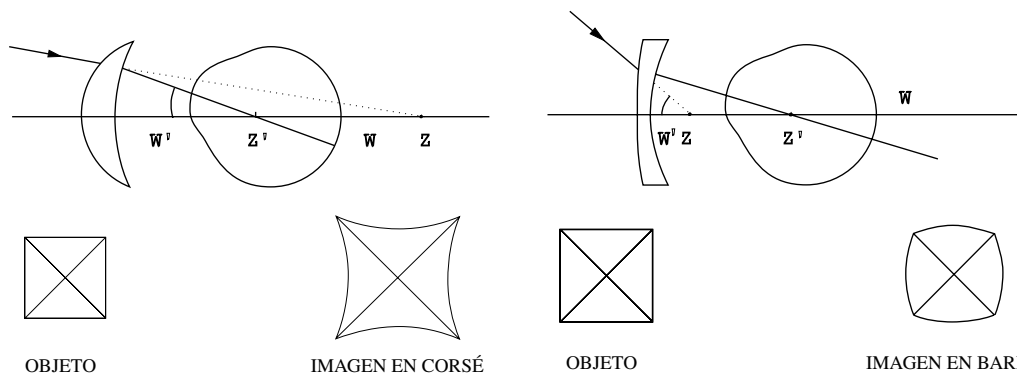


Fig. 7.9a Distorsión en lentes convergentes. Imagen en corse

Fig. 7.9b Distorsión en lentes divergentes. Imagen en barril

122

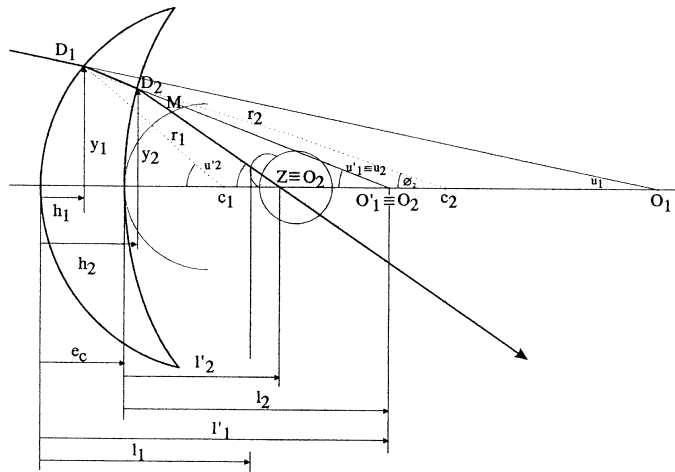


Fig. 7.10 Esquema para el cálculo de la distorsión

Para evaluar la distorsión partiremos de la figura 7.10, en la que se representa una marcha de rayos a través de una lente oftálmica.

Si definimos el aumento angular como el cociente entre las tangentes de los ángulos de salida (u_2') y de entrada del sistema (u_1), para un cierto ángulo de giro (\emptyset), la medida de la distorsión, que expresaremos en tanto por ciento, será la desviación entre este cociente y el aumento angular paraxial.

$$\text{Aumento} : \Gamma = \frac{\text{tg } u'_2}{\text{tg } u_1} \tag{7.13}$$

$$\text{Aumento paraxial} : (u_1 \rightarrow 0) : \Gamma_p = FP \cdot FF \tag{7.14}$$

$$\Gamma_p = \frac{1}{1 - l_2 P} - \frac{1}{1 - \frac{E_c}{n} P_1} \tag{7.15}$$

$$\text{Distorsión} : D = \frac{\Gamma - \Gamma_p}{\Gamma_p} \tag{7.16}$$

Esta es una aberración de campo que tiene efecto sobre la percepción espacial de los objetos pero no empeora la calidad de la imagen. Dado que se distorsiona toda la imagen uniformemente y no existe una deformación selectiva, el ojo aprende la nueva métrica visual, sobre todo cuando no tiene ninguna referencia comparativa.

Astigmatismo oblicuo

En la figura 7.11 se representa la formación de la imagen en un sistema lente-ojo, después de efectuar un cierto ángulo de giro, para dar una idea de lo que representa tanto el astigmatismo oblicuo como el error de potencia.

Dado que los ángulos de incidencia de los rayos que entran en la primera superficie de la lente no son iguales para sus dos meridianos principales, los rayos emergentes no focalizarán en un solo punto focal sino que formaran dos líneas focales astigmáticas en los dos focos F'_t , que corresponde al meridiano tangencial y F'_s , que corresponde al sagital. El *astigmatismo oblicuo* (A.M.) es la diferencia de potencias que corresponden a cada una de estas dos focales (P'_T y P'_S).

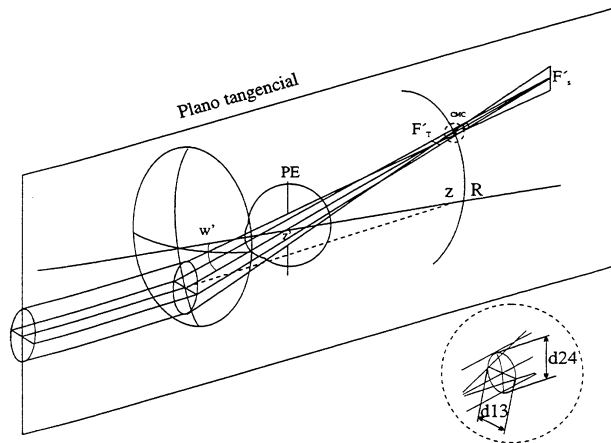


Fig. 7.11 Formación de la imagen en visión oblicua

$$A.M. = P'_T - P'_S \tag{7.17}$$

Clásicamente, el cálculo de la imagen tangencial y sagital a través de un dioptrio se realiza a partir de las expresiones que desarrolló Coddington a principios del s XIX. Aplicando las formulas de Coddington al primer dioptrio y considerando la lente delgada se llega a la expresión clásica del astigmatismo oblicuo:

$$A.M. = \frac{y^2 P}{n(n-1)} \left[(n+2) P_2^2 + P_2 (2(L'_2 + L)(n^2 - 1) - P(n+2)) - 2PL'_2(n-1) + \right. \\ \left. + nP^2 + nL'^2_2(n-1)^2 - nPL(n^2 - 1) + 2(n-1)(n^2 - 1)LL'^2_2 \right] \quad (7.18)$$

Esta ecuación da el valor de la aberración en función de los parámetros de la lente: potencia de vértice posterior (P), potencia de la segunda superficie (P₂) e índice de refracción (n) y de las condiciones de uso: altura de rayo de entrada (y) que depende del ángulo de rotación del ojo, vergencia objeto (L) y vergencia del centro de rotación (L'₂). Habiendo considerado la lente delgada (E_c = 0, P = P₁ + P₂), también se puede expresar esta ecuación en función de la potencia de la primera superficie (P₁) que normalmente es la variable.

La vergencia objeto (L), que viene dada en dioptrías, es la inversa de la distancia objeto expresada en metros. En el caso usual de considerar un objeto en infinito tiene el valor cero. La vergencia del centro de rotación (L'₂), también expresada en dioptrías, es la inversa de la distancia de la lente al centro de rotación (rot) en metros.

En la misma demostración se obtiene, para un objeto en infinito, la expresión de la potencia sagital:

$$P'_s = P + \frac{y^2 P}{n(n-1)^2} \left[\frac{2n+1}{2} P_2^2 + P_2 \left[L'_2(n^2 - 1) - \frac{nP(n+2)}{2} \right] + \frac{n^2 P^2}{2} - nPL'_2(n-1) + \frac{L'^2_2(n-1)^2}{2} \right] \quad (7.19)$$

124

y de ella, la potencia tangencial:

$$P'_T = A.M. + P'_s \quad (7.20)$$

El paso de la focal tangencial a la sagital se produce de una forma gradual y entre estas dos focales astigmáticas hay una zona donde se forma la imagen más uniforme que corresponde al que llamaremos círculo de mínima confusión (CMC).

Clásicamente se entiende que es en este punto donde se forma la imagen más nítida y le corresponde una potencia que es la media aritmética de las dos potencias astigmáticas.

$$P_{CMC} = \frac{1}{2} (P'_T + P'_s) \quad (7.21)$$

Para que se cumpla la condición de corrección en visión oblicua es necesario que este círculo esté situado sobre la esfera que describe el punto remoto cuando el ojo rota. Denominaremos esta esfera como esfera del remoto (ER) y la discrepancia entre la posición del CMC y la ER, expresadas en dioptrías, es lo que definiremos como *error de potencia (E.P.)*.

Error de potencia

Como la potencia correspondiente a la esfera del remoto viene dada por la potencia de vértice posterior, suponiendo el ojo bien corregido en eje, el error de potencia vendría dado por:

$$E.P. = P_{CMC} - P_{vp} \quad (7.22)$$

Para el cálculo del E.P., se parte de la expresión general del A.M. y del cálculo de una de las focales astigmáticas.

7.4 Grados de libertad en el diseño de lentes oftálmicas

Una lente oftálmica, como sistema óptico simple que es, está completamente determinada si se conocen, para un cierto índice de refracción del material (n), los radios de curvatura de sus dos dioptrios (R_1 y R_2) y el espesor que los separa (E_c).

Este espesor vendrá condicionado por el diámetro total de la lente (\emptyset). Para mayor comodidad de uso conviene que sea lo más pequeño posible ya que éste determina el volumen total de la lente (V) y su producto por la densidad del material (ρ) determinará el peso final de la lente.

La potencia de vértice posterior de la lente (P_{vp}) viene determinada por las potencias superficiales de los dos dioptrios (P_1 y P_2), que a su vez son función del radio de curvatura, del índice de refracción, y del espesor de centro, según la expresión:

$$P_{vp} = \frac{P_1}{1 - \frac{E_c P_1}{n}} + P_2 \quad (7.23)$$

La potencia de vértice posterior viene dada en cada caso por la ametropía del sujeto a corregir y, así, los grados de libertad en el diseño de lentes oftálmicas se reducen a la elección de uno de los dos radios de curvatura ya que, fijado uno, tenemos determinado el otro, y con ellos el espesor una vez conocido el diámetro necesario de la lente. De todas las posibles elecciones de radios para obtener la misma potencia deseada, conviene tomar una combinación que dé como resultado una lente lo más plana posible ya que ésta será la mejor desde el punto de vista estético.

En la compensación con lentes esféricas veremos que esta condición estética en ocasiones no se corresponde con la mejor corrección óptica, mientras que también ocurre que utilizando diseños esféricos se pueden encontrar soluciones que contemplen los dos aspectos: el estético y el óptico.

Analizando la formulación descrita en el apartado 7.3, observamos que las aberraciones dependen, además de los parámetros propios de la lente, de sus parámetros de uso: distancia al centro de rotación (l'_2) y altura del rayo de entrada (y), fijado por el ángulo de rotación del ojo.

La distancia al centro de rotación es la suma de la distancia de vértice más la distancia del vértice del ojo al centro de rotación del ojo. Se suele tomar 27 mm como valor estadístico medio. Algunos autores utilizan el valor 25 mm para esta distancia ya que así la vergencia del centro de rotación dada por L_2' es un número entero igual a 40 D. Sin embargo, la utilización de cualquiera de estos dos valores, en el proceso de diseño de la lente, ofrece resultados muy similares.

7.5 Soluciones clásicas a las aberraciones para lentes esféricas

Las soluciones clásicas se obtienen analizando cada aberración con independencia de las otras. La solución a la fórmula general para el astigmatismo oblicuo existirá cuando se anule su primer término o bien cuando se anule el término entre corchetes.

El primer caso sólo ocurre cuando el rayo entra por el eje ($y = 0$) y corresponde a la solución obvia. Igualando el término entre corchetes a cero, fijando la distancia al centro de rotación y el índice, y para un objeto en el infinito, se obtiene una ecuación de segundo grado que da solución real para un cierto margen de potencias de la primera superficie y en este caso hay dos que corresponden a los dos valores de la raíz.

La representación gráfica de estas soluciones es una elipse en la que cada una de sus ramas corresponde a una de estas soluciones.

En la figura 7.12 se han representado estas elipses para diferentes índices.

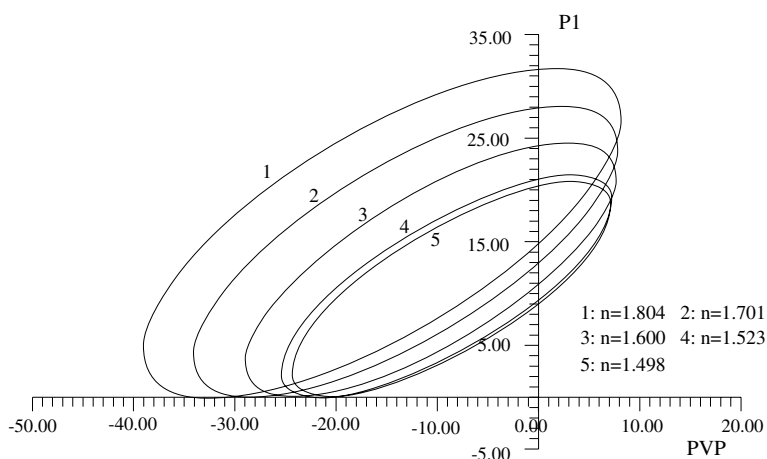


Fig. 7.12 Elipses de Tscherning. Objeto lejano

Estas elipses fueron calculadas por vez primera por Tscherning, a quien deben el nombre, y las dos ramas corresponden respectivamente a las soluciones propuestas por Wollaston (la rama superior que corresponde a la solución con más curvatura) y por Ostwald, con casi cien años de diferencia.

También se pueden representar estas elipses para otras posiciones del objeto. Así, en la figura 7.13 se ha representado para un objeto situado a 40 cm, que correspondería a un objeto cercano.

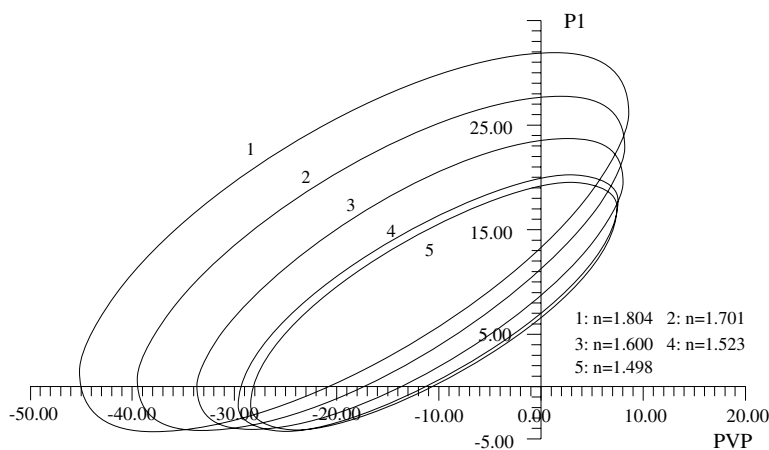


Fig. 7.13 Elipses de Tscherning. Objeto próximo

Del análisis de las soluciones posibles para esta aberración se desprende que no hay solución para todas las potencias y cuando la hay no es única. Además estas soluciones son particulares para un cierto índice y unas ciertas condiciones de uso.

Se puede hacer un análisis parecido para el error de potencia y se obtienen también soluciones similares ya que, como hemos visto, esta aberración se calcula a partir del valor del astigmatismo oblicuo y de la posición de las focales astigmáticas.

En las figuras 7.14 y 7.15 se han representado las elipses de Petzval correspondientes a las soluciones de el error de potencia en las mismas condiciones que para el astigmatismo oblicuo (para objeto en infinito y objeto cercano respectivamente).

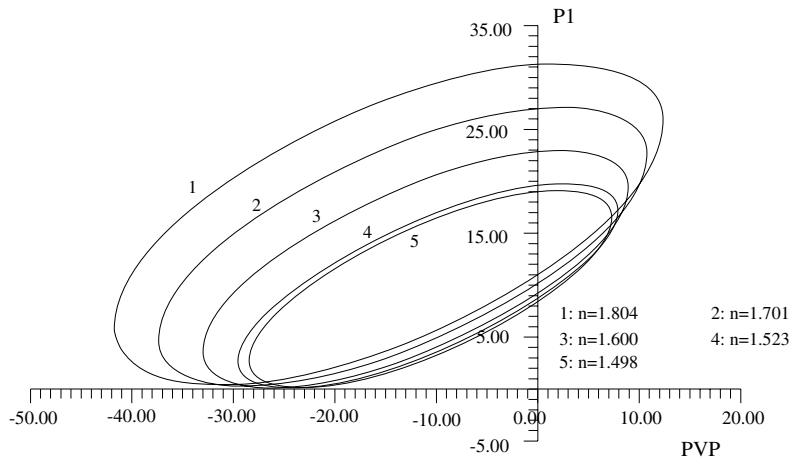


Fig. 7.14 Elipses de Petzval. Objeto lejano

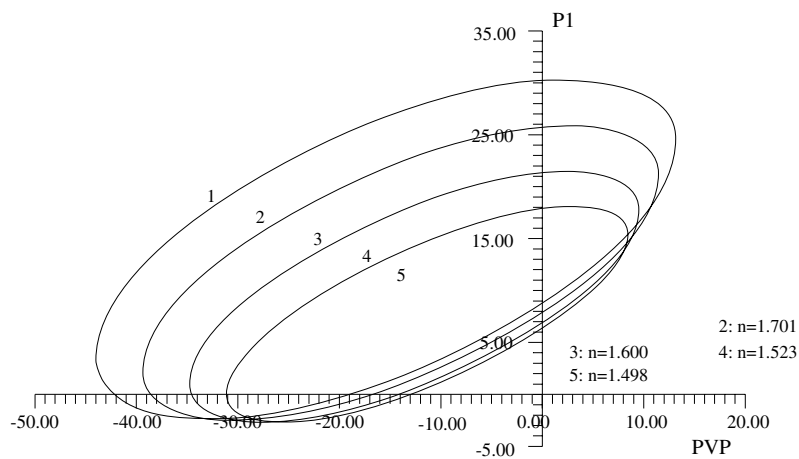


Fig. 7.15 Elipses de Petzval. Objeto próximo

Como en el caso de el astigmatismo oblicuo, las soluciones representadas en las elipses de Petzval no son únicas cuando las hay, y son particulares para cada condición. Además, las soluciones particulares para cada caso no son las mismas para las dos aberraciones.

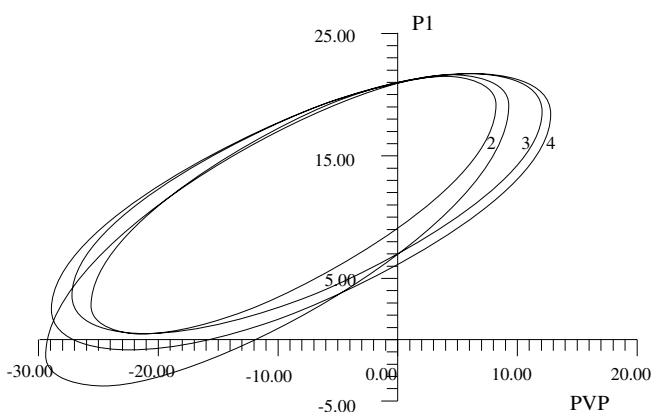


Fig. 7.16 Elipses de Tscherning (1,2) y Petzval (3,4).
Objeto lejano (1,3) y próximo (2,4)

tancia $rot = 27$ mm en las figuras 12 a 15 y en la 17, mientras que para la figura 16 se ha utilizado una distancia $rot = 25$ mm.

Conviene observar que para todas las potencias que hay solución, ésta corresponde, en el mejor de los casos, a una lente muy curvada. Se hace necesario encontrar una solución de compromiso eligiendo un diseño esférico que dé como aberraciones residuales valores tolerables para el usuario. El concepto de *valores tolerables para el usuario* es muy subjetivo y en ningún caso se puede generalizar para todos los usuarios. Parece, pues, necesario encontrar otros criterios para la optimización de lentes oftálmicas.

Como una primera solución, el fabricante, intentando obtener lentes más planas y, por tanto, de mejor apariencia estética, utiliza curvaturas en la primera superficie (bases de fabricación) ligeramente menos curvadas que las que sugieren las elipses.

Una de estas soluciones se representa en la figura 7.17, en la que se observa que los trazos horizontales son las bases que escoge el fabricante, y cómo su envolvente presenta la misma pendiente de la rama inferior de las elipses. Cabe destacar que estas soluciones tienen potencias de primera superficie

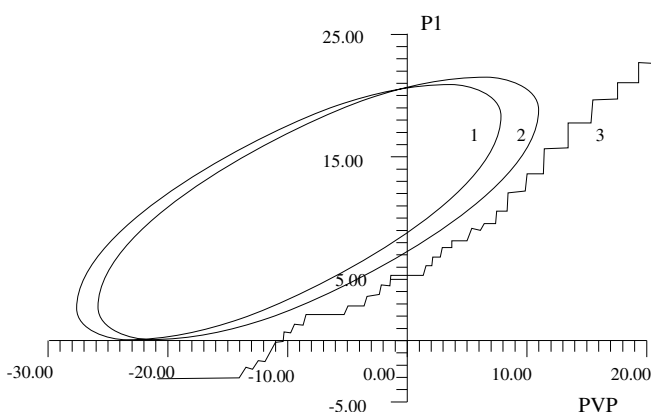


Fig. 7.17 Elipses Tscherning (1) y Petzval (2),
y bases reales de fabricación (3)

Este hecho queda representado en la figura 7.16 en la que, para un índice de refracción $n = 1,523$ y fijada la distancia al centro de rotación en 27 mm, se han representado las elipses de Tscherning y de Petzval para un objeto lejano y otro cercano.

Cabe remarcar que todas las elipses que aquí se muestran, tanto las de Tscherning como las de Petzval, han sido calculadas para distancia de observación infinita, cuando se habla de objeto lejano, y a distancia 40 cm, cuando se habla de objeto próximo. Por otro lado, se ha tomado como dis-

tancia $rot = 27$ mm en las figuras 12 a 15 y en la 17, mientras que para la figura 16 se ha utilizado una distancia $rot = 25$ mm.

más planas que las lentes que anulan el error de potencia (elipse 2). Estos diseños se han estado usando durante todo este siglo con resultados demostrados.

7.6 Soluciones asféricas

La corrección de las aberraciones utilizando superficies esféricas es difícil debido a que el único grado de libertad del sistema es uno de los radios de curvatura, generalmente el de la primera superficie.

Además, la solución de las aberraciones oblicuas se obtiene al

utilizar radios de curvatura pequeños, lo que contradice la necesidad de utilizar radios grandes por motivos estéticos.

La única solución es, pues, aumentar los grados de libertad y esto se consigue utilizando superficies de revolución no esféricas en las que su coeficiente de asfericidad será el nuevo grado de libertad con el que se intentará optimizar las lentes oftálmicas.

La expresión de una superficie de revolución asférica es:

$$Z = \left(\frac{cS^2}{1 + (1 - pc^2S^2)^{\frac{1}{2}}} + AS^4 + BS^6 + CS^8 + \dots \right) \quad (7.24)$$

donde:

$$S^2 = (X^2 + Y^2); \text{ y } c = \frac{1}{r}$$

El primer término de esta expresión corresponde a la ecuación general de las superficies cónicas y el resto de términos son los coeficientes de deformación.

Ya hemos visto en el capítulo 4 que en la representación en un plano con el origen de coordenadas en el vértice de la superficie cónica, la expresión general se transforma en:

$$y^2 = 2r_0 - px^2 \quad (7.25)$$

y dando diferentes valores al coeficiente de asfericidad p se obtienen todas las familias de cónicas, desde la elipse oblatada cuando p es mayor que 1, hasta la hipérbola, cuando p es negativa.

La utilización de estas superficies permite modificar el valor de las aberraciones oblicuas, manteniendo el mismo radio en el eje, que corresponderá al radio de curvatura en las superficies esféricas ($p = 1$) y al radio osculatriz en el resto de cónicas.

Vamos a estudiar el caso de una lente esférica de +12,00 D, fabricada en material orgánico $n = 1.498$, que presenta una potencia de primera superficie usual en la fabricación de $P_{1N} = +15,00$ D. Como se ha visto en el apartado 7.5, no hay ninguna potencia esférica de primera superficie que solucione las aberraciones, puesto que la $P_{vp} = +12,00$ D queda fuera de los márgenes de las elipses.

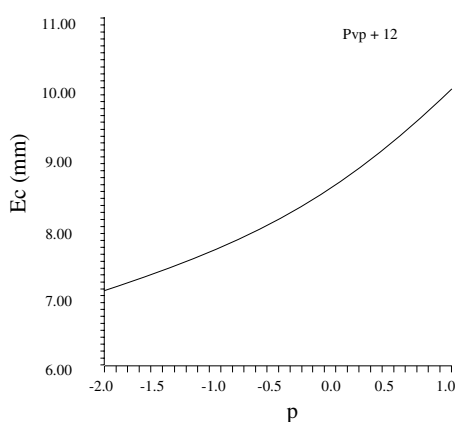
Variando el coeficiente de asfericidad se puede modificar el valor de las aberraciones, y así se observa que para un valor de $p = 0,85$ se consigue eliminar el error de potencia. Y aplanando más la primera superficie hasta un coeficiente de asfericidad de $p = 0,65$ se elimina el astigmatismo oblicuo. A pesar de todo, en ningún caso se han eliminado las dos aberraciones a la vez. En la tabla 1 se representa, para un ángulo de giro del ojo de 20° , los valores de las aberraciones para cada uno de los siguientes diseños.

En la tabla 7.1 se puede observar que para las dos soluciones, los valores residuales de la aberración no corregida son, en el peor de los casos, del mismo orden que en el diseño esférico. En los dos casos, las superficies resultantes de este proceso son más planas (corresponden a valores $p < 1$) que la superficie esférica original. Este hecho representa una ventaja muy importante de la utilización de superficies asféricas, pues es conocido que a medida que se aplana la primera superficie de las lentes positivas, disminuye el espesor de centro para el mismo diámetro y, consecuentemente, su peso también es menor.

Tabla 7.1 Valores de las aberraciones para diferentes diseños de una lente de +12,00 D, cuya potencia nominal de primera superficie es $P_{1N} = +15,00$ D e índice $n = 1,498$, considerando una distancia al centro de rotación de 27 mm, un diámetro pupilar de 4 mm, y un ángulo de giro del ojo de 20°

	asfericidad	aberraciones	
Pvp +12,00 D	p	EP	AM
Lente esférica	1	+0,2577	-0,5729
Lente esférica EP = 0	0,85	+0,0018	-0,3075
Lente esférica AM = 0	0,65	-0,2985	-0,0013

En las figuras 7.18 y 7.19 se representa la modificación de espesor de centro y de peso para la lente de potencia de vértice posterior +12.00 D a medida que se aplana la primera superficie, desde la esfera ($p=1$) a la hipérbola de $p=-2$.



130

Fig. 7.18 Variación del espesor de centro con la asferización de la primera superficie

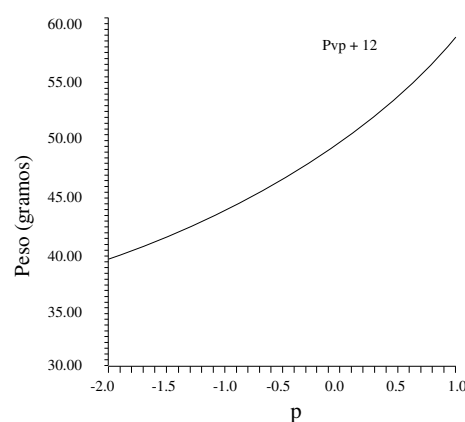


Fig. 7.19 Variación del peso con la asferización de la primera superficie

La introducción de este nuevo grado de libertad que es el coeficiente de asfericidad, permite que la corrección de las aberraciones oblicuas no dependa exclusivamente de la elección de la curvatura de la primera superficie. Esto permitirá elegir la curvatura de la primera superficie que interese a efectos estéticos y después, utilizando el coeficiente de asfericidad, reducir el valor de las aberraciones oblicuas.

Este hecho también puede contribuir a reducir el espesor y el peso de la lente final además de la reducción obtenida por la asferización.

El cálculo de las aberraciones en lentes esféricas es mucho más complicado que en las esféricas. Además, como ocurre en estas últimas, cuando se obtiene solución no es única, con lo cual se hace necesario establecer unos criterios que permitan determinar cuándo las aberraciones son tolerables. A continuación se presentan las funciones de calidad en un intento de establecer dichos criterios.

7.7 Funciones de calidad

Si se representan en una gráfica (figura 7.20) los valores de la tabla 1 del apartado 7.6, correspondientes a las aberraciones de astigmatismo oblicuo (A.M.) y de error de potencia (E.P.) de una lente

esférica de + 4,00 D, en función de las posibles potencias de la segunda superficie, se puede observar cómo varían las aberraciones a medida que se curva la lente (aumentando la curvatura de la cara posterior P_2).

En general sólo se representan el AM y el EP porque son, como se ha comentado anteriormente, las aberraciones importantes. No se tienen en cuenta, pues, la distorsión y la cromática puesto que su incidencia es mínima y no se expresan en las mismas unidades.

Del análisis de esta figura se pueden extraer las siguientes conclusiones:

a) La lente más plana posible (planoconvexa: $P_2=0,00$ D) es la que presenta un valor más elevado de las dos aberraciones, siendo mayor el astigmatismo oblicuo que el error de potencia. Así se puede concluir que, para diseños esféricos, cuanto más plana es la lente, para reducir espesores y mejorar la apariencia estética, mayores son las aberraciones.

b) A medida que se curva la lente aumentando la potencia de la segunda superficie, las aberraciones disminuyen, pasando en primer lugar por la primera solución de la elipse de Petzval para el error de potencia ($P_2=-5,00$ D), seguidamente por la primera solución de Tscherning para el astigmatismo oblicuo ($P_2=-9,50$ D) y, después de un intervalo en el que las dos aberraciones son negativas, aparece la segunda solución de Petzval y la segunda de Tscherning, siendo las dos últimas lentes muy curvadas ($P_2=-16,25$ D y $P_2=-20,00$ D respectivamente) y que corresponden a la rama de Wollaston de las elipses.

Ocurre que cuando hay solución para las aberraciones, no es única, aunque una corresponde a lentes muy curvadas. Además, estas soluciones son distintas para cada aberración.

Función de calidad clásica

Si se pretende escoger el diseño más apropiado para una lente de potencia dada, en función de la información facilitada por el estudio de las aberraciones, como ocurre con el método clásico de optimización de lentes oftálmicas expuesto en el punto 7.5, es evidente que se debe imponer un criterio que permita cuantificar comparativamente las aberraciones para poder encontrar una solución, ya que, como hemos visto, no existe ninguna curvatura para la que se anulen las dos aberraciones simultáneamente.

Este criterio se conoce como *función de calidad* (FC) o *función de mérito* de un sistema óptico. Para establecer el criterio se crea una función matemática que relaciona todas las aberraciones, asignando un «peso» a cada una de ellas con relación a las demás, de forma que las condiciones en las que esta función presente un mínimo corresponderán a la mejor lente, puesto que las aberraciones, consideradas globalmente, son mínimas.

Antes de empezar a exponer las funciones de calidad clásicas, debe hacerse una consideración: si una función de calidad es una función que relaciona las aberraciones y busca un punto en que globalmente sean mínimas, es evidente que este mínimo debe corresponder a una curvatura comprendida entre los mínimos particulares de las aberraciones que se consideren.

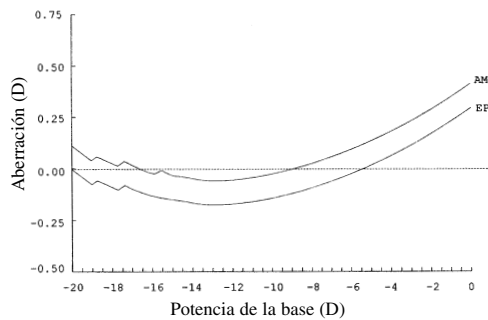


Fig. 7.20 Variación del AM y el EP al curvar una lente de Pvp +4,00 D

Una de las funciones de calidad clásicas más extendida es la propuesta por Le Texier y otros, porque también se puede utilizar para optimizar lentes esféricas, aunque hay otras que conviene destacar, como la propuesta por Davis y otros, que se denomina índice de borrosidad (*blur index*).

Dado que las aberraciones oblicuas pueden tener valores negativos y no se compensan entre ellas, esta función de calidad (Le Texier), como todas, para considerarlas en valor absoluto las eleva al cuadrado.

La expresión de función de calidad que se presenta como ejemplo, despreciando los términos relacionados con la distorsión y la cromática para simplificar, es la siguiente:

$$FC = (2EP)^2 + AM^2 \quad (7.26)$$

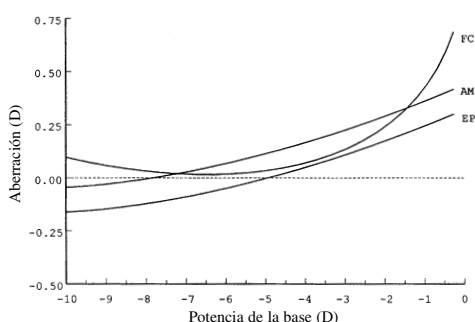


Fig. 7.21 Función de calidad clásica de la lente representada en la figura 7.20

En esta función se prioriza el error de potencia respecto al astigmatismo oblicuo, dándole un peso dos veces mayor.

Al representar esta función sobre la figura 7.20 que aparece al principio de este apartado, ampliando el intervalo de potencias de la segunda superficie P_2 entre 0 y -10,00 D, se obtiene la figura 7.21, en la que el mínimo está situado en un valor de $P_2 = -6,25$ D, entre el mínimo de Petzval y el de Tscherning, tal como ya se había avanzado en las consideraciones previas.

132

Función de calidad fisiológica

Una función de calidad permite determinar el diseño óptimo de una lente oftálmica. Utilizando las funciones de calidad clásicas, se consigue una solución que implica un buen equilibrio entre las aberraciones. Pero la elección del diseño óptimo no se puede limitar al análisis matemático de las aberraciones sino que también se debe tener en cuenta que la función compensadora de una lente oftálmica consiste en conseguir que se forme una buena imagen del objeto en la retina del usuario.

Una función de calidad fisiológica, pues, es aquella que tiene en cuenta el efecto compensador de las lentes oftálmicas, porque hace referencia a los principios de la óptica fisiológica, que estudia el ojo como sistema óptico formador de imágenes.

El ojo no es un sistema estático de visión, ya que posee la capacidad de incrementar su potencia mediante la acomodación para poder enfocar objetos cercanos, pero también la utiliza para reajustar la posición de la imagen en busca de la situación más confortable. Según estos argumentos, la función de calidad fisiológica tendrá en cuenta que el ojo es un sistema de visión dinámico, y que esto condiciona la calidad final de la imagen que obtendrá.

Cuando el ojo acomoda, la esfera del remoto se aleja del mismo, lo que le permite compensar pequeñas hipermetropías, o lo que es lo mismo, pequeños errores esféricos inducidos por las aberraciones de la lente. Teniendo esto en cuenta, la única aberración susceptible de ser compensada mediante la acomodación es el error de potencia, y sólo cuando el círculo de mínima confusión se encuentra detrás de la esfera del remoto. Esto es por definición un error de potencia negativo.

Con esto se demuestra que el signo de la aberración del error de potencia debe tenerse en cuenta en la función de calidad, ya que si es negativo podrá ser compensado por microfluctuaciones de la acomodación, cosa que no era considerada por la función de calidad clásica.

El primer criterio de la función de calidad fisiológica es el siguiente: *el error de potencia debe ser negativo (EP < 0)*. Pero si modificamos el diseño, desplazando el círculo de mínima confusión hacia atrás, también se desplazarán las dos focales astigmáticas. En el caso de que las dos focales astigmáticas estén situadas detrás de la esfera del remoto, la primera imagen nítida que se formará corresponderá a la focal tangencial. En el momento en que una de las dos focales (en este caso la tangencial) se forma nítida sobre la retina, la acomodación deja de actuar. La imagen, aun siendo nítida, no reproduce fielmente el objeto, y la acomodación se relaja, porque esta imagen no se corresponde con el conocimiento previo que el sistema visual tiene sobre lo que espera ver.

De esta situación se infiere el segundo criterio de la función de calidad fisiológica: *las dos focales astigmáticas deben estar situadas a ambos lados de la esfera del remoto*.

Según estos dos criterios y en estas condiciones, se escoge como diseño óptimo aquel que presenta menor astigmatismo oblicuo, y este es el tercer criterio. Este criterio está condicionado al cumplimiento de los dos anteriores.

En la tabla 7.2, puede observarse el resultado de aplicar estos criterios para la misma lente de potencia de vértice posterior +12,00 D del apartado 7.6. Esta tabla es una ampliación de los resultados de la tabla 1, y en ella se encuentra el coeficiente de asfericidad de la lente óptima, así como los valores de las aberraciones residuales para un ángulo de giro del ojo de 20°.

Tabla 7.2 Aberraciones para una lente de Pvp = + 12.00 D, para distintos diseños

	Asfericidad	Aberraciones		Diagrama de impacto	
		EP	AM	d13	d24
Pvp +12,00 D	p				
Lente esférica	1	+0,2577	-0,5729	0,1619	0,0088
Lente asférica EP = 0	0,85	+0,0018	-0,3075	0,0464	0,0464
Lente óptima	0,83	-0,0361	-0,2673	0,0291	0,0519
Lente asférica AM = 0	0,65	-0,2985	-0,0013	0,0891	0,0915

En la figura 7.22 se representan estos valores del AM para todos los ángulos de giro del ojo hasta 30°.

La calidad de esta solución se puede evaluar mediante un programa informático de simulación, analizando el diagrama de impactos formado por la imagen obtenida sobre la esfera del remoto de 50 puntos que se envían a través de la pupila de un modelo de ojo teórico. La figura 7.23 representa este diagrama de impactos para los cuatro posibles diseños de la lente considerada: diseño esférico, asférico con error de potencia nulo, asférico con astigmatismo oblicuo nulo, y la solución óptima.

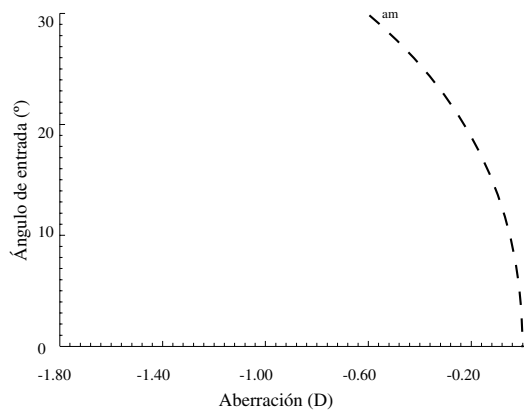


Fig. 7.22 Variación del astigmatismo marginal con el ángulo de giro del ojo (corresponde a la tabla 7.2)

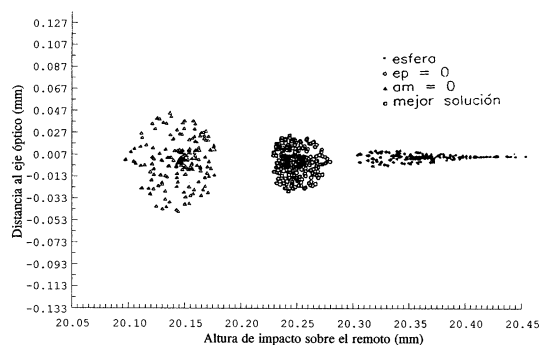


Fig. 7.23 Diagrama de impactos sobre la esfera del remoto, a 20°, para una lente de +12,00 D

capítulo, en la sección de bibliografía se exponen todos aquellos artículos en los que ampliar los conocimientos que se exponen.

Bibliografía

- 134 CODDINGTON, H. *A treatise on the reflection and refraction of light*. Londres, Simpkin & Marshall, 1829.
- DAVIS, J.K.; FERNALD, H.K.; RAYNEY, A.W. «The design of a general purpose single vision lens series». Baltimore, *Am J Optom & Arch Am Acad Optom* vol. 42, 1965.
- DOMÉNECH, B.; HERNÁNDEZ, C.; ILLUECA, C. «Curvatura de campo en lentes esféricas». *Ver y Oír* nº 53, Puntex, 1991.
- DOMÉNECH, B.; ILLUECA, C. «Estudio del astigmatismo por incidencia oblicua en lentes esféricas de corrección». Departamento de Óptica de la Universidad de Alicante, 1990.
- HERNÁNDEZ, C.; DOMÉNECH, B.; ILLUECA, C. «Distorsión en lentes esféricas». *Ver y Oír* nº 67, Puntex, 1992.
- JALIE, M. «Aspheric lenses: the new generation». Londres, *The Optician*, 1989.
- KATZ, M. «Aspherical surfaces used to minimize oblique astigmatic error, power error and distorsion of some high positive and negative power ophthalmic lenses». Washington, *Applied Optics*, vol. 16, 1982.
- LE TEXIER, F.; LENNE, W.; MERCIER, J.L. «Generalization of the Tscherning theory: optimization of aspheric ophthalmic lenses». Washington, *Applied Optics* vol. 7, 1987.
- MALACARA, Z.; MALACARA, D. «Tscherning ellipses & ray tracing in ophthalmic lenses». Baltimore, *Am J Optom Physiol Opt*, vol. 63, 1985.
- SALVADÓ, J.; ARASA, J. «Introducción de coeficientes de deformación en el diseño de lentes oftálmicas esféricas». *Proc. II Reunión Nacional de Óptica*, Santiago de Compostela, 1990.
- SALVADÓ, J.; CAUM, J. «Pesos de lentes oftálmicas». *Ver y Oír*. nº 63, Puntex, 1992.

Capítulo 8

Adaptación de lentes monofocales

M. Fransoy

En los capítulos precedentes, del 3 al 7, se han expuesto las características de las lentes oftálmicas monofocales y las particularidades de su diseño. En el presente se trata la influencia de la utilización de las lentes monofocales, tanto monocular como binocularmente, y los fenómenos que se deben tener en cuenta en el proceso de adaptación de la lente al usuario.

8.1 Variación del campo visual

Antes de exponer cómo varía el campo visual por el efecto de las gafas, es necesario diferenciar entre el campo visual *periférico* o *estático*, que se define como la máxima extensión angular visible con el ojo quieto, y se toma desde el centro de la pupila de entrada (E) del ojo (figura 8.1a), y el campo visual *macular, de fijación* o *dinámico*, que se toma desde del centro de rotación (Z') del ojo, y es la zona del espacio donde se pueden dirigir los ejes visuales manteniendo la cabeza quieta, moviendo tan sólo los ojos (figura 8.1b), o lo que es lo mismo, es la proyección en el espacio objeto del lugar geométrico que pueden ocupar las fóveas. El campo visual de fijación, pues, está limitado por el máximo esfuerzo muscular que el ojo es capaz de realizar, y es del que se evaluará la variación al anteponer unas gafas.

La primera limitación al campo de fijación es la propia montura de las lentes. Llamaremos *campo aparente* ($2\omega'$) a la máxima extensión angular limitada por la montura (figura 8.2).

De la figura 8.2, se puede deducir la siguiente expresión:

$$\operatorname{tg}\omega' = \frac{(\phi / 2)}{l'_2} \quad (8.1)$$

de donde podemos obtener el valor de $\operatorname{tg}\omega'$, y de ahí el valor del campo aparente como $2\omega'$:

$$\operatorname{tg}\omega' = (\phi / 2) L'_2 \quad (8.2)$$

donde L'_2 es la vergencia del centro de rotación ($L'_2 = 1/l'_2 = 1/27 \text{ mm} = 37 \text{ D}$).

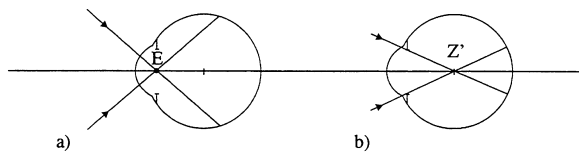


Fig 8.1 Campo visual periférico (a) y de fijación (b)

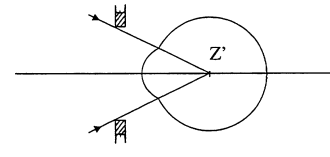


Fig. 8.2 Campo visual de fijación aparente

Al colocar la lente en la montura, cambia la vergencia de la luz, convergiendo en el caso de las lentes positivas, y divergiendo en caso de las las negativas. El *campo real* (2ω), en este caso, se calcula como sigue (figura 8.3):

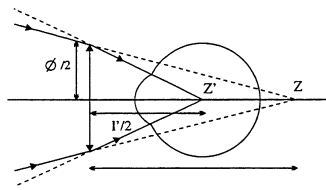


Fig. 8.3. Esquema para el cálculo del campo visual real

De la figura 8.3 se deduce que la extensión del campo visual real estará limitada por aquellos rayos que entran al ojo apuntando a un punto (Z) tal que su imagen a través del ojo es el centro de rotación (Z'). Si l_2 y l'_2 son las distancias desde la lente a z y z' respectivamente, vemos que se cumple:

$$tg \omega = \frac{(\phi / 2)}{l_2}; tg \omega = (\phi / 2) L_2 \quad (8.3)$$

Según la ecuación de Descartes, se puede escribir

$$-\frac{1}{l_2} + \frac{1}{l'_2} = \frac{1}{f} \quad (8.4)$$

de donde

$$-L_2 + L'_2 = P; L'_2 = L_2 + P \quad (8.5)$$

y podemos obtener el valor de $tg \omega$, y de ahí el valor del campo real como 2ω .

$$tg \omega = (\phi / 2) L_2 = (\phi / 2) (L'_2 - P) \quad (8.6)$$

Mediante estas ecuaciones se puede cuantificar la variación de campo de fijación que percibe un usuario de gafas respecto a ojo desnudo. En la figura 8.4 se muestra la reducción del campo visual y la aparición del escotoma anular en los hipermétropes corregidos (a), así como el aumento del campo visual, que se da en el miope (b). Cabe destacar que cuanto mayor es la potencia de la lente, más importante es este efecto, tal como se deduce de la expresión (8.6), y se ampliará en el apartado 8.6 sobre adaptación de monofocales de elevada potencia.

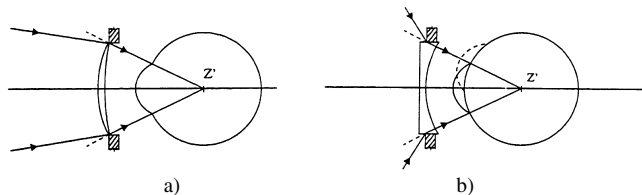


Fig. 8.4 Campo visual real para (a) un hipermetrope y para (b) un miope corregidos

8.2 Variación del tamaño de las imágenes

La relación que existe entre el tamaño de la imagen retiniana del amétrope neutralizado (y'_{an}) respecto al amétrope sin neutralizar (y'_{asn}) se conoce como *aumento subjetivo de las lentes oftálmicas*. Para designarlo utilizaremos la expresión *factor de aumento*, puesto que aporta información sobre la variación del tamaño de la imagen, y no sobre el tamaño exacto de ésta. Al ser una relación, se acostumbra a expresar en tanto por ciento (o en tanto por uno).

$$FA = \frac{y'_{an}}{y'_{asn}} \tag{8.7}$$

Para hallar una expresión analítica del factor de aumento, nos basaremos en la figura 8.5:

En la figura 8.5 se observa que

$$FA = \frac{tg\omega'}{tg\omega} \tag{8.8}$$

siendo

$$tg\omega' = \frac{h'}{f' - x}; \quad y \quad tg\omega = \frac{h}{f} \tag{8.9}$$

de donde

$$FA = \frac{1}{1 - x\frac{1}{f}} = \frac{1}{1 - x\phi'} \tag{8.10}$$

siendo ϕ' la potencia verdadera de la lente, que viene dada por

$$\phi' = P_1 + P_2 - \frac{e_c}{n} P_1 P_2 \tag{8.11}$$

y $x = H'E$ es la distancia entre el plano principal imagen de la lente a la pupila de entrada del ojo.

En una primera aproximación, y a fin de simplificar el cálculo, podemos considerar como origen de coordenadas el vértice posterior de la lente. De este modo x es la distancia desde el vértice posterior de la lente a la pupila de entrada del ojo, y la potencia verdadera se puede considerar igual a la potencia de vértice posterior:

$$x \cong d_v + 3 \text{ mm}; \quad \phi' \cong Pvp \tag{8.12}$$

Si consideramos que la distancia de vértice estándar son 12 mm, tenemos que $x = 15$ mm; entonces la fórmula aproximada del factor de aumento queda como:

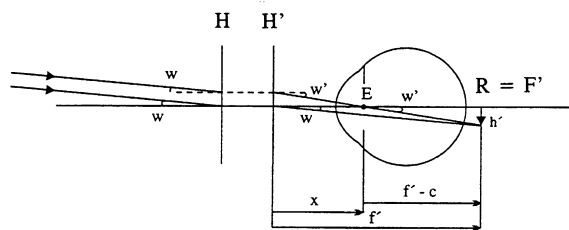


Fig. 8.5 Esquema para hallar el factor de aumento aproximado de la lente

$$FA = 1 + 15 \cdot 10^{-3} P_{vp} \tag{8.13}$$

Según la expresión (8.13) se puede construir la tabla 1, donde se muestra de forma aproximada los FA que corresponden a cada potencia de vértice. Resulta útil como idea aproximada para el óptico, al adaptar lentes monofocales de geometría esférica, ya que cada variación en la potencia de vértice posterior de + 4,00 D supone una diferencia de FA del 6%.

Tabla 8.1: Valores de FA para distintas potencias de vértice, según la expresión (8.13)

P_{vp} (D)	FA	FA (%)
+12,00	1,18	18
+8,00	1,12	12
+4,00	1,06	6
0,00	1	0
-4,00	0,94	-6
-8,00	0,88	-12
-12,00	0,82	-18

Pero en ocasiones, se debe obtener el FA exacto. Para calcularlo, basta con no hacer las aproximaciones expuestas en (8.12), y desarrollar la ecuación (8.10) según las fórmulas de asociación de sistemas ópticos.

A partir de la figura 8.5, y la figura 8.6. tenemos que:

$$x = d - e' \tag{8.14}$$

donde

$$d = d_v + 3 \text{ mm} \text{ y } e' = H'_2 H' = \frac{-e_c f'}{f'_1} \tag{8.15}$$

Incorporando las siguientes expresiones en (8.15)

$$P_1 = \frac{n}{f'_1}; \text{ y } \phi' = -\frac{1}{f'} = P_{vp} \left(1 - \frac{e_c P_1}{n}\right) \tag{8.16}$$

obtenemos la siguiente igualdad, que utilizaremos posteriormente en la demostración:

$$e' P_{vp} \left(1 - \frac{e_c P_1}{n}\right) = \frac{-e_c}{n} P_1 \tag{8.17}$$

Partiendo de la expresión (8.10) tenemos que

$$FA = \frac{1}{1 - x\phi'} = \frac{1}{1 - (d - e') P_{vp} \left(1 - \frac{e_c P_1}{n}\right)} \tag{8.18}$$

Desarrollando el denominador, obtenemos

$$A = \frac{1}{1 - \left[d P_{vp} \left(1 - \frac{e_c P_1}{n}\right) \right] + \left[e' P_{vp} \left(1 - \frac{e_c P_1}{n}\right) \right]^*} \tag{8.19}$$

El término entre corchetes marcado con un asterisco (*) se sustituye por la igualdad (8.17) y reagrupando términos se llega a la expresión exacta del factor de aumento:

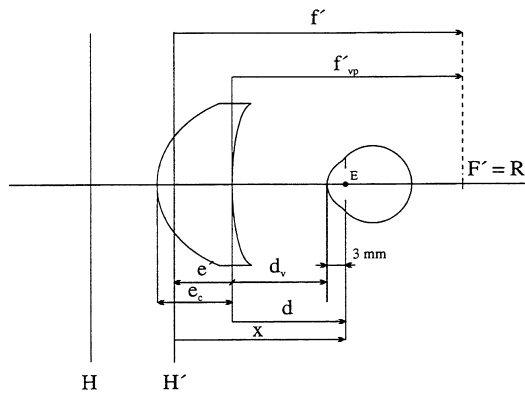


Fig. 8.6 Esquema para hallar el factor de aumento exacto de la lente

$$FA = \frac{1}{\left(1 - \frac{e_c}{n} P_1\right)} \frac{1}{(1 - d Pvp)} = FFFP \tag{8.20}$$

En (8.20) se puede observar que el factor de aumento tiene dos componentes, uno debido a la forma de las lentes (*FF*, *factor de forma*), y otro debido a la potencia de la lente y a la distancia a que ésta se halla respecto al ojo (*FP*, *factor de potencia*).

Existe otra forma de obtener el FA exacto, utilizando el modelo del antejo de Galileo, cuyos aumentos se pueden calcular a partir de la expresión siguiente:

$$FA = \frac{-f'_1}{f'_2} = \frac{f_1}{f'_2} \tag{8.21}$$

donde f_1 es la focal objeto de la lente positiva del antejo, y f'_2 la focal imagen de la negativa.

Para obtener el FA exacto, partiremos de imaginar que se puede desglosar la lente oftálmica en dos partes, una parte es una lente afocal, que representa la geometría de la lente, y que por tanto tiene el espesor de centro de la lente, y la otra parte, infinitamente delgada, contiene la potencia. La primera parte de la lente se puede considerar como un antejo de Galileo (como se muestra en la figura 8.7), y al aplicar la ecuación del FA en el Galileo (8.21) se obtiene la expresión general del factor de forma.

La parte infinitamente delgada se asocia como sistema óptico al defecto de refracción del ojo, situado éste último en el plano principal imagen del ojo, resultando un segundo antejo de Galileo. Al aplicar la ecuación de aumento (8.21) resulta la expresión del factor de potencia. Así se llega a la conclusión de que al aplicar las ecuaciones del FA en ambos Galileos se obtiene la misma expresión (8.20) que se ha obtenido por cálculo exacto.

Analizando la expresión del factor de aumento exacto podemos llegar a las siguientes conclusiones (tabla 2):

Tabla 8.2 Contribución del FP y del FF en el FA para un rango de Pvp de -20,00 a +15,00 D

Datos de la lente			Factor de forma (FF)	Factor de potencia (FP)	Factor de aumento FA = FF FP
Pvp (D)	ec (mm)	P ₁ (D)			
-20,00	0,7	0,000	1,000	0,758	0,758
-15,00	0,7	0,00	1,000	0,806	0,806
-10,00	0,8	+3,00	1,002	0,862	0,864
-5,00	0,8	+4,49	1,002	0,926	0,928
0,00	1,8	+5,96	1,007	1,000	1,007
+5,00	4,5	+10,19	1,031	1,087	1,121
+10,00	7,0	+12,27	1,060	1,190	1,261
+15,00	8,5	+13,84	1,084	1,316	1,426

El factor de forma toma valor 1, es decir, no influye en el valor del factor de aumento, en dos circunstancias, cuando el espesor de centro es nulo y cuando la potencia de la primera superficie es cero.

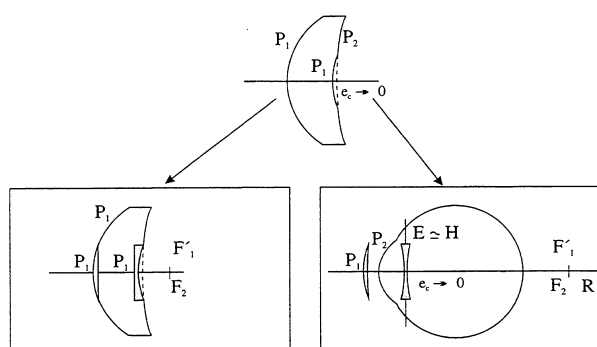


Fig. 8.7 Sistema lente-ojo como dos anteojos de Galileo

El factor de potencia es 1, y por tanto no influye en el valor del factor de aumento, cuando la distancia de la lente al plano principal imagen del ojo es nula (algo imposible, puesto que incluso en el caso de las lentes de contacto, en que la distancia es mínima, es de 3 mm) u, obviamente, cuando Pvp es cero, caso de las lentes neutras.

Para las lentes negativas, el factor de aumento, de signo negativo para indicar la disminución de tamaño de la imagen retiniana, se debe casi exclusivamente al factor de potencia, dado que el factor de forma es aproximadamente 1, por los motivos expuestos anteriormente. Por el contrario, el factor de aumento, de signo positivo en el caso de las lentes positivas, siempre es mayor que el factor de potencia, puesto que el factor de forma siempre es mayor que 1.

Aniseiconia inducida por la prescripción

140

Para poder fusionar las imágenes binocularmente es necesario que éstas sean igualmente nítidas y del mismo tamaño. Cuando la diferencia en el tamaño de las imágenes retinianas de ambos ojos, fenómeno que se conoce como *aniseiconia*, supera el 5%, se dificulta e incluso imposibilita la fusión binocular de las imágenes. Por ello es especialmente importante conocer el factor de aumento de las lentes, sobre todo en el caso que la refracción de ambos ojos sea distinta (condición que se denomina *anisometropía*). Cuando un usuario anisométrico es corregido con lentes oftálmicas, se le induce una aniseiconia que debe ser mantenida por debajo del 5% si no se quieren provocar problemas de visión binocular. En este punto se expondrá cuál es la diferencia mínima de refracción entre los dos ojos para que se produzca aniseiconia, así como los métodos de que se dispone para minimizarla.

La aniseiconia inducida por la corrección supera el 5% cuando la diferencia entre las potencias compensadoras de ambos ojos es superior a 2,50 D en el caso de las lentes positivas, y de 3,50 D en el caso de las negativas.

Los posibles métodos para compensar las diferencias de factor de aumento entre los dos ojos, pueden deducirse de la expresión (8.20) del factor de aumento exacto.

A priori, se puede modificar por un lado el factor de forma, y por otro el factor de potencia.

Modificar el factor de potencia significa cambiar el valor de alguna de sus variables, que son la potencia de vértice posterior y la distancia de vértice de la lente al ojo. Como puede intuirse, esto es inconsistente, puesto que la potencia debe mantenerse constante para compensar la ametropía, y la variación de la distancia de vértice, como se verá en el apartado 8.3, conlleva una variación de la potencia efectiva de la corrección.

En cambio sí se puede modificar el factor de forma, cambiando la geometría de la lente. Ello se puede conseguir tanto variando su curva anterior y/o el espesor de centro, como el índice de refracción. En general, se disminuirá el factor de forma aplanando la primera superficie y/o disminuyendo el espesor de centro, y aumentando el índice de refracción.

Para minimizar la aniseiconia inducida superior al 5%, existen muchos criterios optométricos de compensación parcial de la ametropía, además de la adaptación de lentes de contacto, que propor-

cionan un tamaño de imagen mucho más parecido al real que las lentes oftálmicas, debido sobretudo a la proximidad a la que se hallan del plano principal imagen del ojo.

No vamos a incidir en ninguno de estos métodos, sino que, según lo expuesto, y basándonos en la ecuación (8.20) se puede considerar como efectivo:

a) Disminuir el factor de forma de ambas lentes, pidiéndolas al fabricante de índice superior. Esto no suele reducir demasiado la diferencia, pero hace que la imagen retiniana sea más parecida a la realidad.

b) Disminuir el FF de la lente de mayor Pvp, disminuyendo su P_1 .

c) Aumentar el FF de la lente de menor Pvp, aumentando su espesor de centro.

Con las opciones b y c se consigue que ambas lentes tengan una geometría más parecida entre ellas a la que tendrían con el diseño original del fabricante.

Como resumen de lo expuesto, en la tabla 8.3 se puede observar cómo varía el factor de aumento (en porcentaje) al variar la curva base, suponiendo todas las demás variables (espesor de centro y distancia de vértice) constantes. Los valores de la tabla 8.3, por tanto, son aproximados, puesto que no es posible variar un parámetro sin el consiguiente cambio de los demás, si se quiere mantener la potencia compensadora (Pvp) constante.

Tabla 8.3 Variación aproximada del factor de aumento (%) asociada a distintos cambios en la curva base (P_1) para una distancia de vértice de 12 mm.

Pvp (D)	ec (mm)	Cambio en la curva base P_1 respecto a la original			
		$P_1 + 2,00$ (D)	$P_1 + 4,00$ (D)	$P_1 + 6,00$ (D)	$P_1 + 8,00$ (D)
+8,00	7,0	+1,7	+3,5	+5,2	+6,9
+7,00	6,2	+1,5	+3,0	+4,5	+6,0
+6,00	5,4	+1,3	+2,6	+3,9	+5,2
+5,00	4,6	+1,1	+2,2	+3,3	+4,4
+4,00	3,9	+0,9	+1,8	+2,8	+3,7
+3,00	3,2	+0,7	+1,5	+2,2	+2,9
+2,00	2,7	+0,6	+1,1	+1,7	+2,2
+1,00	2,2	+0,4	+0,8	+1,2	+1,6
0,00	1,8	+0,2	+0,5	+0,7	+1,0
-1,00	1,4	+0,1	+0,2	+0,3	+0,3
-2,00	1,0	-0,1	-0,1	-0,2	-0,3
-3,00	0,9	-0,2	-0,4	-0,5	-0,7
-4,00	0,9	-0,3	-0,6	-0,8	-1,1
-5,00	0,9	-0,4	-0,8	-1,1	-1,5
-6,00	0,9	-0,5	-1,0	-1,4	-1,9
-7,00	0,9	-0,6	-1,2	-1,7	-2,3
-8,00	0,9	-0,7	-1,4	-2,0	-2,7

Otra forma de igualar los factores de aumento en ambos ojos es mediante las lentes isecónicas, que son lentes neutras cuyo factor de aumento es distinto de cero, de lo que se deduce que el FP es cero y todo el aumento se debe a la geometría, resultando lentes muy curvadas y de grandes espesores de centro. No se utilizan en la práctica habitual, puesto que habría que superponerlas mediante algún sistema de soporte en la montura, a las lentes compensadoras.

Distorsión anamórfica

Hasta el momento, hemos estado tratando del factor de aumento exclusivamente de las lentes monofocales esféricas, y los problemas de adaptación a nivel binocular. Las lentes astigmáticas, por poseer dos potencias distintas en los dos meridianos principales, producirán un tipo de variación de tamaño de las imágenes retinianas que será percibido por el usuario como una deformación. De este fenómeno, que recibe el nombre de distorsión anamórfica, se analizará la repercusión en función de la dirección de los ejes del astigmatismo, y a nivel binocular, la dificultad de fusión de las imágenes de ambos

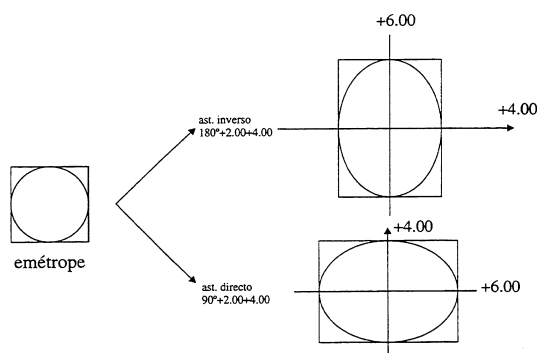


Fig. 8.8 Distorsión anamórfica de un cuadrado y un círculo vistos a través de la lente $90^\circ + 2,00 + 4,00 D$

ojos debido a la diferencia en sus formas. Al observar un objeto a través de una lente tórica, se percibe mayor la dirección del objeto paralela al meridiano de mayor potencia positiva. El astigmatismo directo precisa de una lente correctora con el cilindro positivo a 90° , y el inverso de cilindro positivo a 180° . La figura 8.8 pretende mostrar la distorsión que se produce en cada caso.

Para cuantificar el grado de deformación de la imagen según la diferencia de factor de aumento entre los dos meridianos ($FA_{\text{máx}}$ y $FA_{\text{mín}}$) se utiliza la magnitud denominada *diferencia de aumento porcentual* (8.22).

$$\Delta FA = 100 \frac{FA_{\text{máx}} - FA_{\text{mín}}}{FA_{\text{máx}}} \quad (8.22)$$

de donde

$$\Delta FA = 100 \frac{(FFFP)_{\text{máx}} - (FFFP)_{\text{mín}}}{(FFFP)_{\text{máx}}} \quad (8.23)$$

Análisis de la diferencia de aumento porcentual (ΔFA)

Las lentes astigmáticas de geometría esferotórica con cilindro interno presentan una diferencia de aumento porcentual menor que las de la misma potencia pero en cilindro externo. Esto es debido que en las tóricas internas, el factor de forma en ambos meridianos es igual, mientras no ocurre lo mismo en las tóricas externas. Así, se cumple que mientras el factor de forma depende de la posición de la superficie tórica, el factor de potencia es totalmente independiente y, como en el caso de las lentes esféricas, tiene signo positivo para los meridianos de potencia positiva y negativo para los meridianos de potencia negativa.

El material de la lente (su índice de refracción) no tiene influencia sobre la diferencia de aumento porcentual, puesto que es una relación de factores de aumento.

Cuando la dirección de las líneas del objeto coinciden con la dirección de los meridianos principales de la lente, se mantiene la dirección de la imagen idéntica a la del objeto.

En nuestro entorno habitual existe un claro predominio de las líneas horizontales y verticales, lo que hace que la distorsión anamórfica de las lentes con ejes a 90° o 180° sea mucho menos molesto para el observador que en el caso de prescripciones de ejes oblicuos.

Distorsión anamórfica angular

Para las lentes orientadas en cualquier otra dirección que no sea la horizontal o la vertical, ocurre que los meridianos principales de la lente no coinciden con las direcciones más habituales del entorno, produciéndose la *distorsión anamórfica angular*, también denominada *efecto cilíndrico*. La imagen se percibe inclinada respecto al objeto (figura 8.9), según la siguiente relación (24):

$$tg\theta = \frac{(\gamma - 1) tg\varphi}{1 + \gamma tg^2\varphi} \tag{8.24}$$

donde φ es el ángulo que forma el eje del cilindro positivo con la línea objeto, θ es el ángulo que forma la línea objeto con la línea imagen, y γ es el *factor de distorsión anamórfica*

$$\gamma = \frac{FA_{m\acute{a}x}}{FA_{m\acute{i}n}} \tag{8.25}$$

En visión binocular, la distorsión anamórfica angular suele conllevar problemas de adaptación del usuario a la prescripción, mucho más cuando los ejes oblicuos son perpendiculares entre sí que cuando son paralelos.

Cuando los ejes de las dos lentes son *paralelos* entre sí, el usuario puede adoptar posturas de cabeza compensadoras de la distorsión, ya que las dos imágenes monoculares se distorsionan en la misma dirección, estimulando puntos retinianos correspondientes. El mayor problema en estos casos se plantea en las anisometropías, cuando los tamaños son distintos. Para paliar el problema se deben utilizar lentes de cilindro cóncavo (de igual FF para los dos meridianos) y se puede optar por disminuir la corrección cilíndrica. Cuando los ejes de las dos lentes son *perpendiculares* entre sí, se dificulta la fusión, al no estimular puntos retinianos correspondientes, con lo que hay que renunciar a la corrección total e incluso llegar a prescribir el equivalente esférico, en favor de mantener la visión binocular.

En ambos casos, hay que tener en cuenta que ante problemas de adaptación perceptual, el medio de compensación que mantendrá las imágenes retinianas más fieles a los objetos son las lentes de contacto. Por ejemplo, tomando la expresión del factor de aumento aproximado (8.3), para la prescripción 90°-2,00 -0,50 D, el factor de distorsión anamórfica (8.22) mediante gafas es del 0,3% por dioptría de diferencia, mientras que con lentes de contacto es del 1,5% por dioptría de diferencia.

Distribución de potencias según los meridianos principales:

- Pvp a 90°: -0,50 D
- Pvp a 180°: -2,50 D

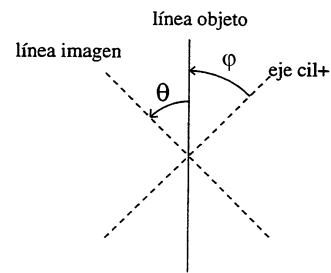


Fig. 8.9 Distorsión anamórfica angular en una línea vertical

Con lentes de contacto, el $FA_{90^\circ} = 0,9985$ y el $FA_{180^\circ} = 0,9925$, luego $\Delta FA = 0.6\%$
 Con gafas, el $FA_{90^\circ} = 0,9925$ y el $FA_{180^\circ} = 0,9625$, luego $\Delta FA = 3.02\%$

8.3 Influencia de la distancia de vértice. Potencia efectiva

Como se ha expuesto en el capítulo 7, el principio básico de la compensación de ametropías es que el foco imagen de la lente coincida con el punto remoto, para cualquier ángulo de rotación. De esta condición surge el concepto de potencia de vértice posterior: cualquier lente, sea cuál sea su potencia verdadera, podrá compensar una ametropía si al situarla a una cierta distancia de vértice, su foco imagen coincide con el remoto del observador. Por razonamiento inverso, al variar la distancia de vértice, la lente tendrá una *potencia efectiva* distinta (figura 8.11). Este fenómeno se observa frecuentemente

cuando un amétrope cuya corrección no corresponde exactamente con la que debería llevar en sus gafas, las acerca o aleja de sus ojos, consiguiendo, con ese gesto, mejorar la nitidez de la imagen. En esta situación está variando la potencia efectiva de sus lentes. Así, es frecuente ver a los miopes hipocorregidos acercarse las gafas, o a los presbíteros usuarios de monofocales alejarse las gafas cuando la adición les resulta insuficiente. En la figura 8.10 se puede apreciar cómo la nueva distancia de vértice (dv_2) para conseguir la compensación total es la distancia de vértice inicial (dv_1) más d , que es la distancia que separa el remoto del ojo del foco imagen de la lente. De esto se deduce que la variación de la potencia efectiva de una lente mediante la variación de la distancia de vértice puede realizarse para defectos de refracción muy pequeños, ya que la primera limitación es que las gafas se apoyan sobre la nariz.

La aplicación principal de este fenómeno es el cálculo de la potencia compensadora requerida en lentes de contacto, cuando el examen refractivo se ha realizado a una cierta distancia de vértice, o para saber qué potencia en gafas es equivalente a la potencia de las lentes de contacto y viceversa. En la figura 8.11 se representa un hipermetrope compensado con gafas y con lentes de contacto que, por tanto, tienen la misma potencia efectiva pero distintas potencias de vértice, que pueden relacionarse mediante las siguientes expresiones, con las que se calculan los nomogramas que se utilizan en la práctica al adaptar lentes de contacto:

La potencia de la lente de contacto respecto a la de la lente oftálmica viene dada por:

$$P_{LC} = \frac{1}{f'_{LC}} = \frac{1}{f'_G - dv} = \frac{P_G}{1 - dv P_G} \quad (8.26)$$

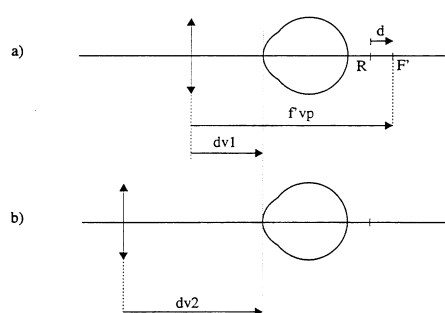


Fig. 8.10 a) Hipermetrope hipocorregido y b) desplazamiento para aumentar la potencia efectiva de la lente

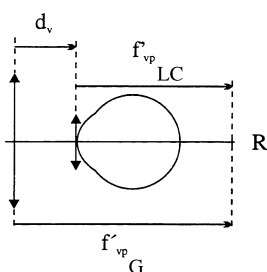


Fig. 8.11 Esquema para deducir la expresión de la potencia efectiva

Y del mismo modo,

$$P_G = \frac{1}{f'_G} = \frac{1}{f'_{LC} + dv} = \frac{P_{LC}}{1 + dv P_{LC}} \quad (8.27)$$

El miope requiere menor potencia de vértice en gafas que en lentes de contacto, cuando ocurre lo contrario al hipermetrope. La influencia de la distancia de vértice en la potencia al pasar de gafas a lentes de contacto empieza a manifestarse a partir de 3,50 D, y aumenta para potencias elevadas, como es el caso de los afáquicos.

En resumen, la variación la distancia de vértice, modifica no sólo la potencia efectiva de la lente, sino todos aquellos parámetros que dependen de ella, según las ecuaciones que ya se han visto, como el factor de aumento y el campo visual. En general, cuanto menor es la distancia de vértice, más naturales son las condiciones de visión a través de las lentes.

8.4 Centrado ideal de las lentes monofocales

El centrado óptico de unas lentes en unas gafas comprende todos los procesos mediante los que se determina la posición exacta de las lentes en la montura, previamente adaptada al usuario. La posición debe ser tal que reproduzca estrictamente las condiciones de uso para las que fue diseñada, y el efecto de la corrección una vez montada sea idéntico al determinado en el examen visual.

Las monofocales son lentes versátiles, puesto que pueden utilizarse para visión lejana, próxima, o para todo uso, y además permiten realizar prescripciones prismáticas (capítulo 12). Esto hace que los criterios de centrado sean distintos según el propósito de las lentes y la distancia de utilización. En ausencia de prescripción prismática asociada, un monofocal se considera correctamente centrado cuando su centro de montaje o punto de centrado (que es el centro óptico de la lente marcado con el frontofocómetro) coincide con el centro pupilar del usuario en la posición prioritaria de mirada, ya que es imposible conseguir que en todo momento el centro óptico esté alineado con el centro de rotación del ojo, que sería la condición óptima.

Por otra parte, cualquier situación que tenga como consecuencia la no coincidencia del centro óptico del monofocal con el centro pupilar del usuario merece ser evaluada, por la repercusión que puede tener en la visión binocular. Ejemplo de estas situaciones son los errores, sistemáticos o accidentales, en el proceso de montaje, o la imposibilidad técnica de ejecutar el montaje correctamente por falta de diámetro de lente. Además, cuando el monofocal se utiliza para todas las distancias, es necesario decidir en qué posición de la pupila del usuario debe colocarse el punto de centrado de la lente, analizando los desequilibrios prismáticos inducidos a las demás distancias de observación. Todos estos aspectos se expondrán en el capítulo 11, mientras que en este apartado se va a tratar la manera cómo se puede conseguir un centrado correcto optimizando el volumen y el peso de las lentes monofocales, para mejorar la estética de las lentes y la comodidad del usuario.

En el proceso de centrado de las lentes monofocales, y en general, de cualquier tipo de lentes, deberá tenerse en cuenta la relación de dimensiones entre el diámetro de las lentes, el calibre de la montura, y las distancias nasopupilares y altura pupilar del usuario, a fin de que se pueda realizar el centrado correcto con el menor diámetro de lente posible, lo que representará un menor volumen y por tanto menor peso para el usuario. Este aspecto debe ser considerado con mayor atención en el caso de monofocales de potencia positiva, cuyo espesor de centro es elevado, y depende de la potencia y del diámetro de la lente, más que en las negativas, cuyo espesor de centro es constante para todas las potencias

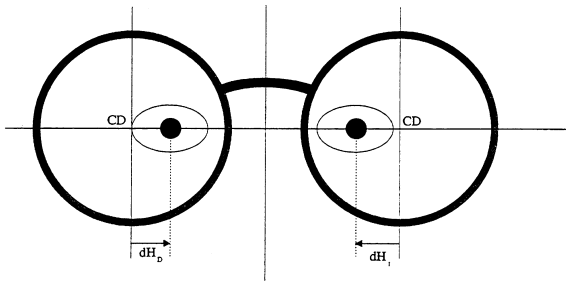


Fig. 8.12 Posición de la pupila respecto al centro datum de la montura. Descentramiento horizontal

En este punto conviene consultar el capítulo 19 como introducción a los sistemas de acotación de monturas.

Como se desprende de la figura 8.12, la expresión que nos permite calcular el descentramiento horizontal de la pupila respecto al centro datum de la montura es la siguiente:

$$d_h(OD) = \frac{L+p}{2} - DNP_{OD} \quad (8.28)$$

146

A partir de los descentramientos horizontales (fig. 8.13) se puede hallar el diámetro mínimo necesario para centrar correctamente la lente, según la siguiente expresión:

$$\phi_{\min}(OD) = 2r_{\max} + 2mm(\text{bisel}) \quad (8.29)$$

que escrita en términos del descentramiento horizontal queda como

$$\phi_{\min}(OD) = 2L + p - 2DNP_{OD} + 2mm(\text{bisel}) \quad (8.30)$$

Siempre se añaden los 2 mm correspondientes al bisel de la lente que deben introducirse en la ranura del aro al montar las gafas (evidentemente no es necesario añadirlos para montajes al aire).

En el caso que se muestra en la figura 8.13, la montura es perfectamente regular (circular) y la pupila se halla sobre la línea datum, pero en la realidad esto no suele ocurrir, sino que las monturas suelen tener formas irregulares y las pupilas de los usuarios suelen hallarse en el cuadrante nasal superior del aro de la montura. Así que en lugar de tomar el valor de L para el cálculo del diámetro mínimo se toma L', que es la diagonal máxima del calibre, como muestra la figura 8.14. En este caso se obtiene el diámetro mínimo como:

$$\phi_{\min}(OD) = 2L' + p - 2DNP_{OD} + 2mm(\text{bisel}) \quad (8.31)$$

y muy reducido. Es de remarcar también que tiene más sentido hablar de diámetro mínimo para las lentes de geometría esférica convencional que para las lentes monofocales de diseño esférico, que ya por su diseño suponen una optimización de las curvaturas, el volumen y el peso, y que, por tanto, permiten utilizar monturas de calibre mayor.

Para establecer la relación de dimensiones entre estos tres factores, usuario, montura y lentes, utilizaremos un sistema de referencia basado en los descentramientos de la pupila respecto al centro datum de la montura, tal como se muestra en la figura 8.12.

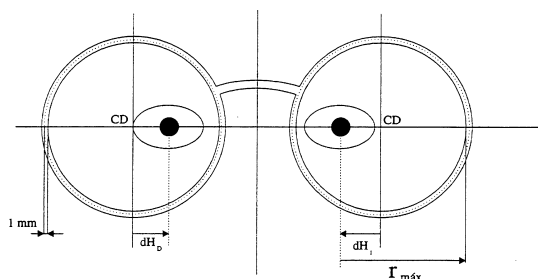


Fig. 8.13 Cálculo del diámetro mínimo

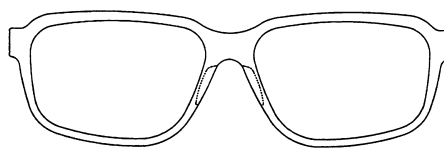


Fig. 8.14 Cálculo del diámetro mínimo para monturas irregulares

Mientras la expresión (8.30) suele dar diámetros por defecto, la (8.31) suele proporcionar diámetros excesivos, con lo cual se utiliza la siguiente ecuación, con la que se obtienen resultados muy aproximados a la realidad, para todo tipo de monturas:

$$\phi_{\min} (OD) = L + L' + p - 2DNP_{OD} + 2mm (bisel) \tag{8.32}$$

Del resultado obtenido en el cálculo se pueden desprender varias conclusiones:

- a) Si el diámetro mínimo (ϕ_{\min}) es mucho mayor que el diámetro que ofrecen los fabricantes en sus catálogos, se puede suponer que la montura escogida tiene un calibre demasiado grande para el paciente, obligando a replantear la elección.
- b) Si el diámetro mínimo es parecido al de la oferta del fabricante, se acostumbra a pedir la lente de diámetro normalizado inmediatamente superior al mínimo calculado.

En la práctica profesional se suele determinar el diámetro mínimo mediante un sencillo proceso que consiste en marcar la posición de la pupila en la lente de presentación o talco que llevan las monturas, y de ahí, por medida directa del radio máximo, se obtiene el valor del diámetro mínimo.

Para conseguir el mejor resultado en cuanto a espesor y peso en lentes positivas esféricas de elevada potencia se debe pedir al fabricante la lente *a filo* (con diámetro mínimo y espesor de borde cero simultáneamente) y para aquellas que presentan un componente astigmático hacer un *precalibrado*, que consiste en calcular el ϕ_{\min} para las condiciones concretas de adaptación, teniendo en cuenta cómo quedan distribuidos los espesores de borde de la lente una vez centrada para un usuario concreto en un modelo de montura determinado. El fabricante calcula los parámetros de la lente para una situación única, y para que ello sea posible, suministra unos formularios donde el óptico debe reseñar las cotas de adaptación de la montura al usuario y los datos de montaje de las lentes. El precalibrado ofrece muy buenos resultados en caso de astigmatismo inverso (eje del cilindro negativo corrector a 90°), porque es el caso en el que el espesor de borde grueso de la lente en bruto queda más cerca del aro de la montura, y el espesor de borde delgado queda lejos de la montura, con lo que al biselar la lente queda también grueso. Este resultado antiestético en ambos meridianos puede ser mejorado notablemente mediante un precalibrado.

Como ejemplo de la ventaja que supone pedir al fabricante la lente *a filo con diámetro mínimo*, respecto a la *lente estándar de espesor de borde 1 mm*, se comparan en la tabla 8.4 tanto el espesor de centro como el peso de una lente de +4,00 D, diámetro en bruto 55 mm e índice de refracción *crown* 1,523, que se monta en una montura ovalada de calibre 49 x 14 y altura de aro 36 mm, para un usuario de distancia interpupilar y altura pupilar 20 mm.

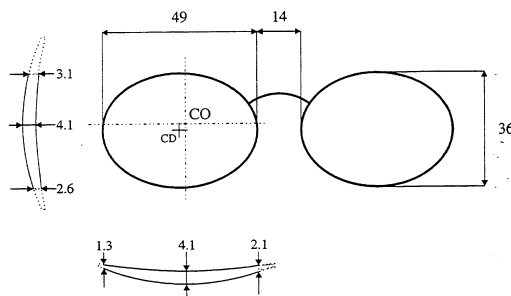


Fig. 8.15 a Distribución de espesores de borde para una lente de Pvp + 4,00 D, estándar, de espesor de borde en bruto 1 mm

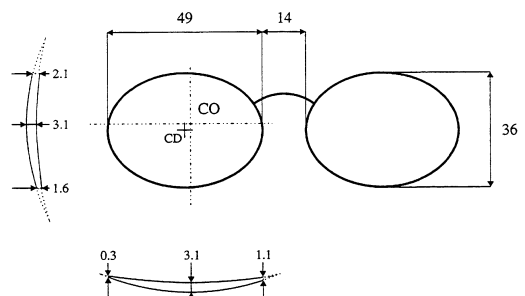


Fig. 8.15 b Distribución de espesores de borde para una lente de Pvp + 4,00 D, pedida al fabricante con diámetro mínimo y a filo

Tabla 8.4 Ventaja de la lente de diámetro mínimo y a filo respecto a la lente estándar

+ 4,00 D	Ec (mm)	Peso (g)
Eb = 1 mm	4,1	12
A filo	3,1	8
Ventaja	24%	33%

Tabla 8.5 Disminución del espesor de centro y el peso de la lente precalibrada frente a la lente estándar

90° -2,00 +6,00 D	Ec (mm)	Peso (g)
Eb = 1 mm	5,8	18
Precalibrada	3,6	10
Ventaja	38%	44%

148

Asimismo, en la figura 8.15 se representa la distribución de espesores de borde de ambas lentes.

Y como ejemplo de la disminución de peso y espesor de centro que supone el precalibrado frente a la lente estándar, en la tabla 8.5 se comparan ambos parámetros para una lente astigmática de fórmula esferocilíndrica 90° -2,00 +6,00 D, de las mismas características que la utilizada en el ejemplo anterior, de diámetro en bruto 55 mm e índice de refracción crown 1,523, que se monta en una montura idéntica a la anterior, ovalada de calibre 49 x 14 y altura de aro 36 mm, para el mismo usuario, de distancia interpupilar y altura pupilar 20 mm. También en la figura 8.16 se representa la distribución de espesores de borde de ambas lentes.

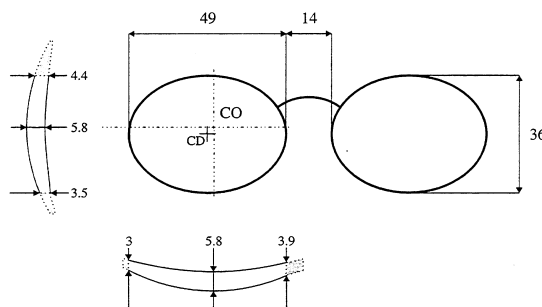


Fig. 8.16 a Distribución de espesores de borde para una lente 90° -2,00 +4,00 D, estándar, de espesor de borde en bruto 1 mm

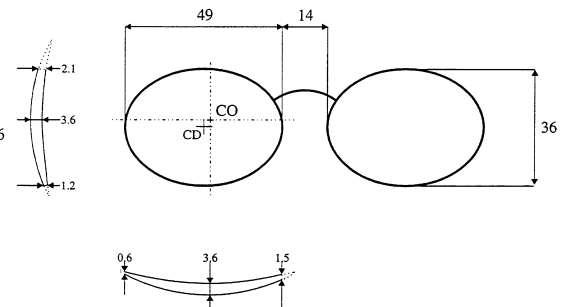


Fig. 8.16 b Distribución de espesores de borde para una lente 90° -2,00 +4,00 D, precalibrada por el fabricante

8.5 Influencia de la inclinación de la montura en el centrado

La montura debe adaptarse paralela al plano facial para que la distancia de la lente a la cara sea constante, y la mínima posible. Para que así ocurra, debido a la morfología de la cara, con las cejas sobresaliendo más que los pómulos, las monturas suelen quedar inclinadas respecto al plano vertical hasta 15°. Esta inclinación se conoce como *ángulo pantoscópico*. Por otra parte, la posición natural de los ojos en visión a infinito es de aproximadamente 10° hacia abajo respecto al plano horizontal. Además, para respetar las condiciones de cálculo de las lentes, minimizando así las aberraciones, el centro óptico de la lente debe quedar alineado con el centro de rotación del ojo.

En la figura 8.17 se puede observar cómo para cumplir todas estas condiciones, el centro óptico de la lente debe situarse 0,5 mm hacia abajo por cada grado de *ángulo pantoscópico*, lo que se demuestra a continuación.

Se cumple que

$$\text{sen } \gamma = \frac{AC}{AB}; \text{ luego } AB = AC \text{ sen } \gamma \tag{8.33}$$

Tomando la distancia $AC = 27 \text{ mm}$, como en las condiciones de diseño de la lente, y suponiendo que $\gamma = 1^\circ$, se obtiene que

$$AB = 27 \text{ sen } 1^\circ = 0,47 \text{ mm} \tag{8.34}$$

por cada grado de ángulo pantoscópico debe situarse el centro óptico 0,5 mm hacia abajo. Esta consideración es especialmente importante asegurar que se cumple para las lentes de geometría esférica y para las lentes de elevada potencia. En las lentes esféricas o astigmáticas de potencias moderadas no es imprescindible contemplarla. Mientras el ángulo pantoscópico γ se mantiene por debajo de 15°, el eje óptico de la lente es perpendicular al plano facial, la superficie de la lente paralela, y el centro óptico pasa por el centro de rotación del ojo, hallándonos en las mismas condiciones para las que fueron concebidas las lentes. Cuando el ángulo γ supera los 15°, se está creando un astigmatismo por la incidencia oblicua de haces, y generándose un nuevo componente tanto esférico como cilíndrico, que puede ser causa de inadaptación a la prescripción. El valor de la esfera inducida viene dado por la expresión:

$$E' = E \times \left(1 + \frac{\text{sen}^2 \gamma}{2n} \right) \tag{8.35}$$

donde n es el índice de refracción de la lente y γ el ángulo respecto al plano facial.

El valor del cilindro inducido se obtiene a través de la ecuación:

$$C' = E' \text{ tg}^2 \gamma \tag{8.36}$$

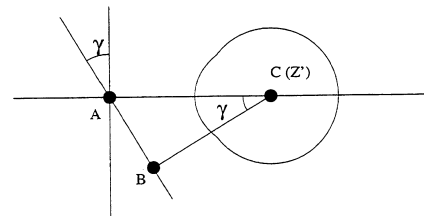


Fig. 8.17 Posición del centro óptico de la lente según el ángulo pantoscópico

C' conserva el signo de la esfera original (E), y su eje coincide con el eje de giro de la lente (180°).

Por ejemplo, una lente de $+10,00 D$, e índice 1,5, inclinada 15° respecto al plano facial, induce una prescripción con la siguiente fórmula esferocilíndrica: $180^\circ +0,75 +10,25$.

$$E' = 10 \left(1 + \frac{\text{sen}^2 15}{3} \right) = 10,22 D \equiv + 10,25 D \quad (8.37)$$

$$C' = 10,22 \text{ tg}^2 15 = + 0,74 D \equiv + 075 D \quad (8.38)$$

8.6 Adaptación de elevadas prescripciones

El caso de la adaptación de lentes de alta potencia merece ser tratado como un punto específico. Es evidente que las distintas formas de adaptación que se han ido viendo a lo largo de este capítulo son de plena aplicación a este caso, pero la elevada potencia hace que todos los efectos estén acentuados, por lo que conviene tomar todo tipo de precauciones en la adaptación de este tipo de lentes.

Así por ejemplo, la posición que va a ocupar la lente con respecto al ojo es muy importante ya que con potencias superiores a $+ 20,00 D$, una variación de 1 mm en la posición relativa de la lente induce un error superior a 0,25 D en la compensación.

En este caso adquiere especial importancia la montura que se utilizará, ya que ésta debe garantizar que la distancia desde el vértice posterior de la lente al vértice corneal permanezca estable y sea la correspondiente al valor de la compensación.

Otro punto importante es la posición y el tamaño de la pupila de entrada (P.E.) del sistema lente-ojo. Es conocido que la menor modificación de la P.E. ocurre cuando la distancia entre la lente y el ojo es mínima, por lo que interesará que la montura donde se sitúen las lentes cumpla este requisito.

Además, igualmente es conveniente desde un punto de vista estético, pues la variación del aumento con que se verán los ojos de los usuarios de estas prescripciones también será menor cuanto más próxima esté la lente del ojo.

En lo referente al cambio del tamaño de la imagen retiniana, es función directa de la potencia de la lente compensadora, por lo que habrá que tomar muchas precauciones, sobretodo en el caso de anisometropías para preservar la visión binocular.

Otro aspecto muy importante, fundamentalmente en el caso de lentes positivas, es la modificación del campo visual. Esta disminución del campo visual está presente en todas las lentes positivas, pero sólo es verdaderamente perceptible y molesta, para las de alta potencia. Aparece un ángulo muerto en los extremos del campo, escotoma anular, que hace que los objetos situados en esa zona aparezcan o desaparezcan en función de los movimientos de las líneas de mirada. Este fenómeno es muy desagradable y puede generar desorientación espacial. Como este efecto es consecuencia del fuerte efecto prismático existente en el borde de la lente, el escotoma sólo puede reducirse disminuyendo la potencia de la lente en los extremos con las soluciones que se vieron en el capítulo 6.

Otros aspectos que conviene remarcar son los referentes al peso y a la aberración cromática. Estos inconvenientes se atenúan seriamente con la utilización de materiales orgánicos, ya que la reducción de peso que se puede obtener con la utilización de altos índices de refracción para potencias elevadas, conlleva la aparición de una aberración cromática importante sobretodo para objetos alejados del centro óptico de la lente.

Finalmente, conviene mencionar que en lo referente al astigmatismo por incidencia oblicua,

error de potencia y distorsión, el uso de superficies esféricas, particularmente en lentes positivas de alta potencia, trae como consecuencia que únicamente una pequeña zona alrededor del centro óptico pueda ser utilizada. Cuando el usuario intenta mirar oblicuamente a través de estas lentes, las aberraciones son tan fuertes que la imagen es inutilizable, por lo que constantemente debe realizar movimientos de cabeza para poder alinear los objetos que quiere mirar. Ya se vio en el capítulo 7 que la solución pasa por la utilización de superficies asféricas, que no solamente pueden mejorar la calidad de imagen en estos casos, sino que, además, permiten disminuir el grosor de la lente y, por tanto, el peso.

Bibliografía

- FANNIN, T.E.; GROSVENOR T. *Clinical Optics*. Boston, Butterworths, 1987.
SALVADÓ, J.; CAUM, J. «Peso de lentes oftálmicas». *Ver y Oír* n° 63, Puntex, 1992.
SCHIKORRA A. «Lentes esféricas». *Ver y Oír* n°s. Puntex, 1989.
SCHIKORRA A. «Lentes monofocales astigmáticas y prismáticas». *Ver y Oír* n°s 38 a 53, Puntex, 1989.