



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Óptica y optometría

Diseño de lentes intraoculares con geometría
asférica

Autor/es

Alfonso Hernández Poyatos

Director/es

Jorge Ares García

M^a Victoria Collados Collados

Facultad Ciencias

Año 2016

TFG: diseño de lentes intraoculares con geometría esférica

1. Introducción.....	3
1.1 Función y cálculo de las lentes intraoculares.....	3
1.2 Geometría de las lentes intraoculares.....	3
1.3 Calidad de imagen retiniana.....	5
2. Hipótesis:	6
3. Objetivos.....	6
4. Métodos.....	6
4.1 Diseño de ojo modelo.....	6
4.2 Diseño de lentes intraoculares.....	7
4.2.1 Diseño de lentes intraoculares esféricas.....	7
4.2.2 Diseño de lentes intraoculares esféricas.....	7
4.3 Emotropización del ojo modelo.....	8
4.4 Análisis de la imagen.....	8
5. Resultados.....	9
5.1 Diseño de lentes intraoculares con geometría esférica.....	9
5.1.1 MTF.....	9
5.1.2 Equivalente esférico.....	10
5.2 Diseño de lentes intraoculares esféricas que anulan la aberración esférica del ojo.....	12
5.2.1 MTF.....	12
5.2.2 Equivalente esférico.....	13
5.3 Diseño de lentes intraoculares esféricas que anulan la aberración esférica de la lente intraocular.....	15
5.3.1 Descentramiento.....	15
5.3.1.1 MTF.....	15
5.3.1.2 Equivalente esférico.....	16
5.3.2 Campo.....	17

5.3.2.1 MTF.....	17
5.3.2.2 Equivalente esférico.....	19
6. Discusión.....	20
6.1 Discusión para lentes intraoculares esféricas.....	20
6.2 Discusión para lentes intraoculares asféricas.....	21
7. Conclusiones.....	22
8. Bibliografía.....	24
9. ANEXO I.....	25

1. Introducción:

1.1 Función y cálculo de las lentes intraoculares:

El ojo está formado por dos estructuras principales, córnea y cristalino, que intervienen en la refracción de la luz con objetivo de formar una imagen en la retina. Se ha observado que a lo largo de nuestra vida se producen diversos cambios fisiológicos en el cristalino que provocan una opacificación del mismo, y como consecuencia, una disminución de la calidad visual. A esta opacificación del cristalino se le ha dado el nombre de catarata.

Actualmente, la catarata se corrige mediante una cirugía en la cual se extrae el cristalino, conocida como facoemulsificación, que consiste en fragmentar el núcleo del cristalino mediante ultrasonidos para después extraerlos del globo ocular; a continuación se sustituye por una lente con potencia similar a la del cristalino conocida como lente intraocular (LIO).

No todos los pacientes quedan emétopes utilizando una misma lente intraocular, por lo que se han desarrollado varias fórmulas para la obtención de la potencia de la lente necesaria para emetropizar a cada paciente.

Las primeras fórmulas que se desarrollaron fueron teóricas, como la fórmula de *Fyodorov* [1], la cual solo tenía en cuenta la longitud axial del ojo y la queratometría.

A continuación se utilizaron fórmulas empíricas, basadas en resultados obtenidos en cirugías anteriores, con la fórmula SRK desarrollada por Sanders, Retzlaff y Kraft.

Finalmente, a día de hoy utilizamos unas fórmulas que tienen como objetivo calcular la potencia que emetropiza cada paciente, así como la posición más efectiva de la lente, a partir de la longitud axial y la queratometría. Estas fórmulas son SRK-T, Holladay, Hoffer-Q y Olsen [2], teniendo en cuenta que cada una tiene un algoritmo diferente para calcular la posición efectiva de la lente, mostrado en la siguiente tabla:

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

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.

1.2 Geometría de las lentes intraoculares

Además de la potencia de la lente, es importante que las lentes intraoculares tengan un diseño que aporte una buena calidad de imagen retiniana, y que esta no se vea afectada en gran medida cuando se produzcan descentramientos o inclinaciones, hechos que se pueden dar durante su implantación.

El comportamiento de la lente intraocular para diferentes valores de campo objeto es muy importante debido al hecho de que el eje óptico del ojo y el eje visual no están alineados, sino que forman un ángulo de unos 5° entre ellos. A efectos prácticos de la lente intraocular, la calidad de la imagen puede verse afectada por errores refractivos y aberraciones de alto orden, como por ejemplo, el coma o el astigmatismo .

El factor de forma (X) es un parámetro que relaciona los radios de curvatura anterior (C₁) y posterior de una lente (C₂), y que se define como:

$$X = \frac{C_1 + C_2}{C_1 - C_2} \quad [\text{ec 1.}]$$

A continuación se presenta un esquema con las geometrías de las lentes intraoculares correspondientes a los diversos factores de forma:

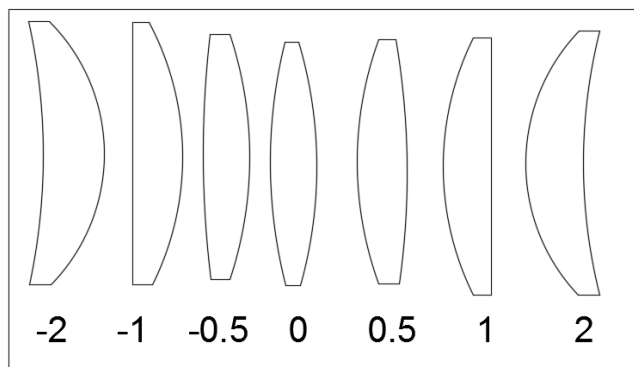


Figura1. Esquema de la forma de la lente en función del factor de forma (X).

Existen diversas publicaciones en las que trataron de identificar cual era el factor de forma ideal para diseñar lentes intraoculares. En 1978, Jalie [3] realizó un estudio sobre la dependencia de la calidad de imagen con el factor de forma para lentes intraoculares esféricas. Como resultado, estableció que el mejor factor de forma para una lente intraocular era de X=-1, pero Jalie no tuvo en cuenta que la lente estaba introduciendo una aberración esférica de +2D, la cual afecta en gran medida a la calidad de imagen.

Posteriormente se tomaron en cuenta otros parámetros a la hora de diseñar la lente intraocular, como la asfericidad corneal, y se observó que la calidad de la imagen se veía afectada en gran medida por aberraciones de alto orden, como serían el coma, el astigmatismo y la aberración esférica. Ésta última, se encuentra presente en todo momento, mientras que el coma y el astigmatismo sólo se encuentran en situaciones de descentramiento o inclinaciones.

Al sustituir el cristalino por una lente intraocular, podemos diseñarla con el factor de forma que minimice estas aberraciones. Según Wang y Pomerantzeff en 1982 [4], el factor de forma X=-0.52 era el factor de forma que más minimizaba la aberración esférica, pero tomaron una asfericidad corneal de Q=-0.66.

Más adelante, en 1985 Pomerantzeff [5] realizó otro estudio en el que tenía en cuenta objetos en campo, y empleando una asfericidad corneal diferente que se ajustaba más a la real (Q=-

0.338) concluyó que el mejor factor de forma para objetos en eje es de $X=+1.14$, mientras que para un objeto con una inclinación de 7.5° es de $X=-0.64$.

Atchison realizó un estudio en 1989 [6] en el que concluyó que el factor de forma $X=+1$ es el factor de forma más indicado para lentes esféricas centradas debido a que es el factor de forma que más reduce la aberración esférica, mientras que para sistemas descentrados era mejor utilizar un factor de forma dentro del siguiente rango: $-1 < X < +0.50$ [7]. Actualmente se utilizan estos valores como referencia [8], a pesar de que el estudio de Atchison sólo se realizó para tres potencias de lente intraocular. Como conclusión final del estudio de Atchison para lentes esféricas, los mejores factores de forma se sitúan entre $-1 < X < +1$.

1.3 Calidad de la imagen retiniana

La calidad de imagen retiniana obtenida tras la implantación de una lente intraocular puede medirse *in vivo*, en pacientes intervenidos de cirugía de cataratas, aunque puede resultar de mayor utilidad predecir la calidad de imagen que proporcionará la lente intraocular antes de su implantación. Con este propósito, se pueden realizar montajes en banco óptico o emplear programas informáticos de trazado real de rayos.

Entre los parámetros que se utilizan para medir la calidad de imagen en el caso de lentes intraoculares se encuentran:

- Función de transferencia de modulación (MTF): es la función que indica la relación existente entre el contraste del objeto original y el de la imagen que proporciona el sistema en función de la frecuencia espacial. Según la norma ISO 1197-2 [9], para la frecuencia de 100 ciclos/mm que corresponde a 30 ciclos/grado, el valor de la MTF tiene que ser igual o superior a 0,43 para luz monocromática y una pupila de 3mm.
- Aberrometría del frente de onda: Se define como la diferencia entre el frente de onda real e ideal a la salida de un sistema óptico. Para describir la aberración de onda, se utiliza su desarrollo en polinomios de Zernike, cada uno de los cuales corresponde a un tipo de aberración diferente, clasificándolas en bajo orden (desenfoque y astigmatismo) y de alto orden (coma, trébol, esférica...) En la figura 2 se muestra un esquema de la forma del frente de onda correspondiente a cada uno de los polinomios de Zernike:

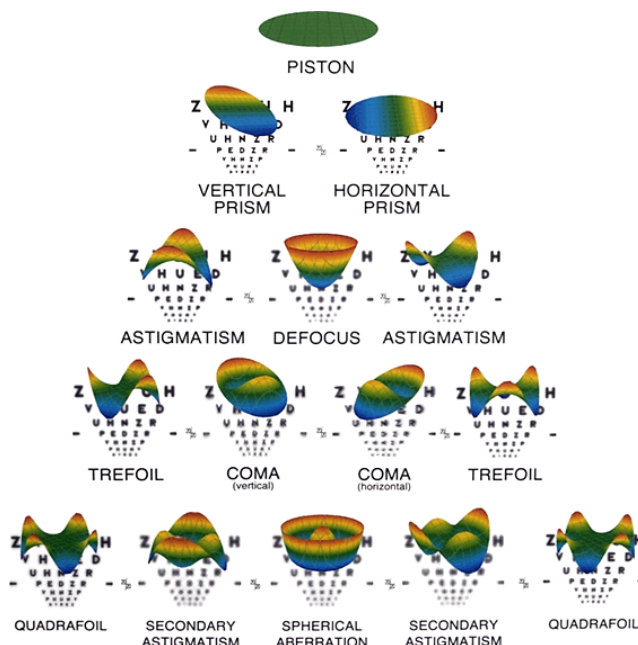


Figura 2. Ejemplo de polinomios de Zernike con su frente de onda correspondiente.

A partir de la aberrometría de frente de onda puede calcularse el equivalente esférico a través de la siguiente ecuación:

$$M = \frac{-4*C_3+12*C_8+24*C_{15}-40*C_{24}}{r^2} \quad [\text{ec 2.}]$$

Donde, C_3 corresponde al coeficiente del desenfoque, C_8 al de la aberración esférica de tercer orden, C_{15} y C_{24} la aberración esférica de alto orden y r al radio de la pupila del ojo.

Para el caso de lentes intraoculares, la norma ISO 11979-2 establece que el valor máximo del equivalente esférico no debe ser superior a $\pm 0,40D$.

2. Hipótesis:

"Existe una dependencia de la calidad de imagen con el factor de forma, influenciado por el descentramiento y el campo objeto"

3. Objetivos:

Los objetivos de este trabajo van a ser, en primer lugar, diseñar lentes intraoculares de geometría tanto esférica como asférica con diferentes potencias y factores de forma. Una vez diseñadas las lentes, se estudiará la calidad de imagen de las mismas cuando se implantan en un ojo modelo, en función del campo objeto y del descentramiento de la lente respecto al eje óptico. Por último, se establecerá qué factores de forma y geometrías son más tolerantes frente al campo objeto y descentramiento.

4. Métodos:

4.1 Diseño del ojo modelo:

Para el diseño del ojo modelo, partiremos del modelo de ojo de Atchison de 2008 [10], aunque sustituiremos los valores del cristalino por los de la lente intraocular en cuestión.

Este modelo, presenta una córnea anterior de 7.79mm, mientras que la cara posterior se calcula con una ecuación que tiene en cuenta la dependencia de la edad:

$$r^2 = 6.609 - 0.00247 * \text{Edad} \quad [\text{ec 3.}]$$

La edad empleada en la ecuación anterior es de 70 años, ya que la incidencia de cataratas en esta edad es muy elevada [11], por lo que el radio de la cara posterior de la córnea resultante es de 6,4361mm. Otro parámetro importante de la córnea es la asfericidad corneal, pero debido a que apenas varía con la edad, tomamos un valor constante de $Q=-0.26$, establecido por Navarro [12].

En nuestro ojo modelo, estamos considerando que el vértice anterior de la lente intraocular se encuentra siempre a una distancia fija de 1.4 mm de la pupila, independientemente del factor de forma de la lente intraocular o de su potencia. A su vez, los índices de refracción del acuoso y del vítreo son 1.336 y 1.337 respectivamente, ya que son los valores típicos de estos medios.

A continuación se muestra una tabla con todos los valores de los diferentes parámetros del ojo modelo:

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	6.43	-	2.46	8	1.376
Pupila	-	-	1.40	3	1.336
LIO anterior	R1 LIO	*	Elio (eb=0.25)	5	1.410
LIO posterior	R2 LIO	*	*	5	1.337
Retina	-12.71	-	-	-	-

4.2 Diseño de las lentes intraoculares

Los diseños de las lentes intraoculares son diseños paraxiales que se realizan con un software informático de trazado real de rayos conocido como OSLO (Optics Software for Layout and Optimization). Todos los parámetros de diseño de las lentes intraoculares con geometría esférica y asférica se encuentran en el *Anexo I*

4.2.1 Diseño de lentes intraoculares esféricas

Se diseñaron las zonas ópticas de lentes intraoculares con superficies esféricas de potencia imagen en humor acuoso con potencias imagen comprendidas entre +15.00D y +25.00D en pasos de 1.00D para los factores de forma ± 2 , ± 1 , ± 0.50 y 0.

El índice de refracción utilizado es de 1.41, obtenido del manual de *OKULIX*, [13] que especifica que son lentes formadas por acrilatos de silicona. El diámetro de zona óptica es de 5mm, salvo para los factores de forma de ± 2 , cuyo caso tuvo que ser reducido a 4mm en las potencias más elevadas. El espesor central se obtiene de modo que se asegure que el borde tiene un espesor de 0.25mm.

4.2.2 Diseño de lentes intraoculares asféricas

Partiendo de los diseños de lentes intraoculares esféricas, se procede a la asferización de las lentes intraoculares dentro del ojo modelo correspondiente introduciendo una constante cónica en la cara más curvada de la lente siguiendo dos criterios distintos de asferización.

El primer criterio de asferización consiste en modificar la constante cónica hasta conseguir compensar en su totalidad la aberración esférica del sistema óptico formado por el ojo modelo más la lente intraocular en cuestión.

El segundo criterio de asferización modifica la constante cónica de la lente hasta conseguir que la aberración esférica inducida por la lente en el ojo modelo sea nula.

4.3 Emetropización del ojo modelo

El sistema compuesto por el ojo modelo más la lente intraocular debe ser emétrope para cada una de las lentes intraoculares diseñadas, por lo que se ha optado por una emetropización axial, de modo que manteniendo constante la potencia de la córnea, modificamos la longitud axial del ojo modelo hasta conseguir la emetropización.

En trabajos fin de grado anteriores [14][15], se ha conseguido desarrollar una ecuación en función de la distancia entre el vértice posterior de la córnea y el vértice anterior de la LIO (d), a la que daremos un valor constante durante todo el trabajo de $d=3.86mm$. La expresión final de la longitud axial sería la siguiente:

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

En la cual $V'_c H'_c$ es la distancia entre el vértice corneal anterior y el plano principal imagen de la misma; e_{corneal} , el espesor de la córnea; e_{LIO} el espesor de la lente intraocular; $V_2 H'_{LIO}$ es la distancia entre el vértice anterior y el plano principal imagen de la lente intraocular; P'_{LIO} la potencia de la lente intraocular; f'_c la distancia focal imagen; $V_1 H_{LIO}$ es la distancia entre el vértice posterior de la lente intraocular y el plano principal objeto de la misma. Finalmente, los índices de refracción del vítreo y del acuoso vienen representados como n_v y n_a respectivamente.

4.4 Análisis de la imagen

Para todas las lentes diseñadas, se procede a evaluar la calidad de imagen retiniana en diversas situaciones de descentramiento, desde una posición en la que la lente intraocular se encuentra centrada, y descentrada, en pasos de descentramiento de 0.5mm hasta llegar a 2mm de descentramiento ($\text{desc}=2mm$). Además, para el caso de las lentes intraoculares asferizadas según el segundo criterio de asferización, se evaluará para un objeto en eje y un campo de hasta 10° en pasos de 2.5° .

Para cada uno de los casos mencionados valoraremos los parámetros descritos anteriormente, es decir, el valor la función de transferencia de la modulación (MTF) para una frecuencia de 30 ciclos/grado y el equivalente esférico obtenido a través de la aberración de frente de onda según la ecuación 2.

Respecto a la aberración de frente de onda, el programa OSLO nos proporciona hasta un máximo de 36 coeficientes y da un valor para el error cometido al no tener en cuenta el resto de polinomios. Según el criterio de Marechal [16], 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.

Es importante mencionar que, para el caso de lente descentrada (*Figura 3*), en el programa informático todos los rayos que pasan por la pupila no son “*chequeados*” por ninguna de las siguientes superficies, es decir, que si un rayo no tuviera que pasar por la lente debido al descentramiento provocado, OSLO calcula la trayectoria del rayo como si existiese una superficie ahí. Esto nos indica que los resultados para las lentes con valores superiores de descentramiento serán peor en la realidad que en las simulaciones realizadas.

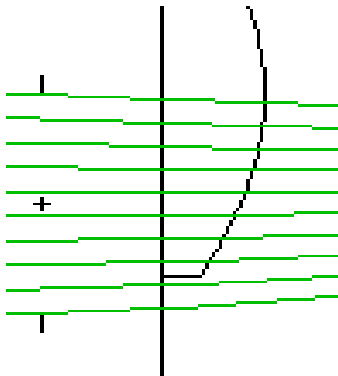


Figura 3. Esquema de trazado de rayos donde los últimos rayos no pasan por la lente, aunque continúan su trayectoria como si hubiese lente.

5. Resultados:

5.1 Diseño de lentes intraoculares con geometría esférica

5.1.1 MTF

En la figura 4 se muestran los valores de MTF para 30 ciclos/grado, en función de la potencia y del factor de forma para los diseños esféricos para cada uno de los diferentes valores de descentramiento (desc=0;0.5;1;1.5;2mm)

Como se puede observar en la figura 4.a, los valores de MTF obtenidos no cumplen en ningún caso la norma ISO, aunque el factor de forma que proporciona valores más altos es el $X=+0.50$, seguido de $X=+1$ y $X=0$ para potencias bajas e intermedias. Conforme avanzamos hacia potencias más elevadas el valor de MTF tiende a disminuir, salvo para los factores de forma $X=+2$ y $X=-2$, en los que los valores de MTF se mantienen bajos para todas las potencias.

Conforme introducimos descentramiento, se observa una caída importante en la MTF, sobre todo en aquellos factores de forma que presentaban mejores resultados cuando no había descentramiento, mientras que los que daban valores de MTF más bajos, se mantienen en torno a esos valores.

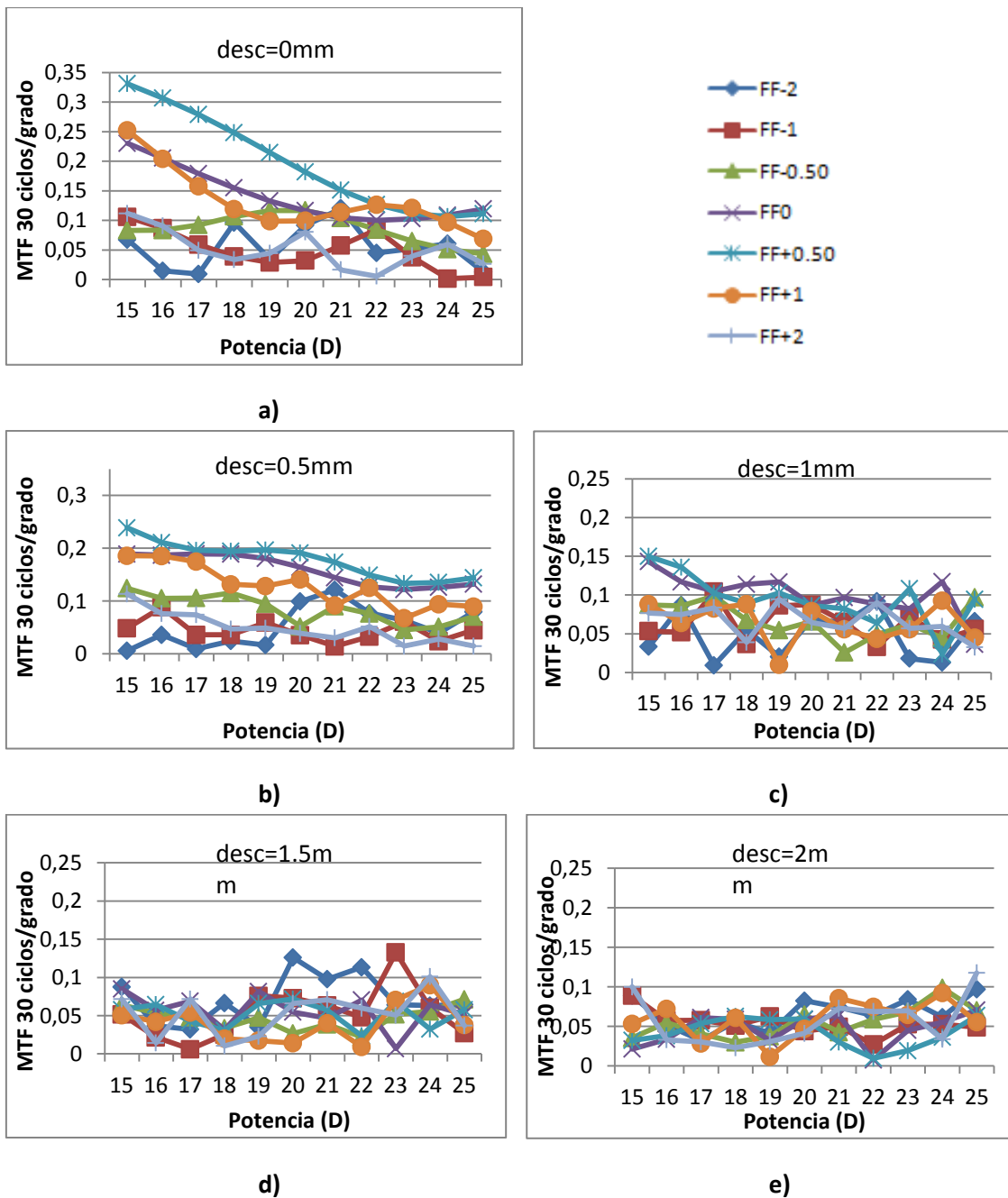


Figura 4. Valores de MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para LIOs esféricas en el ojo modelo ,en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y para descentramientos de (a) 0mm, (b) 0.5mm , (c) 1mm , (d)1.5mm y (e) 2mm

5.1.2 Equivalente esférico

En la la figura 5 se presentan los valores de equivalente esférico de lentes intraoculares con diseño esférico en función de la potencia y el factor de forma para cada uno de los valores de descentramiento estudiados (desc=0;0.5;1;1.5;2mm).

Como era de esperar, cuando tenemos una lente centrada (Figura 5.a), el equivalente esférico es 0, ya que se ha emetropizado el conjunto lente más ojo para cada potencia según la ecuación expuesta anteriormente. Como se observa en las demás gráficas de la figura 5, conforme aumenta el descentramiento este equivalente esférico aumenta, siendo el cambio

más marcado en los descentramientos más elevados (desc=1.5;2mm), sobrepasando la norma ISO en todas las combinaciones de factor de forma y potencia, salvo para potencias bajas y los factores de forma $X=+0.50$ y $X=0$.

Los factores de forma $X=+2$ y $X=-2$ se comportan muy mal frente al descentramiento, tanto es así, que no se han representado los valores correspondientes a los mismos en potencias intermedias y elevadas debido a la magnitud de los resultados, causada mayormente por la aberración esférica de las lentes con este diseño y porque no cumplían el criterio de Marechal, que establece que un sistema queda bien definido cuando el error en los coeficientes de Zernike es menor a $\lambda/14$, y para estos factores de forma el error es más elevado.

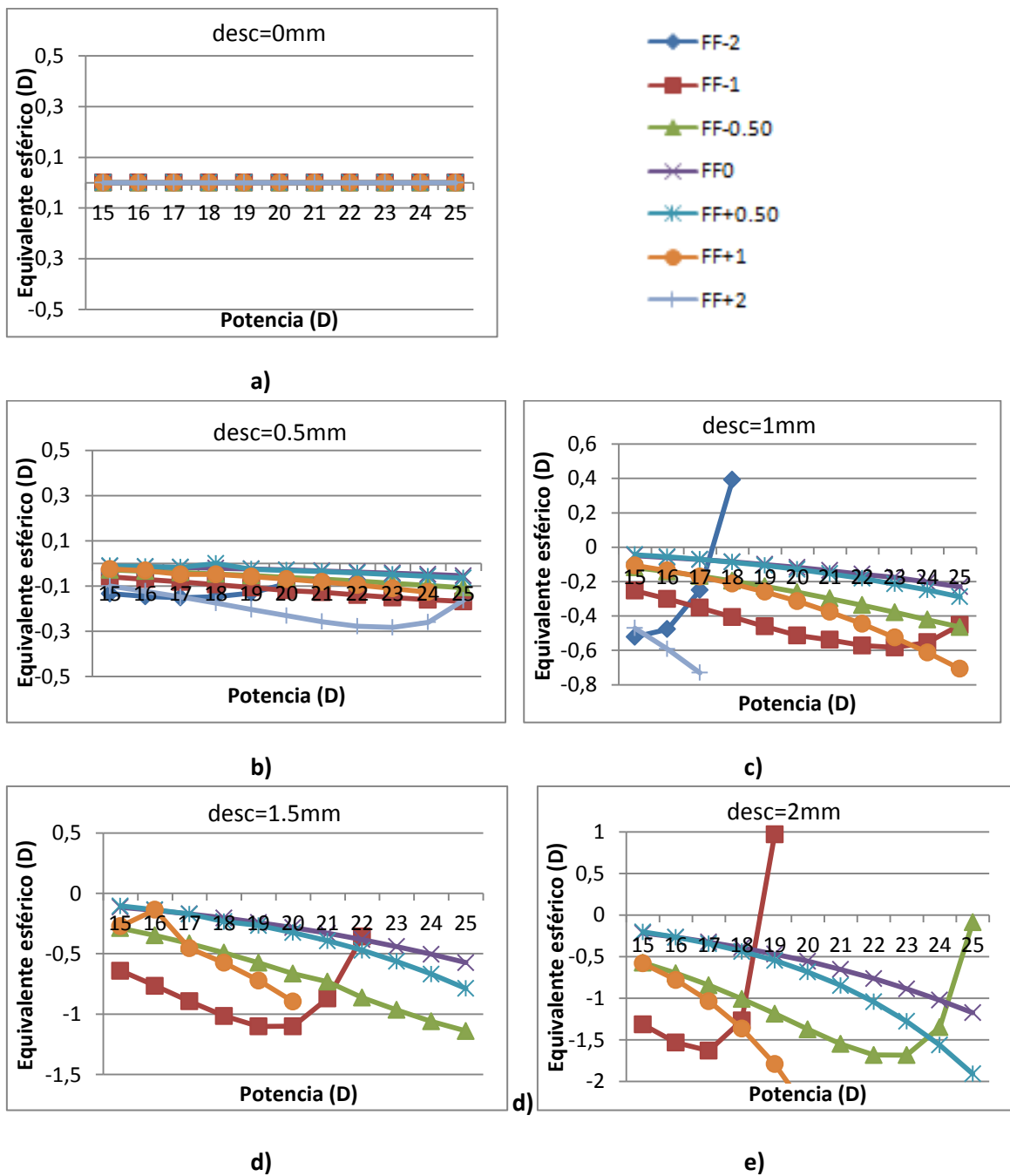


Figura 5. Valores de equivalente esférico para LIOs esféricas en el ojo modelo ,en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y descentramiento de (a) 0mm, (b) 0.5mm , (c) 1mm, (d)1.5mm y (e) 2mm

5.2 Diseño de lentes intraoculares esféricas que anulan la aberración esférica del ojo.

5.2.1 MTF

A continuación se muestra la figura 6 que contiene los valores de MTF para 30 ciclos/grado, en función de la potencia y del factor de forma para los diseños esféricos según el primer criterio de asferización, es decir, asferizando hasta compensar la aberración esférica del sistema ojo más lente, para cada uno de los diferentes valores de descentramiento estudiados (desc=0;0.5;1;1.5;2mm).

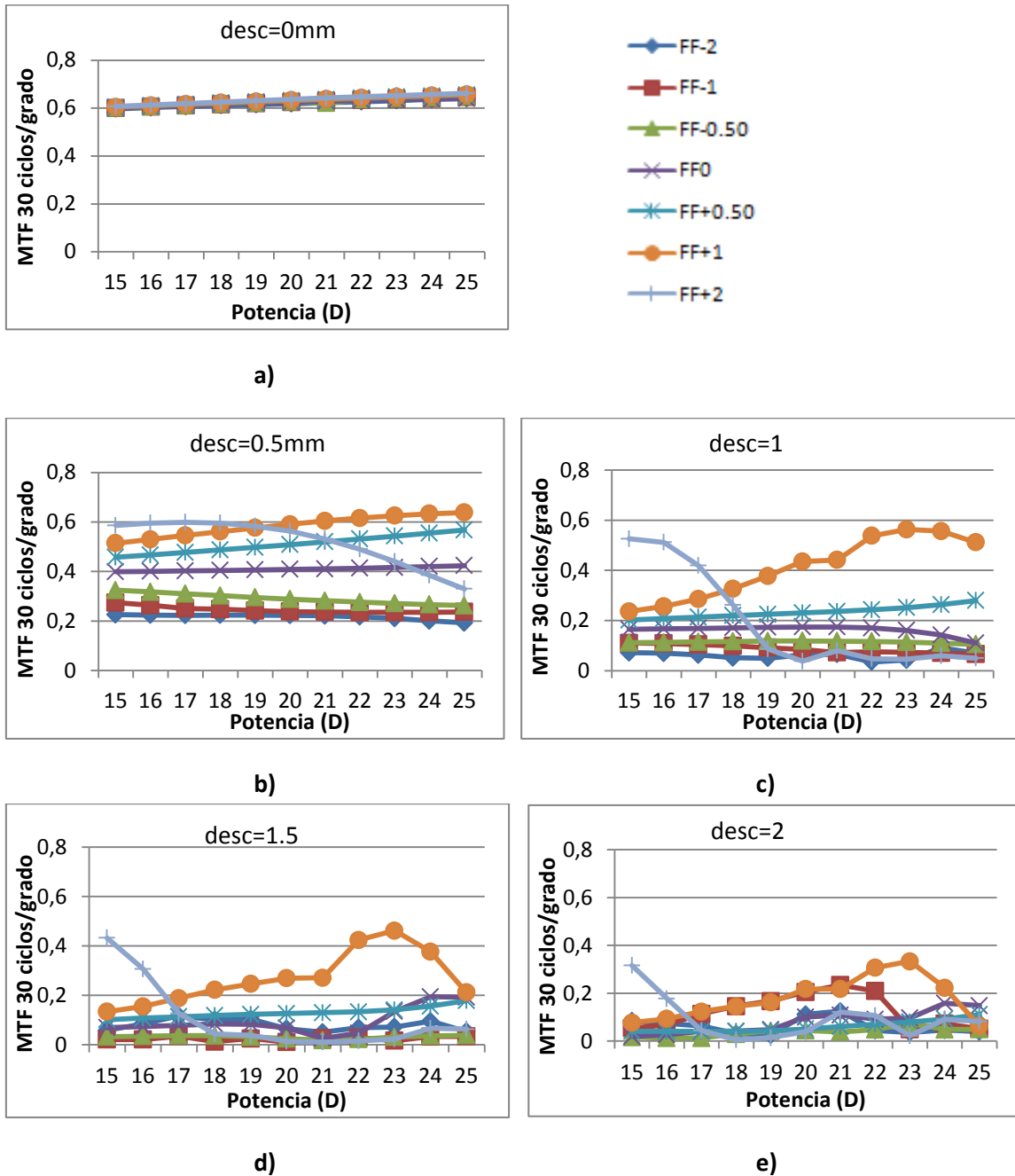


Figura 6. Valores MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para LIOs esféricas de forma que el ojo modelo tenga aberración esférica total igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y para descentramientos de (a) 0mm, (b) 0.5mm, (c) 1mm, (d) 1.5mm y (e) 2mm

Como se puede observar en la figura 6.a, cuando la lente está centrada todos los factores de forma dan buenos valores de MTF, siendo algo más elevados para potencias altas que para potencias bajas. Según comenzamos a descentrar, tienden a destacar el factor de forma $X=+1$, que es el que mejor se comporta incluso en los descentramientos más elevados. Por otro lado, cabe destacar que el factor de forma $X=+2$ tiene un comportamiento excelente en potencias muy bajas, pero para potencias intermedias o elevadas los valores de MTF caen rápidamente.

Los factores de forma $X=-2$, $X=-1$ y $X=-0.50$, tienen una pérdida importante de MTF con sólo 0.5 mm de descentramiento, y el valor de MTF varía ligeramente en los descentramientos más elevados (desc=1.5;2mm)

Sólo cumplirían la norma ISO las lentes con factor de forma $X=+1$ y potencia elevada hasta descentramientos de 1.5mm, y factores de forma $X=+2$ y $X=+0.50$ para potencias bajas y descentramiento de 0.5mm, así como cualquier lente y factor de forma sin descentramiento.

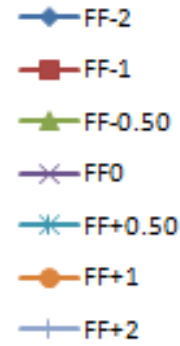
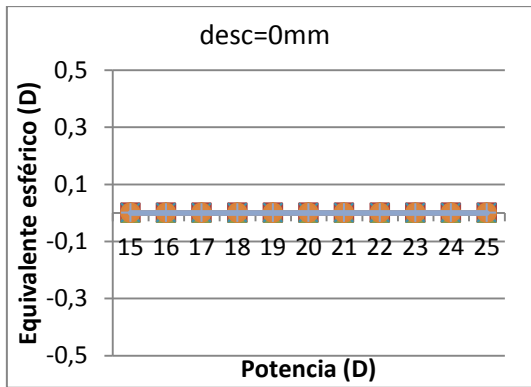
5.2.2 Equivalente esférico

La figura 7 representa los valores del equivalente esférico en función del factor de forma y la potencia para cada uno de los valores de descentramientos planteados en las lentes intraoculares de diseño esférico .

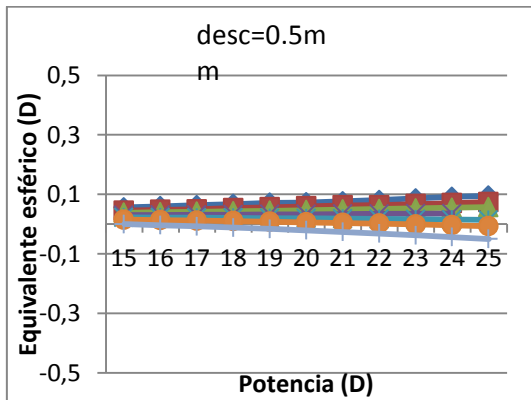
Como era de esperar, cuando tenemos una lente centrada (Figura 7.a), el equivalente esférico es 0, es decir, no induce ninguna refracción que deba ser corregida con gafa o lente de contacto.

Como se observa en las demás gráficas de la figura 7, conforme aumenta el descentramiento este equivalente esférico aumenta, siendo el cambio más marcado en los descentramientos más elevados (desc=1.5;2mm), sobrepasando la norma ISO en casi todas las combinaciones de factor de forma y potencia, a excepción de los factores de forma $X=+1$, $X=+0.50$ y $X=0$, siendo estos los que presentan un equivalente esférico más próximo a 0 en cualquier situación, más concretamente el $X=+1$.

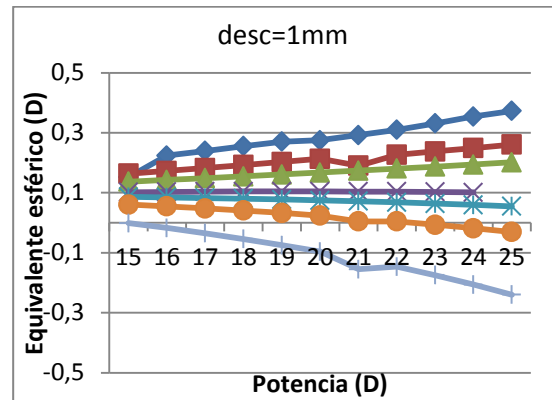
Los factores de forma más extremos ($X=-2$ y $X=+2$), adquieren valores de equivalente esférico muy altos (hasta +1.50D o -2.00D) en potencias intermedias y elevadas.



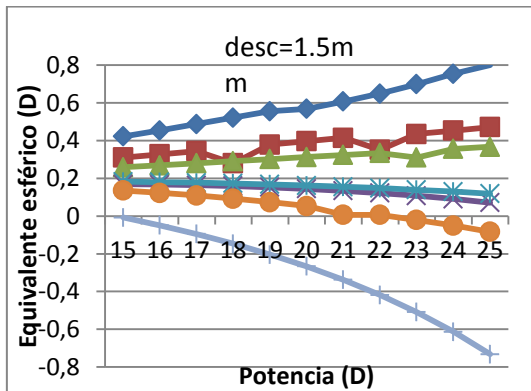
a)



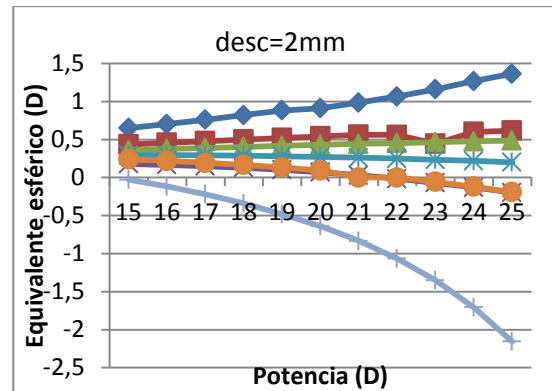
b)



c)



d)



e)

Figura 7. Equivalente esférico para LIOs implantadas en ojo modelo con aberración esférica total igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y descentramiento de (a) 0mm, (b) 0.5mm, (c) 1mm, (d) 1.5mm y (e) 2mm

5.3 Diseño de lentes intraoculares esféricas que anulan la aberración esférica de la lente intraocular

5.3.1 Descentramiento

5.3.1.1 MTF

La figura 8 contiene los valores de MTF para 30 ciclos/grado, en función de la potencia y del factor de forma para los diseños esféricos, según el segundo criterio de asferización, es decir asferizando hasta que la aberración esférica de la lente sea 0, para cada uno de los diferentes valores de descentramiento estudiados (desc=0;0.5;1;1.5;2mm).

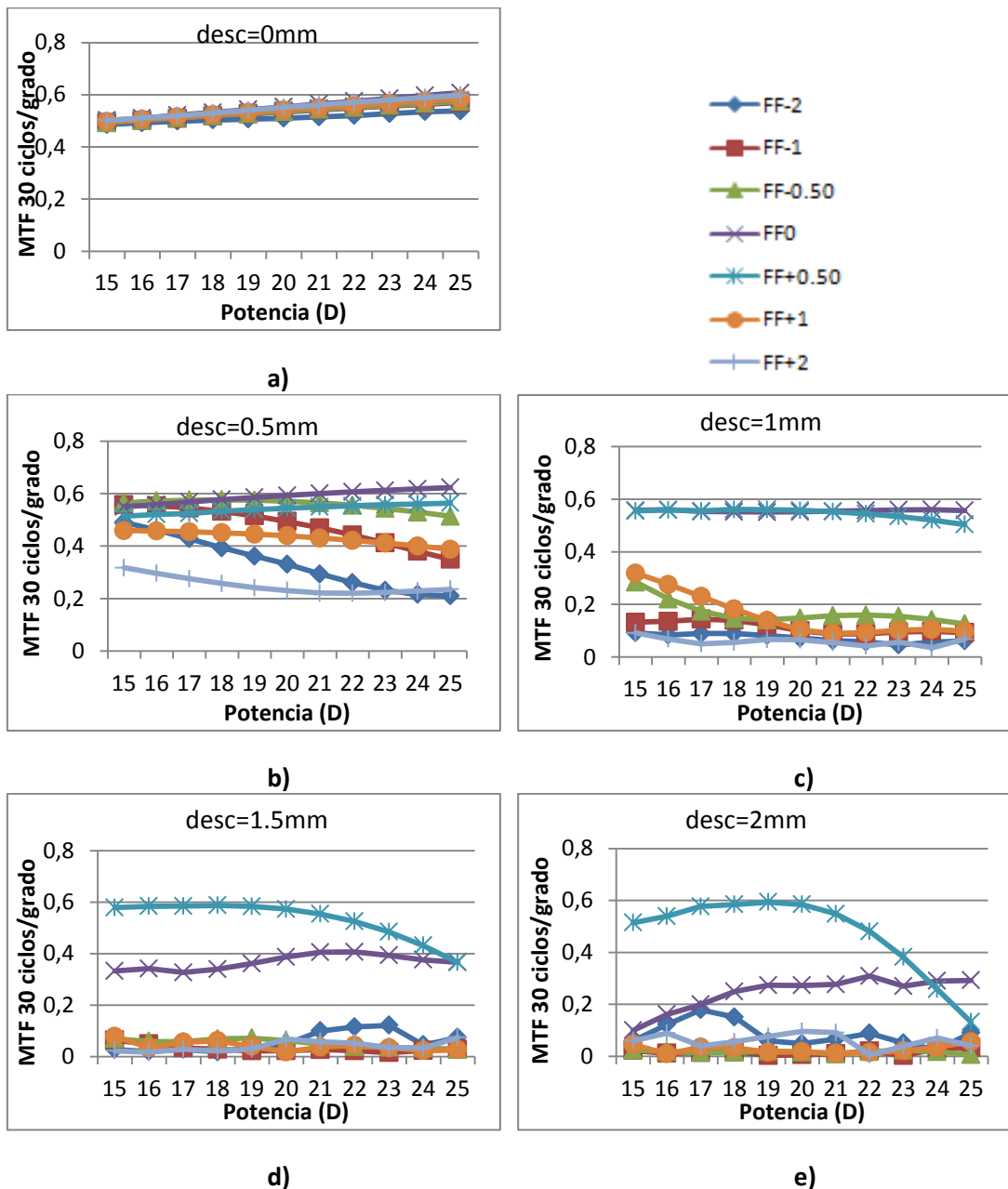


Figura 8. Valores de MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para LIOs implantadas en ojo modelo con aberración esférica de la lente igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y para descentramiento de (a) 0mm, (b) 0.5mm, (c) 1mm, (d) 1.5mm y (e) 2mm

Como se puede ver en la figura 8.a, los valores de MTF obtenidos para potencias bajas son muy similares entre factores de forma, mientras que en potencias más elevadas los factores de forma $X=0$ y $X=+0.50$ tienden a destacar ligeramente. En cualquier caso, todas las lentes en esta situación cumplirían la normativa ISO.

Conforme introducimos descentramientos, se observa una clara diferenciación entre los factores de forma comentados anteriormente y el resto, siendo muy marcado para un descentramiento de la lente de 1mm.

Para los descentramientos más elevados ($desc=1.5;2mm$), sólo cumplirían la norma ISO las lentes de potencia baja e intermedia correspondientes al factor de forma $X=+0.50$, mientras que el resto quedan muy por debajo de este límite.

5.3.1.2 Equivalente esférico

La figura 9 representa los valores del equivalente esférico en función del factor de forma y la potencia para cada uno de los valores de descentramientos planteados en las lentes intraoculares de diseño esférico, siendo la aberración esférica de la lente diseñada igual a 0.

Al igual que en casos anteriores, la figura 9.a muestra un equivalente esférico plano debido a que las lentes están diseñadas para tener un buen comportamiento mientras la lente esté centrada. Sin embargo, en el momento en el que comenzamos a descentrar la lente, aumenta el equivalente esférico, siendo los factores de forma $X=0$ y $X=+0.50$ los que más estables y cercanos a 0 se mantienen. Para potencias bajas, prácticamente todas las combinaciones de potencias y factores de forma cumplen la norma ISO, salvo los factores de forma $X=+1$ $X=+2$ y $X=-2$ para altos descentramientos ($desc=1.5;2mm$) y potencias elevadas.

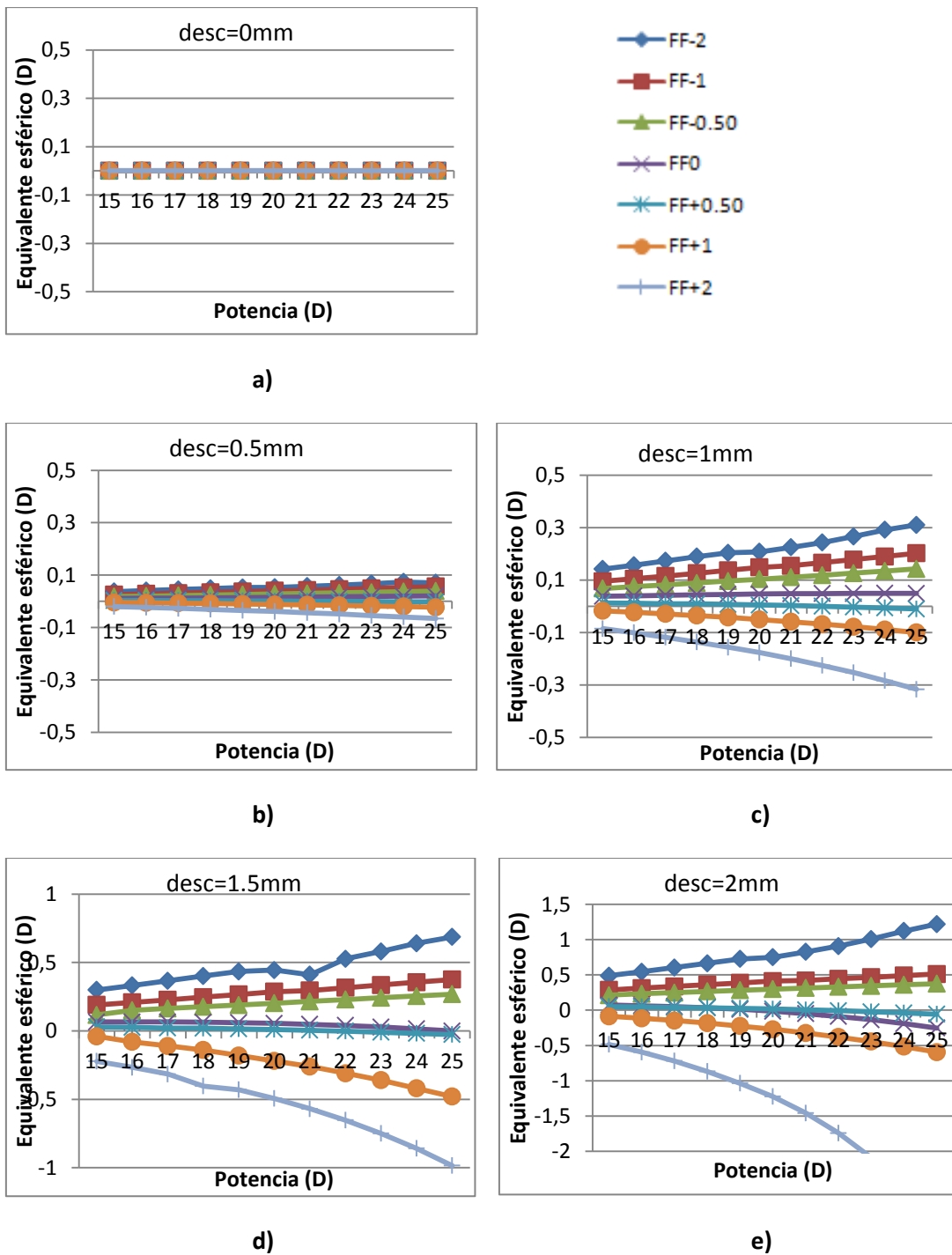


Figura 9. Equivalente esférico para LIOs implantadas en ojo modelo con aberración esférica de la lente igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y descentramiento de (a) 0mm, (b) 0.5mm, (c) 1mm, (d) 1.5mm y (e) 2mm

5.3.2 Campo

5.3.2.1 MTF

La figura 10 contiene los valores de MTF para 30 ciclos/grado, en función de la potencia y del factor de forma para los diseños esféricos, siendo la aberración esférica de la lente igual a 0, para cada uno de los diferentes valores campo objeto estudiados (campo=0;2.5;5;7.5;10°).

La figura 10.a muestra unos valores muy similares de MTF, ligeramente superiores según aumenta la potencia de la lente, siendo muy similares entre factores de forma, aunque ligeramente superior en los factores X=0 y X=+0.50.

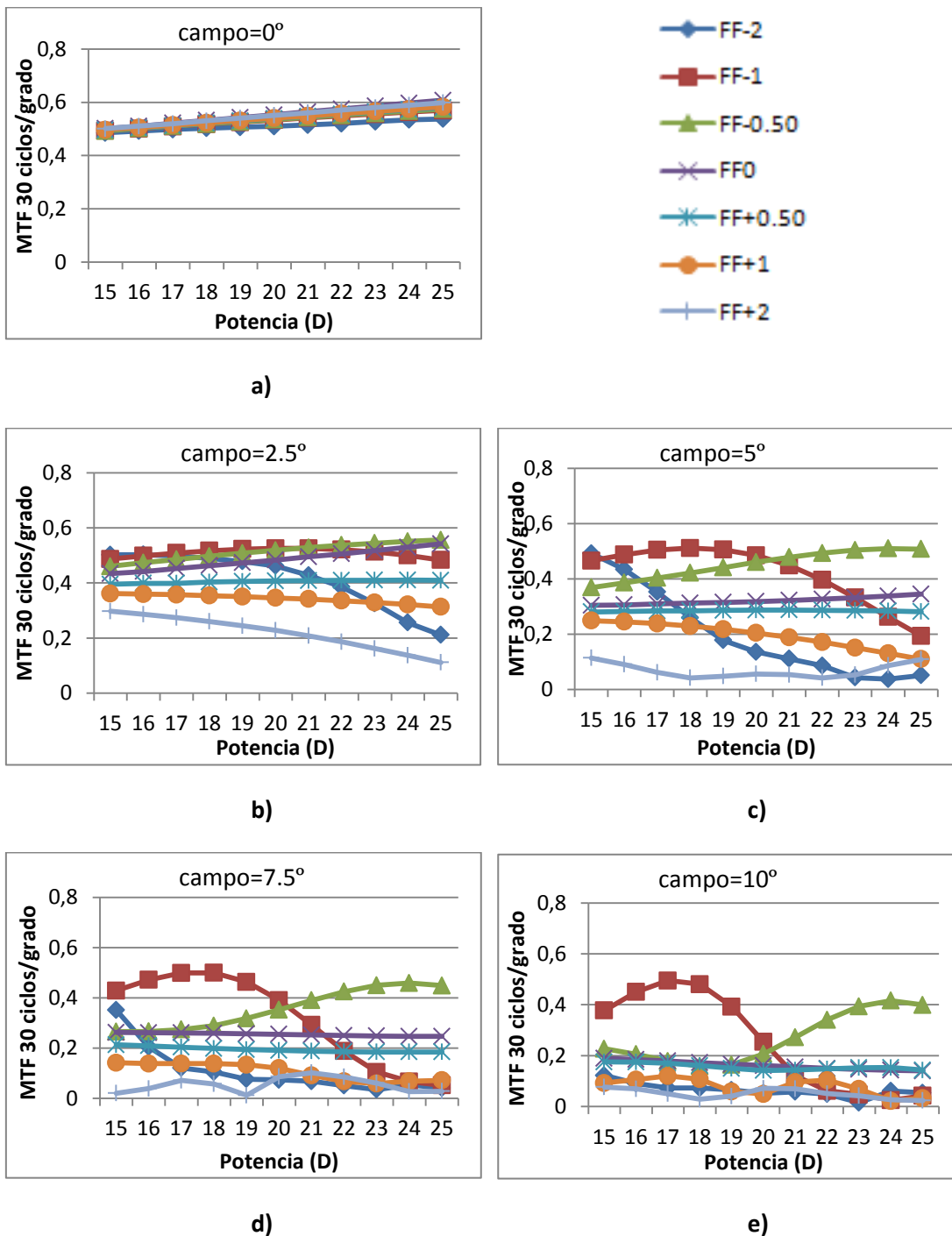


Figura 10. Valores de MTF para la frecuencia de 30 ciclos/grado para LIOs implantadas en ojo modelo con aberración esférica de la lente igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y para campos objeto de (a) 0°, (b) 2.5°, (c) 5.0°, (d) 7.5° y (e) 10°

Sin embargo, esto cambia radicalmente al introducir descentramiento, siendo el factor de forma $X=-1$ el que mejor comportamiento tiene en potencias bajas y $X=-0.50$ para potencias más elevadas, tanto en situaciones de bajo descentramiento como alto. El resto de factores de forma son más constantes entre potencias, siendo los valores de MTF muy similares entre potencias bajas y altas, pero más bajos que los mencionados anteriormente.

Dentro de los factores de forma que se comportan de forma más constante, cabe destacar que los factores $X=-2$ y $X=+2$ son los que peor resultados dan.

5.3.2.2 Equivalente esférico

La figura 11 representa los valores del equivalente esférico en función del factor de forma y la potencia para cada uno de los valores de campo objeto planteados en las lentes intraoculares de diseño esférico siendo la aberración esférica de la lente igual a 0, es decir, según el segundo criterio de asferización.

Al igual que en casos anteriores, cuando el objeto se encuentra en eje el equivalente esférico es nulo para todas las combinaciones de forma y potencias, debido a que se diseñó para esta condición.

Al variar el campo objeto, se produce un incremento gradual del equivalente esférico, más apreciable en los factores de forma más extremos ($X=-2$ y $X=+2$), en los que crece rápidamente al alcanzar potencias intermedias y elevadas, y dejan de cumplir la norma ISO en campos superiores a 7.5° . Los factores de forma que mejor se comportan en este caso son $X=-1$ y $X=-0.50$, siendo los que más se aproximan a 0 en potencias más elevadas.

El resto de factores de forma ($X=0$, $X=+0.50$ y $X=+1$) tienen un comportamiento más estable entre potencias, siendo el equivalente esférico prácticamente idéntico en potencias bajas y elevadas, aunque el equivalente esférico es mayor que para los factores de $X=-1$ y $X=-0.50$.

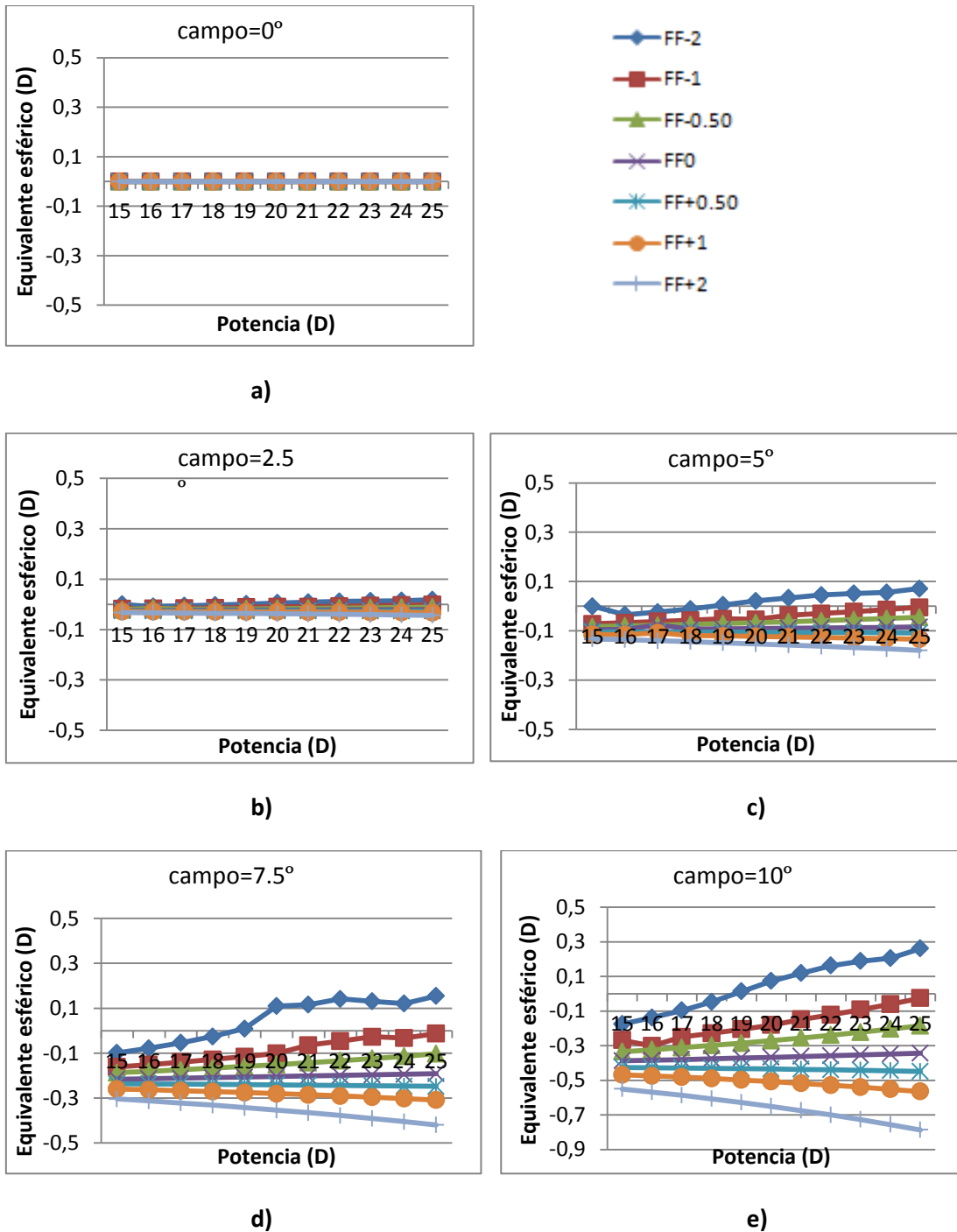


Figura 11. Equivalente esférico para LIOs implantadas en ojo modelo con aberración esférica de la lente igual a 0, en función del factor de forma y de la potencia de la LIO y campo objeto de (a) 0 °, (b) 2.5 °, (c) 5.0 °, (d) 7.5 ° y (e) 10 °

6. Discusión:

6.1 Discusión para lentes intraoculares esféricas

Atchison señaló el factor de forma $X=1$ como el más indicado para el diseño de lentes intraoculares con geometría esférica, y observando los resultados obtenidos, podemos afirmar que éste es el factor de forma que mejores valores de MTF y equivalente esférico muestra, junto con el factor de forma $X=+0.5$.

Sin embargo, ninguno de los factores de forma ni las potencias simuladas cumple la norma ISO debido a que el índice de refracción empleado en el estudio que realizó Atchison (1.49) y el de este trabajo (1.41) son diferentes. Al utilizar un índice de refracción menor, la diferencia entre los medios refractivos del ojo (humor acuoso y humor vitreo) y la lente intraocular es más pequeña, dando lugar a lentes intraoculares más curvadas que provocan una mayor aberración esférica y como consecuencia peor calidad de imagen.

Por tanto, los resultados obtenidos en este trabajo concuerdan con los de Atchison, ya que se alcanzan mejores valores de MTF en los factores de forma comprendidos entre $0 < X < +1$, a pesar de que no cumplen la norma ISO.

Teniendo en cuenta trabajos fin de grado anteriores[14], cuyo objetivo era estudiar la calidad de imagen de lentes intraoculares con geometría esférica con un índice de refracción de $n=1.47$ y la tolerancia que presentan al descentramiento, se obtuvo como resultado que los factores de forma que mejor calidad de imagen proporcionan y mejor comportamiento tienen frente a descentramientos son $X=+1$ para potencias bajas y $X=+0.5$ en cualquier rango de potencias.

Comparándolo con los resultados de este trabajo, se observa que cuando la lente está centrada utilizando un índice de refracción de $n=1.41$ (trabajo actual) se alcanzan valores de MTF de hasta 0.35, mientras que con un $n=1.47$ se alcanzan valores de MTF de 0.45, y en los descentramientos más altos, en el trabajo actual se alcanzan valores comprendidos entre 0.1 y 0.05, mientras que el trabajo anterior los valores de MTF se encuentran entre 0.2 y 0.05 a excepción del factor de forma $X=+0.5$ que alcanza valores de 0.3 para las potencias más bajas. Cabe destacar que para las lentes con geometrías esféricas, sólo cumplirían la norma ISO, que sería un valor de MTF de 0.43, las lentes con factores de forma $X=+0.50$ y $X=+1$ cuando la lente estuviese centrada o descentramientos leves ($desc=0.5mm$) para potencias bajas.

Respecto al equivalente esférico, los factores de forma que mejor comportamiento presentan son $X=+0.50$ y $X=0$ en ambos trabajos, variando únicamente la magnitud de equivalente esférico debido a la diferencia de índice de refracción. La norma ISO establece que las lentes intraoculares no deben superar un equivalente esférico de $\pm 0.40D$, que se cumple en el caso de los factores de forma mencionados hasta un descentramiento de 1mm, momento a partir del cual las potencias más elevadas se salen de norma. En trabajos anteriores[14] se sigue cumpliendo la norma ISO incluso en descentramientos de 1.5mm en todas las potencias y en descentramientos de 2mm hasta lentes de +20D mientras que en el trabajo presente se cumpliría hasta lentes de +21D con descentramientos de 1.5mm o lentes de +18D con descentramientos de 2mm.

6.2 Discusión para lentes intraoculares asféricas

Las lentes asféricas, según el primer criterio de asferización, se caracterizan por eliminar la aberración esférica del sistema óptico, por lo que la función MTF dará valores más altos que los vistos anteriormente en las lentes esféricas.

Las lentes diseñadas con esta geometría cumplen la norma ISO en situaciones donde no hay descentramiento, mientras que al descentrar sólo se mantienen dentro de la norma las potencias más elevadas del factor de forma $X=+1$.

Debido a la disminución de la aberración esférica, se obtienen valores de equivalente esférico más próximos a 0 respecto a las lentes de geometría esférica, incluso en situaciones de descentramiento más elevadas.

Diseñando las lentes esféricas según el segundo criterio de asferización, es decir, con objetivo de neutralizar la aberración esférica que induce la lente, se consiguen valores muy similares de MTF entre los diferentes factores de forma, a excepción de los factores de forma $X=+0.50$ y $X=0$, que obtienen valores de MTF mayores incluso para altos descentramientos, llegando incluso en el caso de $X=+0.50$ a cumplir la norma ISO para lentes con potencia de hasta +22D con un descentramiento de 2 mm ($desc=2mm$). En términos de equivalente esférico, los resultados son satisfactorios, debido a que mantienen la misma tendencia pero con valores más próximos a 0.

En un trabajo fin de grado anterior [15], en el cual se estudia la calidad de imagen de lentes con geometrías tanto esféricas como esféricas según el primer criterio de asferización con un índice de refracción $n=1.41$ y su tolerancia al campo objeto, se obtuvo que los factores de forma que mejor toleran el campo objeto son $X=0$ y $X=-0.50$ para MTF y equivalente esférico.

Ambos trabajos presentan valores similares de MTF, aproximadamente 0.6, sin embargo las lentes con geometría esférica según el segundo criterio, es decir, que la lente no induce aberración esférica en el ojo, presentan mejor calidad de imagen para objetos fuera de eje, sobretodo los factores de forma que más destacan son $X=-1$ y $X=-0.50$, llegando incluso a cumplir la norma ISO en un rango de potencias bastante amplio y un campo objeto de 10° .

En términos de equivalente esférico, los resultados son muy similares tanto en magnitud como en tendencia en ambos trabajos, destacando que sólo algunos factores de forma ($X=-1$ y $X=-0.50$) llegan a cumplir la norma ISO para campos objeto mayores.

7. Conclusiones

A lo largo de este trabajo se ha estudiado la influencia del factor de forma en la calidad de imagen que proporcionan las lentes intraoculares tanto esféricas como esféricas para diferentes valores de campo objeto y de descentramiento. Para poder evaluar las lentes con diferentes potencias, se utiliza una fórmula paraxial que emetropiza el ojo modelo para cada lente intraocular.

Después de analizar las lentes intraoculares esféricas y esférica en las diversas condiciones propuestas, se llega a la conclusión de que las lentes intraoculares esféricas no cumplen la norma ISO, incluso cuando la lente se encuentra centrada, debido a la gran aberración esférica que presentan en todos los factores de forma y potencias.

Asferizando las lentes iniciales según el primer criterio de asferización, conseguimos lentes intraoculares que proporcionan valores de MTF más altos y menor equivalente esférico. Los factores de forma que mejor se comportan son $X=+1$ y $X=+0.50$

Si la asferización se hace con objeto de neutralizar la aberración esférica de la lente en lugar de compensar la de todo el sistema, obtenemos lentes que toleran mejor tanto los descentramientos como los objetos fuera de eje. En este caso aquellas con factor de forma de $X=0$ y $X=+0.50$ son las que presentan mejor calidad de imagen y más tolerancia frente a

descentramientos, mientras que para el campo objeto serían los factores de forma $X=-1$ para potencias bajas y $X=-0.50$ para potencias elevadas.

Para todos los diseños, los factores de forma que peor se comportan son $X=-2$ y $X=+2$, debido a su mala tolerancia de descentramiento y de objeto fuera de eje

8. Bibliografía

- [1] 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).
- [2] 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).
- [3] Jalie, M. "The design of intraocular lens." *Br J Physiol Opt* 32,1-21 (1978).
- [4] Wang, G.J., Pomerantzeff, O. "Obtaining a high-quality retinal image with a biconvex intraocular lens", *American Journal of Ophthalmology* 94, 87-90 (1982).
- [5] 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 Implant Society* 11, 37-43 (1985).
- [6] D. A. Atchison. "Optical designs of Intraocular lenses. I. On-axis performance." *Optometry and Vision Science*. 66, 492-506 (1989).
- [7] Atchison, D.A "Optical design of intraocular lenses. I. On-Axis performance", *Optometry society of America* 61, 1522-1529 (1971).
- [8] Laura Remón Martín. "Diseño, fabricación y control de lentes intraoculares multifocales." *Universitat Politècnica de Valencia*. ISBN:978-84-8363-835-4 (versión impresa).
- [9] IS/ISO 11979-2 (1999): Ophthalmic Implants- Intraocular Lenses, Part 2: Optical Properties and Test Methods [MHD 5: Ophthalmic Instruments and Appliances]
- [10] Atchison, D.A. "Age-related paraxial schematic emmetropic eyes". *Ophthalmic and Physiological Optics* 29, 58-64 (2009).
- [11] 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)
- [12] Navarro R., Santamaria J., Bescós J. "Accommodation-dependent model of the human eye with aspheric". *Optics Society of America*, 1273-81 (1985).
- [13] User Manual. "Okulix: Ray-Tracing-Calculation for de Pseudophakic Eye".
- [14] Benedí García, C. "Análisis y comportamiento de lentes intraoculares mediante trazado real de rayos". Trabajo fin de grado, Universidad de Zaragoza (2014).
- [15] Aguirrezabala Bereciartua, M. "Diseño y análisis de lentes intraoculares mediante el trazado real de rayos". Trabajo fin de grado, Universidad de Zaragoza (2015)
- [16] M. Born, B. Wolf. "Principles of Optics", Pergamon Press, Oxford (1987)

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 esférica, así como la longitud axial necesaria para emetropizar el sistema, mediada desde el vértice anterior de la córnea hasta el plano de la retina.

FF	P	R1(m)	R2(m)	Ec(m)	Lo(m)	Asf 0 (Q)	Asf ojo (Q)
-2	15	-0,0097457	-0,0032486	0,0010980	0,0259594	-1,6469770	-1,4948500
	16	-0,0091502	-0,0030501	0,0012047	0,0257361	-1,5865630	-1,4605010
	17	-0,0086275	-0,0028758	0,0013343	0,0255417	-1,5366330	-1,4305130
	18	-0,0081669	-0,0027223	0,0015028	0,0253879	-1,4950060	-1,4041140
	19	-0,0077627	-0,0025876	0,0017566	0,0253092	-1,4605100	-1,3807290
	20	-0,0074007	-0,0024669	0,0020114	0,0252479	-1,4303400	-1,3596620
	21	-0,0070603	-0,0023534	0,0020740	0,0250590	-1,4014040	-1,3404150
	22	-0,0067495	-0,0022498	0,0021138	0,0248609	-1,3757400	-1,3229770
	23	-0,0064524	-0,0021508	0,0019737	0,0245292	-1,3514500	-1,3070360
	24	-0,0061747	-0,0020582	0,0017742	0,0241499	-1,3295830	-1,2924710
	25	-0,0059413	-0,0019804	0,0018837	0,0240232	-1,3123090	-1,2792730
-1	15	0	-0,0048630	0,0009418	0,0256752	-2,6540000	-2,1267900
	16	0	-0,0045591	0,0009966	0,0253951	-2,4872700	-2,0542400
	17	0	-0,0042909	0,0010535	0,0251268	-2,3514900	-1,9915600
	18	0	-0,0040525	0,0011130	0,0248700	-2,2392700	-1,9369000
	19	0	-0,0038392	0,0011755	0,0246246	-2,1453300	-1,8888700
	20	0	-0,0036473	0,0012416	0,0243905	-2,0658000	-1,8463800
	21	0	-0,0034736	0,0013120	0,0241678	-1,9978200	-1,8085630
	22	0	-0,0033157	0,0013877	0,0239567	-1,9392170	-1,7747410
	23	0	-0,0031715	0,0014700	0,0237579	-1,8883530	-1,7443730
	24	0	-0,0030394	0,0015608	0,0235722	-1,8439700	-1,7170230
	25	0	-0,0029178	0,0016633	0,0234013	-1,8051230	-1,6923670
-0,5	15	0,0194829	-0,0064943	0,0009115	0,0255723	-4,0531600	-2,7708000
	16	0,0182611	-0,0060870	0,0009590	0,0252797	-3,7022400	-2,6609200
	17	0,0171828	-0,0057276	0,0010072	0,0249976	-3,4202800	-2,5571900
	18	0,0162241	-0,0054080	0,0010563	0,0247257	-3,1902900	-2,4674900
	19	0,0153660	-0,0051220	0,0011063	0,0244636	-3,0001340	-2,3892440
	20	0,0145935	-0,0048645	0,0011573	0,0242109	-2,8410200	-2,3204900
	21	0,0138943	-0,0046314	0,0012095	0,0239673	-2,7065000	-2,2597800
	22	0,0132585	-0,0044195	0,0012629	0,0237324	-2,5916700	-2,2055300
	23	0,0126777	-0,0042259	0,0013178	0,0235061	-2,4928300	-2,1571000
	24	0,0121451	-0,0040484	0,0013742	0,0232881	-2,4071000	-2,1135800
	25	0,0116548	-0,0038849	0,0014326	0,0230782	-2,3322400	-2,0743050
0	15	0,0097691	-0,0097691	0,0009006	0,0254806	-8,3332000	-4,2735030
	16	0,0091559	-0,0091559	0,0009458	0,0251786	-7,3635000	-4,0203000
	17	0,0086147	-0,0086147	0,0009915	0,0248868	-6,6000000	-3,8676000
	18	0,0081334	-0,0081334	0,0010375	0,0246047	-5,9894000	-3,7111000
	19	0,0077027	-0,0077027	0,0010840	0,0243319	-5,4946000	-3,5773600
	20	0,0073149	-0,0073149	0,0011309	0,0240680	-5,0886000	-3,4620700

	21	0,0069639	-0,0069639	0,0011784	0,0238126	-4,7518600	-3,3618600
	22	0,0066447	-0,0066447	0,0012265	0,0235655	-4,4697000	-3,2742000
	23	0,0063531	-0,0063531	0,0012751	0,0233262	-4,2312000	-3,1969800
	24	0,0060857	-0,0060857	0,0013244	0,0230944	-4,0279200	-3,1285100
	25	0,0058396	-0,0058396	0,0013744	0,0228700	-3,8533400	-3,0674600
0,5	15	0,0065389	-0,0196166	0,0009067	0,0253945	-1,8158000	-0,7422300
	16	0,0061288	-0,0183865	0,0009538	0,0250845	-1,5974300	-0,7280800
	17	0,0057669	-0,0173008	0,0010016	0,0247845	-1,4303700	-0,7104900
	18	0,0054452	-0,0163356	0,0010503	0,0244941	-1,3008800	-0,7121800
	19	0,0051572	-0,0154717	0,0010998	0,0242128	-1,1993200	-0,7083100
	20	0,0048980	-0,0146940	0,0011503	0,0239404	-1,1188800	-0,7062100
	21	0,0046634	-0,0139901	0,0012019	0,0236764	-1,0546000	-0,7054600
	22	0,0044500	-0,0133500	0,0012548	0,0234205	-1,0028200	-0,7056970
	23	0,0042551	-0,0127653	0,0013091	0,0231724	-0,9608500	-0,7066330
	24	0,0040764	-0,0122291	0,0013649	0,0229318	-0,9266100	-0,7081100
25	0,0039118	-0,0117355	0,0014225	0,0226986	-0,8985300	-0,7099500	
1	15	0,0049296	0	0,0009310	0,0253094	-0,9036000	-0,4626900
	16	0,0046215	0	0,0009846	0,0249914	-0,8354300	-0,4788000
	17	0,0043497	0	0,0010402	0,0246833	-0,7859400	-0,4942800
	18	0,0041080	0	0,0010983	0,0243845	-0,7498800	-0,5090400
	19	0,0038918	0	0,0011592	0,0240948	-0,7235800	-0,5230340
	20	0,0036972	0	0,0012234	0,0238138	-0,7045000	-0,5362700
	21	0,0035212	0	0,0012915	0,0235410	-0,6908100	-0,5487750
	22	0,0033611	0	0,0013645	0,0232763	-0,6811850	-0,5605680
	23	0,0032150	0	0,0014436	0,0230194	-0,6746380	-0,5716960
	24	0,0030810	0	0,0015303	0,0227700	-0,6704400	-0,5821940
25	0,0029578	0	0,0016271	0,0225279	-0,6680500	-0,5921010	
2	15	0,0033357	0,0100070	0,0010600	0,0251210	-0,6703500	-0,5387170
	16	0,0031313	0,0093939	0,0011570	0,0247795	-0,6633000	-0,5567050
	17	0,0029517	0,0088552	0,0012722	0,0244445	-0,6602500	-0,5729680
	18	0,0027931	0,0083794	0,0014159	0,0241142	-0,6599050	-0,5877180
	19	0,0026529	0,0079587	0,0016124	0,0237845	-0,6613760	-0,6011280
	20	0,0025310	0,0075929	0,0019629	0,0234412	-0,6640457	-0,6132447
	21	0,0024136	0,0072409	0,0019983	0,0231493	-0,6675000	-0,6246740
	22	0,0023061	0,0069182	0,0019953	0,0228711	-0,6715160	-0,6352570
	23	0,0022060	0,0066180	0,0019168	0,0226121	-0,6759100	-0,6451200
	24	0,0021126	0,0063377	0,0017745	0,0223715	-0,6805360	-0,6543225
25	0,0020259	0,0060776	0,0016147	0,0221426	-0,6852700	-0,6628869	

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