



Trabajo Fin de Grado  
Grado en Óptica y Optometría

# **DISEÑO DE LENTES PARA EL CONTROL DE LA MIOPIA MEDIANTE EL DESENFOQUE PERIFÉRICO**

Realizado por:

**Cristina Abellán Gracia**

Bajo la supervisión de:

**M<sup>a</sup> Victoria Collados Collados y Juan Antonio Vallés Brau**

Departamento de Física Aplicada. Universidad de Zaragoza

## Índice

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. OBJETIVOS .....	3
3. MÉTODOS Y CRITERIOS .....	3
3.1. Modelo de ojo y lentes de partida .....	3
3.2. Diseño de lentes esféricas con coeficientes de asfericidad de alto orden.....	5
3.3. Diseño de lentes multizonales .....	6
3.4. Cálculo del error esferocilíndrico.....	7
3.5. Evaluación del comportamiento de una lente en dirección oblicua de mirada .....	9
4. RESULTADOS.....	10
4.1. Diseño y análisis de lentes esféricas introduciendo coeficientes de asfericidad para reducir el astigmatismo periférico.....	10
4.2. Diseño de lentes multizonales para el control de la progresión de la miopía.....	12
4.3. Comportamiento de las lentes diseñadas en dirección oblicua de mirada.....	16
5. DISCUSIÓN .....	18
6. CONCLUSIONES .....	19
7. BIBLIOGRAFÍA.....	21

## 1. INTRODUCCIÓN

La miopía es un defecto refractivo muy común que afecta a una gran parte de la población, y en aumento en las últimas décadas, por lo que constituye un problema importante para la salud pública por su impacto socioeconómico y su afectación de la salud visual. La miopía alta conlleva una longitud axial del globo ocular elevada, lo que puede ocasionar alteraciones en el polo posterior, que afectan a la retina y las capas más internas de la coroides.

Tanto el rápido aumento de su prevalencia como la disminución de la edad de su inicio, junto con una progresión más rápida, hacen que el control de esta progresión sea considerado hoy en día una prioridad con el fin de reducir el riesgo de una futura pérdida irreversible de visión.<sup>1</sup>

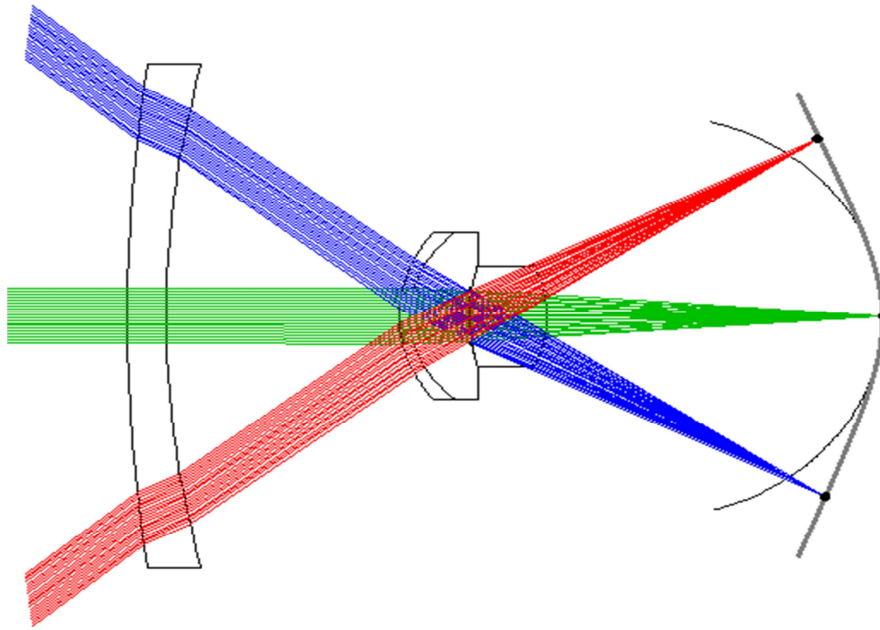
La progresión de la miopía puede deberse principalmente a dos factores. Uno de ellos está relacionado con una respuesta acomodativa anómala. El retraso acomodativo suele ser mayor en miopes que en emétopes o hipermetropes, y aumenta al hacerlo la demanda acomodativa. Al realizar trabajos prolongados en visión próxima se produce un desenfoque hipermetrópico en la retina que actúa como precursor de la miopía intentando reducir esa borrosidad.<sup>2</sup> Asumiendo el control de la acomodación como estrategia para frenar el crecimiento del ojo y, por tanto, la miopía, se han propuesto diferentes soluciones, como la terapia visual, el uso de fármacos<sup>3</sup> o el uso de lentes oftálmicas o de contacto<sup>4</sup>.

Otro factor de la progresión de la miopía es el desenfoque periférico. Existen estudios recientes que apuntan que el desenfoque hipermetrópico en la retina periférica presente en los miopes corregidos tiene una relación directa con el crecimiento de la longitud axial y, por tanto, con el desarrollo de la miopía. Asumiendo la miopización de la periferia como la estrategia a seguir para controlar la evolución de la miopía, se han propuesto diferentes soluciones: lentes monofocales<sup>5</sup>, lentes bizonales<sup>1</sup>, lentes de contacto<sup>6</sup> y ortoqueratología<sup>7</sup>.

En este trabajo nos centraremos en esta última estrategia, proponiendo diseños de lentes monofocales aptas para el control de la miopía.

En el ojo humano, la refracción central y periférica presenta diferencias. En los ojos miopes con corrección se produce un desenfoque hipermetrópico en la retina periférica. Para controlar la miopía se intenta que la imagen que se forma detrás de la retina se forme delante y así evitar la elongación del ojo.<sup>8</sup>

Con el uso de lentes monofocales esféricas se consigue corregir la miopía en la zona central, pero la imagen periférica se sigue formando detrás de la retina. Como se observa en la figura 1, según el ángulo de incidencia, la zona de la lente que atraviesan los rayos que contribuyen a la imagen es diferente.



*Figura 1. Desenfoque en la retina periférica con lentes monofocales esféricas.*

Algunos diseños de lentes monofocales pueden inducir un desenfoque miópico en la retina periférica que puede frenar la progresión de la miopía central. Este tipo de lentes tienen un aumento de potencia desde el centro óptico de la lente hasta su periferia. Con esto se consigue que la imagen periférica se forme delante de la retina.

Aunque la imagen periférica no sea tan nítida, esto no supone una degradación de la imagen ya que la retina periférica al poseer menor densidad de fotorreceptores puede tolerar mejor el desenfoque. Además, su función principal es la de detectar el movimiento y no la de distinguir los objetos, ya que la fijación se realiza con la retina central (fóvea).

En el presente trabajo, tomamos como punto de partida una serie de diseños de lentes monofocales ya realizados en un trabajo de fin de grado anterior, en el que se comprobó que las lentes correctoras monofocales con superficies esféricas no son aptas para el control de la miopía, y se propusieron diseños con superficies hiperboloides. Estas lentes asféricas cuyo funcionamiento podría ser válido para el control de la miopía presentaban sin embargo valores altos de astigmatismo en retina periférica, que en este trabajo intentaremos reducir. Por otro lado,

a partir de lentes esféricas diseñaremos lentes multizonales de zonas esféricas para intentar generar con ellas un desenfoque miópico periférico.

## **2. OBJETIVOS**

Los objetivos de este trabajo son:

1. Reducir el astigmatismo en la periferia de la retina producido por las lentes previamente diseñadas con superficies hiperboloides, mediante la introducción de coeficientes de asfericidad de alto orden, manteniendo el desenfoque miópico en la periferia.
2. Diseñar, partiendo de lentes esféricas de factores de forma negativos, lentes multizonales para su utilización en el control de la miopía.
3. Estudiar el comportamiento de las lentes diseñadas en dirección oblicua de mirada.

## **3. MÉTODOS Y CRITERIOS**

Todos los diseños de lentes y su posterior análisis se van a realizar mediante el software de trazado real de rayos OLSO (Optics Software for Layout and Optimization) de Lambda Research Corporation.

### **3.1. Modelo de ojo y lentes de partida**

Para evaluar el funcionamiento de las lentes diseñadas, simularemos un sistema que incluirá también un modelo de ojo para determinar la calidad de la imagen retiniana, tanto en la zona central como en la periferia. El modelo de ojo utilizado es el ojo emétrope de Navarro.<sup>9</sup> Elegimos este modelo porque reproduce bien el comportamiento fuera de eje para un ojo estándar.

En la tabla 1 se muestran los parámetros geométricos del modelo de ojo de Navarro, en el que hemos modificado la longitud de la cámara vítrea para que el ojo tenga una miopía axial de -3 D.

	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción	Constante de conicidad
<b>Córnea anterior</b>	7.72	0.55	1.3777	-0.26
<b>Córnea posterior</b>	6.50	3.05	1.3391	0.00
<b>C. Ant. Cristalino</b>	10.20	4.00	1.4222	-3.1316
<b>C. Post. Cristalino</b>	-6.00	17.2793	1.3377	-1.00
<b>Retina</b>	-12.00			

*Tabla 1. Modelo de ojo de Navarro miope de -3 D para longitud de onda de 543.5 nm.*

Como hemos comentado anteriormente, para realizar los nuevos diseños partiremos de una serie de lentes obtenidas en un trabajo de fin de grado anterior.<sup>10</sup> Todas las lentes de partida tienen un índice de refracción de 1.49 y un espesor central de 2 mm, que es el espesor de fabricación habitual para lentes negativas con este índice de refracción. El diámetro será de 30 mm ya que se supone que las lentes se emplearán para corregir y frenar el desarrollo de la miopía en niños.

Consideramos dos conjuntos de lentes de partida obtenidas en la ref. 10: (1) Lentes esféricas que compensan a un miope de -3 D con distintos factores de forma (FF). Los radios de curvatura de ambas superficies se recogen en la tabla 2. (2) Lentes de superficies hiperbólicas obtenidas a partir de las lentes esféricas optimizando las constantes de conicidad (cc) de forma que se produzca desenfoque miópico en la periferia con el menor astigmatismo posible. Las cc calculadas se recogen igualmente en la tabla 2. La tabla 3 recoge el error esferocilíndrico producido por estas lentes para incidencias de 10°, 20° y 30°.

El estudio con lentes asféricas se realizó para lentes con factores de forma negativos y positivos para observar mejor la dependencia con el factor de forma aun sabiendo que en la práctica solo se utilizarían los factores de forma negativos. En el caso de utilizar como punto de partida las lentes esféricas, seleccionamos previamente los factores de forma aptos para montar en gafa.

Se comprobó que todas las lentes corregían una miopía de -3 D en fovea.

FF	R <sub>1</sub> (mm)	R <sub>2</sub> (mm)	CCsup 1	CC sup 2
<b>4</b>	-61.38	-102.31	-44	-70
<b>2</b>	-102.15	-318.64	-217	-220
<b>1</b>	-157.57	0	-830	-
<b>0</b>	-316.15	+316.15	-2.7*10 <sup>3</sup>	-6.0*10 <sup>3</sup>
<b>-1</b>	0	+158.37	-	-990
<b>-2</b>	+316.15	+105.38	-220	-240
<b>-4</b>	+103.73	+62.49	-20	-47

*Tabla 2. Parámetros de las lentes de partida.*

Las lentes de la tabla 2, dado que crean un desenfoque miópico en la retina periférica, se han planteado como una posible solución para el control de la miopía, aunque presentan un astigmatismo alto, como se puede apreciar en la tabla 3.

	<b>Erroresferocilíndrico (D)</b>					
	<b>10°</b>		<b>20°</b>		<b>30°</b>	
<b>FF</b>	<b>Esf.</b>	<b>Cil.</b>	<b>Esf.</b>	<b>Cil.</b>	<b>Esf.</b>	<b>Cil.</b>
<b>4</b>	+0.23	-0.53	+0.18	-0.99	+0.45	-1.92
<b>2</b>	+0.24	-0.64	-0.15	-1.35	+0.15	-2.53
<b>1</b>	-0.15	-0.39	-0.15	-1.17	-0.15	-1.86
<b>0</b>	-0.15	-0.33	-0.15	-1.0	+0.15	-1.80
<b>-1</b>	-0.15	-0.33	-0.15	-1.35	+0.15	-2.34
<b>-2</b>	+0.07	-0.33	-0.15	-1.35	+0.15	-2.34
<b>-4</b>	+0.06	-0.47	-0.15	-1.53	-0.15	-3.00

*Tabla 3. Error esferocilíndrico para cada factor de forma e incidencia de rayos provenientes del objeto para lentes con superficies hiperboloides de la tabla 2.*

### 3.2. Diseño de lentes asféricas con coeficientes de asfericidad de alto orden

Una superficie esférica es un caso particular de una superficie cuádrica de revolución. En este tipo de superficies, la sagita queda determinada por dos parámetros: la curvatura en el centro (cv) y la constante de conicidad (cc), tal y como se muestra en la ecuación 1. Dependiendo del valor de cc, la superficie será esférica (cc = 0), elipsoidal (-1 < cc < 0), parabólica (cc = -1), o hiperbólica (cc < -1).

$$z = \frac{c v r^2}{1 + \sqrt{1 - c v (c c + 1) r^2}} \quad (1)$$

Una superficie asférica estándar es una superficie también con simetría de revolución que contiene además términos de potencias pares hasta el 10º orden en la coordenada radial (r). Los coeficientes de deformación que se pueden establecer son de órdenes cuarto (ad), sexto (ae), octavo (af) y décimo (ag).

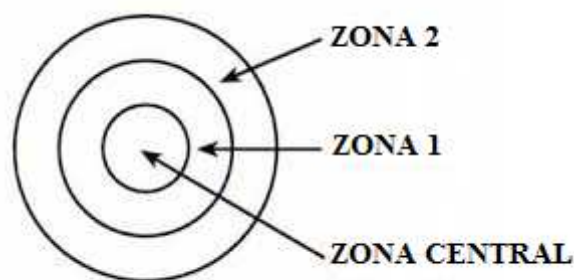
Por tanto, la ecuación que describe estas superficies es la siguiente:

$$z = \frac{c v r^2}{1 + \sqrt{1 - c v (c c + 1) r^2}} + a d r^4 + a e r^6 + a f r^8 + a g r^{10} \quad (2)$$

Partiendo de los diseños de lentes con superficies hiperboloides de la tabla 2, introducimos los coeficientes de alto orden en la superficie de mayor potencia hasta conseguir reducir el valor del astigmatismo en la retina periférica. A continuación, calculamos el error esferocilíndrico correspondiente a cada diseño para diferentes inclinaciones del objeto, para así compararlo con los valores de la tabla 3.

### 3.3. Diseño de lentes multizonales

Con el diseño de lentes multizonales dividiremos la lente en varias zonas anulares con distinta potencia de modo se produzca un desenfoque miópico en la periferia, siguiendo la imagen enfocada en fovea. En la figura 2 se representa esquemáticamente la vista frontal de una de estas lentes.



*Figura 2. Representación esquemática de una lente multizonal con 3 zonas.*

Las curvas generatrices de las superficies de revolución de una lente pueden expresarse como una serie de funciones polinómicas cúbicas cuyas derivadas primera y segunda son continuas a través de las distintas secciones de la curva. Estas curvas se conocen como "curvas de spline" y las lentes así generadas se conocen como lentes multizonales (MZ). En el caso de OSLO para especificar estas curvas se debe proporcionar en un conjunto de puntos, tanto su distancia al eje como la pendiente común a dos secciones adyacentes.

Modificaremos la forma de las lentes únicamente en la segunda superficie manteniendo la base de la lente (curvatura de la cara anterior) igual que en la lente de partida para todas las zonas. Para el diseño partimos de las lentes esféricas de la tabla 2, dejando la zona central con los parámetros de la tabla. Cada una de las zonas anulares será una zona esférica que, por simplicidad en el diseño, consideraremos que formará imagen de un cierto sector del campo objeto. Por tanto, para delimitar la primera zona buscaremos en la lente esférica de partida el



ángulo de incidencia de los rayos para el que se produce un desenfoque de  $+0.5\text{ D}$ , y delimitaremos el intervalo de alturas en la superficie por donde entran los rayos provenientes del objeto, hallando de esta manera el comienzo de la zona 1. Después, hallaremos con ayuda de OSLO el radio de curvatura que deberá tener la segunda superficie esférica de la lente de partida para corregir este desenfoque para ese ángulo de incidencia. Este será el radio de la zona 1.

Una vez determinada la primera zona, para hallar la segunda zona buscaremos de la misma manera el ángulo de incidencia para el que tenemos un desenfoque de  $+0.5\text{ D}$ , en este caso sobre la lente constituida por la zona central y la zona 1, y delimitaremos así el comienzo de la zona 2 observando a partir de qué altura inciden los rayos provenientes del objeto con ese ángulo. Después, hallamos con ayuda de OSLO el radio que ha de tener la segunda superficie de la lente para corregir el desenfoque para esta incidencia. Éste será el radio de curvatura de la zona 2.

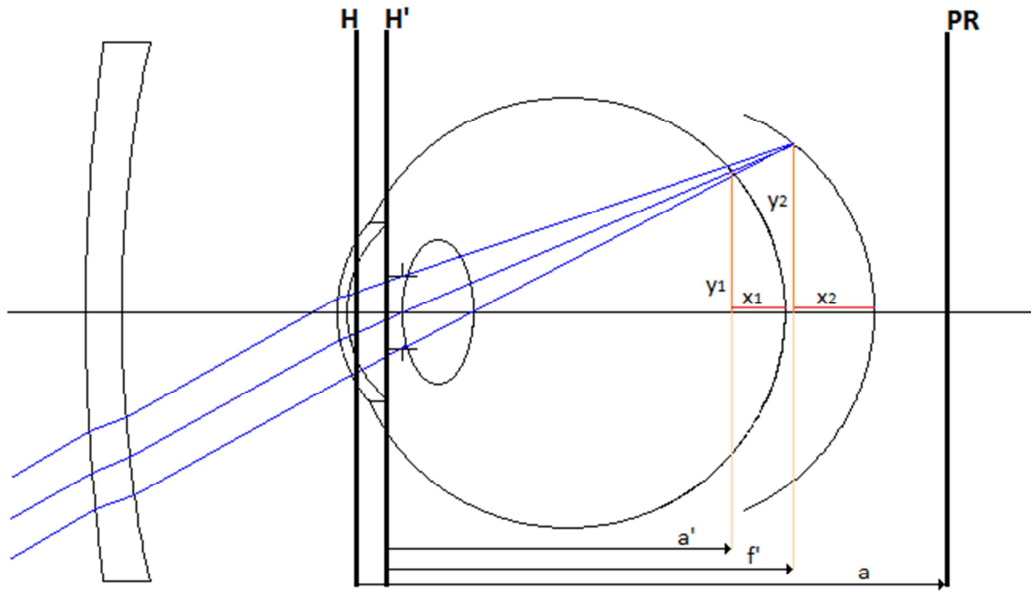
Actuando de este modo determinaremos las zonas necesarias hasta alcanzar el radio de apertura de la lente, componiendo así nuestra lente multizonal e introduciremos la segunda superficie de la lente en OSLO definiéndola mediante la pendiente de la tangente a la superficie para determinadas distancias radiales.

Tras introducir los datos en Oslo, analizaremos el comportamiento de las lentes multizonales buscando la mejor imagen o, lo que es lo mismo, la posición del diagrama de impactos más pequeño. De esta manera calcularemos el error esférico para diferentes incidencias. Además calcularemos el astigmatismo buscando las focales sagital y tangencial.

### 3.4. Cálculo del error esferocilíndrico

Para llevar a cabo el análisis del comportamiento de las lentes que vamos a diseñar, haremos el cálculo del error esferocilíndrico que presenta el sistema ojo + lente para cada una de las incidencias estudiadas.

La figura 3 representa el esquema del sistema y las distancias entre las superficies utilizadas para calcular el error esferocilíndrico.



*Figura 3. Esquema del sistema lente compensadora + ojo.*

Utilizaremos la ecuación de Gauss para calcular la coordenada según el eje del punto remoto,  $a$ , conociendo la coordenada de la mancha de desenfoque en la retina,  $a'$ , y la del menor diagrama de impactos para objeto en el infinito,  $f'$ .

$$\frac{1}{a} = \frac{nv_{\text{vitreo}}}{a'} - \frac{nv_{\text{vitreo}}}{f'} \quad (3)$$

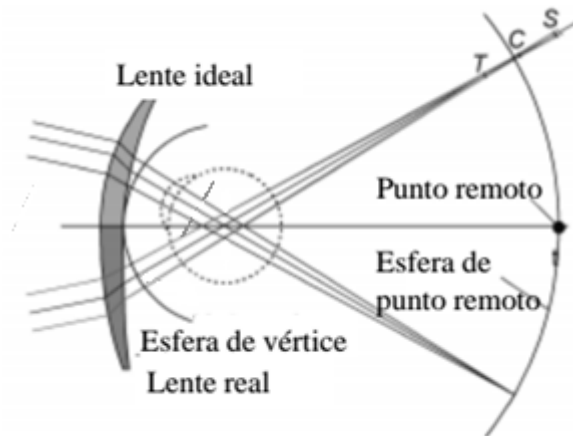
Debido a la curvatura de la retina, se deberán calcular para ello las sagitas correspondientes a ambos puntos. Para ello utilizaremos la ecuación 4, en la que los valores de  $x_1$  y  $x_2$  se obtendrán a partir del radio de curvatura de la retina,  $r$ , y las alturas respecto al eje de la mancha de desenfoque en la retina,  $y_1$ , y del menor diagrama de impactos,  $y_2$ .

$$x_i = r - \sqrt{r^2 - y_i^2} \quad (4)$$

Una vez obtenida la posición del punto remoto, su inversa será el error esférico. Un procedimiento similar conocidas la posición de las focales sagital y tangencial permitirá determinar, en su caso, el error esferocilíndrico.

### 3.5. Evaluación del comportamiento de una lente en dirección oblicua de mirada

Tanto las lentes esféricas como las lentes multizonales han sido diseñadas considerando una posición de mirada fija, pero en la práctica se realiza movimiento de ojos y se mira por zonas periféricas de la lente. Es útil comprobar su funcionamiento para direcciones oblicuas de mirada ya que los rayos ya no atravesarán la lente por la zona central sino por las zonas periféricas, y aparecerán aberraciones como la curvatura de campo y el astigmatismo oblicuo. En la figura 4 se muestra el comportamiento ideal y real de una lente en dirección oblicua de mirada. La esfera de punto remoto tendrá su centro en el centro de rotación del ojo y pasará por el punto remoto, y la esfera de vértice tendrá su centro en el centro de rotación del ojo y pasará por el vértice posterior de la lente.



*Figura 4. Comportamiento de una lente en dirección oblicua de mirada.*

Para analizar su comportamiento hallamos los diagramas de campo para cada una de las lentes diseñadas. En el diagrama de campo se mostrarán los valores de las potencias sagital ( $P_S$ ) y tangencial ( $P_T$ ) para cada dirección de mirada.

A partir de los diagramas de campo calcularemos el error de astigmatismo oblicuo (OAE) y el error medio oblicuo (MOE), que se definen como:

$$OAE = P_T - P_S \quad (5)$$

$$MOE = P_{VP} - P_C, \quad (6)$$

siendo  $P_T$  la potencia tangencial,  $P_S$  la potencia sagital,  $P_{VP}$  la potencia de vértice posterior y  $P_C$  la potencia oblicua media. Las distancias focales se miden sobre el rayo principal y tienen origen en la esfera de vértice.

En lentes oftálmicas, se consideran tres tipos de diseño. (1) El diseño de punto focal, que busca hacer cero el OAE para una dirección de mirada, (2) el diseño de Percival, que busca hacer cero el MOE para una dirección de mirada y (3) el diseño de error tangencial nulo, que es un compromiso entre ambos diseños en el que la esfera de focal tangencial coincide con la esfera de punto remoto.

Dado que la exigencia visual no es la misma en dirección oblicua de mirada que en dirección primaria, las tolerancias establecidas para clasificar las lentes en cada uno de estos grupos son:  $OAE \leq 0.50$  para el diseño de punto focal,  $MOE \leq 0.25$  para el diseño de Percival y  $P_{VP} - P_T \leq 0.125$  para el diseño de error tangencial nulo.<sup>11</sup>

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Diseño y análisis de lentes esféricas introduciendo coeficientes de asfericidad para reducir el astigmatismo periférico

A partir de los diseños de la tabla 2 introducimos coeficientes de asfericidad de alto orden variando la superficie de mayor potencia en módulo. En este caso, para los factores de forma positivos modificaremos la primera superficie, y para los factores de forma negativos y factor de forma 0, la segunda. Tras estudiar las mejoras que se producían variando cada uno de los cuatro coeficientes, comprobamos que el de cuarto y sexto orden contribuyen a corregir el astigmatismo de la zona más próxima al eje, mientras que los coeficientes de octavo y décimo orden el de la zona más periférica. Por tanto, para realizar nuestros diseños variaremos únicamente el de cuarto y octavo orden, ya que modificando todos se consiguen prácticamente los mismos resultados.

Los valores obtenidos se muestran en la tabla 4.

FF	Coef. Asfericidad	
	4º orden	8º orden
4	$-1.65 \cdot 10^{-6}$	$-7 \cdot 10^{-12}$
2	$-2.85 \cdot 10^{-6}$	$-4 \cdot 10^{-12}$
1	$-2.3 \cdot 10^{-6}$	$9 \cdot 10^{-12}$
0	$2.75 \cdot 10^{-6}$	$1.9 \cdot 10^{-11}$
-1	$2.5 \cdot 10^{-6}$	$1.1 \cdot 10^{-11}$
-2	$3.8 \cdot 10^{-6}$	$4.5 \cdot 10^{-9}$
-4	$4.4 \cdot 10^{-6}$	$7.5 \cdot 10^{-11}$

**Tabla 4. Valores de coeficientes de asfericidad que minimizan el astigmatismo central y periférico de las lentes de la tabla 2 manteniendo un desenfoque miópico.**

En nuestros cálculos consideramos incidencias de hasta 30°, ya que para incidencias mayores no se puede reducir el astigmatismo sin que el desenfoque sea hipermetrópico.

A partir de las posiciones de ambas focales estimamos el error esferocilíndrico para cada factor de forma e incidencia de los rayos, y lo compararemos con el error esferocilíndrico de la tabla 3.

FF	Erroresferocilíndrico(D)					
	10°		20°		30°	
	Esf.	Cil.	Esf.	Cil.	Esf.	Cil.
4	-0.05	-0.26	+0.10	-0.94	+0.48	-1.68
2	-0.11	-0.32	0.00	-0.99	+0.42	-1.42
1	-0.14	-0.34	-0.02	-0.94	+0.43	-1.46
0	-0.17	-0.36	-0.06	-0.93	+0.40	-1.24
-1	-0.15	-0.35	-0.05	-0.98	+0.42	-1.42
-2	-0.11	-0.31	+0.01	-0.93	+0.51	-1.41
-4	-0.09	-0.31	+0.03	-1.05	+0.40	-1.46

**Tabla 5. Error esferocilíndrico tras reducir el astigmatismo introduciendo coeficientes de asfericidad.**

En la tabla 5 se aprecia una reducción del astigmatismo en todas las lentes respecto de la tabla 3, más significativa cuanto mayor es la inclinación de los rayos que provienen del objeto.

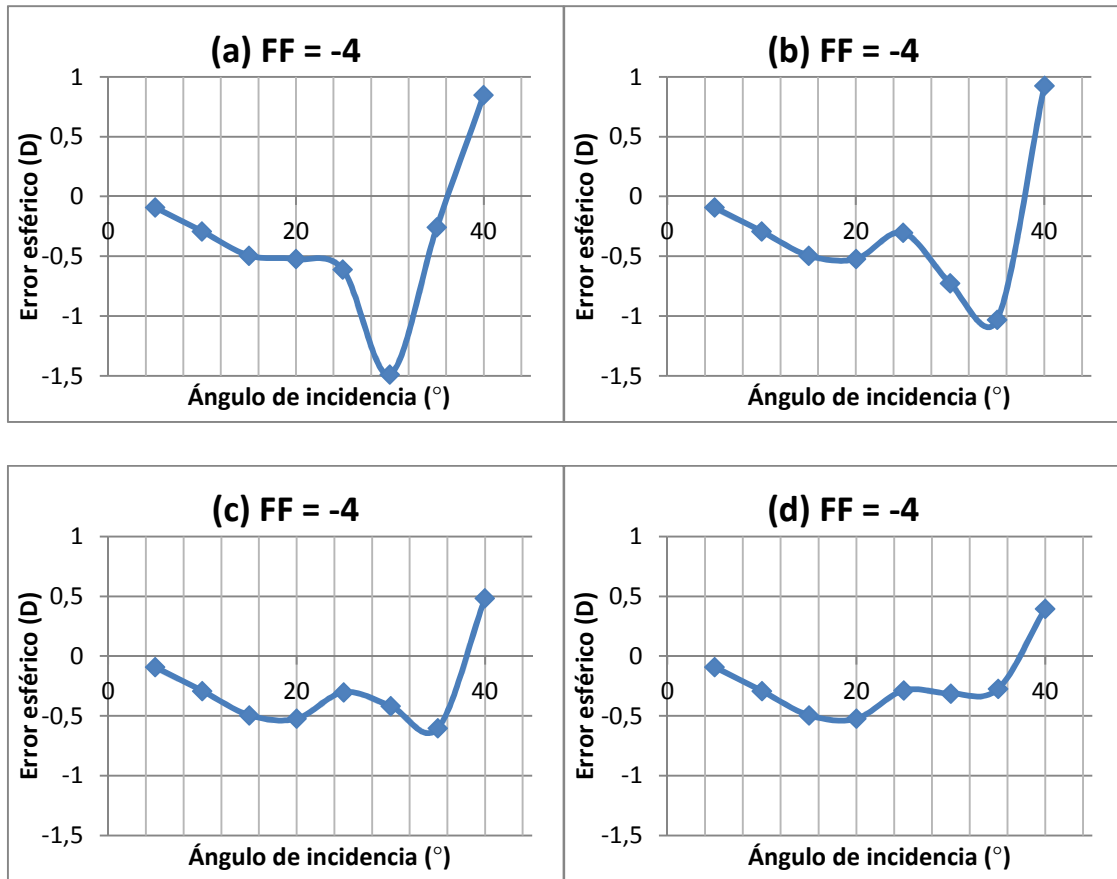
Los valores de error esférico son despreciables para incidencias de  $10^\circ$  y  $20^\circ$ , pero para incidencias de  $30^\circ$  llegan a alcanzar en algún caso  $+0,50$  D. A pesar de ser error positivo el círculo de mínima confusión se encuentra delante de la retina.

Los diseños que se montan en gafa actualmente son los de factor de forma negativo, para estas lentes el astigmatismo está en torno a  $-0,30$  D para  $10^\circ$ ,  $-1,00$  D para  $20^\circ$  y  $-1,50$  D para  $30^\circ$ .

Habría que fijar una tolerancia de astigmatismo en la periferia de la retina y ver si estas lentes podrían servir para el control de la miopía. Dado que la retina periférica posee menos fotorreceptores consideramos que se puede tolerar un astigmatismo de hasta 2 D.

#### **4.2. Diseño de lentes multizonales para el control de la progresión de la miopía**

Empezaremos nuestro estudio por la lente multizonal obtenida a partir de la de  $FF = -4$ . En la figura 5 (a) se muestra el error esférico obtenido en función de la incidencia de los rayos para la lente multizonal obtenida inicialmente a partir de la lente esférica con factor de forma  $-4$ . Las alturas de comienzo de las zonas 1 y 2 son 5.7 mm y 7.9 mm. En la figura se observa que se produce un error esférico negativo hasta  $-0,5$  D para incidencias menores de  $25^\circ$ , pero en  $30^\circ$  el valor del error aumenta hasta  $-1,5$  D. Esta incidencia corresponde a la zona 2. Por tanto, para intentar reducir este error esférico, probamos a aumentar la altura de comienzo de la segunda zona manteniendo la altura a la que comienza la primera zona. Comprobamos que el error disminuye, tal y como se muestra en las gráficas (b) y (c), para una altura de comienzo de la segunda zona de 10 mm y 11 mm respectivamente. El mejor diseño obtenido corresponde a la gráfica (d), donde el comienzo de la segunda zona es de 12 mm. Como se observa, el error esférico negativo máximo está en torno a  $-0,5$  D y existe un desenfoque miópico hasta  $37^\circ$ , por lo que nos resultaría útil para el control de la miopía.



*Figura 5: Error esférico para la lente multizonal de factor de forma -4, con el comienzo de la segunda zona en 7.9 mm (a), 10 mm (b), 11mm (c) y 12 mm (d).*

Comprobamos que al definir mediante splines las zonas 1 y 2 de la lente, la zona 0 se ve ligeramente afectada, de forma que, finalmente, tendremos que ajustar el radio de curvatura en el vértice de la superficie para que en fóvea volvamos a tener el ojo miope corregido (diagrama de impactos más pequeño en fóvea).

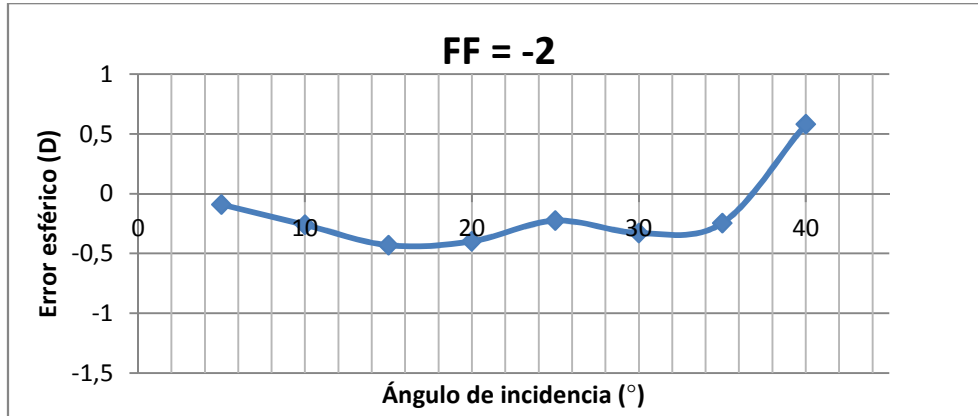
El mismo proceso se utiliza para diseñar las lentes multizonales partiendo de los factores de forma -1 y -2. Los parámetros de las lentes finales se muestran en la tabla 6 y las gráficas de error esferocilíndrico se muestran en las figuras 6 y 7.

FF	Zona 0	Zona 1	Zona 2	$R_0$	$R_1$	$R_2$
-4	0 a 5.6	5.7 a 11.9	12 a 15	58.81	71.01	83.45
-2	0 a 5.4	5.5 a 11.4	11.5 a 15	95.97	128.38	169.79
-1	0 a 5	5.1 a 9.4	9.5 a 15	136.99	217.19	329.56

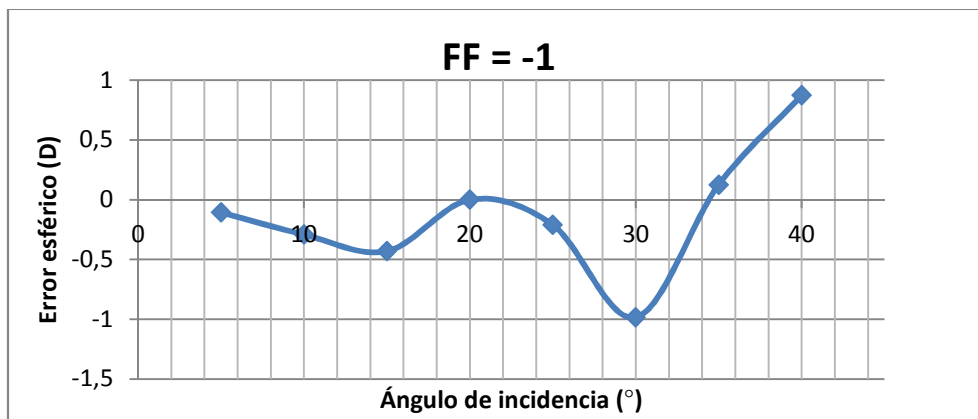
*Tabla 6. Valores de zonas y radios finales para las lentes multizonales de -4, -2 y -1 (mm).*

En el caso de la lente de factor de forma -2 también se observa en la figura 6 que el error esférico de esta lente es menor que -0.5 D y que el desenfoque en la retina periférica es miópico hasta 37°.

En cuanto a la lente de factor de forma -1, no obtenemos unos resultados tan satisfactorios. Como muestra la figura 7 conseguimos un desenfoque miópico hasta casi 35°, pero cuando la incidencia es de 30° el error esférico alcanza -1 D y no logramos reducirlo modificando la posición de las zonas.



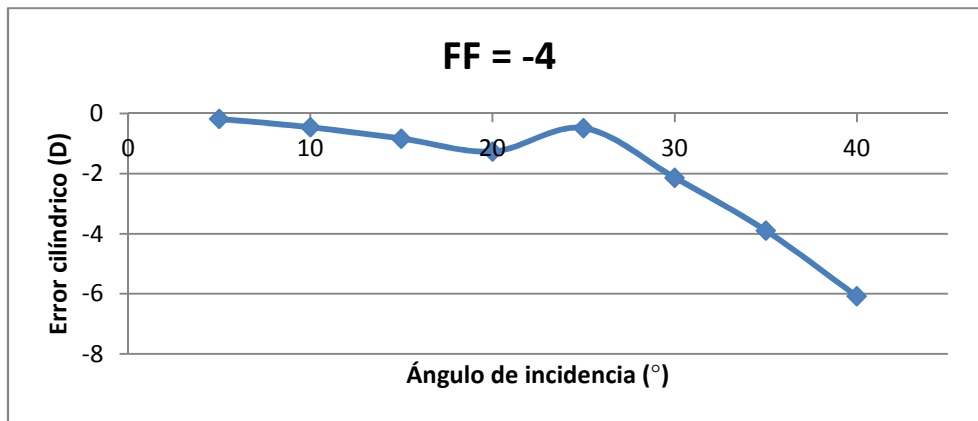
*Figura 6: Error esférico para lente multizona de factor de forma -2.*



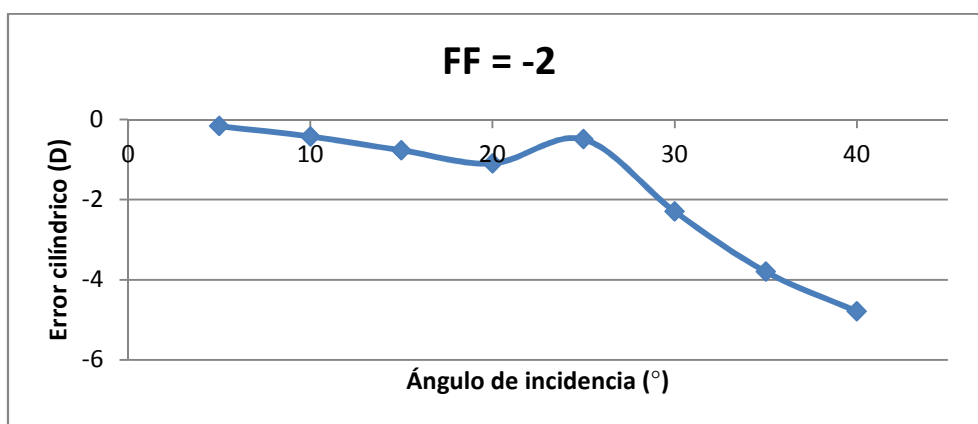
*Figura 7: Error esférico para lente multizona de factor de forma -1.*

Las siguientes gráficas muestran el astigmatismo en función de la incidencia. Dado que el sistema tiene un elevado componente de coma, reducimos el tamaño pupilar para localizar ambas focales, sagital y tangencial. Como puede observarse en la figura 8 y 9, en las lentes con factor de forma -4 y -2 el astigmatismo es aceptable hasta una incidencia de 30°, después aumenta considerablemente. En el caso de la lente de factor de forma -1, podemos observar en la figura 10 que, aunque su comportamiento es bueno para el resto de incidencias, el astigmatismo a 30° alcanza un valor de -6 D.

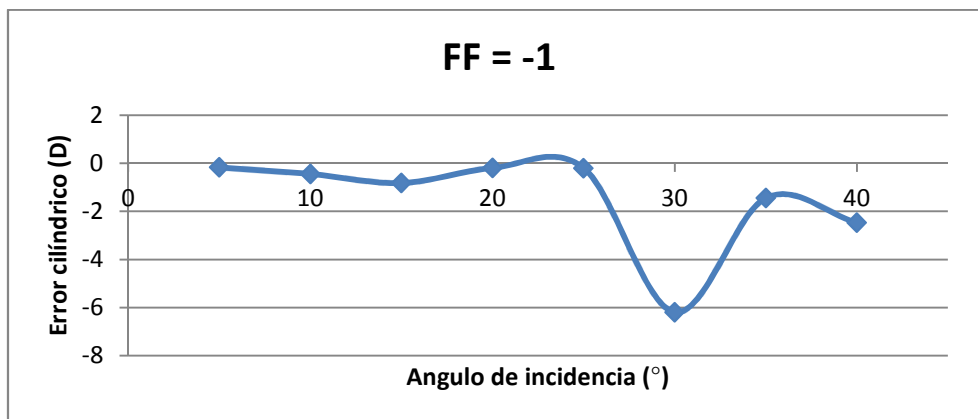




*Figura 8: Error cilíndrico para lente multizonal de factor de forma -4.*



*Figura 9: Error cilíndrico para lente multizonal de factor de forma-2.*



*Figura 10: Error cilíndrico para lente multizonal de factor de forma -1.*

### 4.3. Comportamiento de las lentes diseñadas en dirección oblicua de mirada

En este apartado comparamos los valores de error medio oblicuo (MOE) y error de astigmatismo oblicuo (OAE) de cada una de las lentes con los valores que consideramos aceptables. Lo hacemos solamente para una rotación de hasta 20°, ya que al ser lentes con un diámetro pequeño, los rayos no las atraviesan para rotaciones mayores.

Los valores de la tabla 7 corresponden al OAE y MOE de todos los factores de forma de las lentes esféricas y los diagramas de campo correspondientes se muestran en las figuras 11 y 12.

FF	5°		10°		15°		20°	
	MOE	OAE	MOE	OAE	MOE	OAE	MOE	OAE
-4	0.28	0.16	0.63	0.45	0.77	0.35	0.22	0.72
-2	0.30	0.17	0.60	0.40	0.69	0.26	0.39	0.38
-1	0.35	0.20	0.67	0.40	0.76	0.28	0.55	0.21
0	0.37	0.22	0.67	0.39	0.72	0.19	0.40	0.46
1	0.32	0.19	0.63	0.40	0.75	0.32	0.74	0.13
2	0.30	0.17	0.63	0.43	0.79	0.39	0.58	0.14
4	0.21	0.12	0.50	0.35	0.69	0.42	0.58	0.00

Tabla 7. Valores de MOE y OAE para las lentes esféricas (D).

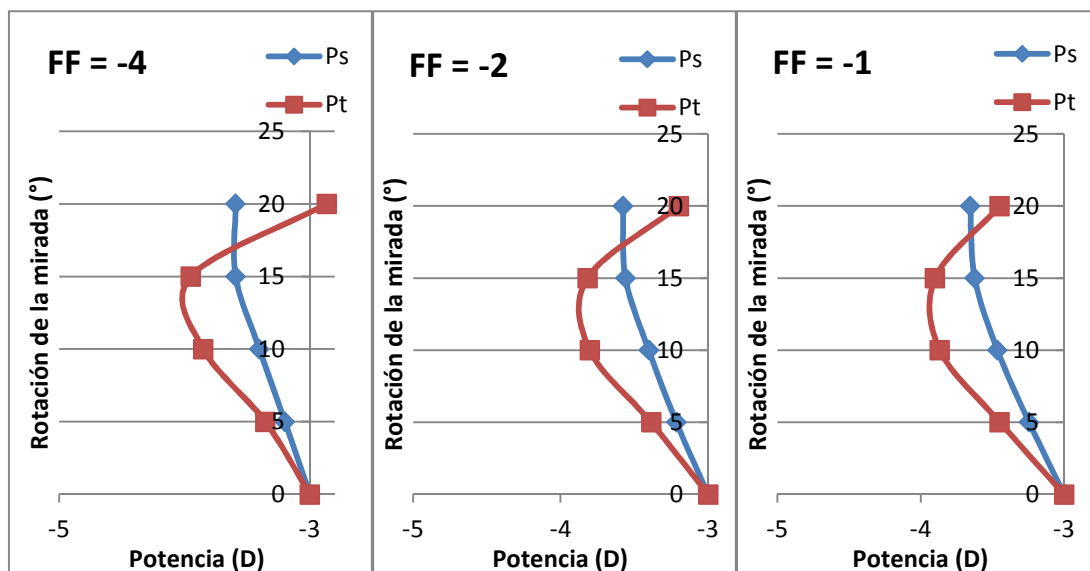
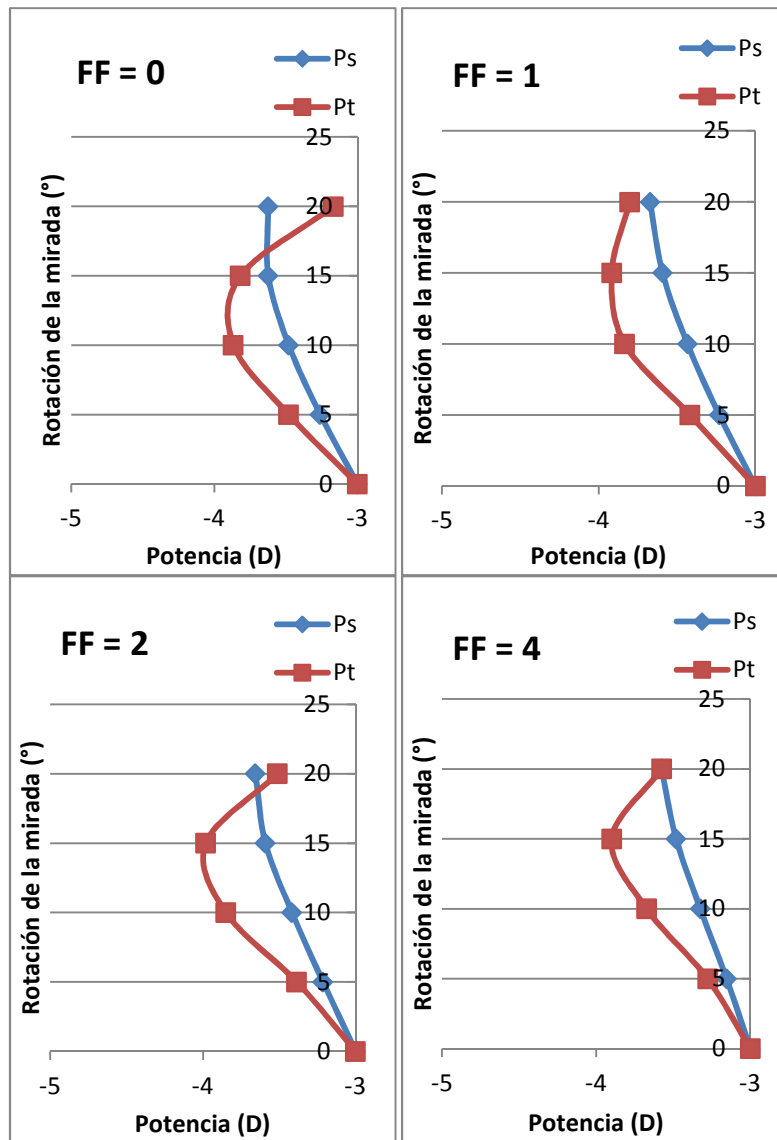


Figura 11. Diagramas de campo para lentes esféricas de factor de forma negativo.



**Figura 12.** Diagramas de campo para lentes esféricas de factor de forma positivo y 0.

Como se observa en la tabla 7, todas las lentes esféricas tanto de factor de forma negativo como positivo tienen un OAE menor de 0.50 D en todas las rotaciones de mirada excepto en la lente de factor de forma -4, que para una rotación de 20° el OAE sobrepasa 0.50 D.

En la figura 13 se muestran los diagramas de campo para las tres lentes multizonales diseñadas, y los valores obtenidos de MOE y OAE están recogidos en la tabla 8.

FF	5°		10°		15°		20°	
	MOE	OAE	MOE	OAE	MOE	OAE	MOE	OAE
-4	0.32	0.26	0.73	0.50	0.72	0.26	1.65	1.62
-2	0.29	0.25	0.63	0.38	0.73	0.40	1.57	1.55
-1	0.32	0.28	0.31	0.19	1.74	2.41	0.98	0.17

**Tabla 8:** Valores de MOE y OAE para las lentes multizonales de factor de forma -4, -2 y -1 (D).

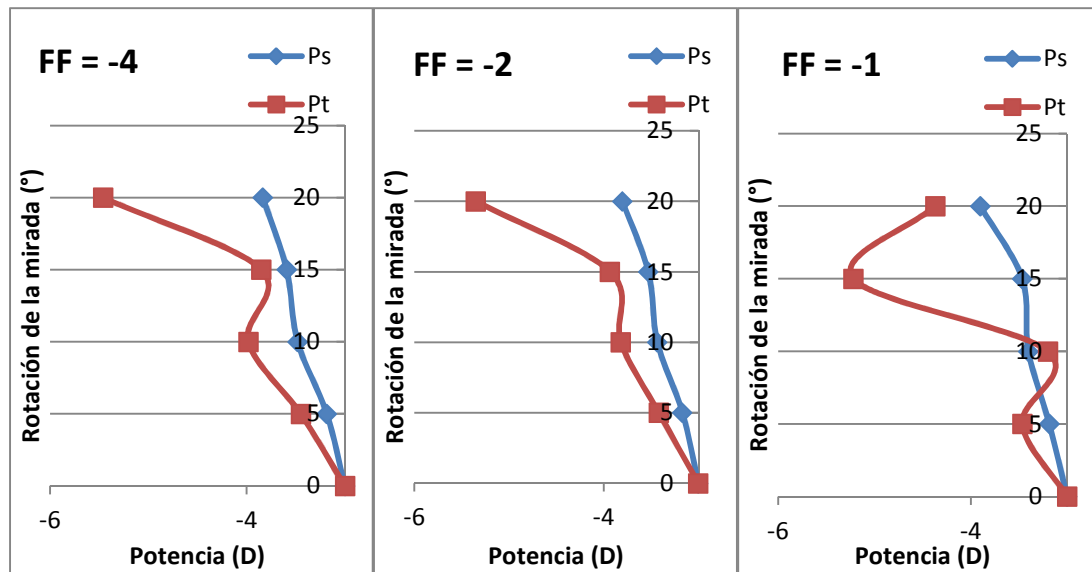


Figura 13: Diagramas de campo para las lentes multizonaes de factor de forma -4, -2 y -1.

Como observamos en los valores de la tabla 8, en las lentes de factor de forma -4 y -2, el valor del MOE es mayor que el del OAE para todas las rotaciones de la mirada, y el OAE es menor de 0.50 D hasta una rotación de mirada de 15°. En el caso de la lente de factor de forma -1 los valores de MOE y OAE son altos para una rotación de la mirada de 15°, y los valores de OAE son menores de 0.50 D solo hasta 10°.

## 5. DISCUSIÓN

En primer lugar podemos hacer una comparación entre las lentes con superficies hiperboloides de partida y las que hemos conseguido tras introducir coeficientes de asfericidad de alto orden.

Introduciendo coeficientes de asfericidad de cuarto y octavo orden conseguimos una reducción importante del astigmatismo, que ya no sobrepasa la tolerancia de astigmatismo fijada para la retina periférica. Por tanto, las lentes con factores de forma -1, -2 y -4 serían aptas para el control de la miopía dado que tienen una geometría adecuada para montar en gafa.

Las lentes multizonaes diseñadas también presentan un buen comportamiento en el caso de los factores de forma de -2 y -4. Se produce un desenfoque miópico en estas dos lentes hasta incidencias de 37° y el astigmatismo periférico podría considerarse tolerable hasta los 30°.

En el caso de la lente de factor de forma -1 también se produce un desenfoque miópico hasta casi 35° aunque el error esférico en 30° es mayor que en las otras lentes. Además, el astigmatismo a 30° alcanza un valor demasiado alto para ser tolerable por la retina periférica.

A la vista de los resultados obtenidos, se puede concluir que estos dos tipos de lentes, esféricas y multizonales, presentan unas características similares en lo que respecta a su comportamiento en campo periférico.

Por otro lado, se cree apropiado realizar un estudio adicional del comportamiento en dirección oblicua de mirada ya que todas las lentes están diseñadas para una posición de mirada fija y hay que tener en cuenta que al producirse una rotación del ojo los rayos atravesarán zonas periféricas de la lente.

Los resultados obtenidos en dirección oblicua de mirada corresponden al diseño de punto focal, ya que el OAE obtenido es menor o igual que 0.5 D. En el caso de las lentes esféricas, todas corresponden al diseño de punto focal para una rotación de 20° excepto la lente esférica de factor de forma -4, que corresponde al diseño de punto focal para una rotación de solamente 15°. En el caso de las lentes multifocales, las de factor de forma -4 y -2, corresponden al diseño de punto focal hasta una rotación de mirada de 15° y en el caso de la lente de factor de forma -1 hasta una rotación de mirada de tan solo 10°. Por tanto, el comportamiento de las lentes esféricas resulta ligeramente mejor que el de las multizonales cuando se utilizan en direcciones oblicuas de mirada.

## 6. CONCLUSIONES

En el trabajo se han diseñado dos tipos de lentes con los que hemos intentado inducir un desenfoque miópico en la retina periférica mientras se corrige el defecto refractivo central, para su posterior utilización en el control de la evolución de la miopía.

En primer lugar, a partir de lentes con superficies hiperboloides que ya generaban el desenfoque miópico en la periferia de la retina, se han introducido los coeficientes de asfericidad de cuarto y octavo orden para que el astigmatismo fuera tolerable para diferentes incidencias de los rayos. Los resultados obtenidos son satisfactorios y podemos concluir que serían una mejor opción para el control de la miopía.

En segundo lugar, a partir de lentes esféricas, se han creado lentes divididas en tres zonas con distinta potencia. Con ello se ha conseguido inducir el desenfoque miópico periférico que se buscaba, y después se ha calculado el astigmatismo que se producía para incidencias de hasta 40°. Aunque no para todas las lentes diseñadas, los resultados han sido adecuados y también podría considerarse su utilización para el control de la miopía.

Por último, se ha estudiado el comportamiento de todas las lentes en dirección oblicua de mirada y se ha comprobado que corresponden al diseño de lentes oftálmicas de punto focal. Las que presentan un mejor comportamiento son las lentes asféricas de factores de forma -2 y -1.

Aunque en general se han conseguido las características necesarias para el control de la miopía, habría que probarlas lentes clínicamente y realizar los estudios necesarios para evaluar su comportamiento en el ojo humano real.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

1. Liu Y, Wildsoet C. *The effective add inherent in 2-zone negative lenses inhibits eye growth in myopic young chicks*. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012 Jul 31; 53 (8): 5085-93.
2. Gwiazda J, Thom F, Held R. *Accommodation, accommodative convergence, and response AC/A ratios before and at the onset myopia in children*. Optom Vis Sci. 2005; 82: 273-8.
3. Ganesan P, Wildsoet CF. *Pharmaceutical intervention for myopia control*. Expert Rev Ophthalmol. 2010 Dec 1; 5(6):759-787.
4. Leung J, Brown B. *Progression of myopia in Hong Kong Chinese school children is slowed by wearing progressive lenses*. Optom Vis Sci. 1999; 76: 356-54
5. Sankaridurg P, Donovan L, Vamas S, Ho A, Chen X, Martinez A, Fisher S, Lin Z, Earl L, Smith III E, Ge J, and Holden B. *Spectacle lenses designed to reduce progression of myopia: 12 month results*. Optom Vision Sci. VOL. 87, NO. 9, PP. 631-641; 2010.
6. Grosvernor T, Perrigin DM, Quintero S. *Use of silicone-acrylate contact lenses for the control of myopia: results after two years of lens wear*. Optom Vis Sci. 1989; 66-41-7.
7. Santodomingo- Rubido J, Villa-Collar C, Gilmartin B, Gutiérrez-Ortega R. *Myopia control with orthokeratology contact lenses in Spain; refractive and biometric changes*. Optom Vis Sci. 2012 Jul 31; 53 (8); 5060-5.
8. Chen X, Sankaridurg P, Donovan L, et al. *Characteristics of peripheral refractive errors of myopic and non-myopic Chinese eyes*. Vision Res 2010; 50: 31-5.
9. "Human eye" *Handbook of Optical Systems: Vol. 4. Survey of Optical Instruments*. Edited by Herbert Gross, Copyright WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim. ISBN: 978-3-527-40380-6 (2008)
10. Hugo Jesús Piquer Sánchez. *Diseño de lentes oftálmicas para el control de la evolución de la miopía mediante trazado real de rayos*. Universidad de Zaragoza, 2014. <http://zaguan.unizar.es/record/16277/#>
11. Perches S, Ares J, Collados V, Palos F. *Sphero-cylindrical error for oblique gaze as a function of the position of the centre of rotation of the eye*. Ophthalmic Physiol Opt 2013, 33, 456–466.