

**FORMULACIÓN MATRICIAL PARA EL CÁLCULO DEL
PODER REFRACTOR DE LENTES INTRAOCULARES EN OJOS FÁQUICOS**

**MATRIX FORMULATION FOR INTRAOCULAR LENS POWER
CALCULATION IN PHAKIC EYES**

A. FIMIA, I. PASCUAL, C. GONZÁLEZ* Y M. A. BACETE*

Laboratorio de Óptica, Universidad de Alicante, Alicante, España.

**Laboratorio de Óptica, Departamento de Física, Universidad de Murcia, Murcia, España.*

Dirección: A. Fimia, Departamento de Óptica, Universidad de Alicante, Apdo. 99, Alicante E 03080 (ESPAÑA).

Teléfono: 34-6-590 35 09

Fax: 34-6-590 34 64

e-mail fimia@vm.cpd.ua.es

ABSTRACT

The implantation of a concave-plane intraocular lens (IOL) in phakic eyes for the correction of myopia is a technique that gives very good optical results. But, the thickness of the edge and the high vault of this type of lens provokes damage to the corneal endothelium. In this paper we propose a new IOL for the correction of myopia. This new IOL is a triplet which has an air chamber in the middle. The advantages of this IOL include the lighter weight of the lens, and the ability to adapt the shape of the lens to the shape of the anterior chamber, thus the damage to the corneal endothelium will be greatly reduced. With matrix methods we have obtained the formulas to calculate the power and design of the triplet IOL and of the concave-plane IOL. We have also applied these formulas to 12 theoretical cases of phakic myopic eyes.

RESUMEN

La implantación de una lente intraocular (LIO) cóncavo-plana para corregir la miopía en ojos fáquicos es una técnica que da muy buenos resultados ópticos. Pero este tipo de LIO debido a su espesor de borde y concavidad produce daños en el endotelio corneal. En este artículo proponemos una nueva LIO para corregir la miopía. Esta nueva LIO es un triplete que tiene un espacio de aire intermedio, con lo que se reduce su peso, y su forma se adapta perfectamente a la forma de la cámara anterior, evitando daños endoteliales. También hemos obtenido mediante métodos matriciales las fórmulas para calcular el poder refractor y la forma tanto de la lente triplete como de la cóncavo-plana y, hemos aplicado estas fórmulas a 12 casos teóricos de ojos miopes fáquicos.

I. INTRODUCCIÓN

Después de la aparición de las lentes intraoculares (LIOs) para la corrección de la afaquia, algunos cirujanos empezaron a corregir la miopía colocando una lente intraocular de poder refractor negativo en la cámara ante-

rior de pacientes aún fáquicos. En un principio dado lo rústico de estos implantes, muchas de estas lentes tuvieron que ser extraídas debido a las complicaciones como el edema corneal, iridociclitis crónica, hipema.

Actualmente estas lentes de cámara anterior se han perfeccionado y podemos contar con las lentes de Baikoff

(cóncavo-planas, y son las mayormente implantadas) y las de Worst-Fechner (bicóncavas). Varios autores (Baikoff, Colin, etc.) han realizado un ensayo multicéntrico contemporáneo usando estas lentes de cámara anterior, demostrando que la exactitud refractiva de éstas es superior a la de la epiqueratoplastia y queratomileusis^{1,2}. Aunque, desafortunadamente, como ha sido detallado por algunos autores^{3,4}, la gran concavidad y los bordes prominentes de estas lentes producen daños en el endotelio corneal. Por lo tanto, este tipo de lente tendría que ser abandonado, pero la investigación de LIOs en ojos fágicos miopes no debe ser abandonada ya que esta técnica da resultados ópticos buenos y superiores a los de la cirugía corneal refractiva.

Recientes investigaciones en el campo del diseño nos han conducido a introducir tripletes como sistemas correctores intraoculares de cámara anterior^{5,6}. Las ventajas de estos sistemas van fundamentalmente desde la reducción de peso y adecuación de la forma de la lente a la forma de la cámara anterior, hasta las posibilidades terapéuticas de inclusión de fármacos en este tipo de LIOs. La nueva LIO de cámara anterior que proponemos para la corrección de la miopía en ojos fágicos es básicamente un triplete formado por dos lentes menisco que dejan un espacio de aire intermedio. La zona activa ópticamente es precisamente esta zona de aire, y los dos meniscos que la rodean son los encargados de darle estructura y sustento mecánico. Debido a la diferencia de índices entre la zona de aire y los meniscos que la rodean, la lente actúa como una lente de poder refractor negativo, pero sin embargo tiene geometría de lente positiva, por lo que se adapta mejor a la forma de la cámara anterior (Fig. 1). Además como una parte del sistema está hecho de aire se reduce su peso.

Las características ópticas de esta lente vienen determinadas por la zona intermedia de la misma ya que actúa como sistema que aporta la mayor parte del poder refractor. Aunque, tanto el menisco anterior como el posterior también actúan como lentes. Así pues, al hacer un análisis riguroso de este sistema tenemos que considerarlo como un triplete.

En este artículo vamos a analizar desde la perspectiva óptico-geométrica, y dentro de la aproximación paraxial el poder refractor y la forma tanto de la nueva lente intraocular triplete, como de la lente cóncavo-plana (de Baikoff) habitualmente utilizada para la corrección de la miopía con LIO. Generalmente todos los estudios están dedicados al análisis del poder refractor de lentes intraoculares para afágicos, y excepto para la lente de Worst-Fechner⁷ para las demás LIOs para fágicos no existe un criterio en la elección del poder refractor. Aquí proponemos la teoría matricial como un buen método para obte-

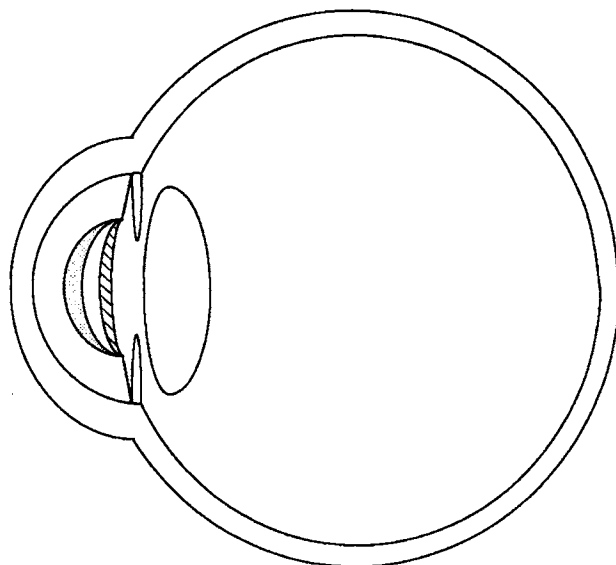


Figura 1.— Ojo esquemático fágico corregido con una lente intraocular triplete.

ner una fórmula teórica que nos permita calcular el poder refractor y la forma de la lente intraocular que se debe implantar en un ojo fágico. Esta teoría ya ha demostrado que es muy útil para el cálculo del poder refractor en ojos afágicos^{8,9}. La fórmula matricial desarrollada se ha aplicado a 12 casos teóricos de ojos miopes fágicos con diferentes combinaciones de poderes refractores corneales totales (entre 42 y 48 D) y longitudes axiales (entre 27 y 33 mm).

II. CÁLCULOS MATRICIALES

La exactitud en el cálculo del poder refractor 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 emélope. La exactitud depende de tres factores: Datos de la biometría (longitud axial y poder refractor corneal), exactitud del fabricante en el control de la calidad del poder refractor de las LIOs, y exactitud de las fórmulas para el cálculo del poder refractor deseado. En una encuesta realizada en 1990¹⁰, el 35% de los cirujanos respondieron que creían que la fórmula para el cálculo del poder refractor era el factor más inexacto en el cálculo del poder refractor de LIOs. Existen diferentes métodos y fórmulas para calcular el poder refractor de las lentes intraoculares, como son por ejemplo, por rectas de regresión, óptica geométrica¹¹, y métodos matriciales^{8,9}. Pero en general todas las fórmulas para el cálculo del poder refractor en LIOs son para el caso de ojos afágicos. En este artículo se va a aplicar el

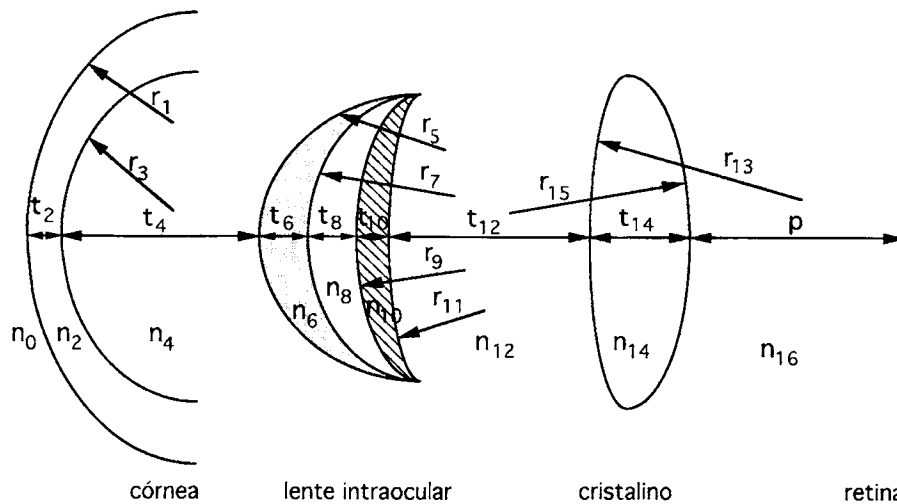


Figura 2.— Esquema detallado del sistema ojo fáquico analizado (t_i = espesores, n_i = índices de refracción y r_i = radios de curvatura).

método matricial para obtener una fórmula teórica que nos permita calcular el poder refractor y la forma de LIOs diseñadas para ojos fáquicos. En nuestra fórmula el ojo fáquico es asimilado a un sistema centrado con varias superficies separando áreas de diferentes índices de refracción (Fig. 2). Por lo tanto únicamente serán necesarias las matrices refracción y traslación, cuya forma, y la descripción de los parámetros que intervienen en ellas están definidos en el apéndice 1. Se van a considerar todos los datos del ojo teórico desacomodado de Le Grand¹², excepto los radios de curvatura anterior y posterior de la córnea, y la longitud axial del ojo, ya que los casos de ojos que vamos a analizar son miopes. Este ojo fáquico se podrá emetropizar si colocamos en la cámara anterior una LIO de forma tal que su poder refractor corrija dicha ametropía, y todo objeto lejano forme su imagen sobre la retina.

Así pues, dadas las matrices refracción y traslación y considerando que vamos a trabajar con un ojo cuya representación está en la Fig. 2, encontramos que la matriz M asociada al ojo como sistema óptico es igual al producto de las matrices asociadas a la córnea, a la lente intraocular y al cristalino. Así mismo debemos de tener en cuenta las traslaciones entre cada uno de los elementos antes mencionados. Matemáticamente esto se expresa según la relación:

$$M = M_C * T_{LC} * M_L * T_{COL} * M_{CO} \quad (1)$$

donde M_{CO} es la matriz de la córnea, M_L es la matriz de la lente intraocular y M_C es la matriz del cristalino, a su vez, cada una de ellas está formada por una serie de matrices que posteriormente definiremos. Las matrices T son las traslaciones entre los sistemas que acabamos de definir.

II.1. Matriz de la córnea

Considerando que la córnea está formada por dos superficies separadas por una distancia t_2 , la matriz de la córnea (M_{CO}) es el producto de tres matrices:

$$M_{CO} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P_3 & n_2/n_4 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -t_2 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P_1 & n_0/n_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{CO} & b_{CO} \\ c_{CO} & d_{CO} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Todos estos parámetros están definidos en el Apéndice 2, y tanto los índices como el espesor los sustituimos por sus valores correspondientes. El poder refractor anterior y posterior de la córnea los dejamos como parámetros pues, normalmente uno de los datos de partida es el poder refractor total de la córnea (p.t.c.). Por lo tanto a_{CO} , b_{CO} , c_{CO} y d_{CO} se expresan mediante las siguientes ecuaciones:

$$a_{CO} = \frac{-0.00055}{1.3771} P_1 + 1 \quad (3)$$

$$b_{CO} = \frac{-0.00055}{1.3771} \quad (4)$$

$$c_{CO} = \frac{-0.00055}{1.3374 * 1.3771} * (P_3 * P_1) + \frac{P_3 + P_1}{1.3374} \quad (5)$$

$$d_{CO} = \frac{-0.00055 * P_3}{1.3374 * 1.3771} + \frac{1}{1.3374} \quad (6)$$

En clínica práctica, no es posible medir el radio de curvatura de la superficie posterior de la córnea. Pero, sin

embargo es posible estimar su valor a partir de la medida del radio de la superficie anterior de la córnea⁸.

II.2. Matriz del cristalino

La matriz del cristalino viene así mismo definida por la multiplicación de las matrices refracción y traslación de su primera y última superficie. Así pues, podemos decir análogamente que la matriz del cristalino es:

$$M_C = \begin{bmatrix} a_C & b_C \\ c_C & d_C \end{bmatrix} \quad (7)$$

donde a_C , b_C , c_C , y d_C son: $a_C = 0.977183$, $b_C = -0.0037673$, $c_C = 16.3028$, $d_C = 0.961569$. Para determinar estos coeficientes hemos considerado los datos del ojo teórico desacomodado de Le Grand.

II.3. Matriz de la LIO

Como ya se ha mencionado anteriormente la solución más aceptada en la bibliografía de implante es la lente negativa cóncavo-plana. La problemática de esta lente ha sido planteada y discutida en múltiples trabajos^{3,4}. Alrededor del borde óptico de esta lente aparecen cambios significativos en la morfología del endotelio corneal: zonas oscuras que parecen acelulares, las células endoteliales se alargan, se deforman y se separan. Estos cambios parece que se producen por los contactos intermitentes entre el endotelio y la lente. El espesor de borde de la lente (aproximadamente 1 mm para altos poderes refractores), y la gran concavidad de la lente son probablemente las razones del contacto entre el borde y el endotelio. Por lo que la implantación de lentes intraoculares cóncavo-planas es prácticamente inaceptable debido a las alteraciones que producen.

La solución aportada y que analizamos en este trabajo, es considerar tripletes en los que se ha dejado una zona de aire en su interior. El resultado es que, mediante una geometría de lente positiva, el sistema trabaja como lente negativa. En la Figura 2 hemos realizado una representación del problema en conjunto, en donde se observa la gran cantidad de parámetros que intervienen.

Así pues, la matriz asociada a la LIO triplete (M_L) vendrá dada por el producto de las siete matrices asociadas a cada una de las traslaciones y refracciones que se producen en las diversas superficies de la lente y que expresamos según la relación:

$$M_L = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P_{11} & n_{10} \\ n_{12} & n_{12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & -t_{10} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ P_9 & n_8 \\ n_{10} & n_{10} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & -t_8 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{P_7}{n_8} & \frac{n_6}{n_8} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & -t_6 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{P_5}{n_6} & \frac{n_4}{n_6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_L & b_L \\ c_L & d_L \end{bmatrix} \quad (8)$$

Todos estos parámetros están definidos en el Apéndice 2. Como se observa, hemos mantenido todas las variables que intervienen en el cálculo, para poder influir en el diseño de la lente, así como en el cálculo de su poder refractor.

En el caso de la lente cóncavo-plana la matriz M_{LCP} asociada a esta lente únicamente viene definida por la multiplicación de tres matrices:

$$M_{LCP} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_L}{n_{12}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & -t_{CP} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{P_{CP}}{n_L} & \frac{n_4}{n_L} \end{bmatrix} \quad (9)$$

Todos estos parámetros están definidos en el Apéndice 2.

III. CÁLCULOS DEL PODER REFRACTOR

III.1. Lente intraocular triplete

Es evidente que dada la cantidad de variables que hemos utilizado en el cálculo, inicialmente no tiene sentido presentar una ecuación asociada al poder refractor de la lente. En la Figura 3 hemos representado el diagrama de flujo asociado al cálculo numérico realizado por ordenador, en el cual, partiendo de la longitud axial del ojo, del poder refractor total de la córnea y de la posición de la lente en la cámara anterior, podemos determinar el poder refractor de la lente intraocular que se debe implantar. La multiplicación de las matrices se ha realizado mediante el programa «derive».

Para calcular el poder refractor del implante que emetropizará, la condición final que se ha utilizado es que la distancia frontal posterior del sistema ojo (S'_F) sea igual a la distancia desde la última superficie del cristalino hasta la retina (p). La distancia S'_F se obtiene de la matriz total del ojo:

$$M = M_C * T_{LC} * M_L * T_{COL} * M_{CO} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \quad (10)$$

Por lo que la condición impuesta es:

$$S'_F = \frac{A}{C} = p \quad (11)$$

Para que la forma de la lente triplete se adapte lo mejor posible a la de la cámara anterior hemos considerado en nuestro diseño que: $r_5 = r_3$ y $r_{11} = r_{13}$ (Fig. 2). Por lo tanto ya queda fijado el valor de P_5 y P_{11} (ec. 8). En la

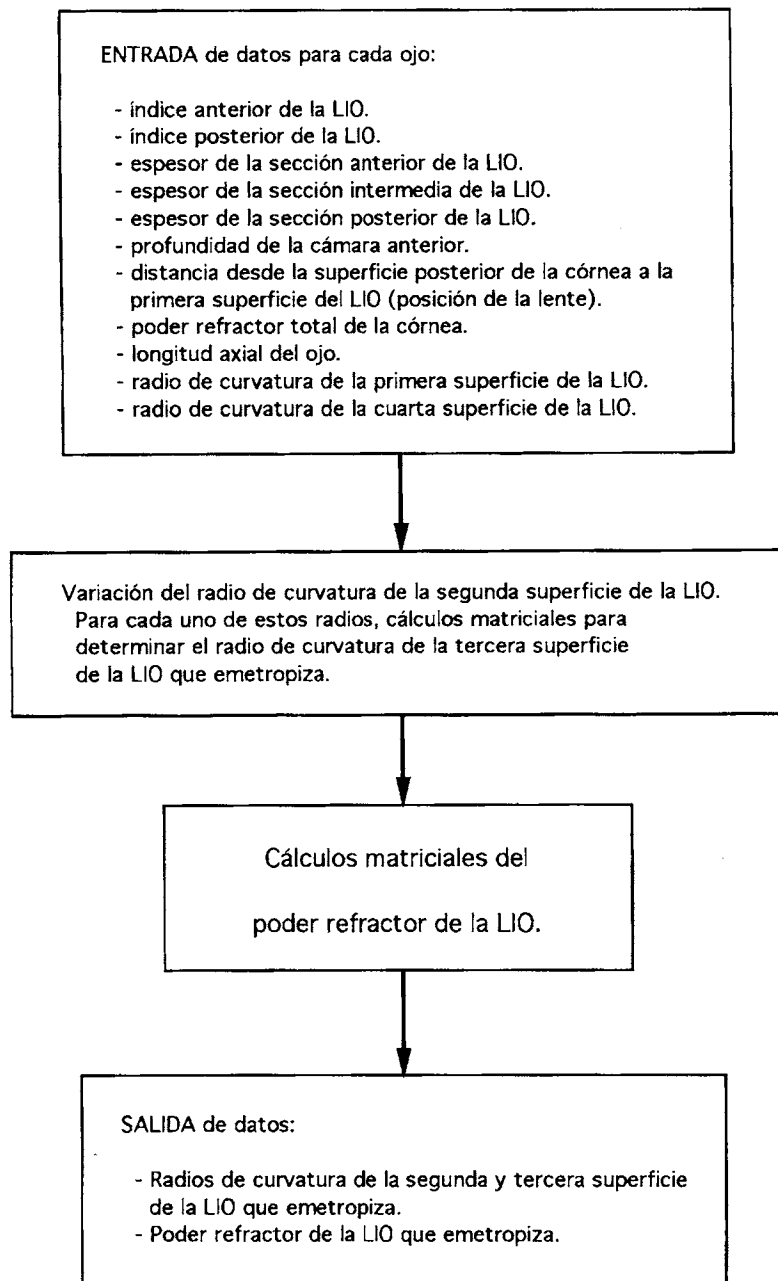


Figura 3.— Diagrama de flujo del programa diseñado para realizar todos los cálculos del poder refractor de la LIO triplete.

matriz asociada a la LIO triplete (M_L) (ec. 8) también intervienen los poderes refractores P_7 y P_9 , y, puesto que esta matriz M_L es una de las matrices que componen la matriz M asociada al ojo (ec. 10), P_7 y P_9 intervienen en los coeficientes A, B, C y D de la ecuación 10. Por lo tanto, ya que A y C contienen P_7 y P_9 a partir de la ecuación 11 podemos despejar P_9 en función de P_7 .

Un aspecto muy importante de nuestro desarrollo es que en el cálculo dejamos como parámetros libres los

poderes refractores de la superficie anterior y posterior de la zona de aire, para de esa forma poder obtener varias lentes, que al mismo tiempo que emetropizan el ojo, pueden tener diferentes factores de forma y por lo tanto influir en la calidad de imagen.

Una vez obtenidos P_9 y P_7 podemos calcular el poder refractor de la LIO (P_{LIO}) mediante la expresión:

$$P_{LIO} = n_{12} \cdot c_L \quad (12)$$

siendo c_L uno de los términos de la matriz de la LIO (ec. 8). Dar la ecuación completa del poder refractor no tiene sentido considerando la gran cantidad de variables que intervienen.

III.2. Lente intraocular cóncavo-plana

Para calcular el poder refractor de la lente cóncavo-plana que producirá emetropía se ha utilizado también la condición de que la distancia frontal posterior del sistema ojo sea igual a la distancia desde la última superficie del cristalino hasta la retina (p). La distancia frontal posterior del sistema ojo se obtiene de la matriz M' total del ojo cuando se ha implantado una LIO cóncavo-plana:

$$M' = M_C * T_{LC} * M_{LCP} * T_{COL} * M_{CO} = \begin{bmatrix} A' & B' \\ C' & D' \end{bmatrix} \quad (13)$$

Por lo que la condición impuesta es:

$$\frac{A'}{C'} = p \quad (14)$$

A partir de esta ecuación se despeja el poder refractor de la lente cóncavo-plana (P_{CP}). Todo el cálculo numérico se ha realizado mediante un programa de ordenador muy similar al de la lente triplete (Fig. 3).

IV. RESULTADOS

El estudio del cálculo del poder refractor de estas LIOs triplete y cóncavo-plana se ha realizado para 12 ojos teóricos con longitudes axiales entre 27 y 33 mm, y con poderes refractores corneales totales entre 42 y 48 D, que comprenderían casi todo el rango de posibles casos de alta miopía.

En la Tabla I hemos representado estos 12 casos con sus correspondientes poderes refractores para la LIO triplete que emetropizarían esos ojos miopes. Cada uno de estos resultados es en realidad un conjunto de posibles lentes. Como ejemplo hemos representado en la Figura 4 la variación de los radios r_7 y r_9 que dan un mismo poder refractor de emetropización, en función de sus factores de forma, para el caso de un poder refractor corneal total de 48 D, y una longitud axial de 33 mm. Un aspecto a puntualizar es que existe una pequeña variación del poder refractor cuando se varían r_7 y r_9 , que viene dada por el hecho de que, al cambiar la forma de la lente cambian también la situación de sus planos principales imagen y por lo tanto de su poder refractor, ahora bien, en todo momento la ec. 11 asegura que todas las lentes de la Figura 4 emetropizan el ojo miope considerado.

En la Tabla II hemos representado para esos 12 casos los correspondientes poderes refractores para la LIO cóncavo-plana que emetropizarían esos ojos miopes.

TABLA I

Poder refractor emetropizante de la lente intraocular triplete, para 12 ojos teóricos con diferentes combinaciones de poder refractor total de la córnea (p.t.c.) y longitud axial (L).

p. t. c. \ L	27	30	33
42	-6.93	-13.39	-18.53
44	-9.20	-15.51	-20.64
46	-11.49	-17.72	-22.77
48	-13.72	-20.11	-25.23

Todas las dimensiones lineales están en milímetros y los poderes refractores en dioptrías.

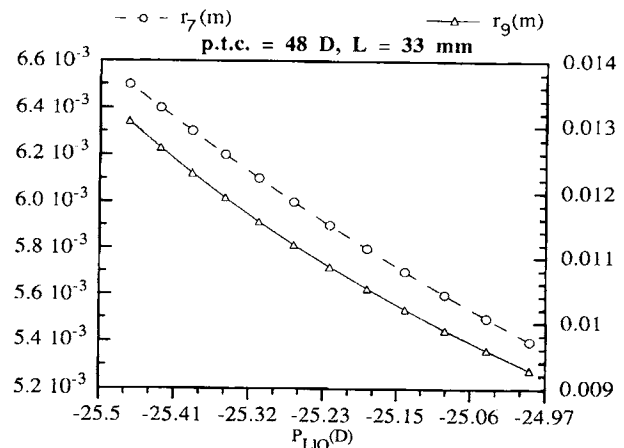


Figura 4.— Gráfica de la variación de r_7 y r_9 para un mismo poder refractor emetropizante (p.t.c.=poder refractor total de la córnea, L = longitud axial).

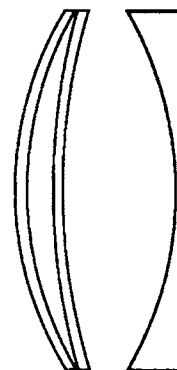


Figura 5.- Diseño de ambos tipos de lentes (triplete y cóncavo-plana) comparando sus geometrías.

TABLA II

Poder refractor emetropizante y radio de curvatura de la lente intraocular cóncavo-plana, para 12 ojos teóricos con diferentes combinaciones de poder refractor total de la córnea (p.t.c.) y longitud axial (L).

p.t.c.	L	RADIO	P _{CP}
42	27	-21.05	-7.25
	30	-11.09	-13.76
	33	-8.02	-19.02
44	27	-15.99	-9.54
	30	-9.50	-16.06
	33	-7.16	-21.32
46	27	-12.87	-11.86
	30	-8.31	-18.37
	33	-6.46	-23.63
48	27	-10.76	-14.18
	30	-7.37	-20.70
	33	-5.88	-25.96

Todas las dimensiones lineales están en milímetros y los poderes refractores en dioptrías.

La Figura 5 representa a escala un ejemplo del diseño de estos dos tipos de LIO para poder comparar sus dimensiones y formas. El diseño del triplete claramente se ajusta más a la forma de la cámara anterior con lo que se demuestran sus ventajas.

V. DISCUSIÓN

La implantación de lentes intraoculares cóncavo-planas en ojos fáquicos para corregir la miopía es una técnica que da mejores resultados ópticos que los obtenidos con la cirugía corneal refractiva. Pero el problema que tienen las lentes cóncavo-planas es que debido a su espesor de borde y a su concavidad, se producen contactos entre los bordes de la lente y el endotelio corneal, y esto provoca significativos cambios morfológicos en el endotelio. La solución que hemos analizado es una lente intraocular triplete formada por dos meniscos que dejan un espacio de aire intermedio, esta lente actúa con poder refractor negativo, pero tiene geometría de lente positiva con lo que se adapta mejor a la forma de la cámara anterior.

En general, todas las fórmulas para el cálculo del poder refractor en LIOs son para el caso de ojos afáqui-

cos. En este artículo hemos aplicado la teoría matricial para poder obtener una fórmula que permita calcular el poder refractor de LIOs para ojos fáquicos. Estas fórmulas se han obtenido tanto para el caso de la LIO triplete, como para la LIO cóncavo-plana, y se han aplicado a 12 casos teóricos de ojos miopes.

En la lente triplete, para cada caso concreto de ojo hay varias lentes, con distintos radios de curvatura r_7 y r_9 , que emetropizarían ese ojo. Un criterio para la elección de la LIO más apropiada sería analizar sus espesores de borde, lo cual se podrá realizar en un estudio posterior. De este modo, se podrá comprobar como la lente triplete presenta una geometría mucho más adecuada a la cámara anterior que la que presenta la lente cóncavo-plana. Por ello el nuevo diseño de LIO triplete es una buena alternativa para corregir la alta miopía en ojos fáquicos, ya que evita las alteraciones endoteliales que producen las lentes habitualmente implantadas.

Además, el número de superficies así como el de materiales que se pueden combinar en el caso del triplete hacen que se incrementen las posibilidades de realizar sistemas que además sean acromáticos¹³.

Por último, se debe de resaltar que, si bien el análisis realizado se ha hecho considerando la implantación de la lente en la cámara anterior de ojos con gran miopía, el triplete puede ser una clara solución también para el caso de corrección en la cámara posterior, considerando en este caso que, dada la diferente geometría de la cámara posterior, las restricciones de espesor de borde no serían tan estrictas y se podrían diseñar diferentes lentes para un mismo ojo, optimizando en este caso el diseño para minimizar las aberraciones y mejorar la calidad de imagen.

APÉNDICE 1

La matriz refracción de una superficie esférica de radio de curvatura r que separa los medios de índice de refracción n y n' viene dada por:

$$M_{\text{refracción}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{n' - n}{n' r} & \frac{n}{n'} \end{bmatrix}$$

La matriz traslación que permite pasar de un dioptrio a otro, o de un dioptrio a un plano de referencia viene dada por:

$$M_{\text{traslación}} = \begin{bmatrix} 1 & -d \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

donde d es la distancia que separa los dos dioptrios o el dioptrio y el plano de referencia.

APÉNDICE 2

Definición de las abreviaturas utilizadas:

- r_1 = radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea.
 r_3 = radio de curvatura de la superficie posterior de la córnea.
 r_5 = radio de curvatura de la primera superficie de la LIO triplete.
 r_7 = radio de curvatura de la segunda superficie de la LIO triplete.
 r_9 = radio de curvatura de la tercera superficie de la LIO triplete.
 r_{11} = radio de curvatura de la cuarta superficie de la LIO triplete.
 r_{13} = radio de curvatura de la superficie anterior del cristalino.
 r_{15} = radio de curvatura de la superficie posterior del cristalino.
 n_0 = índice de refracción del primer medio, que es el aire ($n_0 = 1$).
 n_2 = índice de refracción de la córnea.
 n_4 = índice de refracción del humor acuoso.
 n_6 = índice de refracción de la sección anterior de la LIO triplete.
 n_8 = índice de refracción de la sección intermedia de la LIO triplete.
 n_{10} = índice de refracción de la sección posterior de la LIO triplete.
 n_{12} = índice de refracción del humor acuoso.
 n_{14} = índice de refracción del cristalino.
 n_{16} = índice de refracción del humor vítreo.
 P_1 = poder refractor de la superficie anterior de la córnea.
 P_3 = poder refractor de la superficie posterior de la córnea.
 P_5 = poder refractor de la primera superficie de la LIO triplete.
 P_7 = poder refractor de la segunda superficie de la LIO triplete.
 P_9 = poder refractor de la tercera superficie de la LIO triplete.
 P_{11} = poder refractor de la cuarta superficie de la LIO triplete.
 P_{13} = poder refractor de la superficie anterior del cristalino.
 P_{15} = poder refractor de la superficie posterior del cristalino.
 t_2 = espesor de la córnea.
 t_4 = distancia desde la superficie posterior de la córnea a la primera superficie de la LIO.

- t_6 = espesor central de la sección anterior de la LIO triplete.
 t_8 = espesor central de la sección intermedia de la LIO triplete.
 t_{10} = espesor central de la sección posterior de la LIO triplete.
 t_{12} = distancia desde la última superficie de la LIO a la superficie anterior del cristalino.
 t_{14} = espesor del cristalino.
 p = distancia desde la superficie posterior del cristalino a la retina.
 $t_4 + t_6 + t_8 + t_{10} + t_{12}$ = profundidad de la cámara anterior = distancia desde la superficie posterior de la córnea a la superficie anterior del cristalino.
 n_L = índice de refracción de la LIO cóncavo-plana.
 t_{CP} = espesor central de la LIO cóncavo-plana.
 P_{CP} = poder refractor de la superficie anterior de la LIO cóncavo-plana = poder refractor de la LIO cóncavo-plana.

REFERENCIAS

1. G. BAIKOFF y P. JOLY: *Refract. Corneal Surg.*, **6**, 252 (1990).
2. J. COLIN, F. MIMOUNI, A. ROBINET, H. CONRAD y P. MADER: *Refract. Corneal Surg.*, **6**, 245 (1990).
3. F. MIMOUNI, J. COLIN, V. KOFFI y P. BONNET: *Refract. Corneal Surg.*, **7**, 277 (1991).
4. J. J. SARAGOUSSI, J. COTINAT, G. RENARD, M. SAVOLDELLI, A. ABENHAIM y Y. POULIQUEN: *Refract. Corneal Surg.*, **7**, 282 (1991).
5. J. L. ALIO, A. FIMIA, e I. PASCUAL: «Lente Intraocular», ES patent P9, 201, 253 (17 June 1992).
6. W. B. ISAACSON, J. A. FUTHEY, K. D. THOMPSON y P. T. IHN: «Multifocal diffractive ophthalmic lens and method of manufacture», U. S. patent 5, 152, 788 (6 October 1992).
7. G. L. Van der HEIJDE: *Eur. J. Implant Ref. Surg.*, **1**, 245 (1989).
8. J. P. COLLIAC: *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, **31**, 374 (1990).
9. A. FIMIA, J. L. ALIÓ, I. PASCUAL y A. BELÉNDEZ: *J. Cataract Refr. Surg.*, **19**, 293 (1993).
10. D. V. LEAMING: *J. Cataract Refr. Surg.*, **16**, 624 (1990).
11. J. A. RETZLAFF, D. R. SANDERS y M. KRAFF: «Lens Implant Power Calculation» (Ed. SLACK incorporated, 3rd ed., New Jersey, 1990).
12. Y. LE GRAND y S. G. EL HAGE: «Physiological Optics» (Ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, New York, 1980).
13. R. E. BEDFORD y G. WYSZECKI: *Journal of the Optical Society of America*, **47**, 564 (1957).