



**Universidad**  
Zaragoza

# Trabajo Fin de Grado

## Óptica y Optometría

Análisis del comportamiento de lentes  
intraoculares mediante trazado real de rayos

Autor

Clara Benedí García

Directores

Jorge Ares García

M<sup>a</sup> Victoria Collados Collados

Facultad **Ciencias**

Año 2014

## Índice

Índice.....	1
1. Introducción .....	2
1.1. Las lentes intraoculares.....	2
1.2. La calidad de la imagen .....	2
1.3. La geometría de las LIOs.....	4
2. Hipótesis.....	5
3. Objetivos .....	5
4. Métodos .....	5
4.1. Diseño del ojo modelo .....	6
4.1.1. Parámetros comunes a todos los ojos modelo: .....	6
4.1.2. Parámetros propios para cada LIO: cálculo de la emetropización.....	7
4.2. Diseño de las lentes intraoculares .....	8
4.3. Análisis de la imagen .....	8
5. Resultados y discusión .....	10
5.1. Resultados de pupila de entrada de 3 mm y LIO centrada .....	10
5.2. Resultados de pupila de entrada de 3 mm y LIO descentrada .....	11
5.3. Resultados de pupila de entrada de 6 mm y LIO centrada .....	14
5.4. Resultados de pupila de entrada de 6 mm y lio descentrada.....	15
6. Discusión .....	19
6.1. Discusión para pupila de entrada de 3 mm y LIO centrada .....	19
6.2. Discusión para pupila de entrada de 3 mm y LIO descentrada.....	20
6.3. Discusión para pupila de entrada de 6 mm y LIO centrada .....	21
6.4. Discusión para pupila de entrada de 6 mm y lio descentrada .....	22
7. Conclusiones.....	24
Referencias.....	26
Anexos.....	27
Anexo I: Desarrollo de la fórmula de la longitud axial en función de las potencias de la córnea y de la LIO.....	27
Anexo II: Resultados del diseño de las lentes intraoculares y el ojo modelo .....	28

# 1. Introducción

## 1.1. Las lentes intraoculares

El ojo experimenta muchos cambios fisiológicos a lo largo de su vida. Uno de ellos es la opacificación total o parcial del cristalino, llamada catarata, que conlleva una disminución de la calidad visual. La catarata es, hoy en día, la principal causa de ceguera reversible.

Inicialmente esta pérdida de transparencia se solucionaba mediante la luxación del cristalino, que posteriormente evolucionó hacia la extracción del mismo, debiéndose compensar con corrección óptica las dioptrías que el cristalino aportaba. Un gran paso en el tratamiento de la catarata fue el desarrollo de las lentes intraoculares (LIOs), que se insertan quirúrgicamente dentro del globo ocular y que, con la evolución de las técnicas quirúrgicas, acabaron por apoyarse en la cápsula posterior del cristalino. Las LIOs que sustituyen al cristalino se llaman lentes pseudofáquicas. Se estimó una potencia media del cristalino de +22 D, por lo que todas las LIOs que se implantaban en un principio tenían esta potencia, de manera que la corrección óptica postquirúrgica necesaria era mucho menor. Pero no todos los ojos precisan de una LIO de +22 D para quedar corregidos. Con el desarrollo de los aparatos de medida y el avance del conocimiento sobre el ojo humano, se empezaron a definir fórmulas tanto empíricas como teóricas que conseguían precisar, en gran medida, la potencia necesaria de una LIO para corregir a un ojo que presenta una biometría concreta, considerando una posición efectiva de la nueva lente y asumiéndola delgada [1]. Actualmente, nuevas técnicas consiguen afinar esta potencia mediante el cálculo de trazado real de rayos, como por ejemplo el programa Okulix [2].

Sin embargo, aunque la potencia de la lente sea relativamente precisa, ésta no siempre queda centrada y se pueden dar errores por descentramientos o inclinaciones que afectan a la refracción residual y a la calidad de la imagen en general.

## 1.2. La calidad de la imagen

La calidad de la imagen dada por un sistema óptico determina la capacidad de éste de representar fielmente un objeto dado. En este caso es la imagen proyectada sobre la retina la que es objeto de estudio como método de valoración de la LIO.

La calidad de la imagen se puede medir in vivo, en pacientes operados de cataratas mediante pruebas tales como la agudeza visual. Sin embargo, en el diseño de las LIOs es interesante poder analizar la lente antes de implantarla en el paciente. Ello se puede hacer o bien en bancos ópticos [14] o bien en programas informáticos mediante cálculo de trazado real de rayos, los cuales ofrecen el valor de numerosos parámetros que evalúan la calidad de la imagen, como por ejemplo:

*Point Spread Function (PSF)*: es una función que describe la respuesta de un sistema óptico indicando cómo es la distribución de intensidad de la imagen de un punto dada por dicho sistema.

*Función de Transferencia por Modulación (MTF)*: indica la relación entre el contraste del objeto original y el de la imagen que da el sistema en función de la frecuencia espacial (figura 1b).

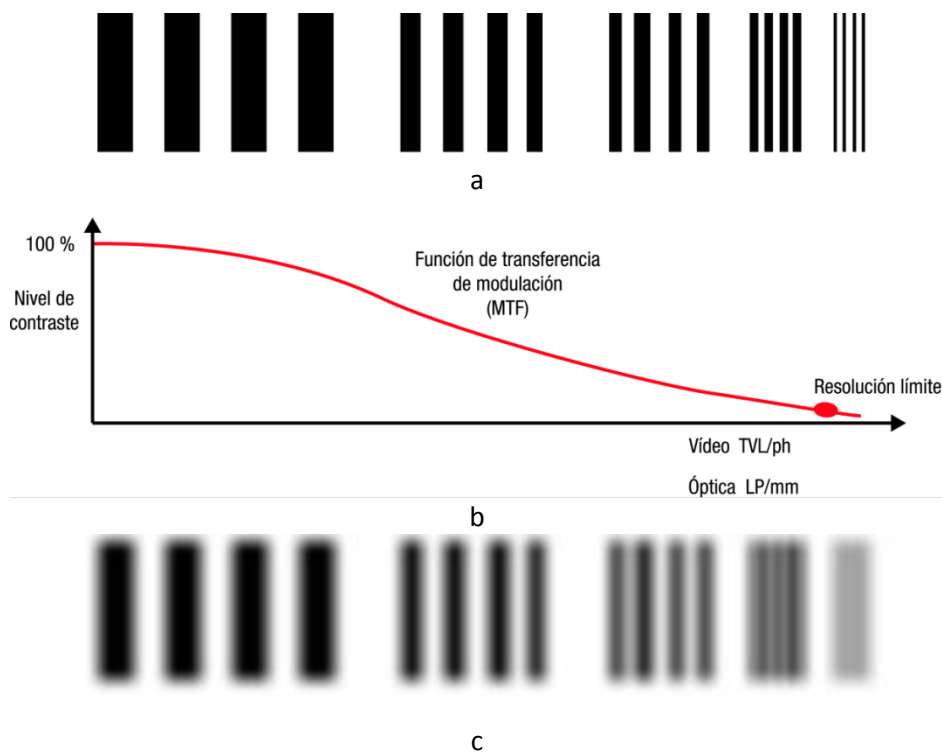


Figura 1. Ejemplo curva MTF

Al mostrarse un objeto tal como el de la figura 1a delante de un sistema óptico, la imagen no aparece con la misma distribución de intensidad ya que, debido a la difracción y las aberraciones parte de la luz de las zonas claras pasa a las zonas oscuras y conforme aumenta la frecuencia espacial este fenómeno es más patente, traduciéndose en una disminución del contraste en esta zona de la gráfica (figura 1c).

**Aberrometría del frente de onda:** se entiende por aberración la diferencia que hay entre el frente de onda real y el ideal. El estudio de la forma del frente de onda es una excelente manera de conocer cómo será la imagen que va a formarse. Para ello, el frente de onda puede ser descrito, por ejemplo, mediante los polinomios de Zernike, los cuales analizan el frente dividiéndolo en varios tipos de aberración de bajo y alto orden (figura 2): desenfoque, astigmatismo, aberración esférica, trébol, coma, ...

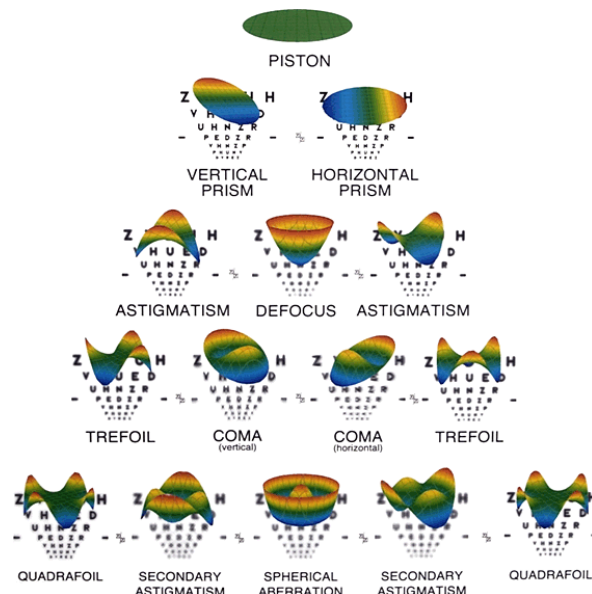
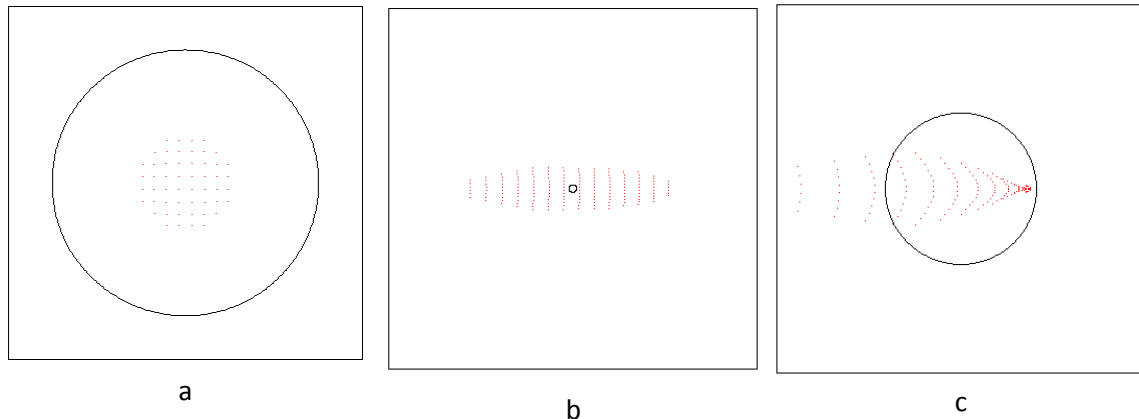


Figura 2. Ejemplo de polinomios de Zernike con su frente de onda para cada uno.

**Error cuadrático medio del frente de onda (RMS):** se define como la raíz cuadrática de la suma de los cuadrados de las aberraciones, siendo pues un solo número el que constituye una medida global de la forma del frente de onda, con la desventaja de que no distingue entre sus contribuyentes.

*Diagrama de impactos (Spot diagram):* es la representación de la posición sobre el plano imagen de los rayos procedente del objeto, siendo calculado el trazado real de un gran número de puntos adecuadamente distribuidos en la pupila de entrada del sistema. En sistemas con un comportamiento limitado por difracción, todos los rayos se concentran dentro de la mancha de Airy (figura 3.a), mientras que si el sistema está afectado por aberraciones, éstas se pueden intuir por la forma de los impactos (figura 3.b y 3c)



**Figura 3.** Diagrama de impactos de (a) un sistema limitado por difracción, (b) un sistema afectado por astigmatismo y (c) un sistema afectado por coma.

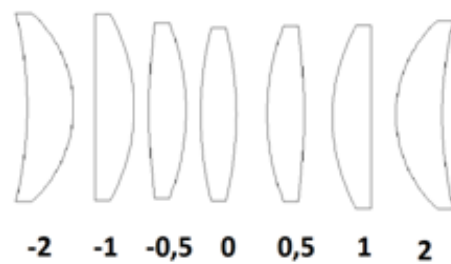
### 1.3. La geometría de las LIOs

Con el fin de mejorar la calidad visual de los pacientes se han desarrollado diferentes geometrías de LIOs monofocales.

Así las superficies de las LIOs monofocales pueden ser esféricas, donde los radios de curvatura son el parámetro principal en la optimización del foco paraxial, o asféricas en una o ambas superficies, las cuales pretenden compensar la aberración esférica positiva que induce la córnea. Los diferentes comportamientos de las LIOs monofocales según su geometría han sido estudiados por Altmann et al. [3]

El diseño de las LIOs monofocales con superficies esféricas se caracteriza mediante el factor de forma (X), el cual se define a partir de los radios de curvatura de la cara anterior ( $r_1$ ) y posterior ( $r_2$ ) de la lente de la siguiente forma:

$$X = \frac{r_2 + r_1}{r_2 - r_1} \text{ [ec. 1]}$$



**Figura 4.** Factores de forma.

En la figura 4 se muestran las geometrías de diferentes lentes con su factor de forma correspondiente.

En el mercado actual se pueden encontrar principalmente lentes equiconvexas ( $X=0$ ), y planoconvexas ( $X=1$ ). La determinación del mejor factor de forma ha ido variando conforme el modelo del ojo lo ha hecho. Así pues, Jalie [4] encontró que  $X=-1$  era el mejor factor de forma en un equilibrio entre la aberración esférica y el error refractivo inducido por la inclinación de la lente, pero su modelo tenía +2 D de aberración esférica longitudinal, algo sobreestimada.

Año	Autor	Factor de forma
1978	Jalie	$X=-1$
1982	Wang y Pomerantzeff	$X=-0.52$
1985	Pomerantzeff et al.	$X=1.14$
1989	Atchison	$0 \leq X \leq 1$

**Tabla 1.** Resumen de los estudios realizados sobre el factor de forma en LIOs según año y autor.

Según Wang y Pomerantzeff [5],  $X=-0.52$  era el factor de forma que minimizaba la aberración esférica, pero la asfericidad de la córnea,  $Q=+0.059$ , estaba fuera del rango de la mayoría de los ojos ( $Q=+0.26$ ). Posteriormente, Pomerantzeff et al. [6] concluyeron que el mejor factor de forma era  $X=1.14$ . La diferencia de resultados respecto a su estudio anterior fue debida a

que esta vez utilizó el modelo de córnea de Lotmar [7], cuyos coeficientes de asfericidad no se ajustan al valor clínico.

Atchison [8], llegó a la conclusión de que el factor  $X=1$  era el más indicado para sistemas centrados, mientras que en presencia de desplazamiento de la lente era preferible utilizar un rango entre  $X=1$  y  $X=0$  [9] donde, aunque la imagen empeora en presencia de descentramiento, la calidad puede ser corregida de nuevo en gafa. Actualmente estos son los valores que se toman como referencia [10], aunque el estudio de Atchison sólo se realizó para tres potencias de LIO.

En el presente trabajo se pretende profundizar en la caracterización del comportamiento óptico de LIOs monofocales esféricas en función del factor de forma y del descentramiento para un rango amplio de potencias.

## 2. Hipótesis

“Existe una dependencia de la calidad de imagen con el factor de forma, influenciada por el descentramiento y el tamaño pupilar”

## 3. Objetivos

El principal objetivo de este trabajo es analizar la calidad de imagen de un objeto en eje en un conjunto de LIOs monofocales esféricas según su factor de forma.

Se pretende además establecer qué factores de forma presentan mejor calidad de imagen teniendo en cuenta la potencia de la LIO.

Una vez establecidos los rangos de mejores factores de forma, se estudiará cuál es la influencia del tamaño pupilar.

Por último, se tratará de estimar qué diseños son más tolerantes al descentramiento y en qué medida es aceptable dicho descentramiento.

## 4. Métodos

Para llevar a cabo el estudio, se diseñó la zona óptica de lentes intraoculares pseudofáquicas monofocales con superficies esféricas, de diferentes potencias y diferentes factores de forma.

Se estudió la calidad de la imagen retiniana que se obtiene con cada una de ellas cuando se evalúan dentro de un ojo modelo en función del tamaño pupilar. Por último, se analizó el comportamiento de cada lente en situación descentrada.

Todos los sistemas ópticos analizados en este trabajo se han simulado en el programa OSLO (Optics Software for Layout and Optimization) utilizando el modo *wide-angle*. OSLO es un programa de diseño de sistemas ópticos mediante trazado real de rayos. Con el modo *wide-angle*, OSLO coge como referencia el rayo marginal que determina la apertura limitante.

#### 4.1. Diseño del ojo modelo

##### 4.1.1. Parámetros comunes a todos los ojos modelo:

Para el diseño del ojo modelo se utilizaron los parámetros del ojo modelo de Stinchon del 2008 [11], a excepción de las características del cristalino, que se substituyó por la LIO. En la tabla 2 se muestran todos los parámetros del sistema.

Según su estudio, la córnea tiene un radio anterior de 7,79 mm y un radio posterior que depende de la edad y que viene dado por la ecuación 4:

$$r_2 = 6.609 - 0.00247\text{Edad} \quad [\text{ec. 4}]$$

Se escogió una edad de 70 años debido a la elevada incidencia de catarata a esta edad según los estudios [12], por lo que el radio posterior resultante en este modelo es de 6.4361 mm. La asfericidad de la córnea fue atribuida a la primera superficie con un valor típico de -0.26. El espesor de la córnea es de 0.54 mm y el índice de refracción 1.376.

La siguiente superficie, el iris, se considera a 3mm del vértice corneal anterior. Además, el diámetro de la pupila se calcula de forma que el diámetro de la pupila de entrada sea 3 ó 6 mm, según la condición del estudio.

La lente intraocular se sitúa de forma que la distancia entre el plano principal imagen de la córnea y el plano principal objeto de la LIO era 5.3 mm, independientemente de la potencia o factor de forma de la lente intraocular introducida. Con este valor se aseguró que en ninguna

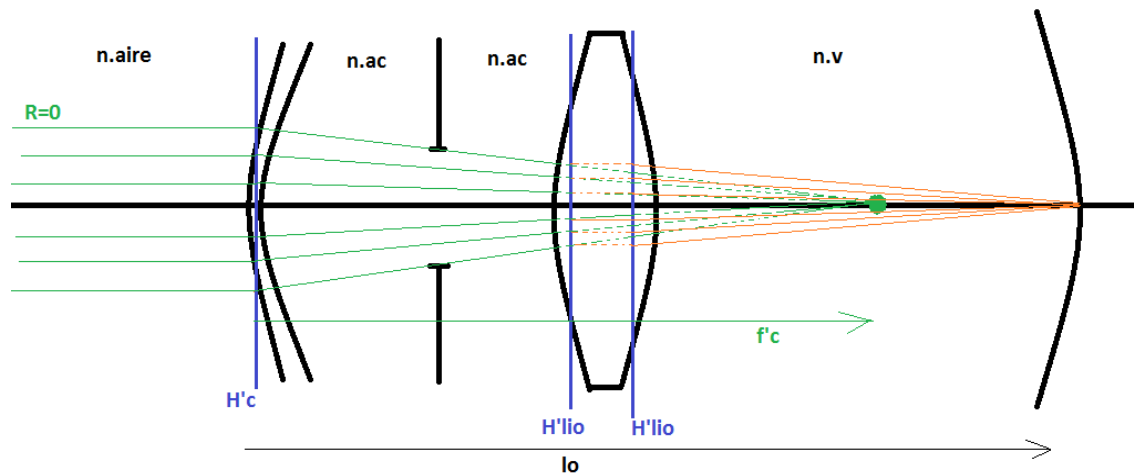
Superficie	Radio (mm)	Asfericidad	Espesor(mm)	Diámetro(mm)	Índice
<b>1</b>	7.79	-0.26	0.54	8	1.376
<b>2</b>	6.4361	-	2.46	8	1.336
<b>Pupila</b>	-		*	P	1.336
<b>4</b>	$r_{1\text{LIO}}$	-	$e(eb=0.5)$	6	1.491
<b>5</b>	$r_{2\text{LIO}}$	-	*	6	1.337
<b>Retina</b>	-12.71	-			-

**Tabla 2.** Parámetros del ojo modelo

circunstancia se podrían dar distancias negativas entre la pupila y la primera superficie de la LIO (incluyendo la potencia de +25.00 D con factor de forma de -2, el caso más exigente).

Como índices de refracción para el humor acuoso y el humor vítreo, se optó por los valores típicos manejados en la literatura: 1.336 y 1.337 respectivamente [9].

#### 4.1.2. Parámetros propios para cada LIO: cálculo de la emetropización



**Figura 5.** Esquema del ojo modelo

El ojo modelo con la LIO ha de ser emétrope para cada una de las LIOs diseñadas. Se optó por una emetropización variando exclusivamente la longitud axial del ojo, independientemente de la potencia de la córnea.

En la literatura no se ha descrito ninguna fórmula para determinar la potencia que ha de tener una LIO para corregir un determinado ojo, con una cierta potencia de córnea y una cierta longitud axial, teniendo en cuenta a la LIO como lente gruesa. Por ello, se desarrolló una fórmula paraxial que permitió establecer la relación entre los parámetros de la LIO y del ojo modelo, aplicando la ecuación de Gauss en la LIO.

Se supone una refracción final del sujeto igual a cero, por lo que los rayos, que vienen de un objeto en el infinito, forman imagen en el foco imagen de la córnea. Esta imagen será a su vez el objeto para la lente intraocular, que debe formar imagen en la retina (figura 5).

La expresión final obtenida para la longitud axial, medida desde el plano principal imagen de la córnea, es la siguiente:

$$l_o = H'_c H'_{LIO} + \frac{n_v}{P'_{LIO} + \frac{n_{ac}}{f'_c - H'_c H_{LIO}}} \quad [ec.5]$$

Donde  $P'_{LIO}$  es la potencia imagen de la lente intraocular,  $f'_c$  es la distancia focal imagen de la córnea,  $n_{ac}$  y  $n_v$  son los índices de refracción del humor acuso y del humor vítreo respectivamente,  $H'_c H'_{LIO}$  es la distancia entre el plano principal imagen de la córnea y el plano principal imagen de la LIO y  $H'_c H_{LIO}$  es la distancia entre el plano principal imagen de la córnea y el plano principal objeto de la LIO.

La deducción de la ecuación 5 está detallada en el anexo I.



## 4.2. Diseño de las lentes intraoculares

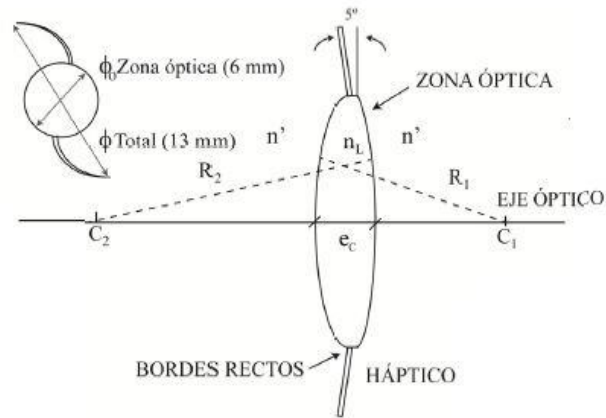
Se diseñaron las zonas ópticas de LIOs esféricas (figura 6) de potencias imagen en aire ( $P'_{LIO}$ ) desde +15.00 hasta +25.00 D en pasos de 1 D con factores de forma de  $\pm 2$ ,  $\pm 1$ ,  $\pm 0.5$  y 0.

Todas las lentes intraoculares analizadas se consideran gruesas.

Las características comunes a todas las LIOs fueron seleccionadas por su frecuente utilización. Así, se extrajo un índice de refracción de 1.491, del manual de Okulix [2], correspondiente al material PMMA y una zona óptica de 6mm del catálogo comercial de Alcon [13].

El espesor central se calcula en relación con el espesor de borde, de manera que éste era siempre de 0.5mm.

Los radios de curvatura fueron calculados en OSLO para cada uno de los factores de forma y cada potencia. El diseño se realizó en un medio de índice de refracción igual al humor acuoso (1.336). Para el cálculo de los radios, se dejó uno en dependencia del otro según el factor de forma [ec. 1]. Una vez introducidos todos los datos en OSLO, se puede variar el radio que falta hasta que la focal paraxial sea:



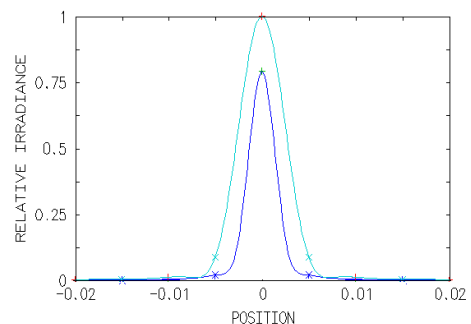
**Figura 6.** Esquema de la LIO monofocal, donde se muestran el índice de refracción de la LIO ( $n_L$ ) y del medio circundante ( $n'$ ), el espesor de centro ( $e_c$ ) y los radios anterior ( $R_1$ ) y posterior ( $R_2$ ) con sus respectivos centros de curvatura ( $C_1$  y  $C_2$ ) [8].

$$f' = \frac{n_{ac}}{P'_{LIO}} \quad [ec. 3]$$

## 4.3. Análisis de la imagen

Se estudió la calidad de la imagen retiniana de un objeto en eje utilizando diferentes criterios:

- **Razón de Strehl:** es un parámetro que se extrae de la información que da la PSF y consiste en la relación entre la máxima intensidad en retina obtenida a partir de un punto objeto y la máxima intensidad si el sistema estuviera limitado por difracción para la misma apertura. Por lo tanto, la razón de Strehl va a ser siempre igual o menor que uno, y será mayor cuanto mejor sea la calidad de la imagen. En una PSF (Point Spread Function) este valor se corresponde con el punto más alto de la curva. En la figura 7 se observa la función de distribución de intensidad obtenida en el ojo modelo con una de las



**Figura 7.** PSF de un sistema limitado por difracción (azul claro) y de un sistema limitado por aberraciones (azul oscuro).

LIOs frente a la de un sistema limitado por difracción. Como la distribución de intensidad es uniforme, es posible caracterizarla con un único valor, en este caso la razón de Strehl.

- *Función de Transferencia por Modulación (MTF)*: la norma ISO 11979-2 [14] dicta que para la frecuencia de 100 ciclos/mm (aproximadamente 30 ciclos/grado), el valor de la MTF monocromática ha de ser igual o superior a 0,43 para luz monocromática y una pupila de 3 mm. Para el facilitar el manejo de los datos, se tomó solamente el valor de la MTF para esta frecuencia.
- *Aberración del frente de onda*: se han utilizado los coeficientes de Zernike para conocer la aberración esférica total del sistema, principal causa del empeoramiento de la imagen entre factores de forma. Tan sólo se utilizaron los coeficientes de cuarto orden, tras determinar que el resto no aportaban variaciones significativas.

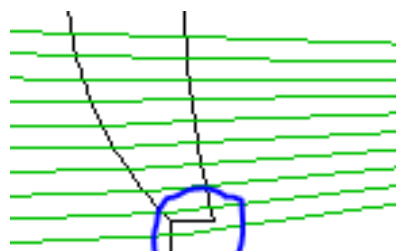
La aberración comática ha sido calculada para los casos de descentramiento.

A partir de los coeficientes de Zernike, se han calculado también los errores refractivos en equivalente esférico para compararlos con la norma ISO 11979-2 antes mencionada, la cual permite una tolerancia de  $\pm 0,4$  D.

El programa OSLO proporciona hasta un máximo de 36 coeficientes y da un valor para el error que se comete al no tener en cuenta el resto. Según el criterio de Marechal [15], el sistema queda bien definido por los coeficientes cuando el error es menor a  $\lambda/14$ , por lo que no se incluyeron en los resultados aquellos valores de aberraciones cuyo desarrollo en polinomios de Zernike tenían errores mayores a este criterio.

Con el fin de facilitar la interpretación de cómo es realmente la calidad de la imagen, se han añadido en algunos casos simulaciones de la imagen obtenida en retina utilizando los coeficientes de Zernike mediante un programa desarrollado en [16].

Es importante mencionar que, para el caso de lente descentrada, en el programa informático todo aquel rayo que pasa por la pupila no es “chequeado” por ninguna de las siguientes superficies. Esto quiere decir que si un rayo no tuviera que pasar por la lente debido al descentramiento de la misma, el programa calcula la trayectoria de ese rayo como si verdaderamente hubiera superficie (Figura 5). Esto sugiere que los resultados obtenidos para lentes descentradas siempre van a ser peor en la realidad.



**Figura 5.** Esquema del trazado de rayos en el borde de inferior de una LIO. El último rayo dibujado continúa su trayectoria como si hubiera LIO.

## 5. Resultados y discusión

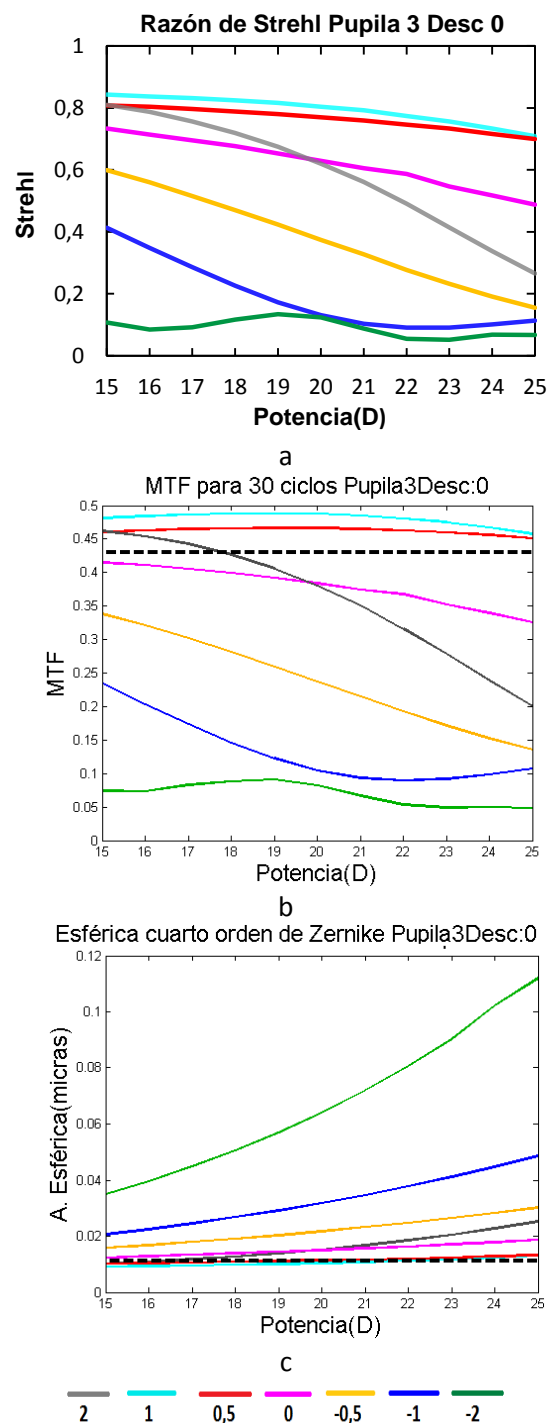
En el anexo II se presentan detalladamente los valores de longitud axial calculados para emetropizar el ojo modelo en función de la LIO implantada, así como los parámetros de diseño de las mismas (radios anterior y posterior y espesor central).

### 5.1. Resultados de pupila de entrada de 3 mm y LIO centrada

En las figuras 8 (a), (b) y (c) se muestran, respectivamente, el valor de la razón de Strehl, el valor de la modulación que se alcanza en la MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado y la aberración esférica que presenta cada factor de forma entre las potencias +15 y +25 D en una situación de pupila de entrada de 3 mm y con la LIO centrada. La línea punteada negra en la figura 8 (b) y en las sucesivas gráficas de la modulación indica el límite de tolerancia según la norma ISO, igual a 0.43. En la figura 8 (c), la línea punteada negra representa la aberración esférica total típica que presenta un ojo con cristalino calculada para una pupila de entrada de 3 mm [17], que equivale a +0.012  $\mu\text{m}$

Para una pupila de 3 mm y con la LIO centrada, se observa que los mejores factores de forma son X=1 y X=0.5. De hecho, ambos son los únicos factores de forma que cumplen la norma ISO para todas las potencias, aunque el factor X=2 también lo hace para potencias menores a +18.00D.

X=0 tiene un comportamiento constante durante todas las potencias, aunque siempre por debajo del límite de tolerancia según la norma ISO (Figura 8 b).

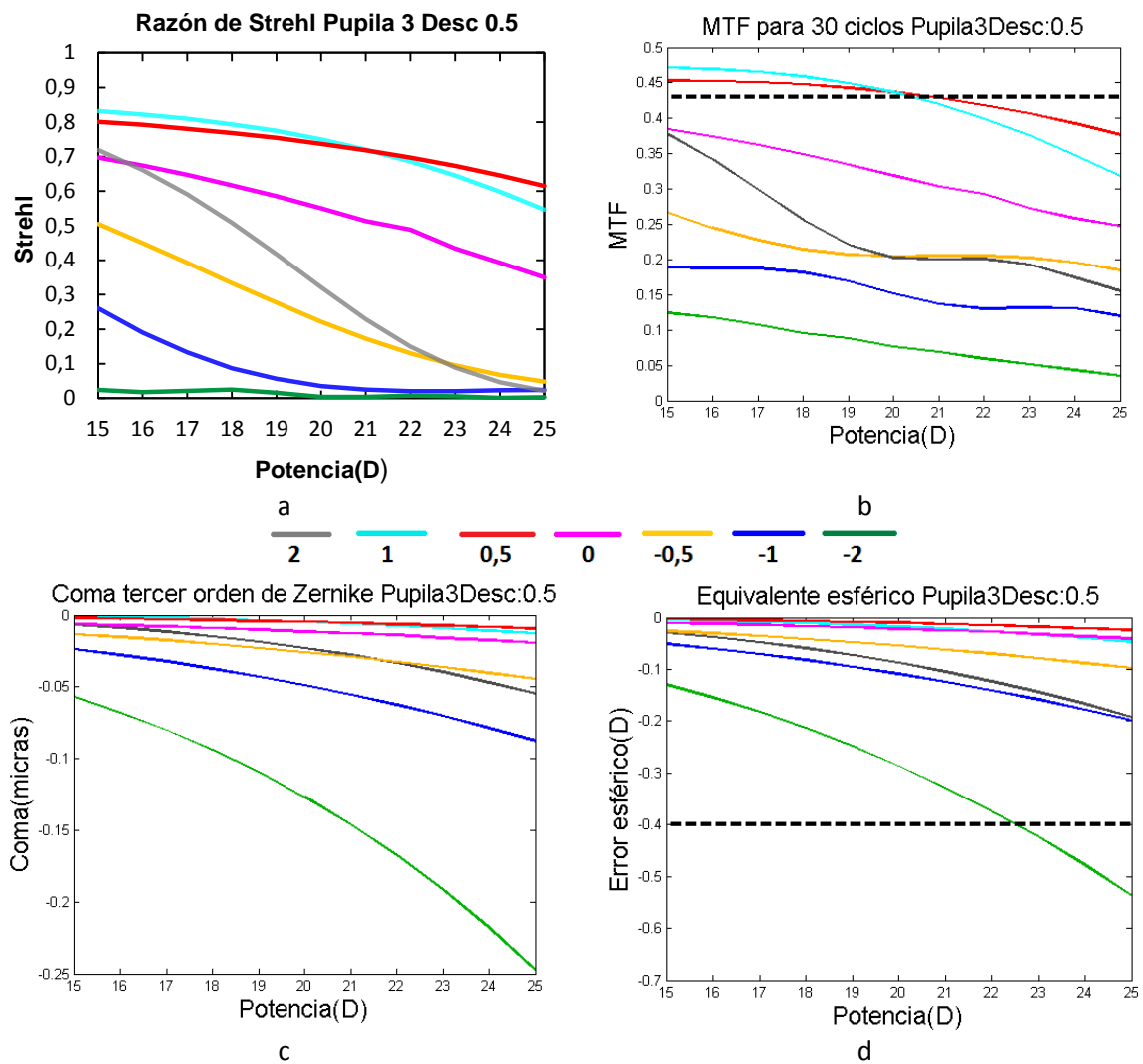


**Figura 8.** Resultados de (a) la razón de Strehl, (b) modulación para la frecuencia de 30 ciclos/grado con el límite de la norma ISO y (c) la aberración esférica obtenidos en el estudio de cada factor de forma entre las potencias +15 y +25 D en un ojo modelo con pupila de entrada de 3 mm y la LIO centrada.

## 5.2. Resultados de pupila de entrada de 3 mm y LIO descentrada

En las figuras 9, 10, 11 y 12 se muestran, respectivamente, los resultados obtenidos para cada factor de forma entre las potencias +15 y +25 D en una situación de pupila de entrada 3 mm y con la LIO descentrada 0.5, 1, 1.5 y 2 mm. La línea punteada negra en las figuras 9 d, 10 d, 11 d y 12 d se corresponde con la tolerancia del error esférico según la norma ISO, que era de  $\pm 0.4$  D.

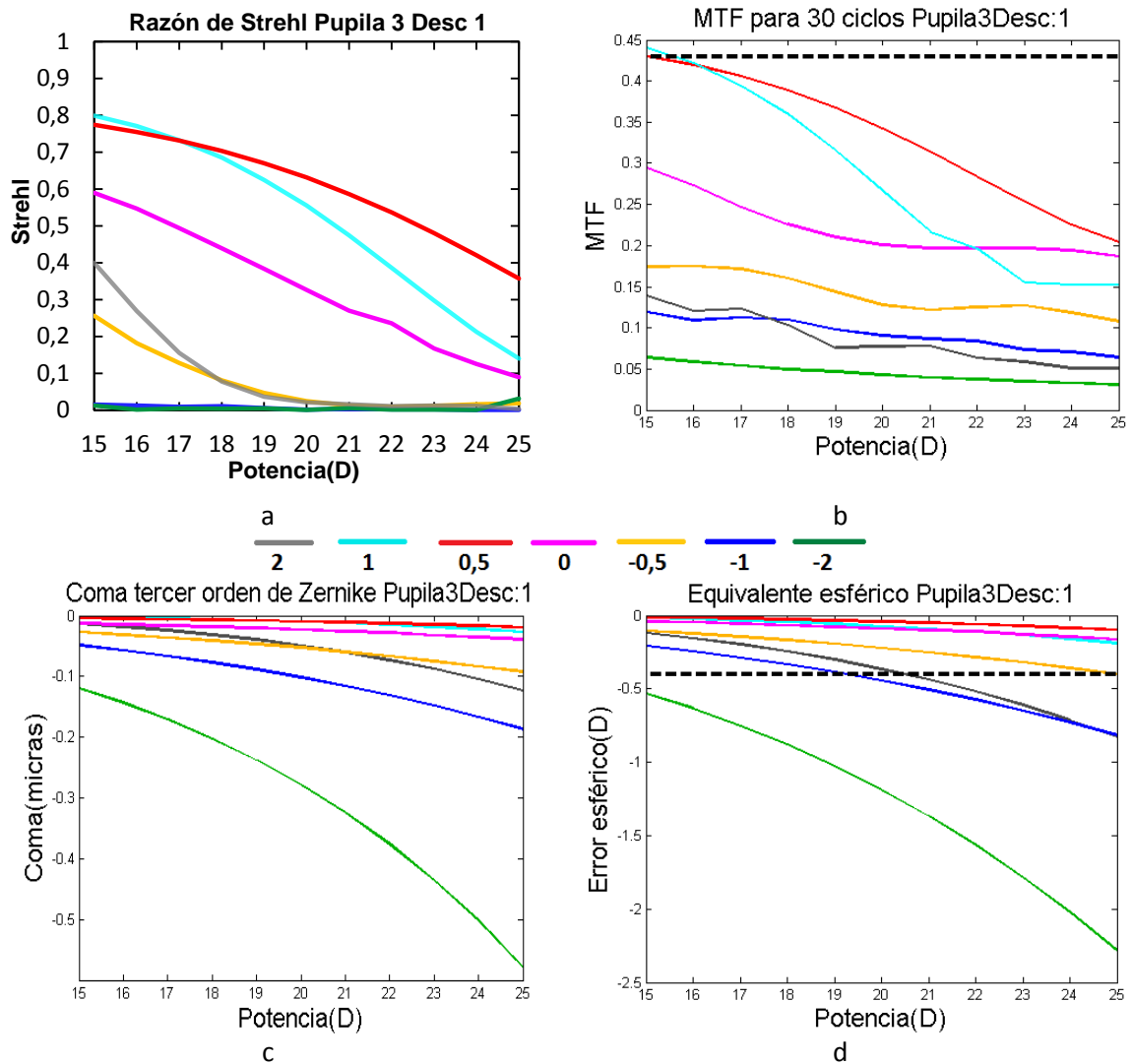
Siguiendo con la tendencia de la LIO centrada, destacan especialmente los factores de forma  $X=-2$ , por ser el que peor calidad de imagen da, así como los factores 1 y 0.5 por ser los de mejor calidad.



**Figura 9.** Resultados obtenidos de (a) la razón de Strehl, (b) modulación para la frecuencia de 30 ciclos/grado, (c) la aberración comática y (d) el equivalente esférico al descentrar la LIO 0,5mm en un ojo modelo con pupila de entrada de 3 mm en función de la potencia de la LIO.

Cuando la LIO se descentra 0.5 mm, sólo se cumple el criterio impuesto para la modulación con los factores de forma 1 y 0.5 en potencias menores de +20.50 D aproximadamente (Figura 9 b). Esta exigencia deja de cumplirse en descentramientos mayores y a partir de 1 mm (Figura 10 b) ningún factor de forma cumple ya el criterio.

Para el descentramiento de 0.5 mm, todos los factores de forma dan un error equivalente esférico tolerable (Figura 8 d) a excepción de  $X=-2$  para potencias más elevadas (a partir de +22 D). Al descentrar la LIO 1 mm, tanto los factores de forma  $X=1$  y  $X=0.5$  como  $X=0$  y  $X=-0.5$  siguen por encima del límite establecido por la norma ISO para el error esférico (Figura 10 d), mientras que los factores  $X=2$  y  $X=-1$  lo están sólo para potencias menores de +20 D.

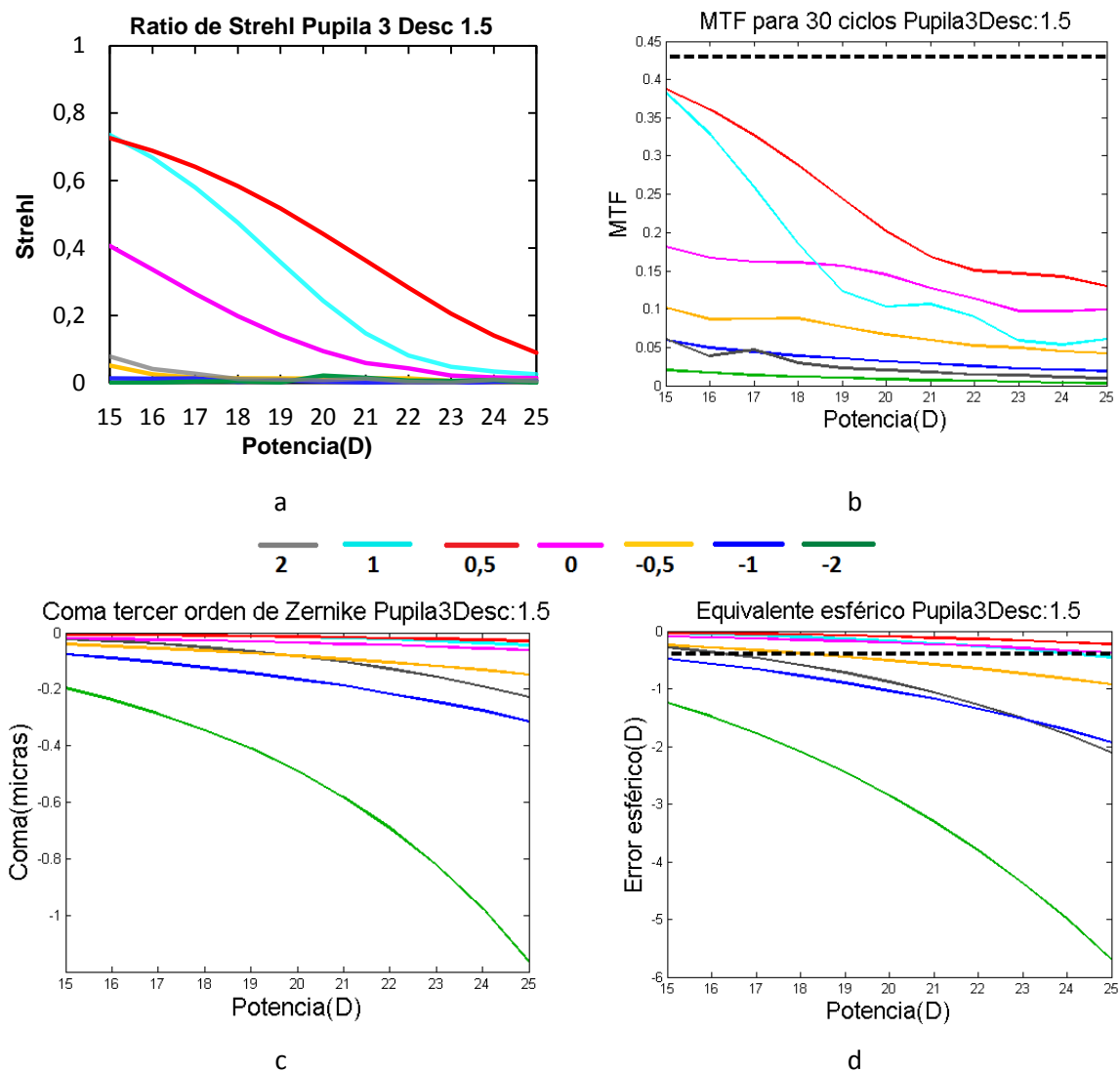


**Figura 10.** Se muestran, respectivamente, los valores de (a) la razón de Strehl, (b) la modulación 30 grados/ciclo, (c) la aberración del coma y (d) el error esférico en un modelo de ojo de 3 mm de pupila de entrada con LIOS de diferentes factores de forma descentradas 1 mm dentro de dicho ojo modelo.

Al descentrar la LIO 1.5 mm, el factor de forma  $X=-0.5$  deja de ser tolerable según la normativa dictada para el error esférico (figura 11 d).

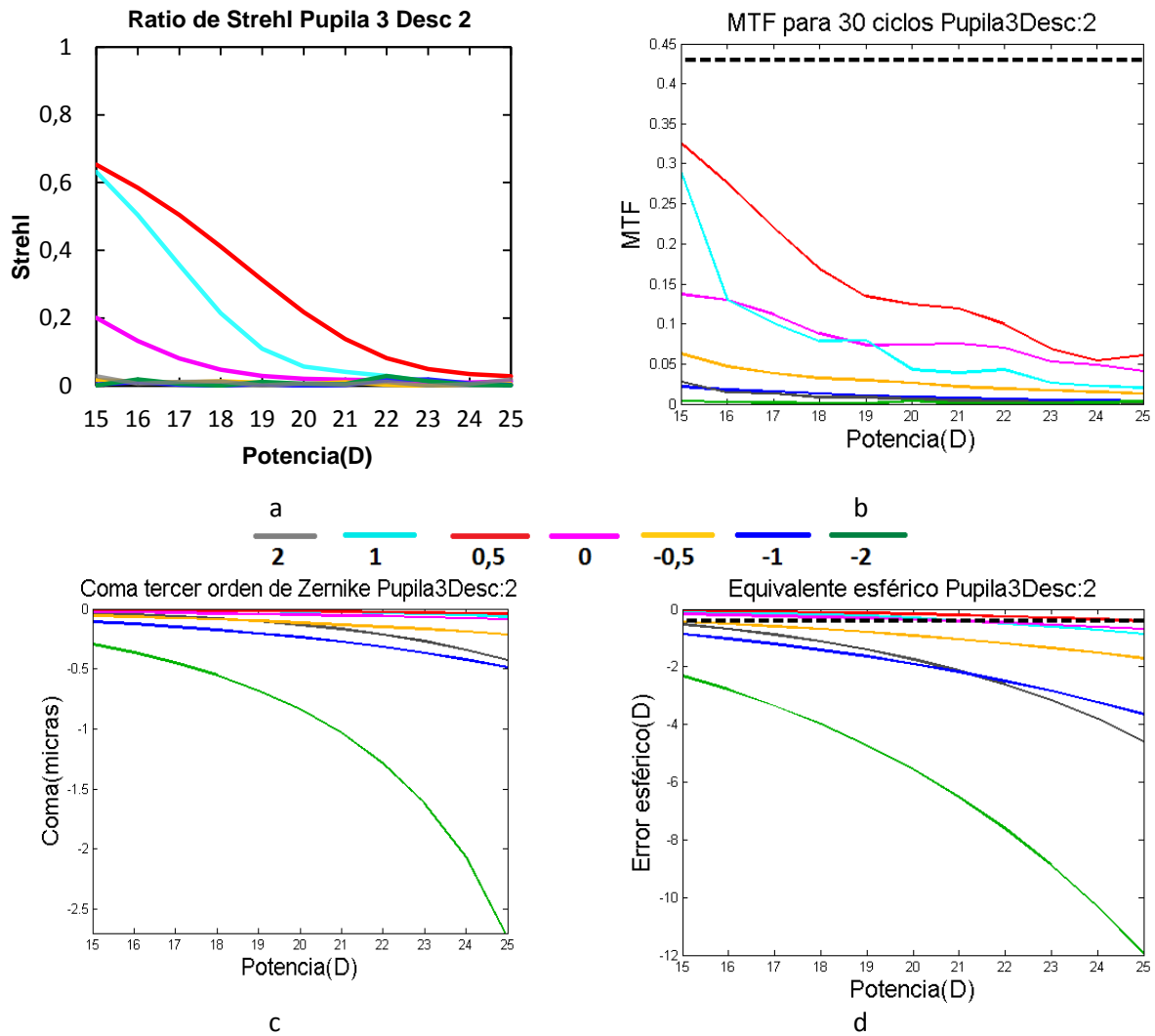
Respecto a la modulación, el factor de forma  $X=0$ , que siempre ha presentado un comportamiento más plano, alcanza unos valores mayores que el factor de forma  $X=1$  para potencias mayores de +18.5 D (figura 11 b).

Los factores  $X=2$  y  $X=-0.5$ , que en descentramientos anteriores alcanzaban valores de Strehl relativamente altos, a partir de este descentramiento muestran una curva completamente plana.



**Figura 11.** Resultados obtenidos del (a) ratio de Strehl, de la modulación a 30 ciclos/grado (b), de la aberración del coma (c) y del equivalente esférico del error esferocilíndrico (d) en función de la potencia y con descentramiento de 1.5 mm en un ojo modelo con una pupila de entrada de 3 mm.

Cuando el descentramiento es igual a 2 mm, el factor de forma  $X=0.5$  es el único que cumple la norma ISO del error esférico para todo el rango de potencias analizadas (figura 11d). El resto de los factores de forma tienen un error esférico demasiado elevado, especialmente los factores  $X=-0.5$ ,  $X=-1$ ,  $X=-2$  y  $X=2$ , que tienen ya un error esférico de entre -2 D y -12 D, mientras que los otros dos factores que mejor comportamiento presentan,  $X=0$  y  $X=1$  cumplen la norma hasta potencias menores de +21 D.

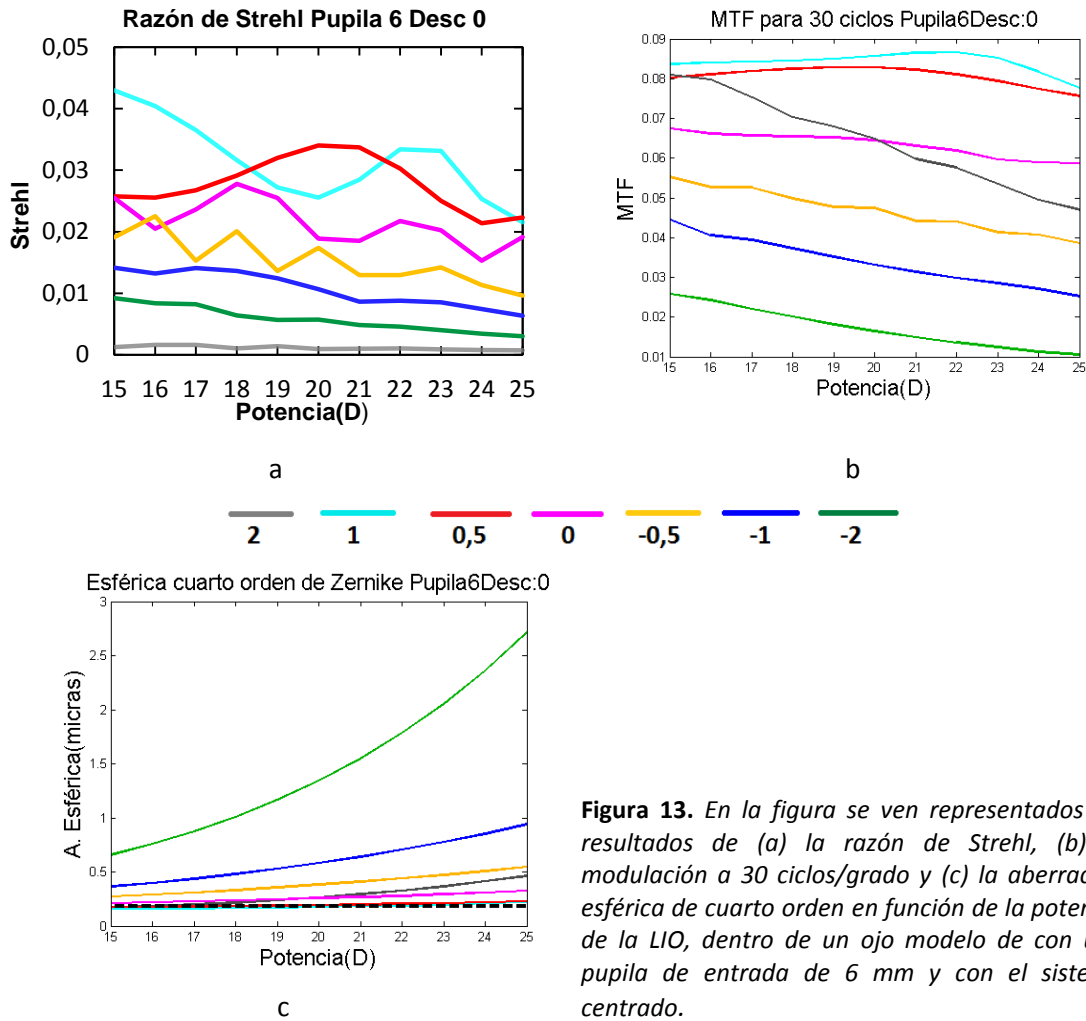


**Figura 12.** Resultados de (a) la razón de Strehl, modulación para la frecuencia de 30 ciclos/grado (b), la aberración comática (c) y el equivalente esférico del error esferocilíndrico obtenidos en el estudio de cada factor de forma entre las potencias +15 y +25 D en un ojo modelo con pupila de entrada de 3 mm y la LIO descentrada 2 mm.

### 5.3. Resultados de pupila de entrada de 6 mm y LIO centrada

Los resultados obtenidos en el análisis de LIOS de potencias entre +15 y +25 D centradas en el ojo modelo descrito con una pupila de entrada de 6 mm son mostrados en la figura 12. La línea negra punteada en la figura 13c se corresponde con la aberración esférica de un ojo con cristalino típico [17] para una pupila de entrada de 6mm. Este valor es igual a 0.18  $\mu$ .

La norma ISO se establece para una pupila de 3 mm, por lo que no se puede establecer la misma tolerancia en la modulación en los casos de pupila de 6 mm (Figura 13b).



**Figura 13.** En la figura se ven representados los resultados de (a) la razón de Strehl, (b) la modulación a 30 ciclos/grado y (c) la aberración esférica de cuarto orden en función de la potencia de la LIO, dentro de un ojo modelo de con una pupila de entrada de 6 mm y con el sistema centrado.

En la razón de Strehl (figura 13a) ha cambiado la forma de la gráfica de algunos de los factores de forma (por ejemplo  $X=2$ ,  $X=0$  ó  $X=-0.5$ ). La escala se ha tenido que reducir mucho respecto a las situaciones de pupila de entrada de 3 mm debido al empeoramiento de la calidad de la imagen ya que si se dejaba como valor máximo 1 (valor máximo que puede alcanzar la razón de Strehl por definición), las líneas serían demasiado planas como para poder distinguir el comportamiento entre los diferentes factores de forma.

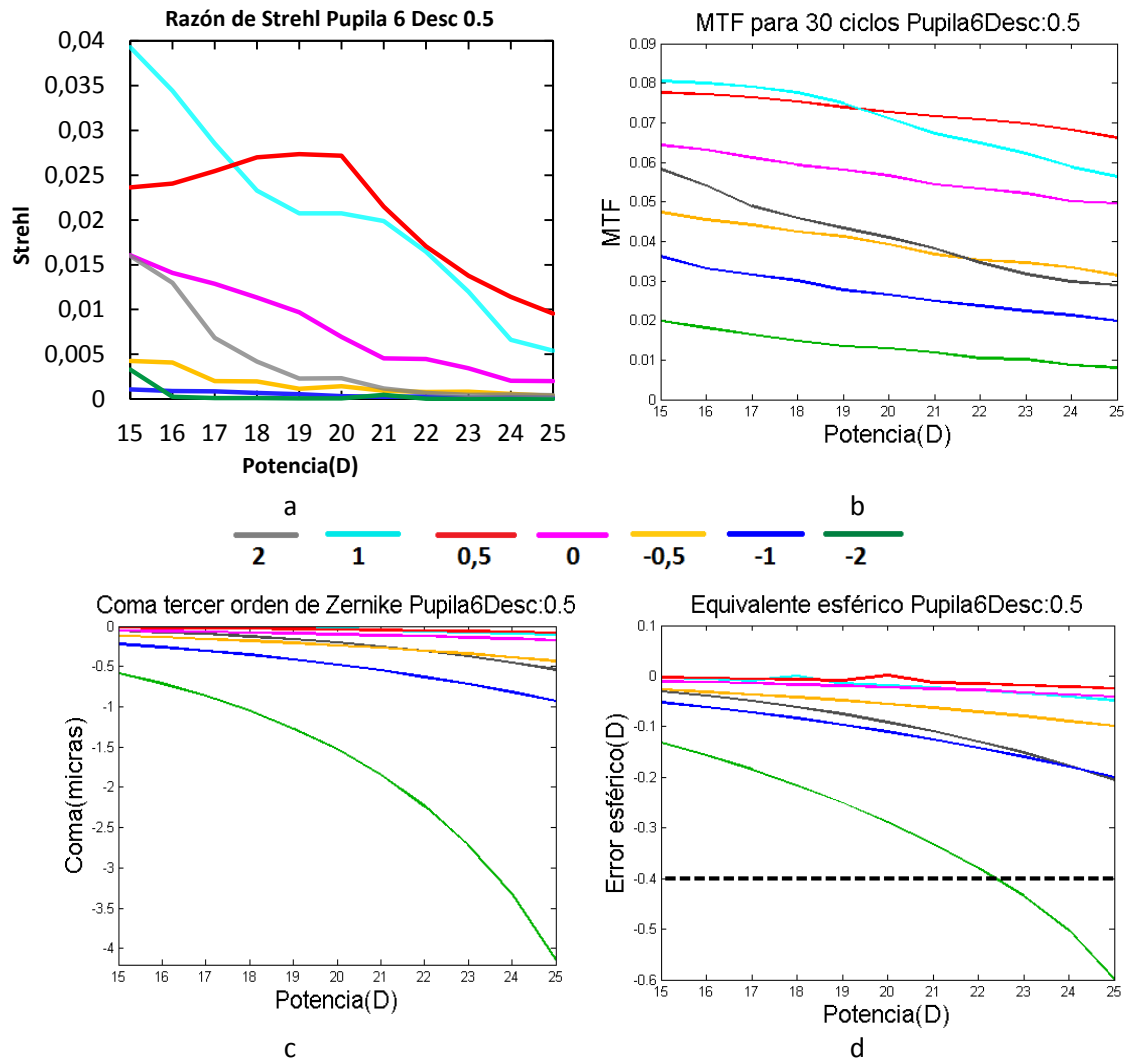
En este caso, el cambio de forma de las curvas mencionado hace que el ratio de Strehl en el factor de forma  $X=1$  sea mayor que en  $X=0.5$  salvo en el rango de potencias: de +18.50 D a +21.50 D, mientras que en la gráfica de la modulación (Figura 13b) se mantiene siempre por encima.

#### 5.4. Resultados de pupila de entrada de 6 mm y lio descentrada

En las figuras 11, 12, 13 y 14 se exponen los resultados obtenidos del análisis del ojo modelo con la pupila de entrada de 6 mm y las LIOS descentradas 0.5, 1, 1.5 y 2 mm respectivamente.

Se observa (figura 15.a) una caída mucho más pronunciada del factor  $X=1$  (que se traduce en un empeoramiento más rápido) en potencias mayores del que tenía con la pupila pequeña.



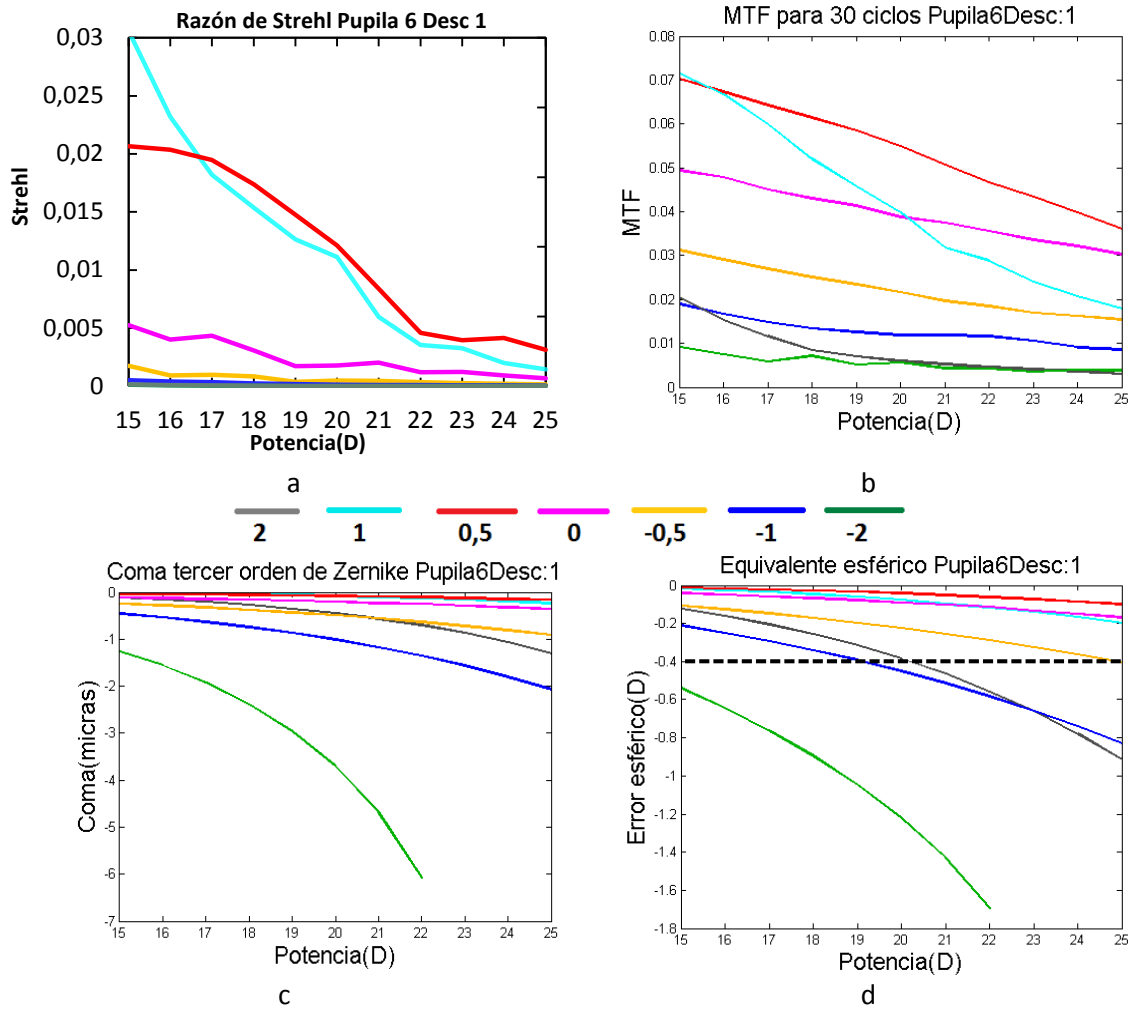


**Figura 14.** Resultados de (a) la razón de Strehl, (b) de la modulación para una frecuencia de 30 ciclos/grado. (c) la aberración del coma de tercer orden y (d) el equivalente esférico del error esferocilíndrico del análisis de una LIO descentrada 0.5 mm dentro de una ojo modelo con una pupila de entrada de 6 mm.

Respecto al equivalente del error esferocilíndrico, con un descentramiento de la LIO de 0.5 mm (Figura 14d) todos los factores de forma cumplen la norma ISO, mientras que al descentrar la LIO 1 mm, los factores de forma que peor comportamiento han venido presentando con menor descentramiento ( $X=\pm 2$  y  $X=-1$ ) dejan de cumplirla (Figura 15d).

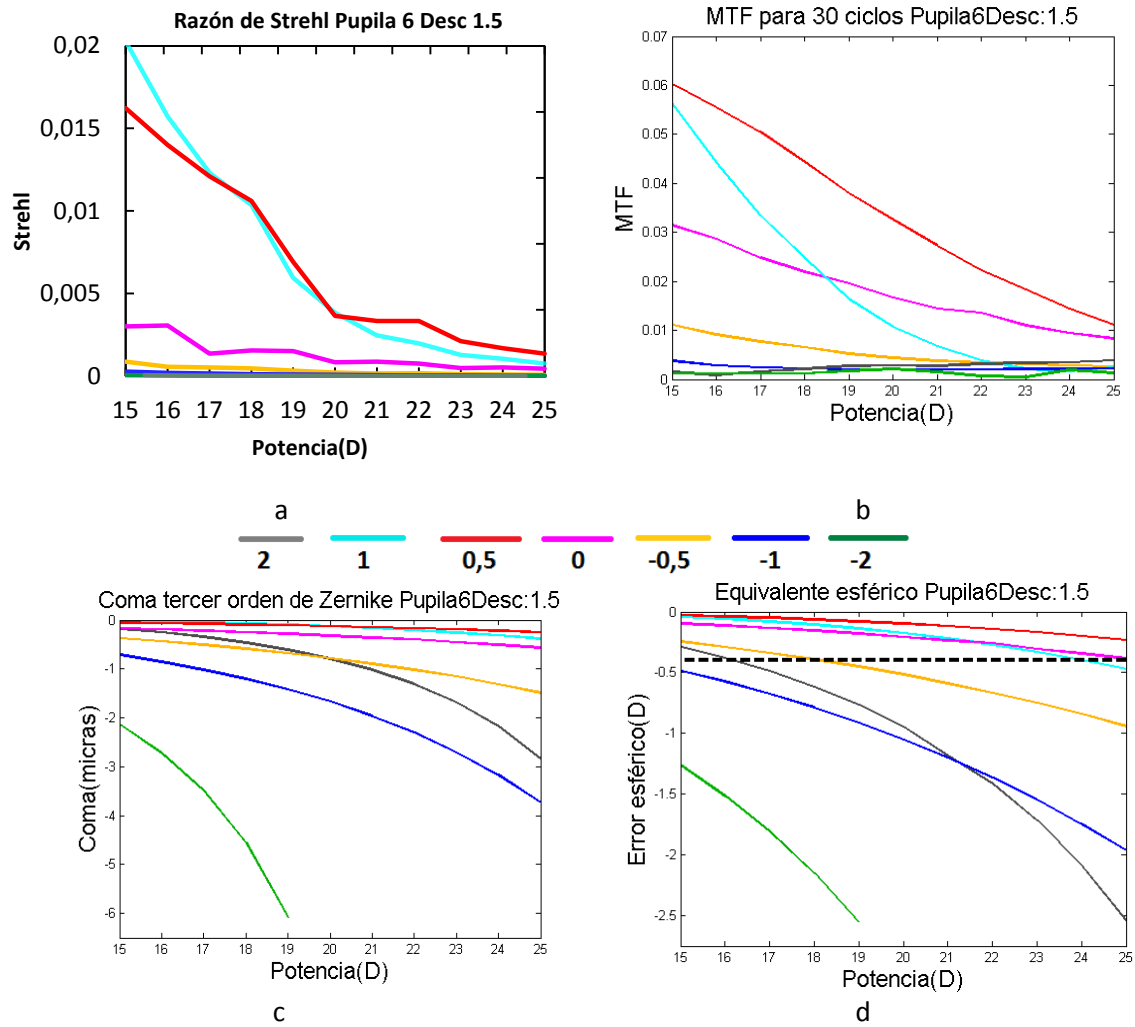
Por otro lado, se observa que al descentrar 1 mm, no se muestran los valores de coma y su equivalente esférico cuando la potencia es mayor a +22 D (Figuras 15c y 15d). Esto se debe, como se ha explicado anteriormente, a que en estos casos están implicados polinomios de Zernike de un orden mayor al que OSLO ofrece para la descripción del frente de onda y, por lo tanto, el error cometido no cumple el criterio de Marechal. Tiene sentido que deje de cumplirse el criterio para el factor de forma  $X=-2$  ya que es el que peor calidad de imagen ha ofrecido desde el principio y el que más ha empeorado.

Los factores de  $X=2$  y  $X=-1$  cumplen el criterio de Marechal pero sin embargo, el equivalente del error esferocilíndrico cometido es demasiado elevado, especialmente con un descentramiento de 2 mm, en el cual llegan hasta -7.50 y -4 D respectivamente (Figura 17d).

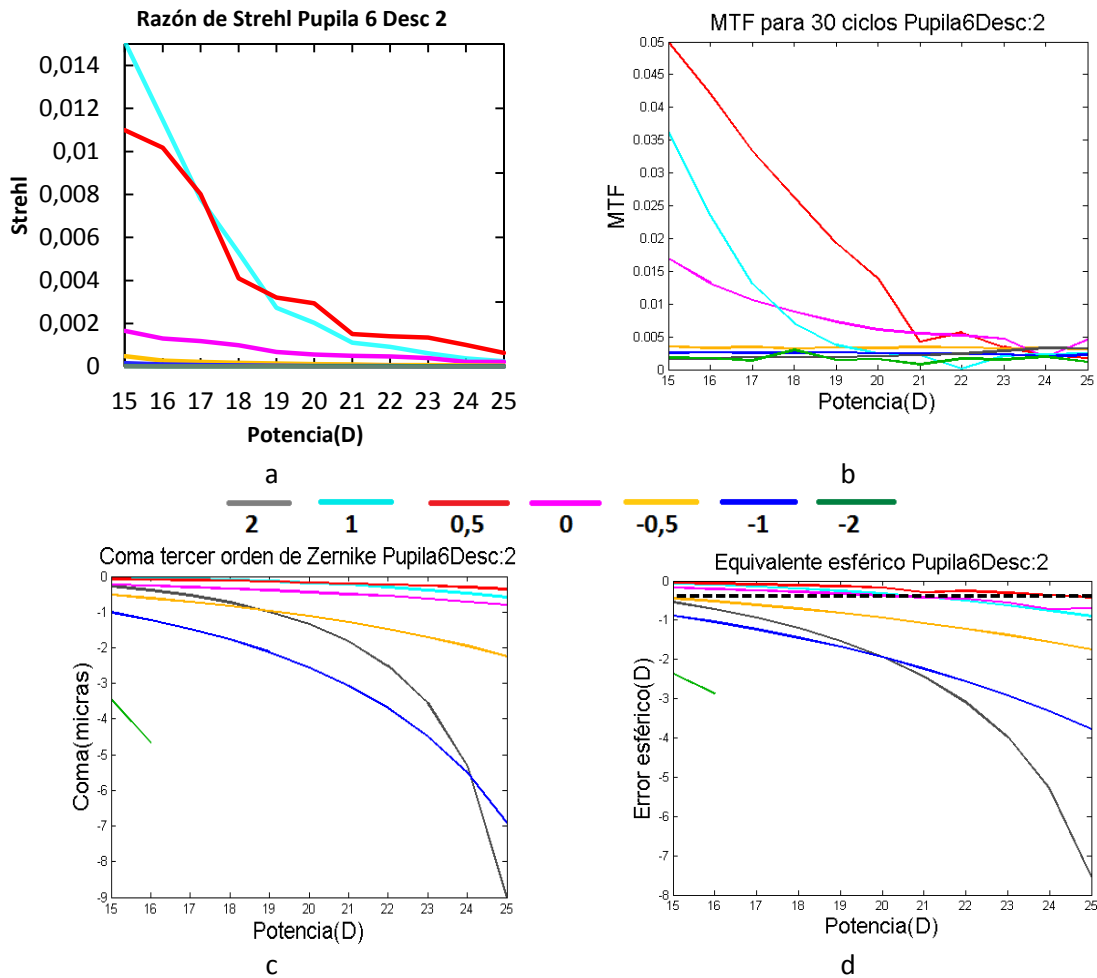


**Figura 15.** Resultados de (a) la razón de Strehl, (b) de la modulación de 30 ciclos/grado, de (c) la aberración comática y del (d) equivalente esférico del error esferocilíndrico obtenidos al descentrar la LIO 1 mm dentro del ojo modelo de pupila de 6 mm.

De todas formas, el error esférico para los mejores factores ( $X=1$ ,  $X=0.5$  y  $X=0$ ) está, para un descentramiento de 1.5 mm (Figura 16d), todavía dentro de los límites tolerables de la norma ISO en todas las potencias analizadas y mantienen un buen comportamiento en el descentramiento de 2 mm (Figura 17d), por debajo de -1 D de error, aunque con este descentramiento, el factor  $X=0.5$  es el único que todavía sigue cumpliendo la norma ISO para todas las potencias, incluso las más elevadas.



**Figura 16.** Resultados de (a) la razón de Strehl, (b) modulación a 30 ciclos/grad, (c) aberración comática y (d) equivalente esférico del error esferocilíndrico del estudio de una LIO descentrada 1.5 mm en un ojo modelo de 6 mm de diámetro de la pupila de entrada.



**Figura 17.** Resultados de (a) la razón de Strehl, (b) modulación a 30 ciclos/grado, (c) aberración comática y (d) equivalente esférico del error esférico cilíndrico del estudio de una LIO descentrada 2 mm en un ojo modelo de 6 mm de diámetro de pupila de entrada.

## 6. Discusión

### 6.1. Discusión para pupila de entrada de 3 mm y LIO centrada

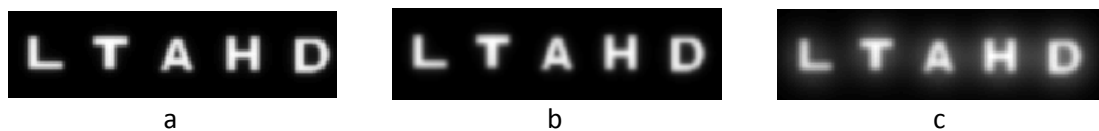
Atchison señaló el factor de forma  $X=1$  como el más indicado para el diseño de LIOs. Los resultados muestran que efectivamente éste es un buen factor, aunque podría incluirse el factor  $X=0.5$  ya que, como se ha visto, cumple la norma ISO para la modulación en todas las potencias y además presenta una aberración esférica similar al primer factor. Probablemente esta diferencia de resultados con la bibliografía se debe a las potencias escogidas para el estudio, pues es cierto que se puede apreciar un mejor comportamiento del factor de forma  $X=1$  respecto al factor  $X=0.5$  cuanto menor es la potencia de la LIO.

Podría ser también interesante situar el factor de forma que tiene el cristalino adulto. Con un radio anterior de 10.2 mm y un radio posterior de 6.0 mm [11], el factor de forma del cristalino es  $X=-0.26$ . Esto significaría que, en teoría, el cristalino debería presentar un comportamiento medio entre los factores analizados de  $X=0$  y  $X=-0.5$ , los cuales no presentan el comportamiento más eficaz de entre los factores de forma analizados. Sin embargo, este estudio se ha realizado con un objeto en eje, por lo que habría que valorar otras posiciones del

objeto antes de determinar que la forma del cristalino no es la más adecuada. No obstante, cabe recordar que el índice de refracción no es homogéneo, a diferencia de las LIOs analizadas, por lo que la imagen que se obtiene del cristalino no es exactamente igual que la que se obtiene de las LIOs.

La aberración esférica (Figura 8c) total del sistema es siempre positiva y no parece que ninguno de los factores de forma la pueda igualar a 0 con una geometría simplemente esférica. Si se compara la aberración esférica típica del ojo con cristalino con la de los ojos modelos analizados, tan sólo los factores de forma  $X=1$  y  $X=0.5$  tienen un valor menor a la del ojo típico y el factor de forma  $X=0$  toma valores bastante cercanos, aunque siempre superiores, en las potencias más bajas.

En la figura 18 se muestra la imagen retiniana correspondiente a una línea de letras de  $AV=1$  en el caso de una LIO de +20 D con factores de forma  $X=0.5$  (Figura 18a),  $X=0$  (Figura 18b) y  $X=-2$  (Figura 18c), muy por debajo de la norma ISO. Se puede comprobar cómo de exigente es la norma ISO de la modulación con la figura 18b, ya que en el factor  $X=0$ , que tiene un comportamiento algo inferior al requerido por la norma (Figura 8b), como ya se ha comentado, muestra una imagen retiniana cuando está centrada que no difiere mucho de la obtenida con  $X=0.5$



**Figura 18.** Simulación de una línea de  $AV=1$  en tres LIOs de potencia +20 D de factores de forma (a)  $X=0.5$ , (b)  $X=0$  y (c)  $X=-2$ .

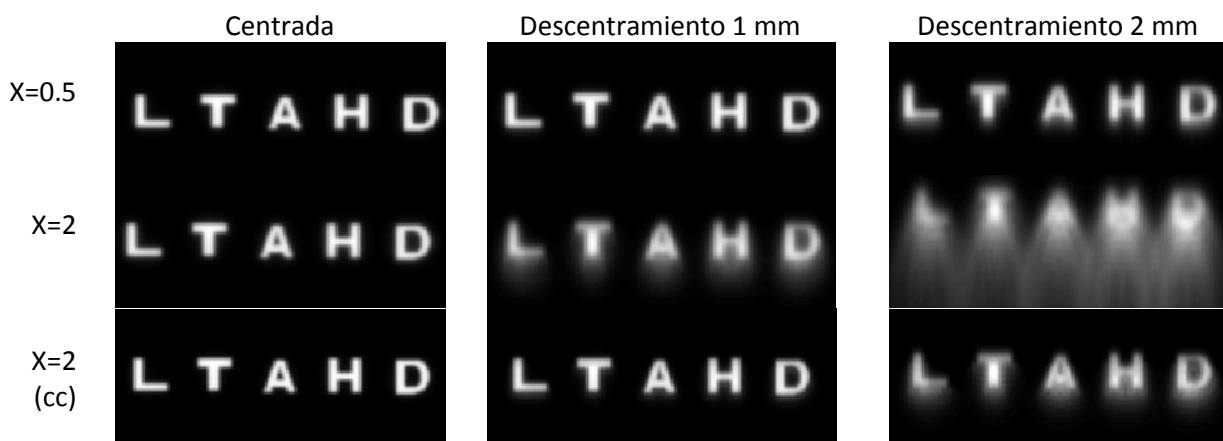
## 6.2. Discusión para pupila de entrada de 3 mm y LIO descentrada

Al descentrar las LIOs, se ha observado la misma tendencia en los comportamientos. Además, los factores  $X=1$  y  $X=0.5$  se cruzan alrededor de la potencia +21.50 D (Figura 9a) cuando ésta está descentrada 0.5 mm, cosa que no ocurría con la LIO centrada, estando el factor  $X=1$  por encima en las potencias menores y el factor  $X=0.5$  por encima en la mayores. Esto sugiere que el segundo factor tiene un comportamiento más uniforme, mientras que el primero experimenta un mayor empeoramiento al aumentar la potencia. Para un descentramiento de 1 mm el cruce entre los factores de forma  $X=1$  y  $X=0,5$  se produce a unas +16 ó +17 D (Figuras 10a y 10b) debido al rápido empeoramiento del primer factor. Tanto es así que en la gráfica de la modulación, el factor de forma  $X=1$  corta con el  $X=0$  (Figura 10b), concluyendo que para altas potencias (a partir de +22 D),  $X=0$  tiene un mejor comportamiento. Cuando el descentramiento es mayor de 1 mm, el factor de forma  $X=0.5$  tiene un comportamiento superior que el factor  $X=1$  en todo el rango de potencias analizadas, por lo que se puede concluir que éste último tiene una peor tolerancia al descentramiento. Aunque para potencias menores de +15 D, que aquí no se han analizado, parece que la tendencia de las curvas es más favorable para el factor de forma  $X=1$ .

Como se ha visto en la situación de la lente centrada, la calidad de la imagen, especialmente la razón de Strehl (Figura 8a), empeora rápidamente para el factor de forma  $X=2$  conforme aumentan las potencias. Este empeoramiento es más notable con el descentramiento por lo

que, aunque pudiera parecer una buena elección en potencias de hasta +18 D en una situación ideal, se debe de tener en cuenta un posible descentramiento no predecible, y por lo tanto ésta deja de ser una buena opción.

En la figura 19 se puede ver claramente cómo el descentramiento afecta a la calidad de la imagen según del factor de forma. Se comparan las tolerancias al descentramiento de dos factores de forma con igual potencia (+20 D):  $X=0.5$ , que ha resultado ser el factor de forma más tolerante al descentramiento, y  $X=2$ , que ha mostrado un empeoramiento de la imagen conforme el descentramiento aumentaba. Al eliminar las aberraciones de bajo orden en éste último factor, igual que se hace al corregir ópticamente a un paciente, se comprueba fácilmente que un descentramiento de 1 mm podría ser aceptable incluso en factores de forma con una menor tolerancia al descentramiento. Esto indica que un descentramiento, a pesar de provocar aberraciones de alto orden que deterioran la imagen retiniana, éstas pueden ser compensadas mediante una refracción postquirúrgica sin una pérdida de la calidad visual hasta un cierto grado de descentramiento y, por lo tanto, sería interesante estudiar este hecho en aquellos factores forma de LIO con una buena calidad de imagen en posición centrada pero que empeoran rápidamente al descentrar.

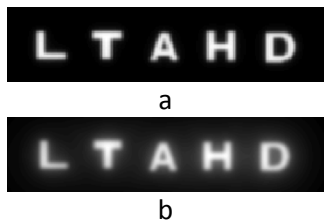


**Figura 19.** Simulación de la imagen retiniana para una línea de letras de  $AV=1$  en el caso de LIOs de potencia +20 D y factores de forma  $X=0.5$  (arriba) y  $X=2$  (en medio), en función del descentramiento. En la última fila se muestra la simulación de la imagen correspondiente al factor  $X=2$  una vez eliminadas las aberraciones de bajo orden (cc).

Atchison apuntó que los mejores factores de forma en presencia de descentramiento eran aquellos comprendidos en el rango entre  $X=1$  y  $X=0$ . Se ha visto que éste es el rango que mejor comportamiento tiene con la LIO centrada, pero tras el análisis de estas LIOs en descentramientos de hasta 2 mm, el factor de forma que mejor tolera el descentramiento en todo el rango de potencias estudiado es  $X=0.5$ .

### 6.3. Discusión para pupila de entrada de 6 mm y LIO centrada

Aunque la forma de la línea haya cambiado, se puede observar que los peores comportamientos los siguen teniendo los mismos factores que con pupila de entrada de 3 mm ( $X=\pm 2$  y  $X=-1$ ), y lo mismo ocurre con los factores de forma que con la pupila de entrada de 3 mm daban los mejores resultados ( $X=\pm 0.5$ ,  $X=0$  y  $X=1$ ).



**Figura 20.** Simulación de la imagen retiniana correspondiente a una línea de letras de AV=1 para una LIO de potencia +20 D y un factor de forma X=1 centrada en un ojo modelo de pupila de entrada de (a) 3 mm y (b) de 6 mm.

Al comparar la aberración esférica que presentan las LIOs analizadas con la del ojo normal (Figura 13c), se puede comprobar que el comportamiento es igual al que existía con una pupila de entrada de 3 mm: los factores de forma X=1 y X=0.5 son los únicos similares al valor típico y el factor X=0 tiene un comportamiento algo superior.

En la figura 20 se puede ver cómo influye el aumento del tamaño la pupila de entrada en posición centrada para uno de los factores de forma que mejor comportamiento mostraba en esta posición: X=1. Un diámetro pupilar mayor implica un deterioro de la calidad de la imagen provocado por una mayor participación de la aberración esférica.

#### 6.4. Discusión para pupila de entrada de 6 mm y lio descentrada

Con la pupila de entrada de 3 mm, el factor X=1 tenía una peor tolerancia al descentramiento que otros factores como X=0.5 ó X=0, y con una pupila mayor, la situación es más crítica y este hecho se acentúa más (Figura 14a). Para un descentramiento de 0.5 mm, por ejemplo, X=1 corta con la curva del factor X=0.5 a +18 D en la gráfica del ratio de Strehl (Figura 14a) mientras que con la pupila de entrada de 3 mm lo hacía a +21,50 D (Figura 9a). Y lo mismo ocurre en la gráfica de la modulación: con una pupila de entrada de 3 mm X=1 cortaba con el factor X=0.5 en +20 D (Figura 9b) y al aumentar el diámetro pupilar corta con el mismo factor en +19 D (Figura 14b).

A partir del descentramiento de 1.5 mm, el factor de forma X= -0.5, sólo cumple la norma ISO para el error esférico en potencias menores de +18 D (Figura 16d), no obstante el ratio de Strehl (Figura 16a) y la modulación (Figura 16b) son también muy bajos para estas potencias menores, por lo que podría considerarse que en descentramientos mayores de 1 mm éste deja de ser un buen factor en todas las potencias. Además, al descentrar esta lente 2 mm deja de cumplir la norma ISO del error esférico también para las potencias más pequeñas (Figura 17d).

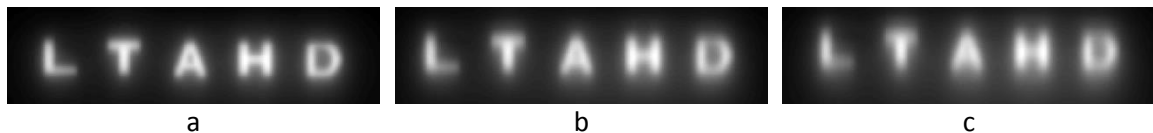


**Figura 21.** Simulación de la imagen retiniana para una línea de letras de AV=1 en el caso de LIOs de potencia de +20 D y factores de forma X=0.5 (arriba), X=1 (en medio) y X=2 (abajo) en función del descentramiento.

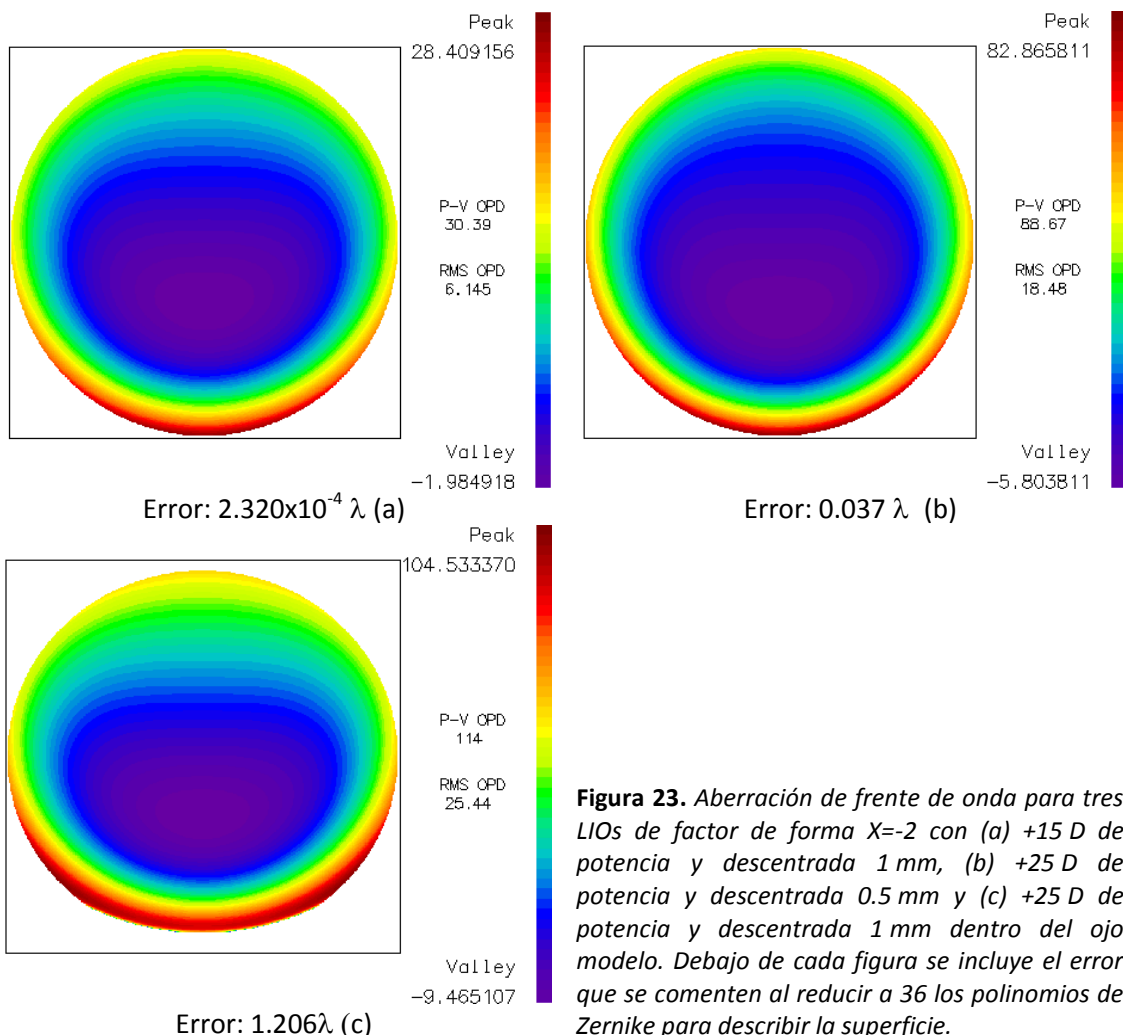
En la figura 21 se puede ver cómo evoluciona la calidad de la imagen retiniana de una línea de letras de AV=1 al descentrar una LIO con factor de forma X=1. En la posición centrada tiene

una calidad similar al factor de forma  $X=0.5$  pero cuando el descentramiento es máximo, 2 mm, los bordes de las letras para el factor  $X=0.5$  se muestran más definidos.

Parece también interesante comprobar cómo afecta el diámetro pupilar a la calidad de la imagen en el factor de forma  $X=2$ . Es una LIO que presentaba una mala tolerancia al descentramiento para potencias mayores a +18 D con una pupila de entrada de 3 mm y al aumentar el tamaño pupilar este hecho se acentúa, provocando un deterioro en la calidad de la imagen retiniana.



**Figura 22.** Simulación de la imagen retiniana correspondiente a una línea de letras de  $AV=$  para una LIO de factor de forma  $X=0$ , descentramiento de 2 mm y pupila de entrada de 6 mm para las potencias de (a) +15 D, (b) +20 D y (c) +25 D.



Por otro lado, en la gráfica de la modulación de la LIO descentrada 2 mm (Figura 17b) y especialmente en la del ratio de Strehl para el mismo descentramiento (Figura 19a) se ve que la curva del factor  $X=0$  es muy plana, y alcanza valores bajos incluso para las potencias más bajas. Es por esto que, aunque su error esférico cumple las normas de tolerancia establecidas



en la norma ISO para potencias menores de +20 D, ésta tampoco sería la mejor opción. En la figura 22 se puede ver cómo un aumento de potencia implica una pérdida en la nitidez de los bordes a partir de la potencia +20 D (figura 22 b).

En la figura 23 se muestran los frentes de onda de dos LIOs, una de potencia +15 D y otra de potencia +25 D, ambas de factor de forma  $X=-2$  y descentradas 1 mm en el ojo modelo. Se puede comprobar que al aumentar la potencia o el descentramiento, el frente de onda sufre una mayor deformación y pierde la forma circular (Figura 23c), por lo que requiere de un mayor número de coeficientes para describir fielmente la superficie. Como se puede ver, el frente de onda está más aberrado conforme aumenta el descentramiento, por lo que en descentramientos de 1.5 mm, el factor de forma  $X=-2$  deja de cumplir el criterio de Marechal a +19 D (Figura 16c y 16d) y al aumentar el descentramiento lo hace a potencias menores: en las figuras 17c y 17d se observa que a partir de +16 D el error es demasiado alto.

## 7. Conclusiones

En este trabajo se ha estudiado la influencia del factor de forma en la formación de imagen con LIOs esféricas para un amplio rango de potencias, determinando cómo se comportan todas ellas según las normas ISO establecidas.

Para ello se diseñó un ojo modelo que resultaba emélope para cada potencia y factor de forma de las LIOs a través de la variación de su longitud axial, la cual fue determinada mediante fórmulas de óptica paraxial.

Tras el análisis de las LIOs dentro del ojo modelo en distintas condiciones de luminosidad y con posiciones descentradas, se han llegado a las siguientes conclusiones:

- Con la LIO centrada y pupila pequeña, se observa que los únicos factores de forma que cumplen la norma ISO estipulada para la modulación en todas las potencias son  $X=1$  y  $X=0.5$ , aunque el factor de forma  $X=2$  también cumple la norma en las potencia más bajas (hasta 18D). Esto indica que esta norma es muy exigente y con descentramientos o aumento de la pupila pronto deja de cumplirse para las potencias analizadas.
- En presencia de descentramientos pequeños, las gráficas muestran un mejor comportamiento del factor de forma  $X=1$  en potencias bajas, mientras que en potencias altas es preferible el factor de forma  $X=0.5$ .
- Sin embargo,  $X=0.5$  es el factor de forma que presenta una mayor tolerancia en descentramientos y es el único que cumple la norma ISO del error esférico inducido de  $\pm 0.40D$  para el descentramiento máximo estudiado: 2mm. Dado que la magnitud del descentramiento es una variable que no se puede predecir, se concluye que el factor de forma  $X=0.5$  es el que mejor comportamiento va a presentar, especialmente cuando se requieren potencias altas.
- Definitivamente, el factor de forma que peor comportamiento tiene es  $X=-2$ , pues no cumple los criterios de tolerancia establecidos en ninguno de los casos y además, es el factor de forma que peor responde a los descentramientos y al aumento de pupila debido a la aberración esférica que presenta la lente en la situación inicial.

- Además se ha visto que un mayor tamaño pupilar compromete aquellas situaciones que con pupila de entrada de 3 mm tenían un comportamiento crítico, como es el caso de los factores  $X=2$  y  $X=1$ .

Se ha simulado la imagen retiniana correspondiente a una línea de letras de  $AV=1$ , comprobando en qué casos los errores por descentramientos podrían ser compensados mediante corrección óptica. Sería interesante profundizar este aspecto, determinando hasta qué descentramientos el error es compensable, así como la influencia del factor de forma a la hora de corregir.

La aberración esférica que tienen las LIOs es siempre positiva y ninguno de los factores de forma consigue igualarla a 0 con una geometría simplemente esférica. Esto hace pensar que para córneas extremas típicas –más y menos potentes- el comportamiento de las LIOs va a ser siempre similar al estudiado con esta córnea.

**Agradecimientos:** quisiera agradecer a Sara Perchés su ayuda con las simulaciones y a Jorge Ares y Victoria Collados sus consejos y su tiempo.

## Referencias

- [1] L. Torres Hernandez. "Estudio de técnicas biométricas y cálculo de la lente intraocular". Universidad de Valladolid (2012).
- [2] User Manual. "Okulix: Ray-Tracing-Calculation for de Pseudophakic Eye".
- [3] Griffith E. Altman, MS, MBA, Louis D. Nichamin, MD, Stephen S. Lane, MD, Jay S. Pepose, MD, Phd. "Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration" J Cataract Refract Surg. 31, 574-85 (2005).
- [4] Jalie M. "The design of intraocular lens." Br J Physiol Opt; 32:1-21 (1978).
- [5] Wang G-J, Pomerantzeff O. "Obtaining a high-quality retinal image with biconvex intraocular lens." American Journal of Ophthalmology 94, 87-90 (1982).
- [6] Pomerantzeff O, Pankratov MM, Wang G-J. "Calculation of an IOL from the wide-angle optical model of the eye." Journal American Intraocular Implant Society 11, 37-43 (1985)
- [7] Lotmar W. "Theoretical eye model with aspherics." Optical Society of America 61, 1522-9 (1971).
- [8] D. A. Atchison. "Optical designs of Intraocular lenses. I. On-axis performance." Optometry and Vision Science. 66, 492-506 (1989).
- [9] D. A. Atchison. "Optical designs of Intraocular lenses. III. On-axis performance in the Presence of Lens Displacement." Optometry and Vision Science. Vol.66, No. 10, pp671-681. Copyright © 1989 American Academy of Optometry.
- [10] Laura Remón Martín. "Diseño, fabricación y control de lentes intraoculares multifocales." Universitat Politècnica de Valencia. ISBN:978-84-8363-835-4 (versión impresa).
- [11] Tan, Bo, "Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications. " PhD diss., University of Tennessee, (2009).  
[http://trace.tennessee.edu/utk\\_graddiss/63](http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/63)
- [12] Acosta R., Hoffmeister L., Román R., Comas M., Castilla M., Castells X. "Systematic review of population-based studies of the prevalence of cataracts." 81 n.9 Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología, *versión impresa* ISSN 0365-6691. Madrid sep. (2006)
- [13] "IOL Product Guide. Alcon" 0703S13 IOL Product Catalog10-07\_5  
[http://www.alcon.ca/pdf/Product\\_surg/product\\_surg\\_global\\_cataract\\_catalog\\_Eng.pdf](http://www.alcon.ca/pdf/Product_surg/product_surg_global_cataract_catalog_Eng.pdf)
- [14] IS/ISO 11979-2 (1999): Ophthalmic Implants- Intraocular Lenses, Part 2: Optical Properties and Test Methods [MHD 5: Ophthalmic Instruments and Appliances]
- [15] M. Born, B. Wolf. "Principles of Optics", Pergamon Press, Oxford (1987)
- [16] Perches, S.; Ares, J.; Collados, M. V., "Development of a subjective refraction simulator " Proceedings of SPIE, 8785, 8785G6 (2013)
- [17] Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. J Opt Soc Am A Image Sci Vis. 2001 Aug;18(8):1793-803.

## Anexos

### Anexo I: Desarrollo de la fórmula de la longitud axial en función de las potencias de la córnea y de la LIO

$$P'_{LIO} = \frac{n_v}{l_o - H'_c H'_{LIO}} - \frac{n_a}{f'_c - H'_c H_{LIO}}$$

$$\frac{n_v}{l_o - H'_c H'_{LIO}} = P'_{LIO} + \frac{n_a}{f'_c - H'_c H_{LIO}}$$

$$l_o - H'_c H'_{LIO} = \frac{n_v}{P'_{LIO} + \frac{n_a}{f'_c - H'_c H_{LIO}}}$$

$$l_o = H'_c H'_{LIO} + \frac{n_v}{P'_{LIO} + \frac{n_a}{f'_c - H'_c H_{LIO}}}$$

## Anexo II: Resultados del diseño de las lentes intraoculares y el ojo modelo

En la siguiente tabla se muestran los parámetros obtenidos en el diseño de las lentes intraoculares, así como la longitud axial necesaria para que el sistema óptico sea emétrepe medida desde el vértice corneal hasta el plano de la retina:

Potencia (D)	Factor de forma	R1(mm)	R2(mm)	e(mm)	Longitud axial
<b>15</b>	X=2	6.938761	20.816282	0.964741	25.407
	X=1	10.3333	0	0.945069	25.417
	X=0,5	13.753294	-41.259882	0.940391	25.423
	X=0	20.617751	-20.617751	0.938852	25.430
	X=-0,5	41.259882	-13.753294	0.940391	25.438
	X=-1	0	-10.3333	0.945069	25.447
	X=-2	-20.816282	-6.938761	0.964741	25.467
<b>16</b>	X=2	6.509934	19.529802	1.000664	25.109
	X=1	9.6875	0	0.976221	25.119
	X=0,5	12.891396	-38.674187	0.970461	25.125
	X=0	19.324524	-19.324524	0.96857	25.132
	X=-0,5	38.674187	-12.891396	0.970461	25.141
	X=-1	0	-9.6875	0.976221	25.150
	X=-2	-19.529802	-6.509934	1.000664	25.171
<b>17</b>	X=2	6.1319	18.3957	1.037714	24.820
	X=1	9.117647	0	1.007683	24.829
	X=0,5	12.1308	-36.3924	1.000672	24.836
	X=0	18.183251	-18.183251	0.998376	24.843
	X=-0,5	36.3924	-12.1308	1.000672	24.852
	X=-1	0	-9.117647	1.007683	24.861
	X=-2	-18.3957	-6.1319	1.037714	24.883
<b>18</b>	X=2	5.796137	17.38841	1.076034	24.540
	X=1	8.611111	0	1.03948	24.548
	X=0,5	11.454623	-34.363868	1.031035	24.555
	X=0	17.168607	-17.168607	1.028276	24.563
	X=-0,5	34.363868	-11.454623	1.031035	24.571

	X=-1	0	-8.611111	1.03948	24.581
	X=-2	-17.38841	-5.796137	1.076034	24.605
<b>19</b>	X=2	5.495987	16.487962	1.11578	24.267
	X=1	8.157895	0	1.071641	24.275
	X=0,5	10.849533	-32.5486	1.06156	24.282
	X=0	16.260595	-16.260595	1.058277	24.290
	X=-0,5	32.5486	-10.849533	1.06156	24.299
	X=-1	0	-8.157895	1.071641	24.309
	X=-2	-16.487962	-5.495987	1.11578	24.334
	<b>20</b>	X=2	5.226128	15.678385	1.157132
X=1		7.75	0	1.104197	24.010
X=0,5		10.304868	-30.914604	1.09226	24.016
X=0		15.443219	-15.443219	1.088384	24.024
X=-0,5		30.914604	-10.304868	1.09226	24.034
X=-1		0	-7.75	1.104197	24.044
X=-2		-15.678385	-5.226128	1.157132	24.070
<b>21</b>	X=2	4.982253	14.946759	1.200296	23.745
	X=1	7.380952	0	1.137181	23.752
	X=0,5	9.811993	-29.435979	1.123146	23.758
	X=0	14.70353	-14.70353	1.118604	23.766
	X=-0,5	29.435979	-9.811993	1.123146	23.776
	X=-1	0	-7.380952	1.137181	23.787
	X=-2	-14.946759	-4.982253	1.200296	23.814
<b>22</b>	X=2	4.760841	14.282523	1.245514	23.495
	X=1	7.045454	0	1.170627	23.501
	X=0,5	9.363845	-28.091536	1.15423	23.507
	X=0	14.263541	-14.263541	1.138116	23.604
	X=-0,5	28.091536	-9.363845	1.15423	23.525
	X=-1	0	-7.045454	1.170627	23.537
	X=-2	-14.282523	-4.760841	1.245514	23.566
<b>23</b>	X=2	4.558989	13.676968	1.293074	23.251
	X=1	6.73913	0	1.204573	23.256
	X=0,5	8.95459	-26.86377	1.185526	23.263
	X=0	13.41	-13.41	1.179408	23.268

	X=-0,5	26.86377	-8.95459	1.185526	23.281
	X=-1	0	-6.73913	1.204573	23.293
	X=-2	-13.676968	-4.558989	1.293074	23.323
<b>24</b>	X=2	4.374282	13.122847	1.343319	23.015
	X=1	6.4583333	0	1.239062	23.019
	X=0,5	8.579364	-25.738093	1.217046	23.025
	X=0	12.853463	-12.853463	1.210005	23.033
	X=-0,5	25.738093	-8.579364	1.217046	23.043
	X=-1	0	-6.4583333	1.239062	23.056
	X=-2	-13.122847	-4.374282	1.343319	23.088
<b>25</b>	X=2	4.204698	12.614093	1.396665	22.784
	X=1	6.2	0	1.274136	22.787
	X=0,5	8.234083	-24.702248	1.248806	22.793
	X=0	12.335169	-12.335169	1.240742	22.801
	X=-0,5	24.702248	-8.234083	1.248806	22.812
	X=-1	0	-6.2	1.274136	22.824
	X=-2	-12.614093	-4.204698	1.396665	22.859

**Tabla A.** Resultados del diseño de lios y la longitud axial del modelo de ojo al que corrigen, siendo R1 el radio anterior, R2 el radio posterior y e el espesor central.