

DESIGN AND EVALUATION OF INTRAOCULAR LENSES

DISEÑO Y EVALUACION DE LENTES INTRAOCULARES

I. PASCUAL, A. BELÉNDEZ y A. FIMIA

*Laboratorio de Optica. Departamento Interuniversitario de Optica.
Universidad de Alicante. Apdo. 99. Alicante 03080 (España).*

J. L. ALÍO y M. A. BACETE

*División de Oftalmología. Departamento de Cirugía.
Universidad de Alicante. Apdo. 99. Alicante 03080 (España).*

ABSTRACT

The power calculation of an intraocular lens and the role of bending factor in image quality into aphakic long eye are analyzed in this paper.

RESUMEN

En este trabajo se analiza el cálculo de la potencia de una lente intraocular en un ojo afáquico de gran tamaño así como el papel del factor de forma en la calidad de imagen de estos mismos ojos.

1. INTRODUCCION

En la actualidad la implantación de lentes intraoculares es una de las soluciones con mejores resultados para la corrección de la miopía tanto para ojos afáquicos como fáquicos. Sólo en Alicante y durante el último año se han implantado más de seis tipos de lentes diferentes basadas en principios tanto óptico-geométricos como óptico-ondulatorios.

Dentro del conjunto de lentes que existen en la actualidad, podemos hacer una clasificación en dos grandes grupos, lentes monofocales y bifocales (o multifocales), estando estas últimas a su vez clasificadas en bifocales refractivas y refractivas difractivas. Estas

últimas lentes, más recientes, se están desarrollando en la actualidad.

En el diseño y construcción de las lentes hay un conjunto de parámetros que son importantes entre los que destacamos la potencia y la forma de lente. La potencia nos indica la corrección necesaria para cada ojo y la forma de la lente nos da información sobre la calidad de imagen que el sistema tiene, concretamente en lo referente a la aberración esférica y al coma.

En este trabajo tratamos de aportar y resumir algunos de los estudios realizados en el Laboratorio de Optica de la Universidad de Alicante en cooperación con el Departamento de Oftalmología de la misma Universidad. Los temas analizados son el cálculo de potencias de

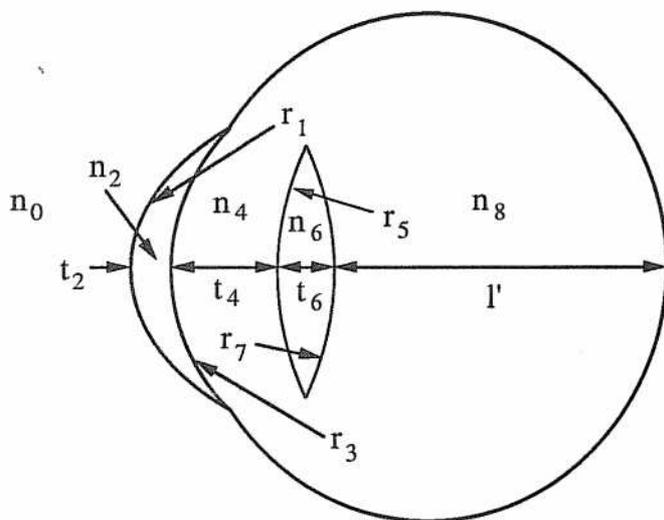


Fig. 1.- Parámetros de un ojo afáxico corregido con una lente intraocular.

lentes intraoculares para ojos afáxicos de gran tamaño y el papel del factor de forma en la calidad de imagen de estos mismos ojos, así mismo hemos aportado métodos optico-ondulatorios que nos han conducido a la verificación de los modelos existentes en el análisis de las aberraciones en lentes intraoculares (1).

2. OJOS DE GRAN TAMAÑO

Existen en la bibliografía (2) un gran número de fórmulas que permiten obtener la potencia de la lente que un ojo afáxico necesita para su emetropización, en función de la potencia de la córnea y del tamaño axial del ojo. Sin embargo estas fórmulas a veces son aproximaciones dentro de la teoría paraxial y en otras ocasiones se basan en rectas de regresión que a su vez se han obtenido de un estudio estadístico. En ambos casos, estas fórmulas adolecen de errores en el cálculo de la potencia y determinan dicho valor sin atender a condiciones de calidad de imagen. Cuando los ojos son de gran tamaño (longitud axial superior a los 27 mm) los errores que se cometen pueden llegar a ser de importancia.

Por otra parte es sabido que para una potencia dada, el factor de forma es el parámetro que gobierna la cantidad de aberración esférica que tiene una lente, así como el coma que presenta. Cuando se emetropiza un

ojo, se supone que el objeto está en visión lejana, por lo que en estas condiciones podemos decir que la aberración esférica es la que más afecta.

El planteamiento realizado por nosotros es el de conectar las ecuaciones de cálculo de potencias para lentes intraoculares, con el factor de forma de las mismas imponiendo como condición la obtención de mínima aberración esférica. La ecuación que obtenemos mediante el cálculo matricial, es la siguiente (3):

$$P_7 = \frac{n_8 [1 - \delta_6 P_5] a - n_8 n_4 \delta_6 c - l' [a P_5 + n_4 c]}{l' [a - \delta_6 P_5 a - n_4 c \delta_6]} \quad [1]$$

donde:

$$P = P_5 + P_7 - \delta_6 P_5 P_7 \quad [2]$$

$$P_i = \frac{n_{i+1} - n_{i-1}}{r_i} \quad [3]$$

$$\delta_i = \frac{t_i}{n_i} \quad [4]$$

$$a = 1 - \delta_2 P_1 - \delta_4 [P_1 + P_3 - \delta_2 P_1 P_3] \quad [5]$$

$$c = \frac{1}{n_4} [P_1 + P_3 - \delta_2 P_1 P_3] \quad [6]$$

TABLA I

Distintos factores de forma de la lente intraocular que emetropiza a un ojo afáquico de gran tamaño

| LA | K | r ₁ | CA | r ₅ | r ₇ | P | q |
|-------|-------|----------------|-----|----------------|----------------|-----|------|
| 30.58 | 40.75 | 8.28 | 3.0 | 17 | 34 | 4.6 | 3.00 |
| | | | | 18 | 38 | | 2.76 |
| | | | | 19 | 44 | | 2.55 |
| | | | | 20 | 49 | | 2.36 |
| | | | | 21 | 56 | | 2.19 |
| | | | | 24 | 86 | | 1.77 |
| | | | | 28 | 187 | | 1.35 |
| | | | | 31 | 567 | | 1.12 |
| | | | | 32 | 1397 | | 1.05 |
| | | | | 33 | -3727 | | 0.98 |

LA: longitud axial en mm.

K: potencia de la córnea dada por el keratómetro.

r₁: radio de curvatura anterior de la córnea en mm.

LCA: longitud de cámara anterior.

P: potencia de la lente intraocular en dioptrías.

q: factor de forma de la lente intraocular.

siendo n el índice de refracción del medio, t el espesor del medio considerado, r el radio de curvatura de la superficie considerada, P la potencia de dicha superficie y l' la distancia de la última superficie de la lente intraocular a la retina.

La ecuación [1] relaciona todos los parámetros del ojo a emetropizar, con los de la lente, así como con su posición en el interior del ojo. En la figura 1 se han representado los parámetros que intervienen en la ecuación [1]. Dada una potencia de córnea medida con el keratómetro, así como el tamaño axial del ojo y la posición de la lente problema en el interior del ojo, tenemos una familia de lentes posibles que nos permiten emetropizar dicho ojo en función de los radios de curvatura r₅ y r₇ de la lente intraocular. Cada una de estas lentes viene caracterizada por el factor de forma, q, definido mediante:

$$q = \frac{r_7 + r_5}{r_7 - r_5} \quad [7]$$

Normalmente y por razones de diseño, las lentes que se utilizan suelen tener una superficie plana, sin embargo, nuestros resultados expresados en la tabla I nos predicen que la forma que debe de tener la lente depende del tipo de ojo analizado ya que tanto la forma de la lente como el factor de posición son fundamentales

para asegurar que el ojo, además de quedar emétrope, tenga aberración esférica mínima.

En el caso de un objeto en infinito y lente en aire, el factor de forma igual a -1 nos asegura una aberración esférica mínima. Sin embargo para un objeto en infinito, la lente sumergida en el interior del humor acuoso y un factor de forma determinado por el tamaño del ojo, el mejor valor del factor de forma se aleja del valor antes mencionado. Como se deduce de la bibliografía estos razonamientos son ciertos bajo la suposición de que la córnea es un dioptrio esférico, aunque la asfericidad de la córnea no introduce grandes variantes en el centrado de los mínimos de la función aberración de onda frente al factor de forma.

3. RESULTADOS EXPERIMENTALES

Se han comparado los valores de potencia de la lente intraocular calculados con nuestra expresión y con las expresiones ya existentes en la bibliografía encontrándose que para ojos de gran tamaño los valores obtenidos con estas últimas expresiones conducen a errores en la potencia de la lente así como a la aportación de grandes cantidades de aberración esférica. Además en algunos casos existen diferencias de potencia superiores

a 4 dioptrías, siendo necesaria una posterior corrección externa.

Por último se han realizado experiencias con un tipo especial de lente con forma de menisco cuyo factor de forma se acerca a los resultados previstos por nuestra ecuación. Al implantar esta lente se ha encontrado una mejoría en la calidad de imagen ya que se ha superado la predicción hecha por el P.A.M. (*Potencial Acuity Meter*, Gaytor-Minkonsky. Mentos Co. California, USA).

4. CONCLUSIONES

Cuando se quiere conseguir la mejor calidad de imagen en un ojo afáquico corregido con lente intraocular no solo se debe analizar la potencia de la lente empleada para emetropizar dicho ojo sino también el factor de forma que minimice las aberraciones. Por ello se ha obtenido mediante métodos matriciales una ecuación para la potencia de la lente intraocular que permite obtener una familia de lentes de la misma potencia y diferente factor de

forma de manera que se pueda elegir la que mejor se adapte a cada individuo.

Por otro lado y como observamos en la Tabla I, las formas de las lentes se alejan de la forma tradicional, encontrándose que en el caso de ojos de gran tamaño, las lentes que conducen a una mejor calidad de imagen son los meniscos negativos en este caso, lo cual concuerda con los primeros resultados experimentales que se tienen respecto a este tipo de lentes.

BIBLIOGRAFIA

1. C. GONZALEZ, I. PASCUAL y L. CARRETERO, *Proc. III Reunión Nacional de Optica, Barcelona*, 431 (1992)
2. J. A. RETZLAFF, D. R. SANDERS y M. KRAFF, "Lens Implant Power Calculation" (3ª ed., *Slack Co, New Jersey*, 1990).
3. A. FIMIA, J. ALÍO, I. PASCUAL y A. BELÉNDEZ, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, (aceptado para su publicación).

★ ★ ★