



Universidad
Zaragoza

Trabajo fin de grado

Óptica y Optometría

*Diseño y análisis de lentes intraoculares
mediante el trazado real de rayos*

Autor

Mirari Aguirrezabala Bereciartua

Directores

Jorge Ares García

M^a Victoria Collados Collados

Facultad Ciencias

Año 2015

Índice

1. Introducción.....	3
1.1 Función de las Lentes Intraoculares	3
1.2. Historia de las Lentes Intraoculares	3
1.3. Geometría de las Lentes Intraoculares	4
1.4. Calidad de Imagen retiniana con lentes intraoculares	6
2.Hipótesis.....	7
3.Objetivos.....	7
4. Métodos	8
4.1. Diseño del ojo modelo.....	8
4.1.1. Parámetros comunes a todos los ojo modelo:.....	8
4.1.2 Parámetros de la LIO para la emetropización.....	9
4.2. Diseño de las lentes intraoculares.....	10
4.3 Análisis de la imagen.....	10
5.Resultados	10
5.1. Resultados de diseño de LIOs con superficies esféricas.....	11
5.1.1. Análisis de la MTF.....	11
5.1.2.Análisis del equivalente esférico.....	12
5.2. Resultados de diseño de LIOs con superficies asféricas.....	13
5.2.1. Análisis de la MTF.....	13
5.2.2. Análisis del equivalente esférico.....	15
6. Discusión.....	17
6.1. Discusión para lente esférica en campo de 0º, 2.5º, 5º,7.5º y 10º.....	17
6.2.Discusión para lente asférica en campo de 0º, 2.5º, 5º,7.5º y 10º.....	18
6.3.Discusión para lentes esféricas y asféricas.....	19

7. Conclusiones.....	19
8. Referencias.....	20
Anexo I.....	22

1. Introducción

1.1 Función de las Lentes Intraoculares

El ojo esta compuesta de dos estructuras refractivas conocidas como la córnea y el cristalino. Esta última, es una lente biconvexa situada detrás del iris con un índice de refracción variable (índice GRIN [1]) y con un poder refractivo en torno a unas 18-24D. Tiene la capacidad de realizar cambios rápidos de curvatura y de espesor para ver objetos que no provienen del infinito ,proceso conocido como la acomodación.

Esta lente, a diferencia de las otras, va creciendo ininterrumpidamente a lo largo de la vida, por lo que su peso y su rigidez va aumentando, causando una pérdida de amplitud acomodativa conocida como presbicia. La capacidad de acomodación empieza a disminuir a partir de los 45 años aproximadamente, provocando que la persona tenga dificultades para enfocar en cerca. A largo plazo, el cristalino también podrá ir perdiendo su transparencia, generando opacidades en la estructura, que son conocidas como catarata. En este caso, el cristalino es sustituido por una lente intraocular (LIO), que están particularizadas para cada paciente, para poder así corregir la afaquia que se crea de la mejor manera posible.

1.2. Historia de las Lentes Intraoculares

Desde antaño, las cataratas han sido un inconveniente para la visión, ya que disminuyen la AV significativamente por la dispersión de luz que producen. Por ello, se han ido empleando distintas técnicas en intervenciones quirúrgicas, desde la antigua Mesopotamia hasta hoy. Por ejemplo, en el Código de Hammurabi, ya se hablaba de curación de cataratas, mientras que en el siglo V a.c. empleaban la técnica de la reclinación que consistía en desplazar el cristalino hacía la zona anterior del ojo. Después vinieron la cirugía extracapsular e intracapsular de la catarata. Hoy en día, sin embargo, para la extracción del cristalino se emplea la técnica de facoemulsificación, que consiste en la fragmentación ultrasónica del núcleo del cristalino, para la cual es necesario realizar una pequeña incisión en el limbo esclerocorneal.

Todos estas técnicas citadas, sirven para retirar el cristalino y de esta manera solucionar la pérdida de contraste debida a la luz difusa, pero dejan el ojo afáquico, es decir, con una hipermetropía muy alta. Esta hipermetropía puede corregirse con una lente positiva de potencia elevada montada en gafa, que crea una magnificación de la imagen y es poco estética, ya que tiene un espesor central muy grueso. Por ello, en 1949, Harold Rydle implanta la primera lente intraocular de material acrílico que sustituye al cristalino.

Tradicionalmente, las lentes que se empleaban como lentes intraoculares eran lentes monofocales esféricas convencionales, con una potencia aproximada para todos los pacientes, alrededor de 18-20D, pero con esta potencia no todos los ojos quedaban emétopes tras el implante.

Se desarrollaron distintas fórmulas para obtener la potencia de LIO adecuada para cada paciente, de forma que éste quede emétrope tras la intervención. Las primeras fórmulas fueron teóricas (fórmula de Fyodorov [2]), teniendo en cuenta sólo la longitud axial (LA), medida mediante la biometría, y la queratometría del ojo que se corregía, considerando constantes el índice de refracción y la profundidad de cámara anterior en todos los ojos. Es decir, se aplicaba la fórmula sobre un ojo esquemático, sin tener presentes los valores postoperatorios de intervenciones previas.

Más adelante, se desarrollaron las fórmulas empíricas, basadas en la experiencia y los resultados obtenidos en las intervenciones quirúrgicas ya realizadas, que relacionan los valores de error refractivo postoperatorio con la longitud axial y la queratometría del ojo del paciente. La primera fórmula empírica desarrollada fue la SRK (Sanders, Retzlaff y Kraft). A partir de la SRK, se fueron desarrollando fórmulas con un mayor número de parámetros.

Las fórmulas que se emplean actualmente, tienen como objetivo calcular la posición efectiva (distancia que hay entre el vértice corneal y la primera cara de la lente) de manera más precisa, a partir del valor de la longitud axial y la queratometría del ojo. Las más conocidas son SRK-T, Holladay, Hoffer-Q y Olsen [3], y se diferencian entre ellas por el distinto algoritmo empleado para el cálculo de la ELP. Por último también, existe la opción de predecir la ELP con más de 2 factores, que sería la empleada en la fórmula Holladay II, basada en 7 variables. En la tabla 1 se presenta el parámetro que se modifican en cada fórmula empleada para el cálculo de la potencia de LIO.

Tabla 1. *Fórmulas para el cálculo de potencia de LIO y el parámetro que las diferencia. La constante ACD es la distancia vértice corneal - plano principal de la LIO; El factor de cirujano (SF) es la distancia plano anterior del iris – plano principal de la LIO; Constante A, depende de la casa comercial y del tipo de lente.*

<i>Fórmula</i>	<i>Constante que varía</i>
<i>Binkhorst</i>	<i>Constante ACD</i>
<i>Holladay</i>	<i>Factor de cirujano (SF)</i>
<i>SRK-T</i>	<i>Constante A o ACD</i>
<i>Hoffer Q</i>	<i>Constante A</i>

1.3. Geometría de las Lentes Intraoculares

Es importante que el diseño de la LIO proporcione una buena calidad de imagen retiniana, y que sea tolerante a los descentramientos e inclinaciones que pueden ocurrir durante su implantación.

En el diseño de lentes, el factor de forma (X) es un parámetro que depende de la relación entre los radios de curvatura anterior y posterior de una lente, y viene definido como:

$$X = \frac{c1+c2}{c1-c2} [ec 1.]$$

En la figura 1 se muestra un esquema con las geometrías de las lentes correspondientes a factores de forma diferentes.

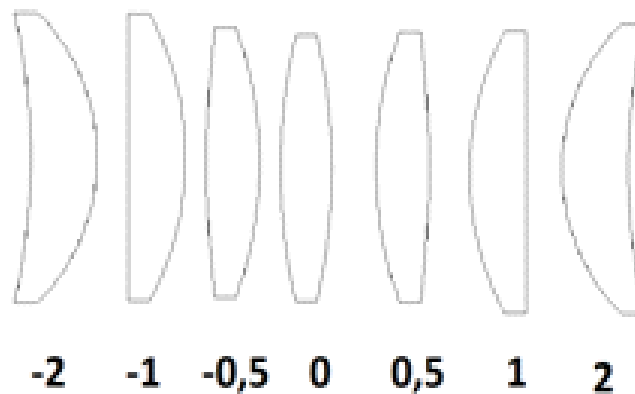


Figura1. Esquema de la forma de la lente en función del factor de forma X

Jalie [4] realizó un primer estudio de la dependencia de la calidad de imagen con el factor de forma para LIOs diseñadas con superficies esféricas. En este trabajo se concluyó que el mejor factor de forma para una LIO era X=-1, pero Jalie no tuvo en cuenta que dicha lente introducía una aberración esférica de +2D que afectaría a la calidad de imagen.

Más adelante se tomaron como referencia ciertos parámetros oculares, como la asfericidad corneal, antes de empezar a diseñar la forma de la lente, y se observó que teniendo en cuenta dichos parámetros el ojo presentaba aberraciones de alto orden como el astigmatismo, el coma y la aberración esférica, que tenían mucho que ver en la calidad de la imagen.

La aberración esférica (AE) está siempre presente, tanto para objetos en eje como fuera de eje, y aunque la lente quede centrada y sin inclinaciones. El coma y el astigmatismo aparecen sólo con objetos fuera de eje, por inclinaciones o descentramientos que se pueden producir durante la implantación de la LIO.

El ojo presenta AE, a la que contribuyen tanto la córnea como el cristalino. El valor de la AE corneal [5] (+0.90D), casi no varía con la edad, y es compensada con la AE que introduce el cristalino con la acomodación. Con los años, esta capacidad de acomodar disminuye, por tanto,

la AE residual del ojo pasa a ser la AE corneal. Cuando sustituimos el cristalino por una LIO, ésta se puede diseñar con el factor de forma adecuado para minimizar esta aberración residual.

Wang and Pomerantzeff [6], fueron los primeros en diseñar las LIOs en base a los parámetros oculares, tomando como valor de la asfericidad corneal $Q=-0.66$. La AE, en este caso, se minimizaba con un factor de forma $X=-0.52$. Pomerantzeff [7], realizó otro estudio más adelante teniendo en cuenta objetos en campo, y considerando una asfericidad corneal distinta ($Q=-0.338$), más ajustada al valor real de asfericidad corneal. De esta manera, concluyó que los mejores factores de forma varían dependiendo del ángulo de incidencia del objeto: para objeto en eje, la mejor X que minimiza la AE era de $+1.14$, mientras que para un objeto en 7.5° es de $X=-0.64$.

El análisis del comportamiento de la LIO según la inclinación del objeto es importante ya que el eje óptico del ojo y el eje visual (línea que une el objeto con la fovea) no son coincidentes, sino que forman un ángulo de aproximadamente 5° . Es decir, un objeto situado sobre el eje visual no es un objeto en eje para el sistema óptico del ojo, por lo que, para la LIO, en la imagen pueden aparecer aberraciones como el coma, astigmatismo oblicuo o la curvatura de campo [8].

En la actualidad, para determinar el factor de forma más adecuado para una LIO, se emplea la aproximación de tercer orden considerando las LIOs lentes delgadas, introduciendo valores más habituales para la asfericidad corneal ($Q<-0.51$) y teniendo en cuenta la posición de la LIO respecto al vértice corneal [9]. Según el estudio que realizó Atchinson [10] el X que minimiza la AE es de $+1.10$, mientras que para reducir el coma y el astigmatismo oblicuo, los mejores formas son de $X=-0.90$ a -3.4 y $X=+0.50$, respectivamente.

En conclusión, para lentes esféricas teniendo en cuenta las aberraciones de alto orden, los mejores factores de forma se sitúan entre $-1.0 < X < +1.1$

Otra opción para reducir el valor de la aberración esférica del ojo con la LIO es diseñar LIOs asféricas [11], que compensen la aberración esférica que introduce la córnea.

En el presente trabajo se realizará un análisis del comportamiento de LIOs esféricas frente a asféricas en campo, para saber cual de las dos presenta una mejor calidad de imagen para distintos ángulos de incidencia del objeto.

1.4. Calidad de Imagen retiniana con lentes intraoculares

La calidad de imagen proporcionada por una LIO puede medirse in vivo, cuando la LIO ya está implantada dentro del ojo, aunque es más útil predecir la calidad de imagen de los diseños de LIO antes de su implantación. En este último caso, se pueden diseñar montajes en banco óptico o se pueden utilizar programas informáticos de trazado real de rayos. Entre ellos tenemos el programa OSLO (Optics Software for Layout and Optimization), que ofrece los siguientes parámetros para analizar la calidad de imagen.

1. Función de transferencia de modulación (MTF): es la función que describe la habilidad que tiene el sistema óptico para transferir el contraste de un objeto sinusoidal a la imagen, en función de la frecuencia espacial del objeto.

2. Función de esparcimiento de punto (PSF): es la distribución de intensidad de luz de la imagen de un punto objeto al atravesar un sistema óptico.

3. Aberrometría del frente de onda: la aberración de frente de onda es la diferencia entre el frente de onda ideal y el real a la salida de un sistema óptico. Para describir la aberración de onda, se utiliza su desarrollo en polinomios de Zernike. Cada polinomio de Zernike corresponde a un tipo de aberración diferente, desde las de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) hasta las de alto orden (por ejemplo, coma, trébol, esférica...). En la figura 2 se muestra un esquema de la forma del frente de onda introducida por cada uno de los polinomios de Zernike. Otro parámetro utilizado para cuantificar la aberración del frente de onda es el error cuadrático medio de frente de onda RMS, calculado a partir de los coeficientes de cada polinomio de Zernike, y proporciona un valor promedio de la aberración en la pupila de salida del sistema.

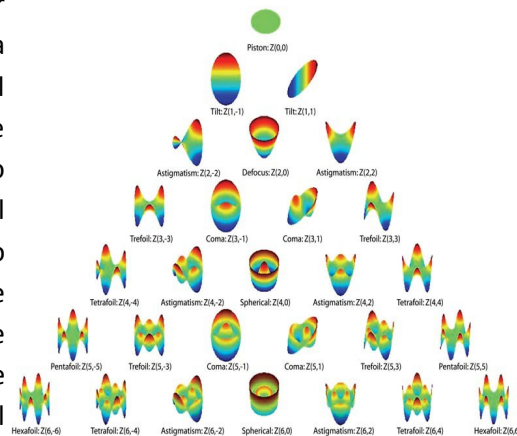


Figura 2. Representación de las aberraciones con los polinomios de Zernike.

2.Hipótesis

“Para objetos en campo, existe una dependencia de la calidad de imagen retiniana con el factor de forma de la LIO . ”

3.Objetivos

Diseñar LIOs con geometrías esféricas y asféricas, de distinta potencia (entre 15 y 25D) y distinto factor de forma (entre $X=2$ y $X=-2$).

Estudiar la calidad de imagen proporcionada por las diferentes LIOs cuando se implantan en un ojo modelo, estableciendo qué factores de forma son los más adecuados dependiendo del campo objeto, tanto para las geometrías esféricas como las asféricas.

4. Métodos

4.1. Diseño del ojo modelo

4.1.1. Parámetros comunes a todos los ojo modelo:

Para este trabajo utilizamos de partida el modelo de ojo de Atchinson del 2008 [12], pero sustituyendo los valores del cristalino por los parámetros de la LIO.

En este modelo, la córnea tiene un radio anterior de 7.79mm. El radio posterior se calcula en dependencia de la edad ya que varía con el paso de los años, y viene dado por la siguiente ecuación:

$$r_2 = 6.609 - 0.00247 * Edad [ec 2.]$$

La mayor incidencia de cataratas se encuentra sobre la edad de los 70 años [13], por tanto tomamos este valor como referencia para hacer el cálculo del segundo radio de curvatura corneal, que nos resultará de 6,4361mm. La asfericidad de la córnea no sufre casi variaciones con la edad, por lo que se toma el valor establecido por Navarro [14] de $Q = -0.26$. Los parámetros del ojo modelo se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. *Parámetros del ojo modelo*

Superficie	Radio de curvatura (mm)	Asfericidad	Espesor (mm)	Diámetro (mm)	Índice de refracción (n)
córnea anterior	7,79	-0,26	0,54	8	1.376
córnea posterior	6,44	-	2,46	8	1.376
pupila	-	-	1,4	3	1.336
LIO anterior	r1 LIO	*	elio (eb=0,25)	5	1.410
LIO posterior	r2 LIO	*	*	5	1.337
Retina	-12,71	-	-	-	-

Consideramos la LIO siempre a una distancia de 1.4mm respecto a la pupila, independientemente de la potencia o el factor de forma de la LIO.

Los índices de refracción del acuoso y del vítreo son 1,336 y 1,337, respectivamente, que son los valores típicos utilizados en la literatura [15].

4.1.2 Parámetros de la LIO para la emetropización.

El ojo modelo con la LIO tiene que ser emétrope para cualquier potencia y factor de forma. Se escoge emetropizar mediante la variación de la longitud axial. Es decir, se desarrolla una fórmula paraxial que enlaza la potencia de la LIO con la longitud axial, de manera que se modifica la longitud anteroposterior del ojo con el fin de que el ojo sea emétrope para cada potencia y diseño de la LIO.

La córnea formará imagen de un objeto en el infinito en su foco imagen (f'_c). Esta imagen será a su vez el objeto para la LIO, y esta tendrá que formar su imagen en la retina. Aplicando la ecuación de gauss que relaciona la posición del objeto y la imagen con respecto a la LIO, se puede encontrar la relación entre la potencia de la LIO y la longitud axial del ojo.

En un trabajo fin de grado anterior [16], la fórmula fue desarrollada en función de los planos principales de la córnea y LIO, los cuales no son posibles de situar en el ojo real ya que no son visibles. La fórmula resultante es la siguiente:

$$l_o = \overline{H'_c H'_{LIO}} + \frac{n_v}{P'_{LIO} + \frac{n_a}{f'_c - \overline{H'_c H_{LIO}}}} \quad [ec\ 3.]$$

donde n_a y n_v son los índices de refracción del acuoso y el vítreo respectivamente, P'_{LIO} es la potencia imagen de la LIO, l_o es la longitud axial, $\overline{H'_c H'_{LIO}}$ es la distancia entre el plano principal imagen de la córnea y el plano principal imagen de la LIO y $\overline{H'_c H_{LIO}}$ es la distancia entre el plano imagen de la córnea y el plano objeto de la LIO

Partiendo de la fórmula anterior, en el presente trabajo se han descompuesto las distancias entre los planos principales, para así desarrollar otra ecuación en función de la distancia entre el vértice posterior de la córnea y el vértice anterior de la LIO (d). Esta distancia la consideraremos fija durante todo el trabajo, de valor $d=3,86\text{mm}$.

La expresión final de la longitud axial será:

$$l_o = -\overline{V'_c H'_c} + e_{corneal} + d + e_{LIO} + \overline{V_2 H'_{LIO}} + \frac{n_v}{P'_{LIO} + \frac{n_a}{f'_c - (-\overline{V'_c H'_c} + e_{corneal} + d + \overline{V_1 H_{LIO}})}} \quad [ec\ 4.]$$

donde e_{LIO} es el espesor de la LIO, f'_c y $e_{corneal}$ la distancia focal imagen y espesor de la córnea, $V'_cH'_c$ es la distancia entre el vértice corneal anterior y el plano principal imagen de la misma, $V_2H'_{LIO}$ es la distancia entre el vértice anterior y el plano principal imagen de la LIO y V_1H_{LIO} es la distancia entre el vértice posterior de la LIO y el plano principal objeto de la misma.

4.2. Diseño de las lentes intraoculares

Se realizará el diseño paraxial de LIOs esféricas de potencia imagen entre +15.00D y +25.00D (medida en el humor acuoso), en pasos de 1D, hallando cada una los radios de curvatura correspondientes a cada factor de forma, ± 2 , ± 1 , ± 0.50 y 0.

El índice de refracción de las LIOs es 1.41, extraído del manual de OKULIX [17] (lentes de material acrílico, silicona) y la zona óptica tiene un diámetro de 5mm, escogido de acuerdo con el catálogo comercial de Alcon, para la mayoría de los factores de forma, salvo para $X=\pm 2$, en los que la zona óptica es de 4mm para potencias altas.

El espesor central se calcula para cada LIO de forma que se asegura un espesor de borde de 0,25mm.

Partiendo de los diseños esféricos, se diseñan las lentes asféricas introduciendo una constante cónica en la cara más curvada de la lente, de forma que la aberración esférica del ojo se anule.

Los parámetros de diseño tanto de lentes asféricas como esféricas se especifican en el anexo I.

4.3 Análisis de la imagen

Para cada una de las lentes diseñadas, se analiza la calidad de imagen retiniana, en eje y en campo de 2.5°, 5°, 7.5° y 10°, valorando en cada caso los siguientes parámetros:

- **Función de Transferencia de la Modulaci3n (MTF)**

Según la norma ISO 1197-2 [18], para la frecuencia de 100ciclos/mm (aproximadamente 30ciclos/grado), el valor de la MTF tiene que ser igual o superior a 0,43 para luz monocromática y una pupila de 3mm. Para que el análisis de los datos sea más fácil, sólo se tomará el valor de MTF de dicha frecuencia.

- **Aberraci3n de frente de onda**

A partir del desarrollo de la aberraci3n de onda en polinomios de Zernike que proporciona OSLO, para cada LIO diseñada se ha calculado el error refractivo en equivalente esférico, donde C_3 corresponde al coeficiente del desenfoque y C_8 al de la aberraci3n esférica. La norma ISO 11979-2 establece como valor máximo del equivalente esférico $\pm 0,40D$.

$$M = \frac{-4 * C_3 + 12 * C_8}{r^2} [ec 5.]$$

5.Resultados

5.1. Resultados de diseño de LIOs con superficies esféricas.

5.1.1. Análisis de la MTF

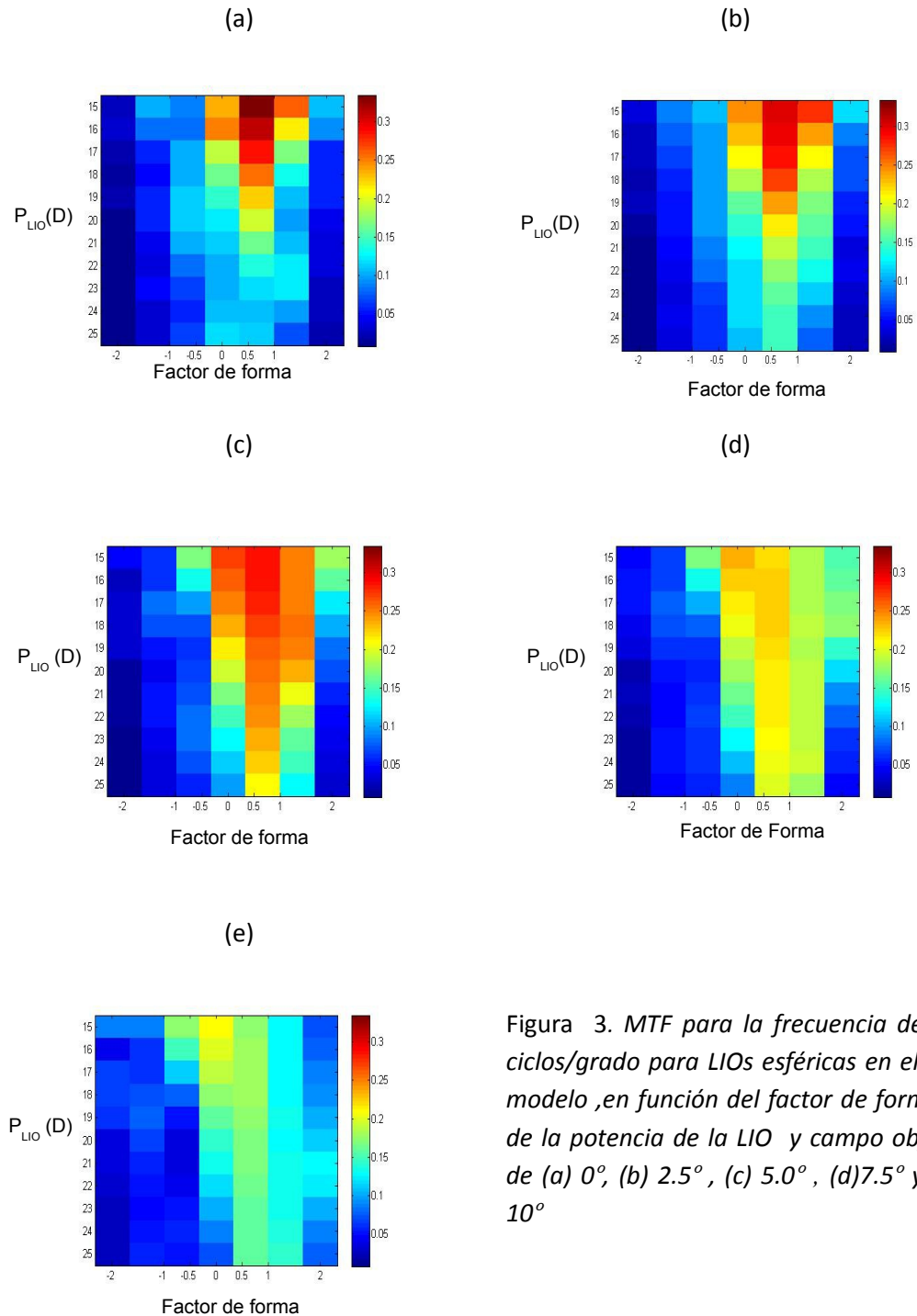


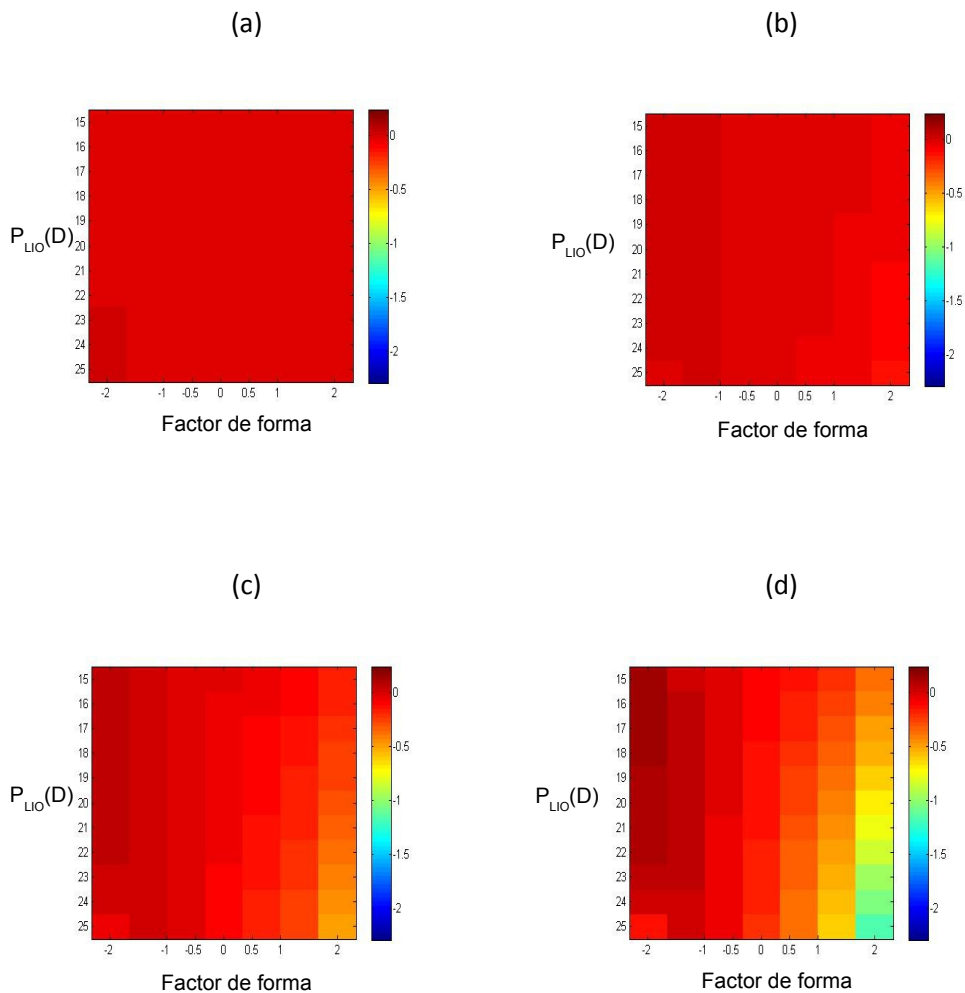
Figura 3. MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para LIOs esféricas en el ojo modelo ,en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y campo objeto de (a) 0° , (b) 2.5° , (c) 5.0° , (d) 7.5° y (e) 10°

En la figura 3 se muestran los valores de MTF para para 30ciclos/grado, en función de la potencia y el factor de forma para los diseños de LIOs esféricas, y campo de 0°,2.5°,5°,7.5° y 10°.

Los colores vivos reproducen los valores altos de la MTF, por lo que se contempla que el mejor factor de forma (X) está entre $X=-0.5$ y $X=+1$, en todos los campos y potencias, aunque en ningún caso se alcanza el valor de 0.43 que dicta la norma ISO, siendo el valor más alto de 0,35 aproximadamente en la lente de +15 D con $X=+0.50$ y campo 0°.

Por otra parte, en campo de 5° (Figura 3 (c)), se observa una mejoría de la MTF para las potencias entre +18D y +25D.

5.1.2.Análisis del equivalente esférico



(e)

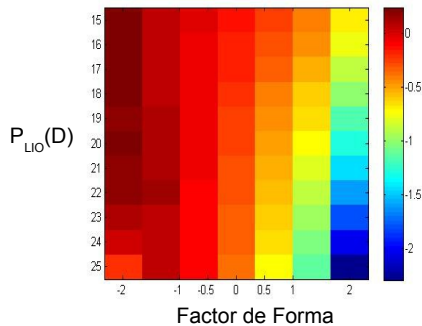


Figura 4 .Equivalente esférico en función de la potencia y el factor de forma para LIOs esféricas en el ojo modelo y campo objeto de (a) 0° , (b) 2.5° , (c) 5° , (d) 7.5° y (e) 10°

La figura 4 presenta los valores del equivalente esférico en función del factor de forma y la potencia para cada uno de los valores de campo objeto estudiados.

Para campos pequeños, de 0° y 2.5° , (Figura 4(a)) y (Figura 4(b)), el equivalente esférico es casi nulo en independientemente de la potencia y el factor de forma, por lo que en estas condiciones se cumple la norma ISO. El resultado para 0° es lo esperado, ya que las lentes han sido diseñadas para que el ojo fuera emétrope en eje.

Con campo de 5° (Figura 4(c)), la mayoría de las lentes cumplen la norma ISO. A medida que el campo aumenta, (Figura 4(d)), (Figura 4(e)), el error refractivo va siendo significativo, sobre todo en lentes con factores de forma positivos. Podemos ver que, a 10° de campo, ninguna lente con factor de forma $X=+2$ cumple con la norma ISO. El valor máximo de equivalente esférico es de $-2.29D$ y se alcanza para campo de 10° en la lente de potencia $25D$ y $X=+2$.

5.2. Resultados de diseño de LIOs con superficies asféricas.

5.2.1. Análisis de la MTF

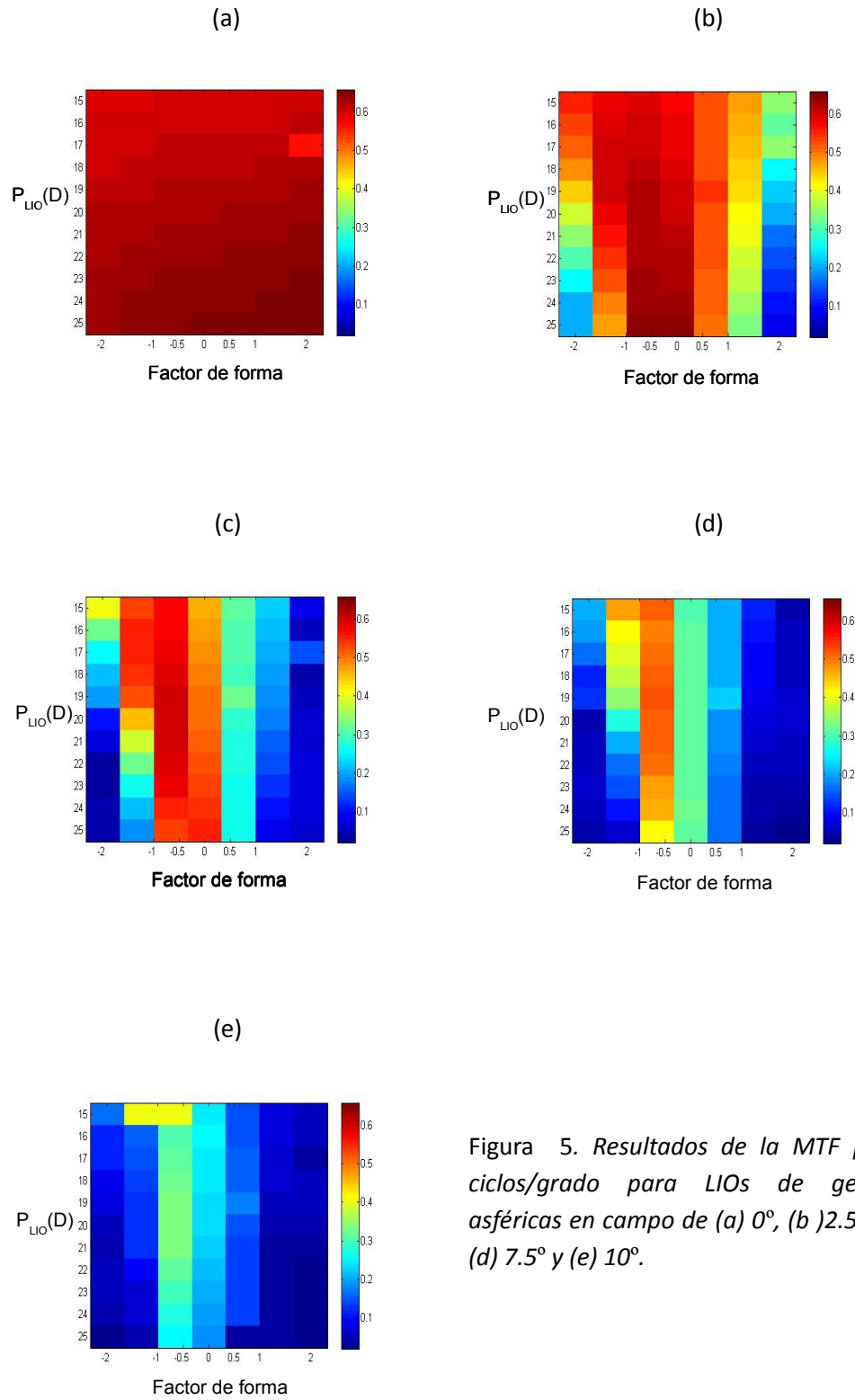


Figura 5. Resultados de la MTF para 30 ciclos/grado para LIOs de geometría esférica en campo de (a) 0°, (b) 2.5°, (c) 5°, (d) 7.5° y (e) 10°.

En la figura 5 se representan los valores de la MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para las LIOs con geometría esférica para los factores de forma y potencias estudiados.

El valor mayor de MTF se encuentra, como es lógico, para campo objeto de 0° , y alcanza valores alrededor de 0.6 para todas las potencias y factores de forma. Los valores más altos se encuentran en $X=+2$ y potencias altas.

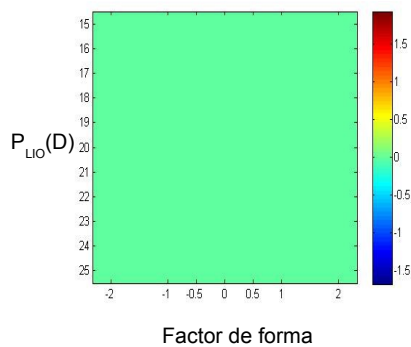
Cuando aumentamos el valor del campo a 2.5° , disminuye el valor de MTF para todos los factores de forma, pero en especial para $X=2$, $X=1$ $X=-2$, para los que el valor ya no cumple la norma para potencias altas. El resto de potencias y factores de forma se mantienen dentro de la norma.

En campos de 2.5° (Figura 5(b)) y 5.0° (Figura 8(c)), los factores de forma intermedias ($-1 < X < 0$) se encuentran dentro de la norma para cualquier potencia.

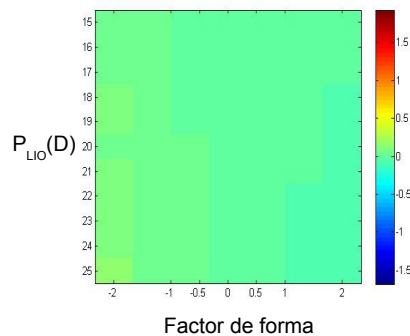
En campo de 7.5° (Figura 5(d)), la única forma de lente que cumple la norma es la de $X=-0.5$, pero solo hasta $+24D$, mientras que para campo de 10° (Figura 8(e)), la norma de ISO no se cumple en ninguna situación, pero sigue siendo la mejor forma la de $X=-0.5$.

5.2.2. Análisis del equivalente esférico.

(a)



(b)



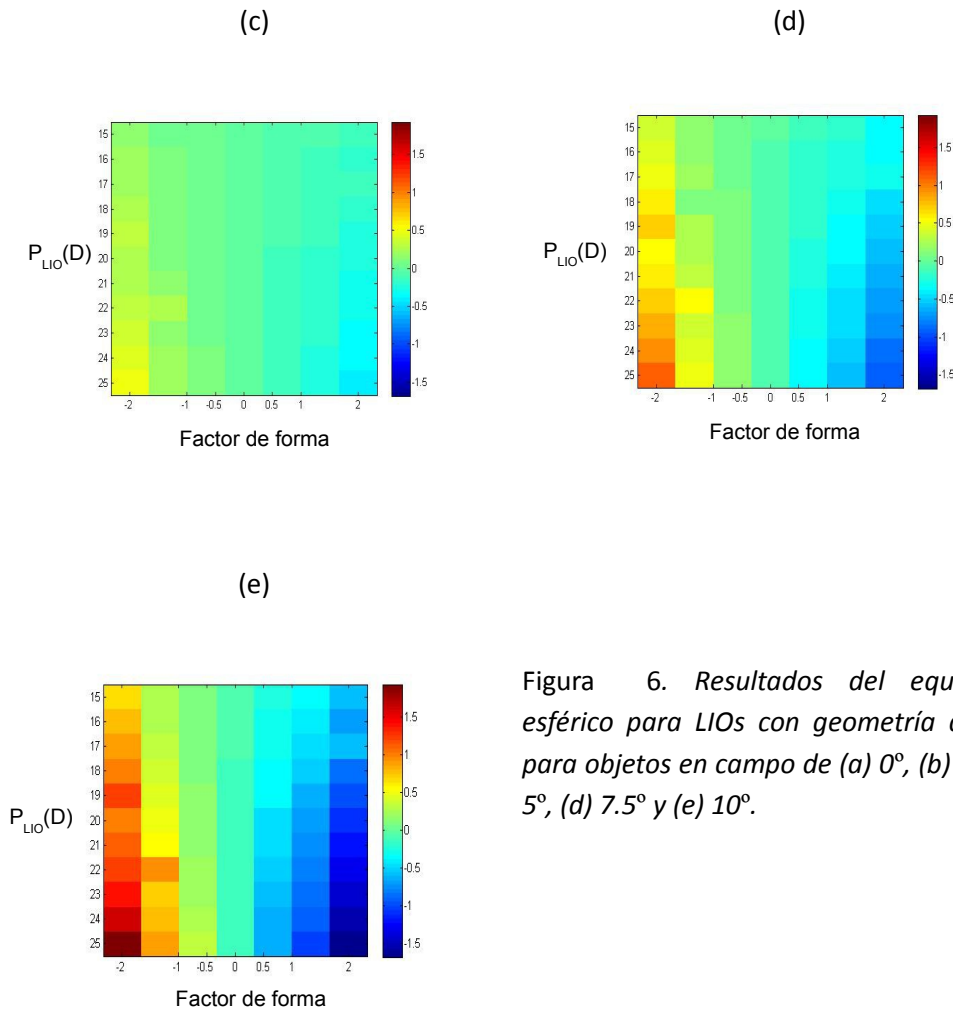


Figura 6. Resultados del equivalente esférico para LIOs con geometría esférica, para objetos en campo de (a) 0°, (b) 2.5°, (c) 5°, (d) 7.5° y (e) 10°.

En la figura 6 se muestran el equivalente esférico que se induce con objetos en campo para LIOs esféricas en cada una de las potencias, factores de forma y campos estudiados.

Como el sistema está corregido para visión lejana, para campo 0° el equivalente esférico es 0, tal y como se ve en la figura 6(a).

Cuando se trabaja en campo en cambio, el equivalente esférico va tomando valores significativos, que serán mayores cuanto mayor sea la potencia de la LIO, siendo más relevante dicho aumento en factores de forma más extremos ($X=+2$ y $X=-2$). Además en los factores de forma positivos, el error refractivo es negativo, mientras que en las formas negativas, el error es positivo.

En campo de 2.5° (Figura 6(b)), el error refractivo se mantiene dentro de la norma ISO para potencias tanto baja como altas en todas las situaciones. A partir de campo de 5° (Figura 6(c)) es cuando empiezan a salir errores refractivos fuera de norma, sobre todo en formas extremas,

mientras que en $X=0$, el error refractivo se mantiene nulo, en todos las potencias y formas de la lente, independientemente del campo que estudiamos.

6. Discusión

6.1. Discusión para lente esférica en campo de 0° , 2.5° , 5° , 7.5° y 10°

Como decía Atchinson, la forma más indicada de una lente esférica es de $X=+1$, cuando el objeto está en eje, cosa que también sucede en este trabajo ya que los mejores valores de la MTF están entorno a $X=0$ y $X=+1.0$. Sin embargo, ninguna de las formas ni potencias cumple la norma ISO. Esto es debido a que el índice de refracción empleado en el estudio de Atchinson (1.49) y en este trabajo (1.41) es distinto. En este trabajo al tener una diferencia menor entre los medios refractivos del ojo (humor acuoso y vítreo) y la LIO, la superficies diseñadas son más curvadas, lo que causa una mayor AE y por tanto un empeoramiento en la calidad de imagen.

Atchinson también dedujo que el factor de forma óptimo dependía del campo, y que era diferente dependiendo de qué aberraciones se querían corregir. Es decir, la lente debía de tener un factor de forma diferente para compensar el coma que para compensar el astigmatismo o la aberración esférica. En dicho estudio que hizo, la asfericidad corneal era de $Q=-0.26$ y la distancia entre la pupila y LIO de 1.40mm, que son iguales a los parámetros fijados en este trabajo, y la mejor forma de la lente se situaba entre $X=-0.70$ y $X=+1.3$. Los resultados de nuestro trabajo, por tanto, están de acuerdo con los obtenidos por Atchinson, ya que la MTF alcanza los mejores valores entre $X=0$ y $X=+1$, aunque se sigue sin cumplir la norma ISO.

El equivalente esférico, como era de esperar, es casi nulo en campo de 0° , ya que las LIOs están diseñados de forma que el ojo sea emétrope para campo 0° . El equivalente esférico se mantiene dentro de la norma hasta campo de 5° , donde la lente de $X=+2$ y potencia +24D, alcanza un valor de equivalente esférico de -0.45D aproximadamente, superando así los 0,40D que marca la norma ISO. A partir de este campo, para 7.5° y 10° , el error refractivo generado no cumple la norma para lentes con factor de forma de $X=+0.5$, $X=+1$ y $X=+2$.

Para factores de forma negativos, el equivalente esférico toma valores positivos, excepto en potencias altas (p.e para $X=-2$ de +25D el equivalente es de -0,22), y presentan una M menor que las formas positivas, estando dentro de la norma para todos los casos.

6.2.Discusión para lente asférica en campo de 0° , 2.5° , 5° , 7.5° y 10°

Al asferizar se consigue eliminar la aberración esférica del sistema y disminuir las demás aberraciones de alto orden, por lo que es de esperar que la MTF adquiriera valores superiores a los de las lentes esféricas, estando todos los valores de la MTF dentro de la norma para campo 0° . Para potencias elevadas la MTF adquiere valores más altos, debido a que la asfericidad que presentan estas LIOs es de una elipse prolata, cónica que mejor anula la aberración esférica positiva que introduce la córnea[19].

Cuando el campo aumenta, aparecen otras aberraciones como el coma y el astigmatismo, pero en menor cantidad que en los diseños esféricos. Los mejores factores de forma para campos de hasta 5° están entre $X=-1$ y $X=+0,5$ ya que es donde los valores de MTF son mejores. Para 10°, ningún factor de forma cumple la norma.

En cuanto al equivalente esférico, el mejor factor de forma resulta ser el $X=0$, ya que el valor se mantiene cercano a 0D para todas las potencias y valores de campo. De nuevo los factores de forma $X=2$ y $X=-2$ son los que peor se comportan frente al campo.

Para ilustrar estos resultados, en la figura 7 se muestra la imagen retiniana correspondiente a una fila de letras de $AV=1$ que se obtiene en el ojo modelo con la LIO asférica de +25D y factores de forma $X=0$, $X=-0.5$ y $X=-2$, para 5° y 10° de campo. En el caso de $X=0$ y $X=-0.5$, tanto el equivalente esférico como la MTF entraban dentro de la norma para estos campos, cosa que no sucedía con $X=-2$. En la figura 10 se puede ver el efecto de ambos parámetros en la imagen más tolerantes al campo.

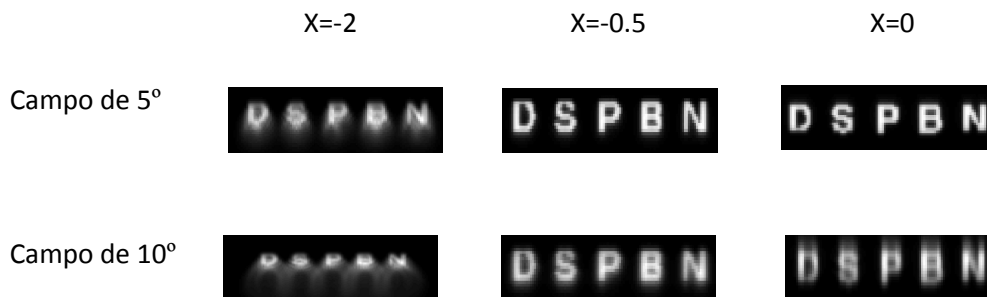


Figura 7. Simulación de la imagen retiniana de una línea de letras de $AV=1$ para el ojo modelo con LIO de +25D y factores de forma $X=-2$, $X=-0.50$ y $X=0$.

La MTF y el equivalente esférico en este caso, concuerdan, es decir, la MTF en campo empeora más en formas extremas ($X=-2$ y $X=+2$), que son las formas donde mayor es el equivalente esférico.

6.3. Discusión para lentes esféricas y asféricas.

Para las lentes esféricas la aberración esférica del ojo, compuesto por la que introduce la córnea y la LIO, hace que los valores de MTF para 30 ciclos/grado sean menores a que el aceptado por la norma incluso en objetos en eje. Si analizamos el equivalente esférico, logra estar dentro de norma para factores de forma negativos.

En diseño de lentes asféricas, en cambio, se ha introducido una conicidad en la superficie más curvada de la LIO, lo que compensa la aberración esférica que introduce la córnea. Al eliminar esta aberración se ha visto una clara mejoría en los valores de la MTF, tanto en eje como fuera de ella, en comparación a los diseños esféricos, entrando en norma los valores correspondientes a X entre -1 y $+0.50$ para campo de 5°. Los valores del equivalente esférico también son mejores en las LIOs con geometrías esféricas, pero en este caso las mejores

factores de forma se restringen a $X=0$ y $X=+0.50$, mientras que para las esféricas las mejores formas eran negativos.

7. Conclusiones

En este trabajo se ha estudiado la influencia que tiene el factor de forma en la calidad de imagen proporcionada por LIOs esféricas y asféricas para diferentes valores de campo objeto.

Para evaluar las lentes con diferentes potencias, se desarrolla una fórmula paraxial que permita emetropizar el ojo modelo para cada LIO.

Después del análisis de las LIOs esféricas y asféricas dentro del ojo con diferentes campos objeto, se llega a las siguientes conclusiones

Para LIOs esféricas, ninguna potencia ni factor de forma cumple la norma ISO estipulada para la MTF, debido a la alta aberración esférica que presentan estas lentes.

- Por otro lado, el equivalente esférico en lentes esféricas cumple la norma ISO para las formas negativas y $X=0$, en todos los casos, mientras que para factores de forma positiva, a partir de 5° empieza a estar fuera de norma.
- Asferizando las lentes iniciales, se ha conseguido compensar la aberración esférica de la córnea del ojo modelo. En lentes asféricas, los factores de forma que mejor comportamiento presentan teniendo en cuenta la norma ISO, son las formas de $X=-0.5$ y $X=0$, tanto para la modulación como para el equivalente esférico, para todos los campos.
- Tanto en diseños esféricos como asféricos las formas que peor se comportan -excepto para el equivalente esférico de las lentes esféricas- son $X=-2$ y $X=+2$, ya que son las formas que peor tolerancia presentan en campo.

8. Referencias

- [1] Palos Mateo, F. "Estudio de la óptica del cristalino humano y de lentes intraoculares sustitutivas". Tesis doctoral, Universidad de Zaragoza (2011).
- [2] Fyodorov, S.N.S., Galin, M.A.M., Linksz, A.A. "Calculation of the optical power of intraocular lenses" *Investigative Ophthalmology* 14, 625-628 (1975).
- [3] Iribarne, Y.; Ortega Usobiaga, JS.; Sedó, S.; Fosses, M.; Martínez Lehmann, P.; Vendrell, C. "Cálculo de poder dióptrico de lentes intraoculares" *Annals d'oftalmologia* 11,152-165 (2003).
- [4] Jalie , M. "The design of intraocular lens." *Br J Physiol Opt* 32,1-21 (1978).
- [5] Koomen, M.,Tousey, R., Scolnik, R. "The spherical aberration the eye". *Journal of the optical society of America*39, 203-209 (1949).
- [6] Wang, G.J., Pomerantzeff, O. "Obtaining a high-quality retinal image with a biconvex intraocular lens", *Americal Journal of Ofthalmology* 94, 87-90 (1982).
- [7] Pomerantzeff, O., Pankratov, M.M., Wang, G.J. "Calculation of an IOL from the wide-angle optical model of the eye", *Journal American Intra-Ocular Implat Society* 11, 37-43 (1985).
- [8] Atchinson, D.A "Optical Design of intraocular lenses II. Off-Axis performance". *Optometry society of America* 66, 579-590 (1989).
- [9] Smith, G., Lu, C. "The spherical aberration of intra-ocular lenses", *Ophththalmic and Physicological optics* 8, 287-294 (1988).
- [10] Atchinson, D.A "Optical design of intraocular lenses. I. On-Axis performance", *Optometry society of America* 61, 1522-1529 (1971).
- [11] Holladay, J., Piers, P.A, Koranyi, G., Van der Mooren, M., Sverker Norrby, N.E; "A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes", *Journal of Refractive Surgery* 19, 683-691 (2002).
- [12] Atchinson, D.A. "Age-related paraxial schematic emmetropic eyes". *Ophththalmic and Physiological Optics* 29, 58-64 (2009).
- [13] Costa 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 (2006).
- [14] Navarro R., Santamaria J., Bescós J. "Accomodation-dependent model of the human eye with aspheric". *Opticas Society of America*, 1273-81 (1985).
- [15] Tan, Bo, "Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications. " PhD diss., University of Tennessee (2009).

Disponible en: http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/63

[16] Benedí García, C. "Análisis y comportamiento de lentes intraoculares mediante trazado real de rayos". Trabajo fin de grado, Universidad de Zaragoza (2014).

[17] User Manual. "Okulix: Ray-Tracing-Calculation for de Pseudophakic Eye".

Disponible en: <http://okulix.de/en/index.php>

[18] IS/ISO 11979-2 (1999): Ophthalmic Implants- Intraocular Lenses, Part 2: Optical Properties and Test Methods [MHD 5: Ophthalmic Instruments and Appliances].

[19] Ohtami S., Miyata K., Samejima T., Honbuo M., Oshita T. "Intraindividual comparasion of aspherical and spherical intraocular lenses of same material and Platform". Americal academy of Ophthalmology 116, 896-901 (2009).

Anexo I: Resultado del diseño de las lentes intraoculares dentro del ojo modelo.

En la siguiente tabla se muestran los parámetros de LIO obtenidos tanto para geometría esférica como para la asférica, así como la longitud axial necesaria para emetropizar el sistema, mediada desde el vértice anterior de la córnea hasta el plano de la retina.

Tabla A. Resultados de del diseño de LIOs y la longitud axial necesaria para emetropizar para cada ojo modelo, siendo R1 el radio anterior, R2 el radio posterior, e el espesor y Q la asfericidad.

Potencia (D)	Factor de forma	R1(mm)	R2(mm)	e(mm)	Longitud axial	Asfericidad (Q)
15	X=2	3.33567	10.00701	1.06003	24.8767067	-0.67
	X=1	4.92964	0	0.930951	25.06303	-0,925
	X=0,5	6.53885	-19.61656	0.90674	25.14724	-1.87
	X=0	9.76914	-9.76914	0.90060	25.2324935	-9.20
	X=-0,5	19.48290	-6.494300	0.91153	25.3232307	4,160
	X=-1	0	-4.86302	0.94181	25.4250603	-3,5
	X=-2	-9.74570	-3.24856	1.098043	25.706362	-1,66
16	X=2	3.13131	9.39394	1.15703	24.5428995	-0,67
	X=1	4.62154	0	0.98455	24.7525518	-0,85
	X=0,5	6.12882	-18.38647	0.95382	24.8446619	-1,63
	X=0	9.15591	-9.15591	0.90060	24.9378468	-8,19
	X=-0,5	18.26110	-6.08703	0.95901	25.0378621	-3,74
	X=-1	0	-4.55908	0.99657	25.152145	-2,52
	X=-2	-9.15022	-3.05007	1.20465	25.4897023	-1,6
17	X=2	2.95173	8.85520	1.27219	24.2153554	-0,65
	X=1	4.34968	0	1.04022	24.4515529	-0,80
	X=0,5	5.76694	-17.30084	1.00163	24.5517444	-1,45
	X=0	8.61467	-8.61467	0.99146	24.6530319	-7,38
	X=-0,5	17.18280	-5.72760	1.00724	24.7627428	-3,47
	X=-1	0	-4.29090	1.05351	24.8906458	-2,38
	X=-2	-8.62751	-2.87583	1.33426	25.301439	-1,5
18	X=2	2.81140	8.43422	1.39629	23.9313342	-0,66
	X=1	4.10803	0	1.09828	24.1596451	-0,76
	X=0,5	5.44520	-16.33560	1.05025	24.268083	-1,33
	X=0	8.13342	-8.13342	1.03749	24.3776217	-6,69
	X=-0,5	16.22406	-5.40802	1.05630	24.497468	-3,23
	X=-1	0	-4.05252	1.11301	24.6403453	-2,26
	X=-2	-8.16693	-2.72231	1.50277	25.1532485	-1,5
19	X=2	2.65290	7.95870	1.61242	23.5694422	-0,66
	X=1	3.89182	0	1.15915	23.8764471	-0,73
	X=0,5	5.15724	-15.47173	1.09977	23.9932952	-1,2
	X=0	7.70270	-7.70270	1.08397	24.1112156	-6,18

	X=-0,5	15.36599	-5.12199	1.10628	24.2416651	-3,02
	X=-1	0	-3.83923	1.17552	24.4011104	-2,16
	X=-2	-7.76265	-2.58755	1.75656	25.0793147	-1,47
20	X=2	2.53096	7.59288	1.96291	23.2330841	-0,66
	X=1	3.69723	0	1.22335	23.6016288	-0,71
	X=0,5	4.89800	-14.69401	1.15029	23.7270206	-1,14
	X=0	7.31490	-7.31490	1.13094	23.8534382	-5,7
	X=-0,5	14.59350	-4.86450	1.15729	23.9949933	-2,87
	X=-1	0	-3.64727	1.24160	24.1729101	-2,07
	X=-2	-7.32399	-2.44133	1.01293	24.2942185	-1,43
21	X=2	2.38993	7.16979	1.04698	23.0890227	-0,66
	X=1	3.52117	0	1.29152	23.3348727	-0,69
	X=0,5	4.66337	-13.99012	1.20192	23.468925	-1,6
	X=0	6.96391	-6.96391	1.17842	23.6039373	-5,39
	X=-0,5	13.89433	-4.63144	1.20945	23.7571425	-2,71
	X=-1	0	-3.47359	1.31198	23.9558435	-2,01
	X=-2	-6.98522	-2.32840	1.09370	24.1056371	-1,4
22	X=2	2.28462	6.85388	1.13201	22.8064423	-0,67
	X=1	3.36112	0	1.36453	23.0758955	-0,68
	X=0,5	4.44999	-13.34999	1.25479	23.2186974	-1,01
	X=0	6.64470	-6.64470	1.22647	23.3623828	-5,03
	X=-0,5	13.25849	-4.41949	1.26288	23.527834	-2,6
	X=-1	0	-3.31570	1.38765	23.7501866	-1,95
	X=-2	-6.67912	-2.22637	1.19176	23.9401136	-1,37
23	X=2	2.18915	6.56747	1.23704	22.5274362	-0,67
	X=1	3.21498	0	1.44356	22.8244475	-0,67
	X=0,5	4.25509	-12.76528	1.30906	22.9760487	-0,97
	X=0	6.35311	-6.35311	1.27512	23.1284647	-4,83
	X=-0,5	12.67769	-4.22589	1.31775	23.3068198	-2,52
	X=-1	0	-3.17153	1.46996	23.5564697	1,36
	X=-2	-6.40250	-2.13416	1.31900	23.8074536	1,37
24	X=2	2.10274	6.30822	1.37805	22.2490472	0,68
	X=1	3.08102	0	1.53026	22.5803213	-0,67
	X=0,5	4.07635	-12.22906	1.36488	22.7407128	-0,93
	X=0	6.08570	-6.08570	1.32441	22.9018927	-4,64
	X=-0,5	12.14505	-4.04835	1.37423	23.0938854	-2,42
	X=-1	0	-3.03939	1.56083	23.3756183	-1,86
	X=-2	-6.15460	-2.05153	1.51057	23.7368134	-1,34
25	X=2	2.02586	6.07759	1.61467	21.961307	-0,68
	X=1	2.95778	0	1.62712	22.343367	-0,67
	X=0,5	3.91182	-11.73548	1.42248	22.512448	-0,9
	X=0	5.83956	-5.83956	1.37441	22.6823941	-4,43
	X=-0,5	11.65476	-3.88492	1.43255	22.8888507	-2,34
	X=-1	0	-2.91781	1.66327	23.2092259	-1,81

	X=-2	-5.94131	-1.98043	1.88369	23.8258962	-1,32
--	------	----------	----------	---------	------------	-------