



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Restauración de la visión en la DMAE: diseño
del Telescopio Oftálmico de Galileo.

Autor

Usue Méndez Irigoyen

Director

Francisco Javier Ávila Gómez

Facultad de Ciencias

Curso 2019-2020

ÍNDICE

1. ABREVIATURAS	3
2. HIPÓTESIS	3
3. OBJETIVOS	3
4. INTRODUCCIÓN	3
4.1.1 QUE ES LA DMAE.....	3
4.1.2 TIPOS DE DMAE.....	4
4.1.3 TRATAMIENTO.....	5
4.1.4 CALIDAD VISUAL.....	5
4.1.5 EMPLEO DEL TELESCOPIO EN VISIÓN	6
5. MÉTODOS	7
5.1 SOFTWARE DE DISEÑO ÓPTICO Y MODELO DE OJO.....	7
5.2 DISEÑO DEL TELESCOPIO OFTÁLMICO DE GALILEO.....	8
5.3 ILUMINACIÓN RETINIANA Y MODELO DE ESCOTOMA.....	12
6. RESULTADOS	14
6.1 CALIBRADO DEL TELESCOPIO: PSF OCULAR Y CAMPO ANGULAR RESTAURADO EN FUNCIÓN DEL DESPLAZAMIENTO LATERAL.....	14
6.2 PROYECCIÓN RETINIANA PARA LAS DIFERENTES CONFIGURACIONES DEL TELESCOPIO...16	
6.3 SIMULACIÓN VISUAL Y CALIDAD ÓPTICA PARA LAS TRES CONFIGURACIONES DEL TELESCOPIO.....	17
7. DISCUSIÓN	19
8. CONCLUSIONES	21
9. BIBLIOGRAFÍA	22

1. ABREVIATURAS

AV (agudeza visual)

DMAE (degeneración macular asociada a la edad)

EPR (epitelio pigmentario de la retina)

MAE (maculopatía asociada a la edad)

MNVC (membrana neovascular coroidea)

MTF (función de modulación de transferencia)

PSF (función de dispersión de punto, o point spread function en inglés)

RMS (error cuadrático medio)

2. HIPÓTESIS

La degeneración macular asociada a la edad (DMAE) es una enfermedad degenerativa de la zona central de la retina, que corresponde a la zona de mayor agudeza visual. La enfermedad cursa con una pérdida progresiva de la visión central. El tratamiento más eficaz para su progresión y control consiste en la aplicación de farmacología intravítrea. Sin embargo, una vez que el tejido retiniano ya ha sido degenerado, ya no es posible recuperar su sensibilidad visual. La hipótesis de este trabajo surge de las posibles soluciones en ese punto: ¿Es posible el desarrollo de una ayuda óptica-oftálmica para restaurar la visión central en los pacientes con DMAE?

3. OBJETIVOS

En base a la hipótesis planteada, los objetivos a cumplir son los siguientes:

1. Diseño de un telescopio acromático de desplazamiento lateral relativo incorporado a un modelo teórico de ojo emétrope.
2. Evaluación del efecto prismático del telescopio para diferentes potencias de lentes.
3. Diseño de un modelo de DMAE mediante la inserción de un escotoma en la retina del modelo de ojo propuesto.
4. Cálculo del desplazamiento necesario del telescopio para restaurar la visión en el ojo modelizado para simulación de la DMAE.
5. Cálculo de la PSF ocular, simulación de visión y calidad óptica alcanzada para las diferentes configuraciones del telescopio.

4. INTRODUCCIÓN

4.1. QUE ES LA DMAE

La degeneración macular asociada a la edad (DAME) es una patología degenerativa crónica de la retina que produce una serie de alteraciones en la mácula, entre las que podemos encontrar la degeneración de las células de la retina, la formación de drusas, la formación de nuevos vasos (neovasos) y la alteración del epitelio pigmentario de la retina (EPR).^{1,2} Estas alteraciones afectan a diferentes capas del globo ocular, como la coriocapilar, membrana de Bruch, retina sensorial y el EPR.^{1,2,3,4}

La DMAE es una de las causas más frecuentes de la pérdida de visión central de mayores de 50 años en los países desarrollados, aunque su prevalencia aumenta a partir de los 70 años afectando a nuestra calidad de vida y dependencia.^{5,6,7}

La DMAE normalmente es bilateral, es decir, afecta a ambos ojos, pero lo hace de manera asimétrica. Como nos afecta a la mácula, zona central de la retina con la que obtenemos máxima agudeza visual (AV), puede ser perjudicial a la hora de realizar tareas del día a día que requieren más detalles, como ver la televisión, leer, reconocer caras... En cuanto a los síntomas que los pacientes presentan destacan las metamorfopsias, y pérdida progresiva de agudeza visual en el campo central.⁷

4.1.1. TIPOS DE DMAE

Todas las alteraciones maculares en relación con la edad, independientemente de que afecten o no a la calidad visual se denominan maculopatías asociada a la edad (MAEs). La DMAE se relaciona con una afectación de la función visual, por lo que se considera DMAE a las fases avanzadas de la MAE en la que los cambios que ocurren son irreversibles.

La DMAE se clasifica en dos tipos: la DMAE neovascular, húmeda o exudativa y la DMAE seca o atrófica.^{1,8}

4.1.2. DMAE ATRÓFICA

La DMAE seca o atrófica produce una desaparición del EPR, creando drusas y zonas de atrofia que poco a poco van evolucionando. Al afectarse el EPR, la destrucción de células fotorreceptoras ocasiona una pérdida de la capacidad visual. Este tipo de DMAE es la más frecuente y representa el 90% de los casos.⁸ Este tipo de DMAE es una consecuencia de la aparición de drusas, neovascularización coroidea y atrofia geográfica del epitelio pigmentario de la retina.⁸



Figura 1. Retinografía típica en la DMAE atrófica. [10]

4.1.3. DMAE EXUDATIVA

La DMAE húmeda, exudativa o neovascular es un estadio avanzado de la DMAE en la que una membrana neovascular coroidea o la cicatriz que ésta puede crear, producen una alteración en el polo posterior del globo ocular. Este tipo de DMAE afecta al 10% de los pacientes afectados de esta patología.

El cuadro clínico puede variar mucho de una persona a otra, y en este podemos encontrar membranas neovasculares coroideas (MNVC) que hacen que se creen hemorragias produciendo escotomas, y con ello una pérdida de AV, metamorfopsias causadas por desprendimientos del epitelio, y cicatrices maculares que se crean por las anteriores alteraciones creando escotomas en el centro del campo visual. ^{2,8}

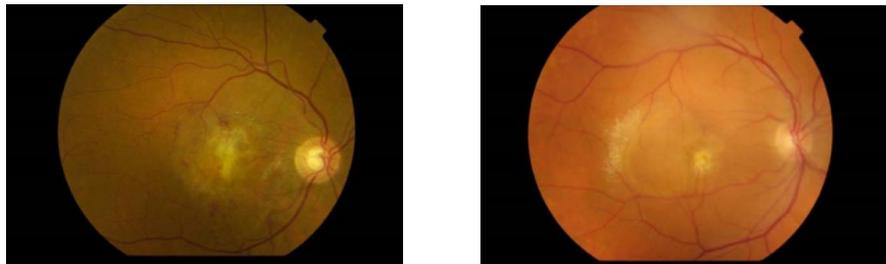


Figura 2. Membrana neovascular con hemorragias intraretinianas y desprendimiento del epitelio pigmentario. ⁸

4.2. TRATAMIENTO

4.2.1. TRATAMIENTOS OFTALMOLÓGICOS

En el caso de la DAME seca, no hay un tratamiento específico, pero se intenta minimizar los factores de riesgo que pueden hacer que la patología se vaya desarrollando, por ejemplo, tomar suplementos de antioxidantes y que ayudan a aumentar pigmentos propios de la mácula volviéndose más resistente a la neovascularización. ^{9,10}

En el caso de la DMAE exudativa, al existir una penetración de los vasos sanguíneos en la membrana de Bruch, existen diferentes tratamientos cuya función es suprimir estos nuevos vasos sin perjudicar el EPR para poder mantener la visión. Para tratar este problema existes diferentes opciones, los fármacos antiangiogénicos, la fotocoagulación laser, la cirugía y la terapia fotodinámica. ^{7,10,11}

4.2.2. SOLUCIONES ÓPTICAS

Hoy en día la única solución óptica disponible reportada consiste en la implantación de un telescopio intraocular esférico. ¹² Éste es un telescopio de galileo diseñado con dos lentes, una de potencia positiva y la otra de potencia negativa de gran potencia implantados en el globo ocular. Al descentrar estas dos lentes inducen un efecto prismático que hace que la imagen se lleve a una zona de la retina sana. Además, ambas lentes se separan horizontalmente para crear una magnificación de la imagen para verla con más claridad.

Con este telescopio se llega a obtener un gran campo de visión, pero a la hora de realizar la cirugía se puede llegar a tener diferentes complicaciones. Hoy en día, el instrumento más utilizado en baja visión para la DMAE es la lupa para aumentar el campo de visión de los pacientes, mientras que el telescopio intraocular ha quedado obsoleto.^{12,13,14}

4.3. CALIDAD VISUAL

Gran parte de la pérdida de agudeza visual en pacientes con DMAE debe a las lesiones neovasculares. Esta enfermedad va degenerando poco a poco perdiendo agudeza visual hasta llegar a tener muy baja visión. Hay veces, en las que el paciente puede llegar a obtener buena agudeza visual en las primeras fases, ya que la pérdida de calidad visual de los pacientes con DMAE es un proceso lento que empieza con un deterioro de la visión central que al principio es más borrosa hasta acabar siendo un escotoma. Cuando se ha perdido la visión central, empiezan a surgir otro tipo de problemas como reconocer rostros, colores, leer, coser... pero seguimos manteniendo la visión periférica.

Estos son los parámetros afectados en pacientes con DMAE a parte de la AV:

- **Sensibilidad al contraste:** es la capacidad de diferenciar patrones de distinto contraste. En la DMAE la sensibilidad al contraste de los pacientes se ve alterada. Se han realizado varios estudios sobre esto y todos concluyen en que al presentar esta enfermedad la sensibilidad al contraste se ve afectada sobre todo en frecuencias espaciales medias y altas.¹⁵
- **Visión cromática:** hay casos en los que la visión del color se ve alterada sobre todo en el eje tritán, pero esto no ocurre siempre.¹⁶
- **Metamorfopsias:** la metamorfopsia es un tipo de distorsión que hace que percibamos de diferente manera los objetos que encontramos en nuestro campo visual. Esto se debe a que los fotorreceptores van migrando alterando la mácula. En la metamorfopsia varía el tamaño y la forma de los objetos de forma irregular y esto hace que se altere la percepción visual de la persona que lo padece. Las líneas curvas se perciben como onduladas cambiando su apariencia.
- **Escotomas:** los escotomas son alteraciones visuales que crean zonas sin visión en el campo visual, estas lesiones no permiten que los estímulos visuales se transmitan al cerebro y se traducen en puntos negros. Suelen afectar a zonas específicas del campo visual, limitando la capacidad de observar bien el entorno. Los escotomas pueden ser debidos a diferentes patologías y situaciones, por lo que su etiología puede variar mucho.

En el caso de la DMAE los escotomas son centrales, aparece un escotoma central en la mácula que dificulta mucho las tareas diarias ya que siempre que se intenta fijar un objeto se encuentra una mancha en el centro del campo visual.

4.4. EMPLEO DE TELESCOPIOS EN VISIÓN

En baja visión la ampliación es muy útil en pacientes que presentan patologías que afectan a la retina o con disminución de sensibilidad al contraste, como en la DMAE. Esta afectación afecta a muchas actividades del día a día como pueden ser leer, reconocer caras o cualquier otra tarea. Por ello, mediante diferentes aumentos, podríamos conseguir que estos pacientes lleguen a leer y realizar otro tipo de tareas. ^{17,18}

Para ello, se utilizan diferentes tipos de dispositivos, para visión cercana se utilizan las lentes de lectura con gran potencia, las lupas ópticas de mano y soporte, lupas electrónicas... sin embargo, para enfocar objetos más lejanos se utiliza una gran variedad de telescopios. ¹⁸

Los telescopios pueden ser de dos tipos, de Galileo y de Kepler, estos dos se diferencian en sus principios ópticos. El telescopio de Galileo está formado por dos lentes una convergente en el objetivo, y otra divergente en el ocular. Sin embargo, el telescopio de Kepler está formado por dos lentes convergentes, tanto en el ocular como en el objetivo, esto hace que la imagen que nos da sea invertida y sea necesario utilizar un sistema inversor mediante prismas para mover la posición de la imagen. Los telescopios de Galileo son más cortos, ligeros y tienen mayor campo visual, mientras que los de Kepler, tienen mejor calidad de imagen. ¹⁸

5. MÉTODOS

5.1 SOFTWARE DE DISEÑO ÓPTICO Y MODELO DE OJO

Este trabajo, de carácter teórico y de aplicación experimental, ha sido implementado en el software de diseño óptico Zemax (Zemax, OpticStudio®). Para el estudio, se ha escogido el modelo de ojo de Liou & Brennan ²⁰.

Liou y Brennan crearon su modelo de ojo en el año 1997. Es un modelo no acomodativo basado en un estudio de promedios de poblaciones de datos anatómicos. Incluye dos superficies esféricas, una lente de índice de gradiente y una fovea fuera de eje. Este modelo tiene una descentración de 0,5mm en la parte nasal por lo que no es simétrico y la pupila la tiene descentrada. Este descentramiento afecta a las aberraciones, por ejemplo, el coma, la curvatura y el viñeteado. ^{19,20}

Las superficies son cónicas y están descritas por la siguiente ecuación: $Y^2 + (1+Q) \times Z^2 - 2RZ = 0$, donde Z es el eje óptico, R es el radio de curvatura del vértice y Q representa la asfericidad. Las lentes están divididas en dos partes, cada una con su respectivo coeficiente. Para realizar cálculos fuera de eje, existe una retina de 12mm de radio de curvatura. ²⁰ En la Tabla 1 se resumen todos los detalles del modelo de ojo de Liou Brennan:

Surface	n	R	Q	Surface separation	Power in air (D)	$N_{0,0}$	$N_{0,1}$	$N_{0,2}$	$N_{1,0}$
	1.000								
Anterior cornea		7.77	-0.18		48.39				
Posterior cornea	1.376	6.4	-0.6	0.5	-6.25				
Iris	1.336			3.16					
Anterior lens	1.336			0					
Anterior GRIN		12.4	-0.94		2.58				
GRIN junction	1.368			1.59	6.28	1.368	0.049057	-0.015427	-0.001978
Posterior GRIN									
Posterior lens	1.368			2.43	9.59	1.407	0	-0.006605	-0.001978
Retina	1.336	-8.1	0.96		3.95				
		-12		16.27					
				Total	60.35				

Tabla 1. Detalles del modelo de ojo de Liou Brennan. ²¹

El modelo de ojo elegido también presenta una serie de aberraciones. En la siguiente tabla se ven reflejadas la aberración esférica y coma, que están calculadas a partir de las ecuaciones de Seidel. Para el análisis de estas aberraciones se utilizó una pupila de 6mm de diámetro, y el coma se calcula a 5º del eje. ²⁰

Cornea		
Anterior surface	0.7144	0.7786
	-0.2435	0.1760
Posterior surface	-0.0829	-0.0682
	0.1439	-0.0916
Total cornea	0.5319	0.7948
Lens		
Anterior surface	0.0005	0.0025
	-0.0161	0.0000
GRIN	-0.4460	-0.3471
Posterior surface	0.1273	-0.0915
	0.0284	0.0293
Total lens	-0.3059	-0.6538
Whole eye	0.2260	0.1411

Tabla 2. Aberración esférica y coma de la córnea y cristalino del modelo de ojo Liou Brennan.

20

Observando los datos de la tabla se aprecia que la superficie corneal anterior tiene más aberración esférica y coma. También vemos que la córnea y el cristalino presentan prácticamente la misma cantidad de aberración esférica y de coma, pero éstas son de signo opuesto. ^{20,21}

Este resultado teórico concuerda con los exámenes experimentales, la aberración esférica de la córnea es positiva, que es disminuida por la aberración esférica negativa que presenta el cristalino así se disminuye al máximo la aberración esférica del sistema total para llegar a tener la mejor calidad visual posible. ²² En la Figura 3 se muestra una captura de pantalla del modelo de ojo descrito insertado en el editor del modo no secuencial de Zemax.

Object Type	Comment	Ref Object	Inside Of	X Position	Y Position	Z Position	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z
1 Null Object	REFERENCE POINT	0	0	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
2 Source Di...	SOURCE	1	0	0.000	0.000	-100.000	0.000	0.000	0.000
3 Standard ..	CORNEA	1	0	0.000	0.000	-13.000	0.000	0.000	0.000
4 Standard ..	ANTERIOR CHAM..	3	3	0.000	0.000	0.520	0.000	0.000	0.000
5 Annular V..	IRIS	4	4	0.000	0.000	3.100	0.000	0.000	0.000
6 Standard ..	VITREOUS CHAM..	4	0	0.000	0.000	3.200	0.000	0.000	0.000
7 Standard ..	LENS	6	6	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
8 Aspheric ..	escotoma	6	6	0.000	0.000	20.000	0.000	0.000	0.000
9 Detector ..	RETINA	1	6	0.000	0.000	11.000	0.000	0.000	0.000
10 Standard ..	SCLERA INNER	9	0	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
11 Standard ..	SCLERA OUTER	10	0	0.000	0.000	0.800	0.000	0.000	0.000
12 Null Object		0	0	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

Figura 3. Diseño del modelo de ojo Liou Brennan en Zemax.

5.2 DISEÑO DEL TELESCOPIO OPTÁLMICO DE GALILEO

El software Zemax permite trabajar en dos modos: secuencial y no secuencial. El modo secuencial permite el trazado de rayos a lo largo de cualquier sistema óptico, pero con la restricción de que la propagación sólo se permite desde un objeto hacia el siguiente. Por otra parte, el modo no secuencial permite la propagación de rayos sin una secuencia predeterminada de las superficies y elementos ópticos. Además, esta modalidad es especialmente interesante ya que permite el modelado tridimensional de objetos, bien como superficies o como volúmenes sólidos que no permite el modo secuencial u otros softwares de diseño óptico empleados en el ámbito educativo. Por ello, en este trabajo se ha optado por trabajar con el modelo no secuencial del software Zemax. Para ello se ha partido de la idea básica de un telescopio de Kepler. El telescopio de Galileo, como se ha mencionado anteriormente, consiste en el acoplamiento de una lente positiva y otra negativa separadas una distancia igual a la suma de sus focales, como muestra la Figura 4. El poder absoluto de magnificación depende de la relación entre ambas lentes, mientras que la capacidad para expandir o minimizar el haz de luz depende del sentido en el que se propague la luz a través del telescopio.

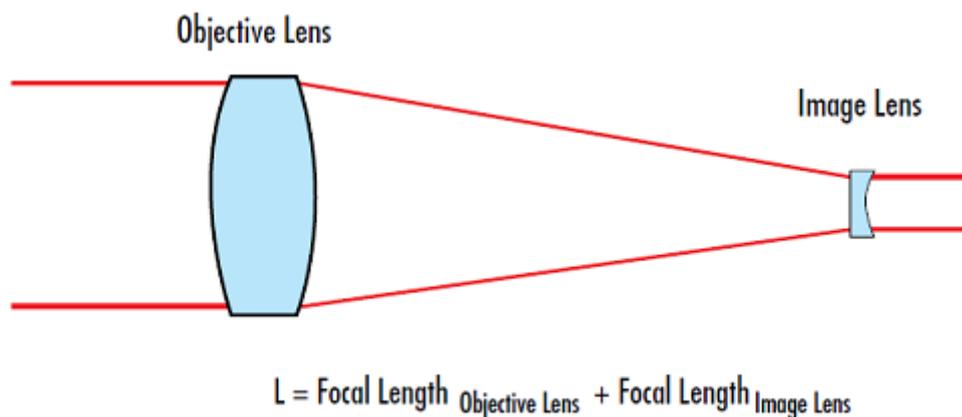


Figura 4. Telescopio de Galileo ^{URL1}.

El objetivo fundamental de este trabajo es llevar la luz que naturalmente caería en la zona central y afectada en los enfermos de DMAE a una zona de la retina sana, eso es lo que en este trabajo entendemos como restauración de la visión. Por tanto, aunque sería interesante en un trabajo futuro incorporar capacidad controlada de magnificación, se ha optado por una configuración de magnificación unidad, es decir dos lentes de igual distancia focal, pero de signo contrario.

Para permitir una versión físicamente realizable del diseño, se ha optado por utilizar lentes comerciales disponibles en la compañía Thorlabs (Thorlabs, Inc.). En particular, se han escogido el tipo “doblete acromático” dadas sus ventajas ópticas y el gran rango de focales disponibles.

Un aspecto a tener en cuenta a la hora de elegir lentes oftálmicas es la aberración cromática. Al hacer que un haz de luz blanco atravesase una lente, el punto focal y el círculo de mínima confusión se ven borrosos por la aberración cromática. Ésta es la distorsión de una imagen que crean los sistemas ópticos cuando un haz de luz pasa por ellos, cada longitud de onda que forman la luz se refracta de manera diferente, por lo que se obtienen una distancia focal

diferente para cada una de ellas, por lo cual tendremos diferentes planos imagen. Si corregimos esta aberración, se consigue que todas las longitudes de onda puedan enfocar en un mismo punto para crear una sola imagen. Para ello, se han creado elementos ópticos más complejos como los dobletes acromáticos.^{23,24} En un doblete acromático, este efecto se compensa de alguna manera mediante el uso de lentes de dos índices de refracción diferentes para cancelar estas aberraciones.

Para corregir la aberración cromática mediante un doblete acromático, los extremos de las longitudes de onda de una banda espectral tienen que caer en el mismo foco axial, mientras que otra longitud de onda intermedia cae en otro foco a una distancia menor. A la diferencia axial entre estos dos focos se le denomina espectro secundario.²⁵

Los dobletes acromáticos están compuestos por dos lentes de diferente dispersión y de misma potencia, pero de signo opuesto para no crear ningún tipo de magnificación. Al colocar juntas estas lentes, la aberración cromática de la una se anula la una con la de la otra. La lente positiva está compuesta de un cristal de baja dispersión (Crown) y la lente negativa de una con mayor dispersión (Flint).

En la siguiente figura se observa el efecto sobre la distancia focal para varias longitudes de onda de diferentes luces a través de un doblete acromático y una lente planoconvexa. Se observa como el círculo de mínima confusión disminuye al utilizar los dobletes acromáticos.

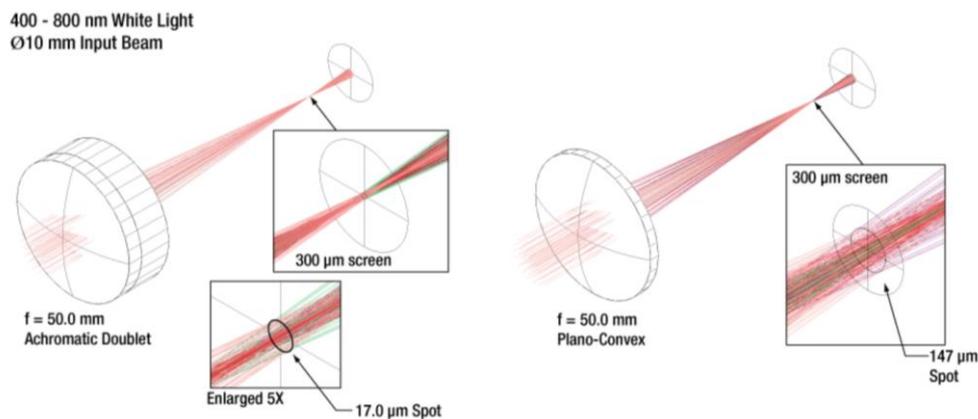


Figura 5. Comparación de aberración cromática entre doblete acromático y lente planoconvexa.^[URL2]

Los dobletes acromáticos de Thorlabs proporcionan una distancia focal casi constante, gracias al diseño de múltiples elementos para minimizar la aberración cromática. La dispersión de la primera lente positiva del doblete es corregida por la segunda lente negativa, lo que hace que el conjunto tenga mejor rendimiento que las lentes esféricas o asféricas.

Las lentes que componen los dobletes se han corregido para diversas aberraciones, incluidas la aberración esférica, la cromática y el coma. En las siguientes imágenes podemos ver un frente de onda de uno de sus dobletes (Figura 6a), y un trazado de rayos en el plano imagen (Figura 6b), donde se puede apreciar que todos los rayos caen dentro del disco de Airy, por lo que el sistema está limitado por difracción en vez de por aberración.

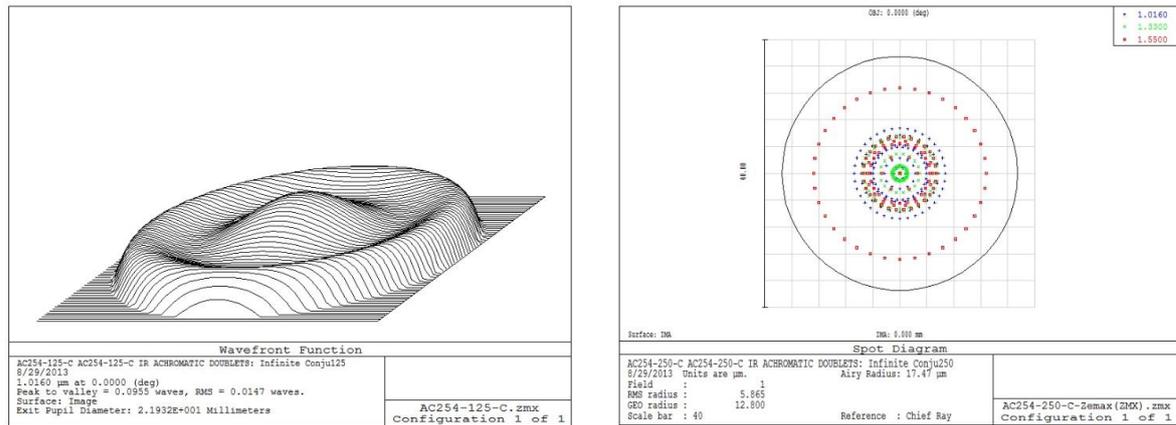


Figura 6. Frente de onda y diagrama de puntos típico de un doblete acromático simulado en Zemax.

En este trabajo, se han escogido tres configuraciones diferentes que corresponden a 3 pares de focales de los dobletes acromáticos, de igual focal y signo opuesto: ± 50 mm, ± 75 mm y ± 100 mm. La Tabla 3 muestra las especificaciones de las lentes empleadas.

ITEM	Diámetro(mm)	f^a (mm)	fb^a (mm)	R_1^a	R_2^a	R_3^a	Material
ACN254-100-A	25.4	-100.1	-103.6	-52.0	49.9	600.0	N-BAK4/SF5
ACN254-075-A	25.4	-75.1	-78.8	-39.0	39.2	489.8	N-BAK4/SF5
ACN254-050-A	25.4	-50.0	-53.2	-43.0	32.5	189.2	N-BAF10/N-SF6HT
AC254-100-B	25.4	100.1	97.1	62.8	-45.7	-128.2	N-BAK7/SF5
AC254-075-B	25.4	74.9	70.3	46.5	-33.9	-95.5	N-BK7/SF5
AC254-050-B	25.4	50.2	43.3	33.3	-22.3	-291.1	N-KAF10/N-SF10

Tabla 3. Especificaciones de las lentes utilizadas. ^[URL2]

5.2.1 FUNCIONAMIENTO DEL TELESCOPIO

Puesto que para cualquier configuración del telescopio los pares de lentes siempre tienen igual focal, pero de signo contrario, cuando ambas lentes están perfectamente alineadas a lo largo del eje óptico y sin separación física entre ellas, el efecto prismático teórico que inducen es nulo.

En este trabajo, se define el desplazamiento lateral, Δy como el desplazamiento relativo entre los centros ópticos de ambas lentes. Cuando Δy toma un valor diferente de cero, el telescopio produce un efecto prismático que depende del desplazamiento propiamente y de la potencia de las lentes de cada configuración.

Como se puede observar en la representación del telescopio, cuando ambas lentes están alineadas, el sistema está a cero y no funciona, sin embargo, al desplazar las lentes verticalmente, en este caso 2mm, el telescopio entra en funcionamiento y genera un efecto prismático que desplaza la imagen llevándola fuera de eje obteniendo la imagen en una zona sana de la retina.

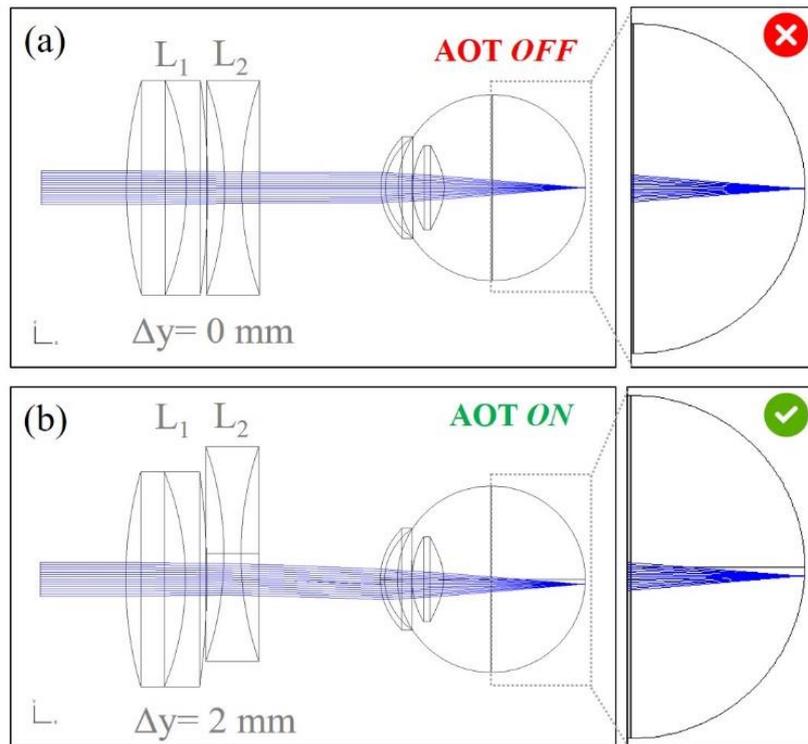


Figura 7. Representación en Zemax del telescopio diseñado y el modelo de ojo escogido para el estudio.

5.3. ILUMINACIÓN RETINIANA Y MODELO DE ESCOTOMA

El modo no secuencial de Zemax permite el trazado de rayos en cualquier dirección, analizar fenómenos de scattering, modelar superficies, volúmenes, fuentes de iluminación y detectores entre otras potenciales opciones.

En este trabajo, la superficie que corresponde a la retina se ha sustituido en el modelo de ojo por un detector de 80 zonas radiales por 80 zonas angulares. El radio de curvatura del detector se ha fijado igual que en la superficie que corresponde a la esclera interior el modelo. El escotoma se ha generado acoplado una superficie absorbente de material PMMA a la parte central del detector. Esta superficie puede variarse en radio para generar diferentes grados de severidad del escotoma.

La iluminación retiniana elegida consiste en una fuente blanca basada en un diodo blanco que proyecta un disco uniforme en la retina correspondiente a un campo visual de 10°. La figura 8 muestra la proyección retiniana en un modelo de ojo sin escotoma (a) y para diferentes grados de severidad del escotoma en el modelo DMAE del ojo propuesto en este trabajo. Que corresponden a un campo visual de 1°, 2° y 5° grados de campo visual dañado, respectivamente. El tamaño de pupila en el modelo de ojo se ha fijado en 6 mm de diámetro para todos los cálculos del trabajo.

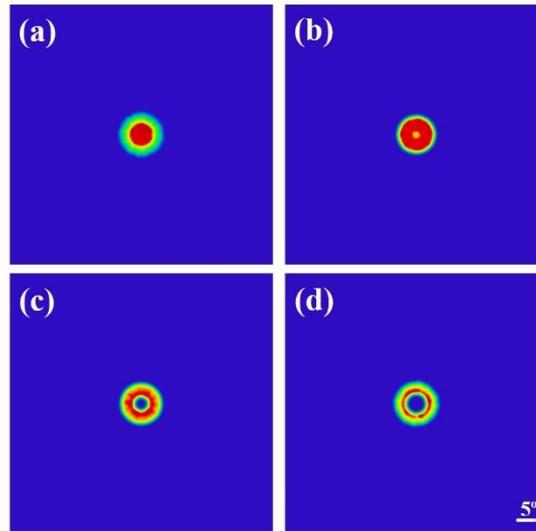


Figura 8. Representación en Zemax de tres campos visuales con diferente tamaño de escotomas, imágenes 1, 3 y 5º de escotoma.

Para el cálculo de la PSF ocular, la iluminación retiniana se ha sustituido por una fuente puntual formada por un haz láser de 1mm de tamaño colimado, de longitud de onda infrarroja (800 nm) de 1 mm de tamaño. La motivación para usar esta fuente de iluminación para calcular la PSF ocular reside en poder formar en la retina la imagen de un punto y poder calcular la calidad óptica de imagen para las diferentes configuraciones del telescopio. Se ha utilizado un objeto puntual para poder calcular el deterioro que ha sufrido, ya que si se hubiera elegido un objeto más extenso, no sería tan apreciable, ya que si solo se deforma la parte central de la imagen por un desenfoque no se vería reflejado.

Se ha utilizado esta longitud de onda infrarroja porque es la utilizada por diferentes sistemas de medida de calidad óptica como el OQAS de doble paso o los aberrómetros iTrace.

La imagen 'a' corresponde a una retina de escotoma 0 y las siguientes imágenes corresponden a imágenes de la retina con escotomas de 1, 3 y 5º respectivamente

Para medir el defecto campimétrico del paciente y saber de cuanto es su magnificación, se utilizan las campimetrías. La campimetría realiza un estudio del campo visual detectando así sus defectos, escotomas o zonas de pérdida parcial o total de sensibilidad. El instrumento ofrece información de la sensibilidad que existe en cada punto de nuestra retina de manera cuantitativa y cualitativa para poder evaluar los diferentes defectos.

La Figura 9 muestra un ejemplo de campimetría real en un paciente presentando un escotoma central. Aunque el ejemplo no corresponde a un caso de DMAE, se observa la pérdida de sensibilidad en el centro del campo visual representado en colores negros que se traduce en valores de sensibilidad al contraste disminuidos.

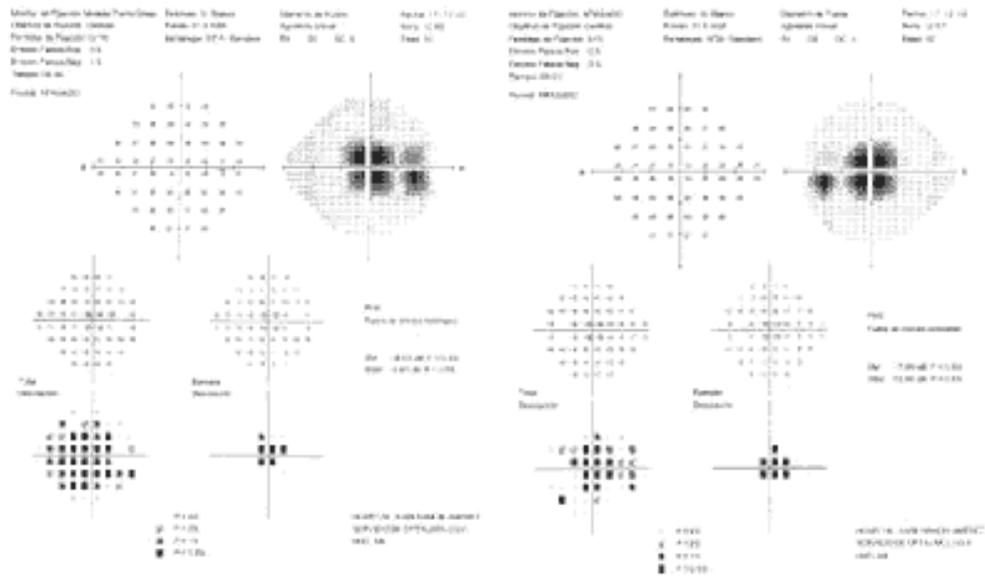


Figura 9. Campimetría con escotoma central.²⁵

6. RESULTADOS

6.1 CALIBRADO DEL TELESCOPIO: PSF OCULAR Y CAMPO ANGULAR RESTAURADO EN FUNCIÓN DEL DESPLAZAMIENTO LATERAL

En esta parte inicial de los resultados, se procede al calibrado del telescopio para cada una de las parejas de distancias focales mostradas en la Tabla 3. Dependiendo de la focal de las lentes, aparecerán una serie de ventajas y desventajas que deberán ser tenidas en cuenta por el diseñador para alcanzar el mejor rendimiento para el paciente.

El calibrado inicial del telescopio permite obtener el rendimiento en términos de calidad óptica de imagen que llega a la retina. Para ello se calculado la PSF (del inglés *Point Spread Function*) para cada una de las configuraciones del telescopio sin desplazamiento relativo (AOT OFF, Figura 7a) es decir, con el telescopio a cero. Para cuantificar la calidad óptica de los telescopios se han utilizado dos parámetros diferentes, la razón de Strehl y la MTF.

La Figura 10 muestra en la fila superior las imágenes de las PSF obtenidas. La razón de Strehl es un parámetro de calidad óptica que varía entre el 0 y 1. Una razón de Strehl de 1 significa que el sistema tiene una calidad óptica perfecta a nivel teórico, por lo que cuanto mayor sea el valor de este parámetro, mejor calidad obtendremos. Si se examinan los valores obtenidos con nuestros telescopios se ve que la calidad de los telescopios es buena, aunque vaya empeorando según aumenta la distancia focal de los pares de lentes del telescopio.

En la fila interior de la Figura 10 se muestran las gráficas de las curvas MTF, cuando estamos libre de aberración el sistema estará limitado por difracción generado por el fenómeno ondulatorio que es el patrón de Airy. Se ve que la curva obtenida (azul) está muy próxima a la ideal (verde) aunque en algunas frecuencias espaciales esta diferencia sea más acusada.

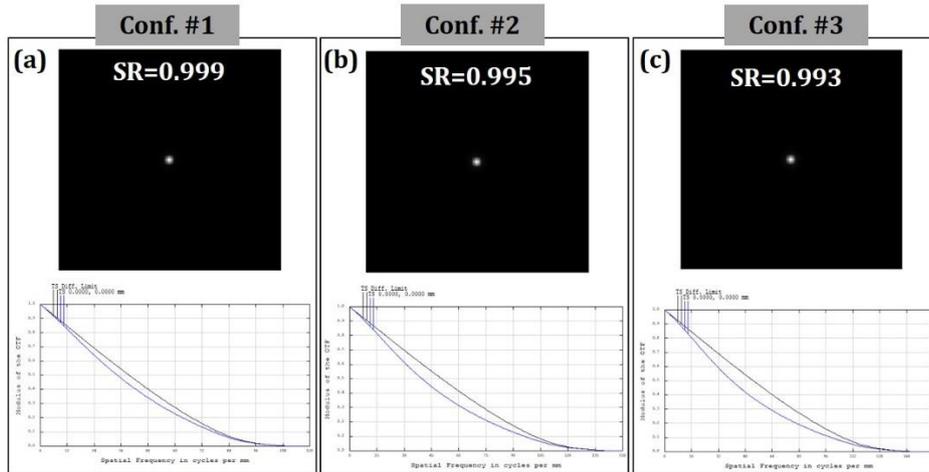


Figura 10. Parámetros de calidad óptica de los telescopios. PSF y radio de Strehl.

Con estos dos parámetros, se puede evaluar cuál es la calidad óptica con cada una de las configuraciones y se observa que es suficientemente buena como para empezar a realizar desplazamientos para conseguir nuestros objetivos. Una vez calibrada que la calidad de los telescopios es posición de referencia, procedemos a calibrar el efecto prismático de su desplazamiento relativo.

La Figura 11 muestra los desplazamientos realizados en Zemax en pasos de 100 en 100 micras para cada configuración. Para cada desplazamiento, se obtiene la posición final retiniana. Se ha querido dar peso al tamaño retiniano y al campo visual y se ha calculado la distancia que recorre la luz y el campo visual correspondiente. Para ello, se ha realizado una equivalencia entre el desplazamiento retiniano, es decir, la distancia retiniana en mm y los grados del campo visual. Se ha calculado la correspondencia retiniana en su tamaño en mm y campo visual angular, de esa forma, si se proyecta un objeto a una distancia determinada, se puede saber cuál es el tamaño retiniano exacto que le corresponde.

Cuanto mayor es la focal las lentes, menor es su espesor y peso y por tanto más estéticas, pero se tiene que realizar un mayor desplazamiento de éstas. Sin embargo, las lentes de menor focal son más gruesas y pesadas, pero se tiene que realizar menor desplazamiento para obtener el resultado deseado.

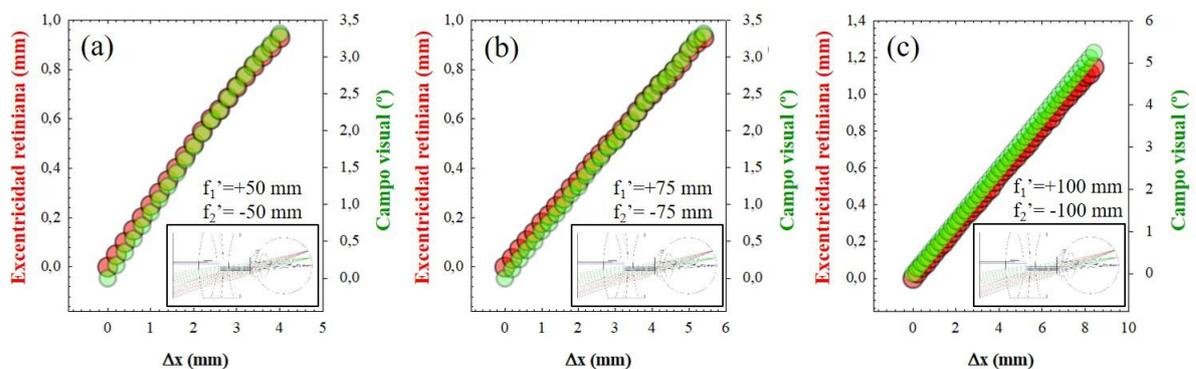


Figura 11. Desplazamiento necesario del telescopio dependiendo de la excentricidad retiniana y campo visual.

En verde está reflejada la distancia de separación de los telescopios y en rojo la equivalencia en campo visual longitudinal. En el eje Y está reflejado la distancia retiniana en mm, y la excentricidad que corresponde en grados del campo visual angular. La separación entre las dos líneas representa la diferencia que existe entre el campo retiniano y campo visual.

Observando las gráficas, se sabe cuánto hay que descentrar las lentes del telescopio para que la luz salga del escotoma solo con saber su tamaño. Se ve que cuanto mayor es el desplazamiento de las lentes, mayor es el campo que se sobrepasa y mayor es el campo visual. Además, cuanto más grande es la focal, más grande es el desplazamiento que hay que introducir entre las lentes.

En función del escotoma que presente el paciente proporcionada por la campimetría, y el desplazamiento necesario para superarlo, se elige un telescopio u otro.

5.2 PROYECCIÓN RETINIANA PARA LAS DIFERENTES CONFIGURACIONES DEL TELESCOPIO

Una vez calibrados los telescopios y conocidos los desplazamientos necesarios para superar el escotoma en función de su tamaño, se procede a proyectar un disco uniforme de luz sobre la retina de 10°, como se ha descrito en el Apartado 4.3. La Figura 12 muestra la proyección del patrón circular sobre una retina modelada para DMAE con estoma central de 5°, para diferentes configuraciones del telescopio y diferentes desplazamientos relativos del telescopio.

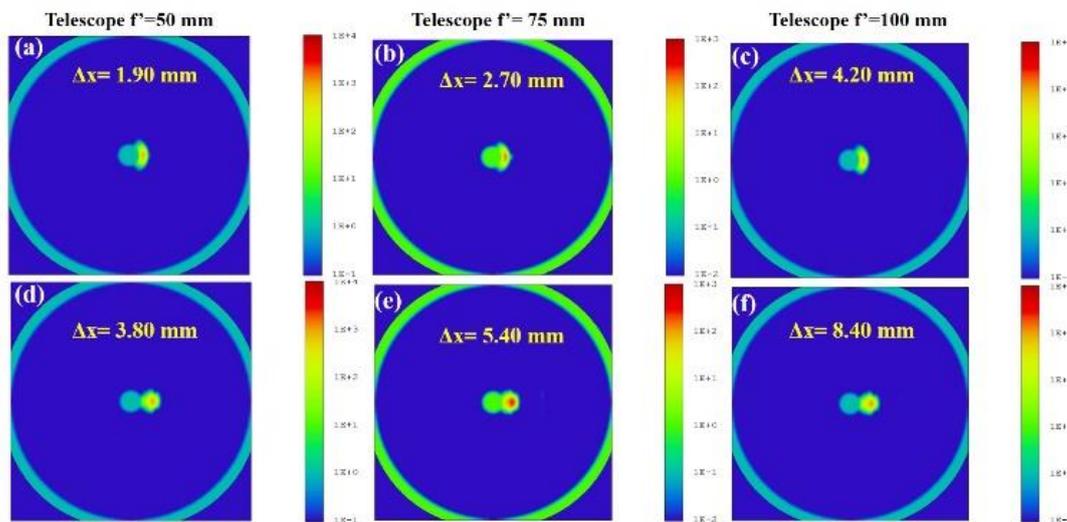


Figura 12. Imágenes retinianas de los telescopios con los desplazamientos necesarios para vencer el escotoma.

Como se puede observar, cada una de las configuraciones requiere de un desplazamiento relativo máximo del telescopio diferente para superar el escotoma. El círculo externo representa un campo angular retiniano total de 30°.

En cada una de las imágenes se ha realizado cierto desplazamiento de las lentes, con el objetivo de llevar la imagen a otra zona sana de la retina. En las imágenes superiores se puede ver que todavía no ha sobrepasado del todo el escotoma, mientras que en las inferiores, se observa como el escotoma ha quedado en el centro y la imagen se ha trasladado a otra zona sana de la retina restaurando la visión.

5.3 SIMULACIÓN VISUAL Y CALIDAD ÓPTICA PARA LAS TRES CONFIGURACIONES DEL TELESCOPIO

En el apartado anterior se ha demostrado que la funcionalidad del telescopio propuesto, en sus diferentes configuraciones permite llevar la luz fuera del escotoma a una zona de la retina sana. Pero, ¿cuál es la calidad visual en esas zonas donde desviamos la luz? ¿Cómo verá nuestro paciente?

El objetivo de este apartado es precisamente ese, una vez solucionado el problema de restaurar la visión, el obtener la calidad de visión de nuestro paciente. Para ello se ha llevado a cabo un proceso de simulación de imagen en Zemax, obteniendo las PSFs para los desplazamientos mínimos necesarios en cada configuración para salir del escotoma de 5° de campo visual. Estas PSFs se han empleado en la funcionalidad de convolución de imagen para simular la distorsión óptica que produce el efecto prismático del telescopio formando imagen en la excentricidad retiniana correspondiente.

La Figura 13 muestra las PSFs con el telescopio a 0 (a), y para superar el escotoma con las configuraciones mostradas en la Figura 12d (b), 12e (c) y 12 f (d). En la parte inferior, se muestran las convoluciones de las correspondientes PSFs con la imagen de la Figura 13e. Así, se ha podido evaluar la calidad visual del paciente en función del desplazamiento de cada una de las configuraciones del telescopio. De esta manera se puede evaluar subjetivamente como vería el paciente, y se podrá intentar que la calidad óptica que llegue al paciente sea lo mejor posible. Como puede observarse, con el telescopio de menor focal se obtiene mejor calidad visual, ya que al tener una focal más corta necesita menos desplazamiento y la imagen se distorsiona menos.

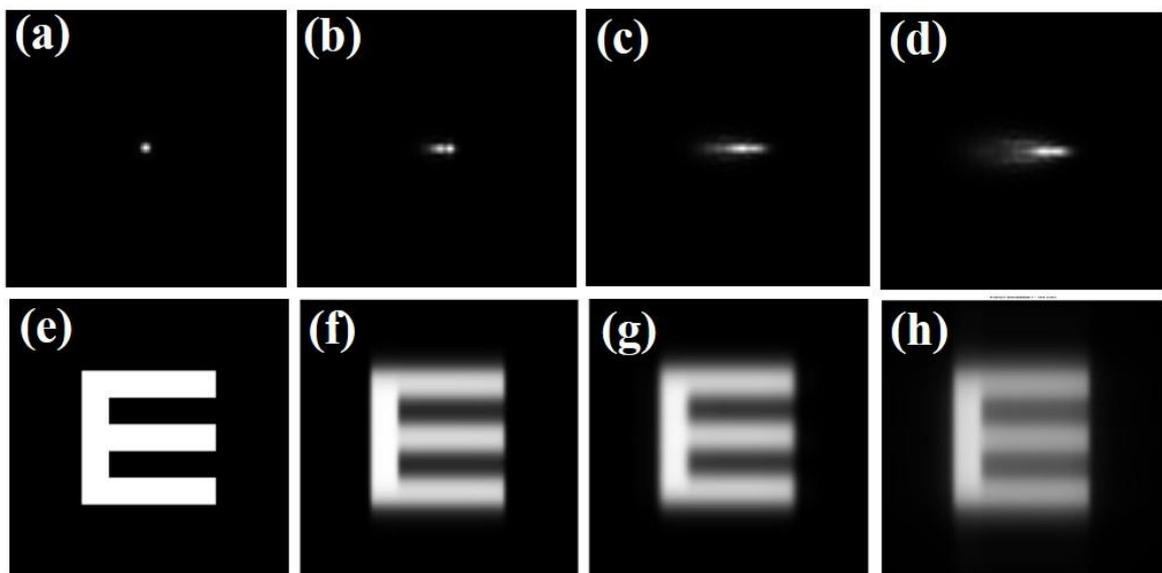


Figura 13. Imagen de las PSF y convolución de imagen con cada telescopio.

Sin embargo, la calidad visual y óptica, en términos de calidad real y percepción visual no siempre van unidas, por lo tanto, queda un último punto que consiste en obtener la calidad óptica real de imagen retiniana para cada configuración. La Figura 14 muestra el valor total de RMS de aberración obtenido en Zemax en el plano retiniano para cada una de las configuraciones en función del desplazamiento lateral.

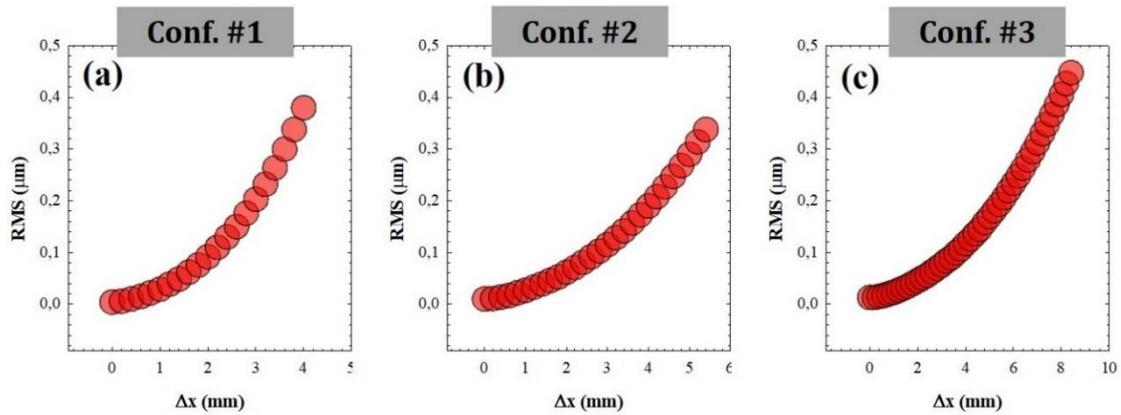


Figura 14. RMS en el plano retiniano en función del desplazamiento lateral y para cada configuración del telescopio.

El parámetro RMS nos da el valor de la aberración total, midiendo la calidad óptica de la totalidad del ojo. Así se puede saber en función del desplazamiento el valor de la calidad óptica correspondiente, por tanto, se puede saber cuál es la configuración que mejor imagen le va a proporcionar al paciente.

Si se elige un telescopio de focal larga, se tiene que hacer un gran desplazamiento para vencer el escotoma, por lo que el valor de la aberración será mayor. Esto es un factor a valorar a la hora de elegir las lentes, hay que valorar si compensa elegir lentes más finas o no dependiendo de la calidad óptica que tendrá la lente.

7. DISCUSIÓN

En este trabajo fin de grado se ha procurado demostrar que es posible el desarrollo de una ayuda óptica-oftálmica para restaurar la visión central en los pacientes con DMAE.

En concreto se ha diseñado un telescopio acromático de desplazamiento lateral relativo y se ha incorporado a un modelo de ojo teórico emétrope de Liou Brennan para su testeo y evaluación. Para el diseño de este telescopio se han utilizado lentes del catálogo Thorlabs, y se han elegido tres pares de lentes para poder crear tres configuraciones diferentes para examinar como varían los resultados y saber cual sería más adecuado en cada caso.

Una vez diseñados los tres telescopios, se ha evaluado la calidad de ellos mediante la razón de Strehl y la MTF, ya que para poder cumplir los objetivos marcados el telescopio debe proporcionar buena calidad óptica por sí mismo. La razón de Strehl es una medida del efecto de las aberraciones sobre la PSF, indica cual es el ensanchamiento de la función, reducción de su valor máximo y pérdida de simetría. Esta medida comprende un número entre el 0 (mala calidad) y el 1 (calidad óptima), y según el criterio de Marechal, para que un sistema esté limitado por difracción la razón de Strehl tiene que ser igual o mayor de 0,8.²⁶ Si se observan los resultados obtenidos las tres configuraciones tienen un valor muy próximo al 1, por lo que indica que los sistemas están limitados por difracción y tienen muy buena. Por otra parte, la MTF nos representa la pérdida de contraste en función de la frecuencia espacial. En la gráfica se puede observar que la línea azul es muy próxima a la verde de referencia, por lo que indica que el sistema tiene buena calidad óptica. Analizando estos dos parámetros de calidad óptica, se puede decir que las diferentes configuraciones del telescopio presentan buena calidad óptica como para seguir trabajando con ellos. Se puede observar, que la calidad disminuye a la vez que se aumenta la focal de los telescopios, obteniendo valores inferiores en la razón de Strehl y mayor separación de la curva en a MTF.

Esta calidad óptica se puede deber a la elección de las lentes, ya que en el diseño del telescopio se han utilizado dobletes acromáticos que sirven para corregir diversas aberraciones, incluidas la aberración esférica, la cromática y el coma. Si estas aberraciones estuvieran presentes en las lentes, la PSF aumentaría de tamaño por la degradación de la imagen por las aberraciones, el valor de la razón de Strehl disminuiría junto a la curva de la MTF.

Una vez comprobada la calidad óptica de los telescopios se han realizado diferentes desplazamientos de las lentes para determinar cuál es el desplazamiento necesario para cada escotoma, ya que cuanto mayor sea el tamaño de éste, hay que realizarse un mayor desplazamiento entre lentes. Para proyectar una imagen sobre un área de la retina que no esté dañada por la DMAE, producimos un efecto prismático mediante el desplazamiento de las lentes en la imagen.

En el trabajo se ha dado gran peso a la relación del tamaño retiniano y el campo visual, ya que entre estos dos parámetros existe una correlación de aproximadamente 240micras. Se ha calculado la distancia que recorre la luz a la entrada del ojo y el campo visual al que corresponde, así, se puede saber cuál es el desplazamiento de las lentes necesario cuando se sabe que tamaño retiniano tiene el escotoma o la cantidad de campo al que corresponde. Al observar las gráficas se aprecia que cuanto más larga es la focal se requiere mayor desplazamiento de las lentes.

Para analizar la calidad óptica y visual que se obtendría con los telescopios después de vencer el escotoma se han analizado la PSF, se ha realizado una simulación de imagen y la RMS.

La calidad óptica se ha estudiado mediante la PSF y la simulación de imagen. Primero se ha calculado la PSF con el desplazamiento correspondiente a cada configuración de telescopio para vencer un escotoma de 5°. En las imágenes obtenidas se puede evaluar cualitativamente la calidad de imagen que se obtiene, siendo ésta de mayor tamaño cuanto mayor es la focal. Con las PSF obtenidas se ha realizado una simulación de imagen con una E de Snellen para poder evaluar cual sería la calidad visual del paciente. Se ve que cuanto mayor es la focal, mayor es el tamaño de la PSF y menos nítida es la imagen, esto se debe a las aberraciones y efecto prismático que se crean al desplazar las lentes, y como para un mismo escotoma el desplazamiento necesario es mayor con focales mayores, la calidad que se obtiene con estas lentes va a ser peor.

Para evaluar la calidad óptica se ha analizado el valor de la RMS, es decir, el valor de la aberración total del ojo. La RMS realiza una suma cuadrática de los coeficientes de Zernike y nos informa de la magnitud de las aberraciones que se han considerado en la suma, es decir, se realiza un promedio de las aberraciones del ojo. El valor de la RMS aumenta al aumentar el desplazamiento de las lentes.

Estos valores que se han obtenido sirven para elegir el tipo de lente que hay que utilizar en cada caso, ya que, si se eligen lentes de focal muy larga para que sean más delgadas y estéticas, la calidad visual del paciente va a ser peor. Por tanto, dependiendo del tamaño del escotoma sabremos cual es el desplazamiento de lentes necesario para vencerlo y sabremos cual es la calidad óptica con cada una de las configuraciones.

Respecto a la calidad visual, podremos simular como vería el paciente con la simulación de imagen, pero puede ser que el paciente no perciba la imagen de la misma manera, aunque se asemeje. Como es un telescopio en gafa, se pueden realizar modificaciones en el telescopio sin estar expuestos a ninguna complicación, ya que es una solución óptica que no requiere ningún tipo de cirugía como en los telescopios intraoculares diseñados anteriormente que pueden presentar más complicaciones.^{12,13}

Con todo este procedimiento, se ha podido ver que la regeneración de la visión en la DMAE mediante un instrumento óptico es posible, y además, al hacerlo, se llega a obtener buena calidad visual, por lo que sería la primera solución óptica para la DMAE.

Este es un sistema sencillo en el que la mayoría de las personas que presentan DMAE serían candidatos para utilizarlo, sin tener que cumplir muchos requisitos. Además, es un proceso corto, en el que no existe un periodo pre y postoperatorio como en las LIOs en el que puede hacer muchas complicaciones que harán que el paciente no consiga buena calidad visual.

Respecto a las LIOs intraoculares para la corrección de la DAME el telescopio diseñado tiene una serie de ventajas y desventajas. Con el telescopio en gafa el campo visual es más reducido, este es un efecto que ocurre en la utilización de todas las gafas, ya que el marco de éstas nos limita la visión. La ventaja más significativa respecto a las LIOs es que no se requiere ningún tipo de cirugía. Todas las cirugías tienen cierto riesgo de presentar diferentes complicaciones a la hora de insertar la lente e incluso en el postoperatorio que van a interferir significativamente en la visión del paciente como pueden ser los edemas corneales, deslumbramientos, opacificación de la cápsula, descentramiento o luxación de la lente, conjuntivitis, uveítis...^{12,13} Algunas de estas complicaciones se pueden tratar como puede ser la conjuntivitis y la uveítis, pero en el caso del

descentramiento o luxación de la lente habría que volver a entrar al quirófano para colocar correctamente la lente y esto supondría un riesgo extra.

Todos los resultados obtenidos en el proyecto son para las tres focales seleccionadas, es decir, 50, 75 y 100mm, si en futuros trabajos se quisiera utilizar otro tipo de lentes con otras focales, habría que calcular todos los descentramientos otra vez. Además, en próximos trabajos también se podría diseñar los telescopios introduciéndoles un desplazamiento en horizontal para crear una magnificación, ya que la DMAE está presente en gente presbita que tendrían dificultades para enfocar objetos cercanos por la falta de acomodación.

8. CONCLUSIONES

Para llevar a cabo los objetivos de este estudio, se ha llevado a cabo el diseño de un telescopio acromático para la regeneración de la visión de la DMAE. Antes de seguir con el proyecto, se ha asegurado que la calidad del telescopio es buena mediante la razón de Strehl y MTF.

Para la simulación de la visión en los pacientes con DAME, se ha introducido un escotoma en el modelo de ojo de Liou Brennan y se ha estudiado cual es el desplazamiento necesario para vencer escotomas de diferente magnitud y poder restaurar la visión de los pacientes.

Por último, se ha visto que la calidad óptica y visual obtenida después de llevar la imagen a una zona sana de la retina es buena con las diferentes configuraciones del telescopio, y ésta, depende de la cantidad de desplazamiento de las lentes y del tamaño del escotoma. Esto se ha evaluado a través de la PSF, RMS y la simulación de imagen.

En conclusión, se ha podido diseñar la primera solución óptica-oftálmica para la regeneración de la visión me en la DAME. La calidad óptica que obtendría el paciente depende de la focal empleada en el diseño de éste, y del tamaño del escotoma, ya que cuanto mayor es el escotoma y mayor es la focal, se requiere mayor desplazamiento de lentes y la calidad óptica disminuye.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. García MA, Salinas Martínez EM. Degeneración macular asociada a la edad (DMAE). Guía clínica optométrica, a partir de estudios basados en la evidencia. Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica, 2013. 487: 24-30.
2. Ferris FL, et al. A simplified severity score for age-related macular degeneration: AREDS Report no.18. Arch Ophthalmol., 2005. 123(II):1570-4.
3. Chávez Pardo Iris, González Varona Doris, de Miranda Remedios Dania Idelisa. Degeneración macular relacionada con la edad. AMC . 2008 Abril; 12(2). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552008000200016&lng=es
4. Cruz González, Fernando. Estudio clínico y genético de la Degeneración Macular Asociada a la Edad. 1ª edición. Salamanca. Ediciones Universidad de Salamanca, octubre, 2012. ISBN: 978-84-9012-162—7
5. Sangnières Henrik. DMAE: protocolo clínico, prevención y perspectivas. Points de Vue, número 71. 2014. Disponible en: https://www.pointsdevue.com/sites/default/files/pdv71esp_-_henrik_sagnieres.pdf
6. Pardo, de Torres, Juncal. *Efectividad de fármacos inhibidores de la angiogénesis en el tratamiento de la degeneración macular asociada a la edad*, Universidad Complutense de Madrid, 2010. ProQuest Ebook Central, <https://ebookcentral.proquest.com/lib/unizarsp/detail.action?docID=3196868>.
7. García García, Manuel Ángel & Martínez, Eva. (2013). Degeneración macular asociada a la edad (DMAE).: Guía clínica optométrica, a partir de estudios basados en la evidencia. Gaceta de Optometría y óptica oftálmica. 487.
8. Age Related Eye Disease Study Group. The relationship of dietary carotenoid and vitamin A, E and C intake with age-related macular degeneration in a case-control study. AREDS. Reportaje 22, archivo ophthalmol. 2007. ISSN 125(9):1225-32
9. Ruiz-Moreno JM, Arias-Barquet L, Armadá-Maresca F, Boixadera-Espax A, García-Layana A, Gómez-Ullá-de-Irazazábal F et al. Guías de práctica clínica de la SERV: Tratamientos de la degeneración macular asociada a la edad (DAME) exudativa Arch Sociedad Española de Oftalmología. 2009; 84: 333-344. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/aseo/v84n7/revision2.pdf>

10. Schmidt-Erfurt UM, Richard G, Augustin A, Aylward WG, Bandello F, Concóstequi B et al. European Society for Retina Specialists Guidelines Committee (EURETINA). Guidance for the treatment of neovascular age-related macular degeneration. *Acta Ophthalmol Scand.* 2007; 85(5): 486-94. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1600-0420.2007.00979.x?sid=nlm%3Apubmed>
11. Tabernero J, Qureshi MA, Robbie SJ, Artal P. An aspheric intraocular telescope for age-related macular degeneration patients. *Biomed Opt Express.* 2015 Feb 25;6(3):1010-20. doi: 10.1364/BOE.6.001010. PMID: 25798322; PMCID: PMC4361417. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4361417/>
12. Grzybowski A, Wasinska-Borowiec W, Alio JL, Amat-Peral P, Tabernero J. Intraocular lenses in age-related macular degeneration. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2017 Sep;255(9):1687-1696. doi: 10.1007/s00417-017-3740-8. Epub 2017 Jul 24. PMID: 28741158; PMCID: PMC5554271. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5554271/>
13. Zoulinakis G, Ferrer-Blasco T. Intraocular Telescopic System Design: Optical and Visual Simulation in a Human Eye Model. *J Ophthalmol.* 2017; 2017: 6030793. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5392401/>
14. Stangos N, et al. Contrast sensitivity evaluation in eyes predisposed to age-related macular degeneration and presenting normal visual acuity. *Ophthalmologica* 1995. 209(4):194-98. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8545092/>
15. Midena E. et al. Macular function impairment in eyes with early age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol vis sci.*,1997, 38(2):469-77. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9040480/>
16. Peli, Eli y Fernando Vargas-Martín. "Dispositivo telescópico con lente de gafas". *Revista de óptica biomédica* vol. 13,3 (2008). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2497448/>
17. Hlahlı E, İdil A. Common Approach to Low Vision: Examination and Rehabilitation of the Patient with Low Vision. *Turk J. Ophthalmol.* Abril 2019; 49. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6517854/>

18. Zoulinakis G, Esteve-Taboada JJ, Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Accommodation in human eye models: a comparison between the optical designs of Navarro, Arizona and Liou-Brennan. *Int J Ophthalmol* . 2017; 10 (1): 43-50. Publicado en 2017 el 18 de enero. Doi: 10.18240 / ijo.2017.01.07. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5225347/>
19. Smith et al. Ocular Aberrations with a Schematic Human Eye. *Optometry and Vision Science*, Vol. 85, No. 5, May 2008. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18451737>
20. Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A* 1997;14:1684–95. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9248060/>
21. Du W, Lou W, Wu Q. Personalized aspheric intraocular lens implantation based on corneal spherical aberration: a review. *Int J Ophthalmol*. 2019;12(11):1788–1792. Published 2019 Nov 18. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6848875/>
22. Yuan GH, Rogers ET, Zheludev NI. Achromatic super-oscillatory lenses with sub-wavelength focusing. *Light Sci Appl*. 2017; 6 (9): e17036. Publicado el 8 de septiembre de 2017 doi: 10.1038 / lsa.2017.36. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6062332/>
23. J.K. Korneliussen, y K. Hirakawa. Camera processing with chromatic aberration. Publicado en: Transacciones IEEE sobre procesamiento de imágenes. Volumen: 23, Número: 10, octubre de 2014.
24. Wen Y, Wang K, Kuang D. Improvement of telescope resolution using a diffractive phase modulator. *Sci Rep*. 2019; 9 (1): 3475. Publicado 2019 mar 5. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6401151/>
25. Díaz Rodríguez E, Caballero Romera A. Fundus albipunctatus asociado a distrofia de conos: A propósito de un caso familiar. *Arch Soc Esp* 78 (12): 685-688. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0365-66912003001200008&lng=es.

26. arcos Susana. Calidad óptica del ojo. Investigación y ciencia, junio, 2005. Disponible en:
<http://www.vision.csic.es/Publications/Reviews/Calidad%20de%20Imagen%20Retiniana.pdf>

[URL1] <https://www.edmundoptics.es>

[URL2] <https://www.thorlabs.com>