

HOMENAJE
AL PROFESOR

Justo Oliva

DEPARTAMENTO DE ÓPTICA
UNIVERSIDAD DE ALICANTE

1995

© Universidad de Alicante
Secretario de Publicaciones

Portada: Enrique. Gabinete de Diseño
Universidad de Alicante
Fotocomposición y edición:
Compobell, S.L. Murcia

I.S.B.N.: 84-7908-181-3
Depósito Legal: A-1151-1994

Impreso en España

Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, almacenada o transmitida en manera alguna o por ningún medio, ya sea eléctrico, químico, mecánico, óptico de grabación o de fotocopia, sin permiso previo del editor.

INFLUENCIA DEL FACTOR DE FORMA EN LA CALIDAD DE IMAGEN DE OJOS CORREGIDOS CON LENTES INTRAOCULARES

A. Beléndez, L. Carretero, A. Fimia, R. Fuentes,
C. González, F. Mateos e I. Pascual*

Laboratorio de Óptica. Departamento I. de Óptica. Universidad de Alicante.

* Departamento de Ingeniería de Sistemas y Comunicaciones. Universidad de Alicante.

1. INTRODUCCIÓN

En noviembre de 1949 el doctor Ridley implanta la primera lente intraocular (LIO) en el mundo. Como resultado de la operación quedó un defecto de refracción de $-24 (+6) 30^\circ$. Para analizar este resultado debemos de considerar las circunstancias en las que se realizó esta intervención quirúrgica. En primer lugar, no se tenía el conocimiento que tenemos en la actualidad sobre los materiales como el PMMA, tanto en sus características mecánicas como ópticas. En segundo lugar, el diseño realizado era una clara copia del cristalino, por lo que planteaba serios problemas en su implantación al tiempo que se aleja de los actuales diseños de lentes intraoculares. En tercer lugar, no tenía la instrumentación con la que se cuenta en la actualidad, como ejemplo recordar que no tenía microscopio quirúrgico. Cuando en 1951 se celebra en Oxford un congreso sobre oftalmología, y Ridley presenta los resultados de su intervención, la comunidad médica muestra su desacuerdo llegando a decir que jamás se debió de realizar tal operación. En la actualidad hay millones de personas con lentes intraoculares implantadas de diferentes tipos, geometrías, localización de la lente y forma de la misma.

La evolución en este campo ha sido sorprendente, mejorando tanto la cirugía como el diseño de las lentes, siendo en la actualidad una intervención que dura alrededor de 15 minutos, y se realiza bajo anestesia local, más sedación del paciente, de tal forma que éste puede abandonar el hospital unas horas después de la operación, sin los riesgos que conlleva la anestesia general.

En este trabajo vamos a realizar una puesta al día de lo realizado en el campo de las lentes intraoculares desde la perspectiva de la Óptica Geométrica, aportando las nuevas soluciones que a determinados casos se están realizando, fundamentalmente en el campo de los grandes miopes.

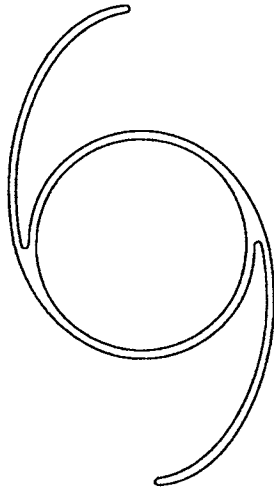


Figura 1
Diseño de lente
intraocular.

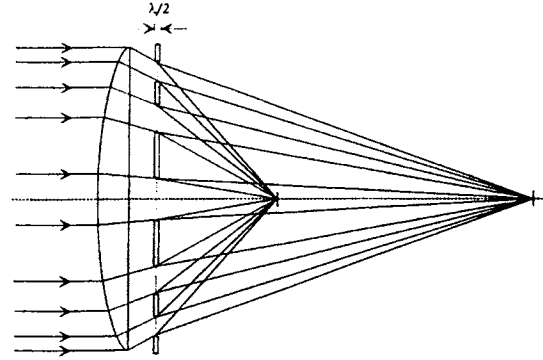


Figura 2
Funcionamiento de una lente intraocular
bifocal difractiva.

2. GEOMETRÍA DE LAS LENTES INTRAOCULARES

Hay dos aspectos fundamentales en una lente intraocular. Por una parte su zona óptica, de la que nos interesa su diámetro, espesor, forma y valor de los radios de curvatura. Por otra parte están los hápticos, de los que debemos considerar su tamaño, geometría y forma, ya que de ellos depende la zona de implantación así como los posibles efectos secundarios de descentrado, inclinación y posibles consecuencias de las aberraciones.

En la Figura 1 se puede ver un ejemplo de lente intraocular en donde se observa la clara evolución hacia diseños cada vez más simples, de menor peso y con unas configuraciones de hápticos que menos entorpezcan la zona de unión así como su introducción en el ojo, evitando con esta geometría el posible movimiento de rotación de la lente, su descentrado o inclinación.

Se debe de resaltar que la geometría de los hápticos es fundamental en el momento de la introducción de la lente, evitándose en todo momento el contacto con la córnea.

3. CLASIFICACIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES

Inicialmente podemos clasificarlas por su lugar de implante en: lentes de cámara anterior, lentes de cámara posterior y lentes de cámara anterior para alta miopía.

Según su forma óptica de trabajo, las podemos clasificar en: lentes monofocales refractivas, lentes bifocales refractivas, lentes esféricas y lentes bifocales difractivas. En la Figura 2 se presenta la forma óptica de trabajar de una lente bifocal difractiva. Desde el punto de vista de la teoría, las lentes difractivas presentan una gran cantidad de aberración cromática, sin embargo no existe una confirmación clínica de este punto.

4. FUNCIONALIDAD

Un aspecto importante a discutir es la necesidad de implantación de lentes intraoculares como alternativa a los otros sistemas correctores.

Las lentes oftálmicas correctoras presentan el inconveniente de la variación del tamaño de la imagen retiniana, la limitación de campo y los efectos prismáticos, dado que suelen ser sistemas de potencias muy altas.

Las lentes de contacto plantean el problema de implantarse en ojos que han sido sometidos a cirugía con un déficit de lágrima, por otra parte suelen ser personas de edad avanzada en donde hay una falta de habilidad para su colocación diaria.

En el caso de las lentes intraoculares, no se producen variaciones de los aumentos al tiempo que actúan como barreras entre el humor acuoso y el humor vítreo, manteniendo por lo tanto la estructura ocular. No obstante debemos recordar que la persona se debe someter a una intervención quirúrgica.

5. MATERIALES

Los aspectos que se le exigen a un material para ser utilizado en un implante son su biocompatibilidad, alta transmitancia en la zona del espectro visible y poseer un índice de refracción que pueda ser variado para controlar la geometría del diseño.

Fundamentalmente se trabaja con PMMA, si bien en algunos casos se está utilizando también el HEMA por su alta biocompatibilidad y facilidad de polimerización.

6. FORMULAS DE CÁLCULO DE POTENCIAS

La exactitud en el cálculo de la potencia de lentes intraoculares es un factor muy importante ya que en general se pretende que el paciente tenga una determinada refracción postquirúrgica, o incluso que sea emétrope. La exactitud depende de tres factores: datos de la biometría (longitud axial y potencia corneal), exactitud del fabricante en el control de la calidad de la potencia de las LIOs, y exactitud de las fórmulas para el cálculo de la potencia deseada. En una encuesta realizada en 1990¹, el 35% de los cirujanos respondieron que creían que la fórmula para el cálculo de potencias era el factor más inexacto en el cálculo de la potencia de LIOs.

Existen dos grupos de ecuaciones de cálculo². El primero está formado por ecuaciones de cálculo del tipo estadístico fundamentado en el cálculo de las rectas de regresión del ajuste numérico realizado. Estas fórmulas empíricas o de regresión son funciones de la longitud axial, potencia corneal y de una constante específica para cada tipo y marca de LIO. Estas ecuaciones son muy utilizadas a nivel clínico por su facilidad de utilización y su implantación en la mayoría de los biómetros. La más utilizada es la SRK, que ha demostrado ser muy precisa desde el punto de vista estadístico. Sin embargo, en el caso de ojos gran miope presenta errores de cálculo.

El otro grupo de ecuaciones son las correspondientes a la evaluación de la potencia de implantación basadas en los fundamentos de la óptica geométrica. Estas fórmulas teóricas son funciones de la longitud axial, potencia corneal y de la profundidad de la cámara anterior que se pretende obtener. Estas ecuaciones

Fórmulas Teóricas

1.- R. D. Binkhorst

$$D = \frac{1336(4r - a)}{(a - d)(4r - d)}$$

2.- Colenbrander

$$F_L = \frac{N_i}{1 - v - 0.00005} - \frac{N_i}{\frac{N_i}{F_c} - v - 0.00005}$$

3.- Fyodorov - Galin - Linksz

$$D_p = \frac{n - a D_c}{(a - k) \left(1 - \frac{k}{n} D_c \right)}$$

4.- R. Binkhorst Extendida

$$D = \frac{1336(4R - (L + 0.25 - 0.0517))}{((L + 0.25 - 0.0517) - C)(4R - C)}$$

5.- Shamma

$$P = \frac{1336}{L - 0.1 - (L - 23) - C - 0.05} - \frac{l}{\frac{1.0125}{K} - \frac{C + 0.05}{1336}}$$

Símbolos usados en las fórmulas:

| | <u>queratometría</u> | espesor corneal mas profundidad cámara anterior | longitud axial | potencia de la LIO |
|-----------------|----------------------|---|-------------------|-----------------------|
| | radio potencia | d v k | a | D |
| R. D. Binkhorst | r | d | a | D |
| Colenbrander | | F _c | l | F _L |
| F-G-L | | D _c | a | D _p |

Fórmulas de Regresión

1.- Fórmula SRK

$$D_p = A - 2.5AL - 0.9K$$

D_p = Potencia del implante para emetropizar.

A = constante A.

AL = Longitud axial en mm.

K = Queratometría preoperativa.

Figura 3

Diferentes ecuaciones para calcular la potencia de lentes intraoculares.

no presentan errores, si bien existe un gran número de ellas, fundamentalmente diferenciadas por las aproximaciones utilizadas en su desarrollo.

Tal vez el parámetro de mayor importancia en las ecuaciones de cálculo de la potencia de lentes intraoculares es el de la profundidad de la cámara anterior. Existen infinidad de modelos y estudios estadísticos para la valoración de este parámetro^{3,4}, siendo además función del cirujano y de su técnica quirúrgica.

En la Figura 3 podemos ver un ejemplo de las diferentes ecuaciones que existen así como la gran variedad de terminología utilizada en las mismas, lo que hace que podamos decir que son personales y particularizadas a la población utilizada en su desarrollo; de éstas la más utilizada es la BK, dando excelentes resultados.

No obstante la mayoría de estas ecuaciones suelen plantear errores en el caso de ojos que se alejan de los parámetros normales de potencias corneales o lon-

gitudes axiales. Concretamente, los grandes miopes axiales han merecido un tratamiento particular, dado que muchas de las ecuaciones aportadas en la bibliografía cometen errores apreciables. Así por ejemplo la SRK II⁵ es una modificación de la que lleva las mismas siglas, pero corregidos sus parámetros para el caso de miopes magños.

Una alternativa al cálculo de potencias por métodos óptico geométricos ha sido la utilización del método matricial para obtener ecuaciones rigurosas de cálculo para cualquier tipo de ojo. Como resultado hemos obtenido la ecuación siguiente⁶:

$$P_7 = \frac{n_8(1 - \delta_6 P_5)a - n_8 n_4 \delta_6 c - l'(aP_5 + n_4 c)}{l'(a - \delta_6 P_5 a - n_4 c \delta_6)} \quad (1)$$

donde:

P_7 = potencia de la segunda superficie de la LIO.

n_8 = índice de refracción del humor vítreo.

δ_6 = espesor reducido de la LIO.

P_5 = potencia de la primera superficie de la LIO.

n_4 = índice de refracción del humor acuoso.

l' = distancia de la segunda superficie de la LIO a la retina.

a y c = coeficientes relacionados con las matrices refracción y traslación empleadas en el cálculo.

Una vez calculada P_7 con la Ecuación 1, podemos encontrar la potencia de la lente intraocular P_L aplicando la ecuación:

$$P_L = P_5 + P_7 - \delta_6 P_5 + P_7 \quad (2)$$

Por lo tanto podemos calcular la potencia de la lente intraocular adecuada a partir de la potencia de córnea, situación de la lente y longitud axial del ojo mediante un simple programa de cálculo.

Además es posible calcular diferentes tipos de lentes con diferentes radios de curvatura, de tal manera que podemos calcular el factor de forma de cada lente, para posteriormente relacionarlo con el nivel de calidad de imagen que deseemos tener.

7. ABERRACIONES DE LENTES INTRAOCULARES

Como cualquier lente, las lentes intraoculares presentan todo tipo de aberraciones cromáticas y monocromáticas. Sin embargo, si la lente intraocular implantada está correctamente orientada respecto al eje visual, y tiene exactamente la potencia requerida para focalizar cerca de la fovea, la aberración esférica es la aberración más importante que se debe considerar, y es la que más afecta a la visión en el ojo humano, por lo que es la aberración más estudiada y la que se trata de compensar en todo momento.

En el ojo pseudofáquico la aberración esférica total es el resultado de las contribuciones de la córnea y de la lente intraocular. La cantidad de aberración

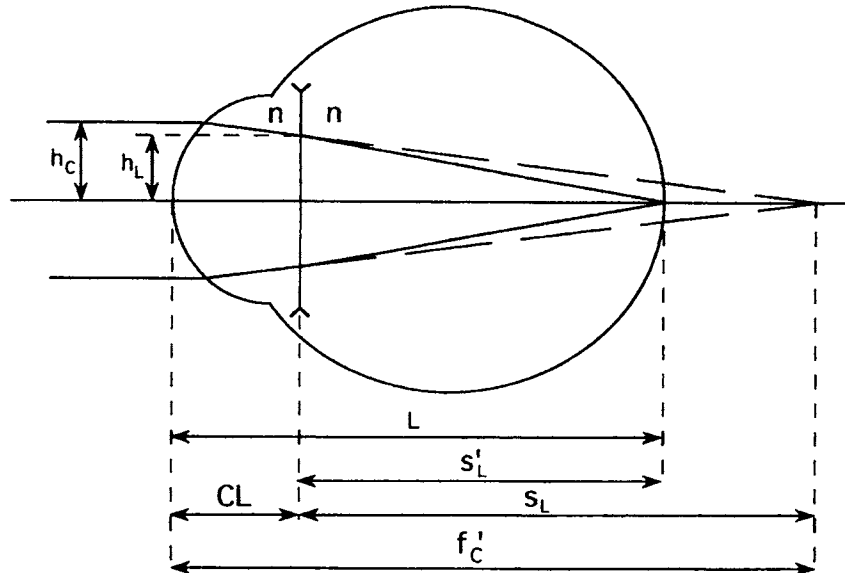


Figura 4
Ojo esquemático pseudofáquico corregido con una lente intraocular.

esférica que aporta la LIO es fundamentalmente dependiente de la posición del objeto para la LIO y de la forma que tiene la lente.

En este trabajo vamos a analizar la aberración esférica de LIOs relacionada con la forma que tengan estas lentes, considerando en todo momento el ojo desacomodado o enfocado al infinito.

El modelo esquemático de ojo pseudofáquico que hemos utilizado (Fig. 4) es un sistema centrado en el cual la córnea está representada por un único dioptrio esférico, el índice de refracción del humor acuoso es igual que el del humor vítreo, (n), (ojo esquemático de Gullstrand - Emsley)⁷, y la lente intraocular está representada por una lente delgada.

Para estudiar la aberración esférica de lentes intraoculares y la aberración esférica total de ojos pseudofáquicos hemos empleado la teoría de las aberraciones de Seidel, ya que esta teoría tiene varias propiedades como por ejemplo: que las aberraciones totales de un sistema óptico son la suma de las contribuciones de cada superficie, que las aberraciones de superficies y de lentes delgadas se pueden expresar con ecuaciones simples, etc...

Aunque con las facilidades de los ordenadores modernos ahora es posible utilizar ampliamente el trazado finito de rayos, la teoría de tercer orden (teoría de Seidel, o teoría de las aberraciones primarias) puede ser muy útil en el diseño preliminar de cualquier sistema óptico sin tener que recurrir a gran cantidad de datos, ya que las ecuaciones simples de la teoría de tercer orden proporcionan magnitudes aproximadas de las aberraciones que posee un sistema óptico.

El empleo de la teoría de Seidel para estudiar la aberración esférica de lentes intraoculares se puede justificar basándose en que la mayoría de los destinatarios de lentes intraoculares poseen pupilas de pequeño tamaño, por lo que las aberraciones de mayor orden se reducen a valores insignificantes.

7.1. Teoría de Seidel: aberración esférica

Para un dioptrio esférico de radio de curvatura r separando dos medios de índices de refracción n_1 y n_2 , la aberración esférica de Seidel o aberración esférica primaria (S_{IS}) viene dada por la ecuación⁸ :

$$S_{IS} = \frac{n_2(n_2 - n_1)h^4}{n_1^2} \left[\frac{1}{r} - \frac{1}{s'} \right]^2 \left[\frac{n_2}{r} - \frac{n_1 + n_2}{s'} \right] \quad (3)$$

donde h es la altura a la que la luz incide en la superficie, y s' es la distancia a la imagen Gaussiana.

Por lo tanto, la aberración esférica de Seidel de la córnea (S_{IC}) se puede calcular mediante la ecuación:

$$S_{IC} = \frac{h_c^4 P_c^3}{(n - 1)^2 n^2} \quad (4)$$

Los símbolos utilizados en esta ecuación están definidos en el apéndice.

Teniendo en cuenta que despreciamos el espesor de la LIO, la aberración esférica de Seidel de este tipo de lente (S_{IL}) se puede determinar utilizando la siguiente ecuación de una lente delgada⁸:

$$S_{IL} = \frac{h_L^4 P_L^3}{4n^2} \left[\frac{n_L^2}{(n_L - n)^2} + \frac{(n_L + 2n)n^2}{n_L(n_L - n)^2} X^2 + \frac{(3n_L + 2n)}{n_L} Y^2 + \frac{4n(n_L + n)}{n_L(n_L - n)} XY \right] \quad (5)$$

donde:

$$Y = \frac{s'_L + s_L}{s'_L - s_L} \quad (6)$$

$$X = \frac{r_2 + r_1}{r_2 - r_1} \quad (7)$$

Los símbolos utilizados en esta ecuación están definidos en el apéndice.

La potencia del implante intraocular (P_L) se puede calcular aplicando la ecuación de Gauss de una lente delgada:

$$P_L = -\frac{n}{s_L} + \frac{n}{s'_L}$$

Como hemos considerado que el ojo está enfocado al infinito, la distancia objeto (s_L) de la lente intraocular es (Fig. 4):

$$s_L = f'_c - CL \quad (8)$$

Intentamos que el ojo sea emétrepe, por lo tanto, el haz de luz focalizará en

la retina después de haberse refractado a través de la lente intraocular, con lo que (Fig. 4):

$$s'_L = L - CL \quad (9)$$

Por lo tanto la potencia P_L del implante se puede calcular mediante la ecuación:

$$P_L = \frac{(f'_c - L)n}{(f'_c - CL)(L - CL)} \quad (10)$$

Si tenemos en cuenta las Ecuaciones (8) y (9), la Ecuación (6) se puede reescribir como:

$$Y = \frac{L + f'_c - 2CL}{L - f'_c} \quad (11)$$

Los símbolos utilizados en esta ecuación están definidos en el apéndice.

De las ecuaciones (5), (10) y (11) podemos observar que la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular depende de la posición de la lente en el ojo (CL), de la potencia corneal (P_c), longitud axial del ojo (L) (todos estos datos (CL, P_c y L) son característicos de cada ojo), y del factor de forma.

De la Ec. (5) podemos ver que, si las otras variables (CL, P_c y L) son fijas, S_{IL} depende cuadráticamente del factor de forma, y por lo tanto se puede expresar simplificadaamente como:

$$S_{IL} = \frac{h_L^4 P_L^3}{4n^2} [AX^2 + BX + C] \quad (12)$$

donde el parámetro P_L está definido por la Ec. 10 y:

$$A = \frac{(n_L + 2n)n^2}{n_L(n_L - n)^2} \quad (13)$$

$$B = \frac{4n(n_L + n)}{n_L(n_L - n)} Y \quad (14)$$

$$C = \frac{n_L^2}{(n_L - n)^2} + \frac{3n_L + 2n}{n_L} Y^2 \quad (15)$$

donde el factor de posición Y está definido por la Ecuación (11).

Ahora vamos a analizar la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo, que es la suma de la aberración esférica de Seidel de la córnea y de la lente intraocular. Así, sumando las contribuciones de la córnea (S_{IC}) y de la LIO (S_{IL}), dadas por las ecuaciones (4) y (12), la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo (S_{IT}) para una córnea esférica es:

$$S_{IT} = h_c^4 \{ D + E [AX^2 + BX + C] \} \quad (16)$$

donde A, B, y C están dadas por las Ecs. (13), (14) y (15), y:

$$D = \frac{n}{(n-1)^2 f_c^3} \quad (17)$$

$$E = \frac{P_L^3}{4 n^2} \left(\frac{h_L}{h_c} \right)^4 \quad (18)$$

La relación (h_L/h_c) depende de los parámetros propios del ojo esquemático y de la posición de la lente intraocular en el ojo (Fig. 4).

7.2. Análisis de la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular

Jalie⁹ supuso que la aberración esférica del ojo pseudofáquico debería ser la misma que la aberración esférica del ojo fáquico. En el ojo fáquico la mayor parte de la aberración esférica proviene de la córnea, por lo que parece que la forma natural del cristalino no altera al valor de la aberración esférica de la córnea, es decir, el cristalino por sí mismo es prácticamente aplanático en el estado desacomodado. La forma de una lente intraocular debería reproducir esta situación.

Considerando la Ec. (12), el valor de X que se requiere para anular la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular (S_{IL}) viene dado por:

$$X = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \quad (19)$$

Las raíces de esta ecuación serán números reales cuando:

$$\left(\frac{L + f'_c - 2CL}{L - f'_c} \right)^2 \geq \frac{n_L (n_L + 2n)}{n_L^2 - 2n_L n + n^2} \quad (20)$$

Por lo tanto, la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular (S_{IL}) podrá anularse cuando la potencia corneal, la longitud axial y la posición de la lente cumplan la Ec. (20), y los dos factores de forma que anularían S_{IL} vienen dados por la Ec. (19).

Si la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular S_{IL} no se puede anular porque la potencia corneal, la longitud axial y la posición de la lente no cumplen la Ec. (20), al menos se puede minimizar (S_{ILmin}). Como la Ec. (12) es cuadrática en factor de forma, S_{IL} en función de X es una parábola con el vértice en (X_{Lmin}, S_{ILmin}) . Dado un factor de posición, el factor de forma (X_{Lmin}) que minimiza la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular se obtiene derivando S_{IL} con respecto al factor de forma X e igualándolo a cero. Así obtenemos:

$$X_{Lmin} = -2Y \frac{n_L^2 - n^2}{(n_L + 2n)n} \quad (21)$$

y el valor de este mínimo es:

$$S_{ILmin} = \frac{h_L^4 P_L^3}{4n^2} \left[\frac{n_L^2}{(n_L - n)^2} - \frac{n_L}{(n_L + 2n)} Y^2 \right] \quad (22)$$

7.3. Análisis de la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo

En la sección anterior, hemos analizado la anulación de la aberración esférica de Seidel de lentes intraoculares. De este modo la aberración esférica del ojo pseudofáquico reproduce la aberración esférica del ojo fáquico. Pero en lugar de intentar reproducir las condiciones del ojo fáquico podríamos tratar de mejorarlas. Por ello, en este apartado vamos a deducir las condiciones para anular y para minimizar la aberración esférica total de todo el ojo.

Puede verse que la Ec. (16) es cuadrática en factor de forma, y por lo tanto el valor de X requerido para anular la aberración esférica de Seidel total viene dado por:

$$X = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4A \left(C + \frac{D}{E} \right)}}{2A} \quad (23)$$

Las raíces de esta ecuación serán números reales cuando:

$$\left(\frac{L + f'_c - 2CL}{L - f'_c} \right)^2 \geq \frac{n_L + 2n}{n_L} \left(\frac{n_L^2}{(n_L - n)^2} + \frac{D}{E} \right) \quad (24)$$

Por lo tanto, la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo (S_{IT}) podrá anularse cuando la potencia corneal, la longitud axial y la posición de la lente cumplan la Ec. (24), y los dos factores de forma que anularían S_{IT} vienen dados por la Ec. (23).

Si la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo (S_{IT}) no se puede anular porque la potencia corneal, la longitud axial y la posición de la lente no cumplen la Ec. (24), al menos se puede minimizar (S_{ITmin}). Como la Ec. (16) es cuadrática en factor de forma, S_{IT} en función de X es una parábola con el vértice en (X_{Tmin}, S_{ITmin}). El valor del factor de forma que minimiza la aberración esférica de Seidel total se obtiene derivando S_{IT} con respecto al factor de forma X e igualándolo a cero. Así obtenemos:

$$X_{Tmin} = -2Y \frac{n_L^2 - n^2}{(n_L + 2n)n} \quad (25)$$

Por lo tanto, el valor del factor de forma que minimiza la aberración esférica de Seidel total es el mismo que el que minimiza la aberración de la lente intraocular sola.

Sustituyendo la Ec. (25) en la Ec. (16), obtenemos el valor mínimo de la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo (S_{ITmin}):

$$S_{ITmin} = h_c^4 \left[D + E \left(\frac{n_L^2}{(n_L - n)^2} - \frac{n_L}{(n_L + 2n)} Y^2 \right) \right] \quad (26)$$

7.4. Resultados

Todo este estudio teórico lo hemos aplicado a 12 casos teóricos de ojos pseudofáquicos miopes con diferentes combinaciones de longitud axial (entre 27 y 33 mm) y potencia corneal (entre 42 y 48 D).

En la Tabla I se muestra la potencia de la lente intraocular a implantar para conseguir la emetropía en estos 12 casos. El rango de la potencia de la LIO va desde -9.80 D a +9.61 D.

TABLA I

Cálculo de la potencia emetropizante de la lente intraocular para 12 casos teóricos con diferentes combinaciones de potencia corneal y longitud axial.

| $P_c \backslash L$ | 27 | 30 | 33 |
|--------------------|------|-------|-------|
| 42 | 9.61 | 3.13 | -2.02 |
| 44 | 7.05 | 0.57 | -4.58 |
| 46 | 4.46 | -2.02 | -7.17 |
| 48 | 1.83 | -4.64 | -9.80 |

Todas las dimensiones lineales están en milímetros y las potencias en dioptrías.

Tanto la expresión de la aberración esférica de Seidel de una LIO (Ec. 12) como la expresión de la aberración esférica de Seidel total (Ec. 16) dependen de la altura de incidencia a la córnea (h_c). Pero en este trabajo no hemos elegido una altura de incidencia específica, sino que hemos estudiado: S_{IL}/h_c^4 y S_{IT}/h_c^4 (S_{IL} y S_{IT} expresados en unidades de longitud de onda para una longitud de onda de 555 nm, y h_c expresado en milímetros). De las ecuaciones (19), (21), (23) y (25) podemos ver que la forma de la lente para anular o minimizar la aberración esférica de Seidel es independiente de la altura de incidencia.

7.4.1. Aberración esférica de Seidel de una LIO (S_{IL})

En la Figura 5 se muestra, para el caso de $P_c = 46$ D y todas las longitudes axiales estudiadas, como varía S_{IL} en función del factor de forma. Para los demás casos estudiados las gráficas presentan una forma parabólica similar. En

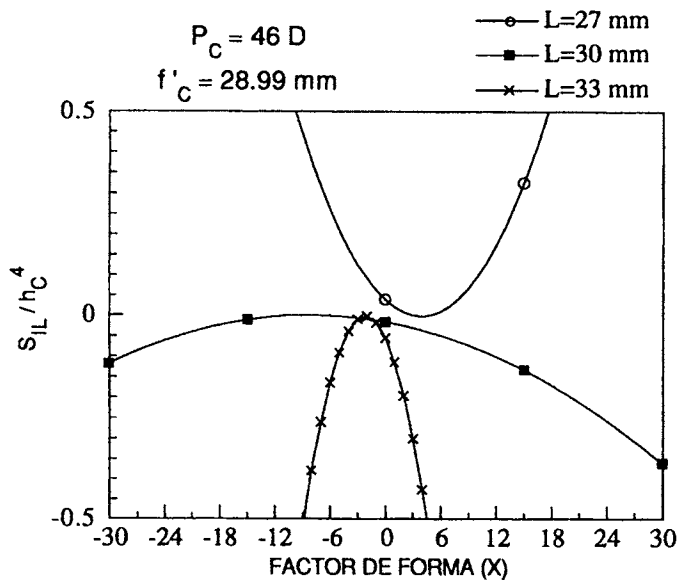
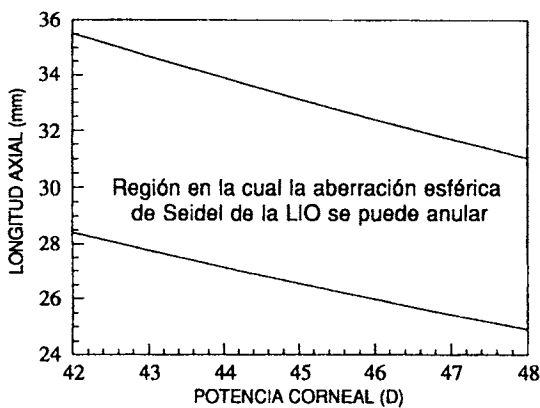


Figura 5
Variación de S_{II}/h_c^4 en función del factor de forma, para $P_c = 46 D$, y todas las longitudes axiales estudiadas (27, 30 y 33 mm). S_{II} expresado en unidades de longitud de onda para $\lambda = 555 \text{ nm}$ y h_c expresada en milímetros.



Región en la cual la aberración esférica de Seidel de la LIO se puede anular

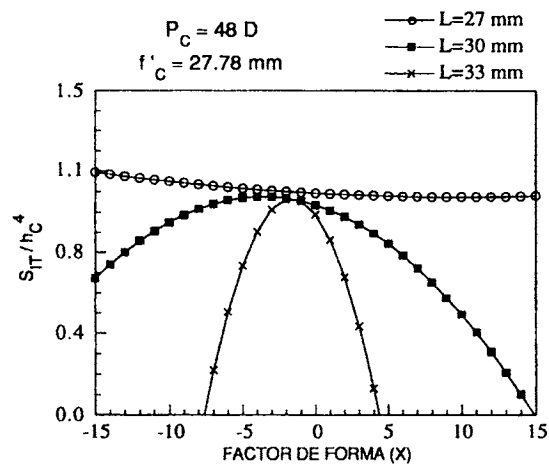


Figura 7
Variación de S_{III}/h_c^4 en función del factor de forma, para $P_c = 48 D$, y todas las longitudes axiales estudiadas (27, 30 y 33 mm). S_{III} expresado en unidades de longitud de onda para $\lambda = 555 \text{ nm}$ y h_c expresada en milímetros.

Figura 6

Límites entre los que debe estar comprendida la longitud axial en varios casos de potencias corneales, para que se pueda anular la aberración esférica de Seidel de la LIO.

general se observa que, cuando aumenta en valor absoluto la potencia de la LIO, la parábola es más cerrada, por lo que la aberración esférica de Seidel es más sensible a la variación del factor de forma. Por lo tanto en el caso de altas potencias de LIO es muy importante considerar el factor de forma de la LIO, ya que este influye considerablemente en la aberración esférica.

Además de analizar la aberración esférica de Seidel de la LIO de estos 12 casos de alta miopía en función del factor de forma, también hemos estudiado las combinaciones de longitud axial y potencia corneal para las cuales se puede anular la aberración esférica de Seidel de una lente intraocular delgada (Ec. 20). En la Fig. 6 hemos representado los límites entre los cuales debe estar comprendida la longitud

axial en varios casos de potencias corneales, para que se pueda anular la aberración esférica de Seidel de la LIO. Hemos obtenido que de los 12 casos estudiados, en 8 de ellos se puede anular S_{II} eligiendo los adecuados factores de forma (Ec. 19). Los dos factores de forma son meniscos con la convexidad hacia la córnea.

Para los otros 4 casos ($P_c=42$ D y $L=27$ mm; $P_c=44$ D y $L=27$ mm; $P_c=46$ D y $L=33$ mm y $P_c=48$ D y $L=33$ mm) la S_{II} no se puede anular, sólo minimizar.

7.4.2. Aberración esférica de Seidel total de todo el ojo (S_{IT})

En la Figura 7 se muestra, para el caso de $P_c = 48$ D y todas las longitudes axiales estudiadas, como varía S_{IT} en función del factor de forma. Para los demás casos estudiados las gráficas presentan una forma parabólica similar a la de la Fig. 7, y que se asemeja a la que se obtendría para S_{II} en función del factor de forma, ya que al considerar la contribución de la córnea únicamente modifica la posición de las curvas, pero no afecta a su forma.

Como ya hemos deducido, la S_{IT} se puede eliminar cuando se cumpla la Ec. (24); es decir, cuando la aberración de la LIO y la de la córnea tengan el mismo valor pero sean de signo contrario. De los 12 casos estudiados, únicamente para los 6 casos que requieren una potencia de emetropización negativa, la S_{IT} se puede anular eligiendo los adecuados factores de forma (Ec. 23). De las dos lentes que corresponden a cada caso, una de las soluciones es un menisco con la superficie convexa hacia la retina, y la otra solución es un menisco con la convexidad hacia la córnea. El menisco con la convexidad hacia la retina se denomina lente intraocular invertida¹⁰, y tiene varias ventajas fisiológicas sobre las LIOs habitualmente utilizadas: convexo-planas, biconvexas y plano-convexas. Por ejemplo: reduce el riesgo de desprendimiento de retina postoperatorio, y aumenta la distancia entre la LIO y el iris, lo cual disminuye la posibilidad de formación de sinequias. Por lo tanto estas lentes son una solución ideal, puesto que anulan la aberración esférica, con lo que mejoran la calidad de imagen, y además tienen ventajas fisiológicas.

Para los 6 casos de potencia corneal y longitud axial que requieren una potencia de emetropización positiva, la S_{IT} no se puede anular, sólo minimizar. Para cada uno de estos 6 casos las dos soluciones que minimizan S_{IT} son meniscos con la convexidad hacia la córnea, con lo que desde el punto de vista fisiológico no son lentes muy indicadas. En estos 6 casos hemos estudiado la S_{IT} que presentan las formas más comúnmente utilizadas (convexo-plana, biconvexa y plano-convexa), obteniendo que la lente convexo-plana presenta una aberración solamente un poco mayor que el valor mínimo, esta forma es la que habitualmente se ha considerado que minimiza la aberración esférica. También se han analizado posibles lentes menisco con la convexidad hacia la retina, estas lentes presentan una aberración esférica de Seidel total que es aproximadamente el doble de la que posee la lente convexo-plana, pero hay que tener en cuenta también las ventajas fisiológicas que aportan estas lentes menisco.

7.5. Discusión

La teoría de las aberraciones de Seidel ha demostrado ser un instrumento

útil para el diseño de lentes intraoculares. Existen algunos estudios previos sobre la influencia de la forma de la lente en la calidad de imagen utilizando esta teoría^{10,11,12,13,14}. Todas estas investigaciones se realizaron generalmente para modelos de ojos teóricos emétopes. Mientras en este trabajo el estudio se ha realizado para ojos teóricos miopes, con lo que los resultados obtenidos sobre los factores de forma más adecuados, son diferentes.

De todos los resultados obtenidos se puede resumir que si consideramos el tipo de ojo que deseamos corregir con lente intraocular y sus dimensiones y potencia corneal, podemos encontrar una lente cuyo factor de forma sea tal que minimice la aberración esférica de la lente o que incluso la anule. De esta forma podemos concluir que seleccionada adecuadamente la forma geométrica de la lente, podemos encontrarnos con un ojo corregido mediante lente intraocular que además no presenta aberración esférica. Un análisis de los factores de forma que aparecen nos indica que el tipo de lente en los casos de miopía magna tiene forma de menisco, encontrándose que en determinados casos y dada la colocación del menisco se producen no sólo efectos refractivos que se desean, sino efectos fisiológicos beneficiosos y de gran importancia.

Aunque tal vez la variación teórica de la aberración esférica no es muy grande cuando se modifica el factor de forma, al analizar casos clínicos de pacientes implantados con LIOs con forma de menisco, se han obtenido excelentes resultados en la agudeza visual postquirúrgica, el 80-90% de los pacientes alcanzaron una agudeza visual postquirúrgica mayor que la esperada¹⁵.

Es evidente de esta forma que en los cálculos de potencias de lentes intraoculares era necesario la introducción del factor de forma, dado que es posible al tiempo que se calcula la potencia de la lente, seleccionar la lente que además imponga condiciones de aberración esférica mínima o incluso nula, aumentando de esta forma la calidad de imagen final.

APÉNDICE

Convención de signos

- 1.- El objeto se sitúa a la izquierda de un sistema óptico, así que inicialmente la luz viaja desde la izquierda a la derecha.
- 2.- El radio de curvatura r de una superficie es positivo si su centro de curvatura está a la derecha de su vértice.
- 3.- La distancia s de un objeto desde (el vértice de) una superficie es negativa si el objeto está a la izquierda de la superficie.
- 4.- La distancia s' de una imagen desde (el vértice de) una superficie es positiva si la imagen está a la derecha de la superficie.
- 5.- La altura h de un objeto o h' de una imagen desde el eje óptico es positiva si está sobre el eje.

Definición de los símbolos

- S_{IS} aberración esférica de Seidel de una superficie refractante esférica.
 S_{IC} aberración esférica de Seidel de la córnea.

| | |
|-------------|---|
| S_{il} | aberración esférica de Seidel de una LIO. |
| S_{ilmin} | mínima aberración esférica de Seidel de una LIO. |
| S_{IT} | aberración esférica de Seidel total de todo el ojo. |
| S_{ITmin} | mínima aberración esférica de Seidel total de todo el ojo. |
| h_C | altura sobre el eje óptico en que la luz incide en la córnea. |
| P_C | potencia corneal. |
| f_C | distancia focal imagen de la córnea. |
| n | índice de refracción del humor acuoso y del humor vítreo (aquí ha sido tomado como 1.333333). |
| h_L | altura sobre el eje óptico en que la luz incide en la LIO. |
| n_L | índice de refracción de la LIO (aquí ha sido tomado como 1.49). |
| P_C | potencia de la LIO. |
| Y | factor de posición de la LIO. |
| X | factor de forma de la LIO. |
| X_{Lmin} | factor de forma que minimiza la aberración esférica de Seidel de una LIO. |
| X_{Tmin} | factor de forma que minimiza la aberración esférica de Seidel total de todo el ojo. |
| s_L, s_L' | distancias Gaussianas objeto e imagen desde la LIO. |
| r_1, r_2 | radios de curvatura de la primera y segunda superficies de la LIO. |
| CL | posición de la lente, distancia desde la córnea a la LIO (aquí ha sido tomada como 3.6 mm). |
| L | longitud axial del ojo. |

REFERENCIAS

1. D. V. Leaming, «Practice styles and preferences of ASCRS members-1989 survey», *J. Cataract Refract. Surg.*, **16**, 624-632 (1990).
2. J. A. Retzlaff, D. R. Sanders, M. Kraff, *Lens Implant Power Calculation*, 3^{er} ed. (SLACK incorporated, New Jersey, 1990).
3. J. T. Holladay, T. C. Prager, T. Y. Chandler, K. H. Musgrove, J. W. Lewis, R. S. Ruiz, «A three-part system for refining intraocular lens power calculations», *J. Cataract Refract. Surg.*, **14**, 17-24 (1988).
4. J. A. Retzlaff, D. R. Sanders, M. Kraff, «Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula», *J. Cataract Refract. Surg.*, **16**, 333-340 (1990).
5. D. R. Sanders, J. A. Retzlaff, M. C. Kraff, «Comparisont of the SRK II formula and other second generation formulas», *J. Cataract Refract. Surg.*, **14**, 136-141 (1988).
6. A. Fimia, J. Alió, I. Pascual y A. Beléndez, «New theoretical matrix formula for intraocular lens calculation using the optimal bending factor», *J. Cataract Refract. Surg.*, **19**, 293-297 (1993).
7. A. G. Bennett, R. B. Rabbetts, *Clinical Visual Optics* (Butterworths, London, 1989).
8. W. T. Welford, *Aberrations of Optical Systems* (Adam Hilger, Boston, 1986).
9. M. Jalie, «The design of intra-ocular lenses», *Br. J. Physiol. Opt.*, **32**, 1-21 (1978).
10. C. Lu, G. Smith, «Optical Performance of the super-reversed intraocular lens», *J. Cataract Refract. Surg.*, **18**, 293-300 (1992).

11. G. Smith, C. Lu, «The spherical aberration of intra-ocular lenses», *Ophthalm. Physiol. Opt.*, **8**, 287-294 (1988).
12. D. A. Atchison, «Optical design of intraocular lenses. I. On-axis performance», *Optom. Vision Sci.*, **66**, 492-506 (1989).
13. D. A. Atchison, «Optical design of intraocular lenses. II. Off-axis performance», *Optom. Vision Sci.*, **66**, 579-590 (1989).
14. G. J. Wang, O. Pomerantzeff, «Obtaining a high-quality retinal image with a biconvex intraocular lens», *Am. J. Ophthalm.*, **94**, 87-90 (1982).
15. M. A. Bacete, «Corrección de la ametropía post-afaquia en la miopía magna mediante lente intraocular con nuevas formas geométricas». Tesis doctoral. Universidad de Alicante, 1994.