



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

DISEÑO DE LENTES COMO AYUDA PARA BAJA
VISIÓN EN VISIÓN EXCÉNTRICA CON TRAZADO
REAL DE RAYOS

Autor:

Alejandro Carro Rincón

Directores:

M^a Victoria Collados Collados y Juan Antonio Vallés Brau

Facultad de Ciencias/ Grado en Óptica y Optometría/ Año 2014

ÍNDICE

1.- Introducción	Pág.1
2.- Objetivos	Pág.1
3.- Criterios y metodología	Pág.2
3.1.- Modelo de ojo e introducción en OSLO	Pág.2
3.1.1.- Cálculo de la refracción	Pág.2
3.2.- Diseño de los hiperoculares	Pág.3
3.3.- Determinación del campo en función de las aberraciones	Pág.4
3.4.- Determinación de campos de iluminación media y límite	Pág.5
3.5.- Determinación del campo útil	Pág.5
3.6.- Estudio de la MTF	Pág.6
4.- Resultados	Pág.6
4.1.- Cálculo de la refracción	Pág.6
4.2.- Diseño de los hiperoculares	Pág.8
4.3.- Cálculo del error refractivo a distintas excentricidades	Pág.9
4.4.- Hiperoculares sin corrección	Pág.10
4.4.1.- Determinación del campo en función de las aberraciones	Pág.10
4.4.2.- Determinación de campos de iluminación media y límite	Pág.11
4.4.3.- Determinación del campo útil	Pág.13
4.5.- Hiperoculares con corrección	Pág.14
4.5.1.- Determinación del campo en función de las aberraciones	Pág.14
4.5.2.- Determinación del campo de iluminación media y límite	Pág.15
4.5.3.- Determinación del campo útil	Pág.17
4.6.- Estudio de la MTF	Pág.18
5.- Discusión	Pág.21
5.1.- Determinación del campo	Pág.21
5.2.- Estudio de la MTF	Pág.23
6.- Conclusiones	Pág.24
7.- Bibliografía	Pág.25

1.- INTRODUCCIÓN

Para la Organización Mundial de la Salud (OMS) una persona con baja visión es aquella con una incapacidad en la función visual aún después de tratamiento y/o refracción común, con una agudeza visual en el mejor ojo de 0.3 a percepción de luz o con un campo visual inferior a 10° desde el punto de fijación, pero que se use, es decir, potencialmente capaz de usar la visión para la planificación y ejecución de tareas [1].

En este trabajo nos centraremos en los casos de baja visión en los que los pacientes tienen que adoptar una nueva zona de fijación excéntrica, llamada pseudofóvea, ya que sufren alguna patología que les compromete su visión central. Para esta gente el uso de su visión excéntrica es todo lo que les queda, y aunque la lleguen a utilizar correctamente, nunca llegará a ser tan buena como la central. Debido al pobre rendimiento del sistema óptico fuera de eje y la distribución de la densidad de fotorreceptores en retina [2].

Los errores de refracción excéntricos son generalmente mayores que la refracción foveal, sin embargo están claramente influenciados por los errores foveales. El más importante fuera de eje es el astigmatismo, el cual es inducido por el ángulo oblicuo. Las aberraciones de alto orden fuera de eje también muestran gran variación individual en la periferia, y la principal es el coma. La baja resolución de la retina periférica se ve claramente influenciada por el descenso en la densidad de fotorreceptores y células ganglionares. En la fóvea, hay al menos una célula ganglionar para cada cono, mientras que en la periferia una célula ganglionar está conectada con múltiples fotorreceptores [3].

Aunque estos factores limitan mucho la calidad de imagen retiniana fuera de fóvea, diversas investigaciones muestran que son posibles mejoras visuales, tanto de resolución como de detección, a través de correcciones excéntricas. Además la capacidad visual de estas personas también puede estar influenciada por el entrenamiento de la visión excéntrica, y a pesar de una baja agudeza visual, pueden llegar a moverse libremente, y de una forma limitada leer y ver la televisión [3].

Estos pacientes con una reducción drástica de la visión central deberían tener derecho a recibir la mejor corrección refractiva posible, así como tratamiento y entrenamiento para mejorar su visión periférica. El hecho de la dificultad de realizar mediciones fuera de eje, de que es un proceso muy individualizado, y de que la mayoría de afectados son personas mayores cuyos impedimentos visuales ya no inciden sobre la vida laboral, son las principales razones por las que se deja de gestionar y no se lleva a cabo.

2.- OBJETIVOS

Los objetivos a los que se pretende llegar en este trabajo son:

-Estudiar mediante trazado real de rayos como varía la refracción en simulaciones de ojos con baja visión para diferentes grados de fijación excéntrica.

-Diseñar lentes positivas esféricas de alta potencia como ayuda para visión cercana, rediseñándolas posteriormente de forma que consigamos corregir una posible refracción astigmática para lejos.

-Evaluar el comportamiento de los sistemas ojo+lente mediante una serie de parámetros, tales como campo objeto, campo de iluminación y MTF, todo ello para diferentes potencias y con distintos grados de excentricidad.

-Comparar resultados y discutir si el incorporar la refracción para lejos en este tipo de casos es realmente ventajoso.

3.- CRITERIOS Y METODOLOGÍA

En todo el estudio las simulaciones realizadas se han llevado a cabo mediante el programa de trazado real de rayos Optics Software for Layout and Optimization (OSLO). Este programa permite diseñar numerosos instrumentos ópticos mostrando al detalle sus parámetros, y realizando a la vez el análisis de una gran cantidad de características para diferentes situaciones.

3.1.- Modelo de ojo e introducción en OSLO

El modelo de ojo que tomaremos como referencia en todo el trabajo será el ojo emétrope de Navarro. Este modelo fue diseñado con un criterio de complejidad mínima, necesaria para reproducir, con una exactitud razonable, el rendimiento óptico del ojo a lo largo del campo visual. En la siguiente tabla se exponen todos los parámetros que tomaremos para simular este modelo en OSLO, todo ello para una longitud de onda de 543nm [4].

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción	Constante de conicidad
Córnea anterior	7.72	0.55	1.3777	-0.26
Córnea posterior	6.50	3.05	1.3391	
Cristalino anterior	10.20	4.00	1.4222	-3.1316
Cristalino posterior	-6.00	16.3203	1.3377	-1.00
Retina	-12.00			

Tabla 1. Parámetros del modelo teórico del ojo de Navarro.

Únicamente usamos una longitud de onda, de manera que no estamos teniendo en cuenta la posible dispersión cromática existente. El diámetro pupilar que tomamos como referencia es de 4mm.

3.1.1.- Cálculo de la refracción

Como en todo el estudio vamos a trabajar con simulaciones del ojo a diferentes excentricidades, en concreto 5°, 10°, 15° y 20°, es conveniente hallar la refracción del modelo de ojo en cada una de esas situaciones. Destacar que a la hora de girar el ojo

para inducirle la fijación excéntrica, lo haremos siempre respecto a un centro de rotación, el cual lo situamos a 12mm de la pupila. En la figura 1 se representa un sencillo esquema del modelo de ojo con cierta excentricidad, incorporando los elementos principales a tener en cuenta.

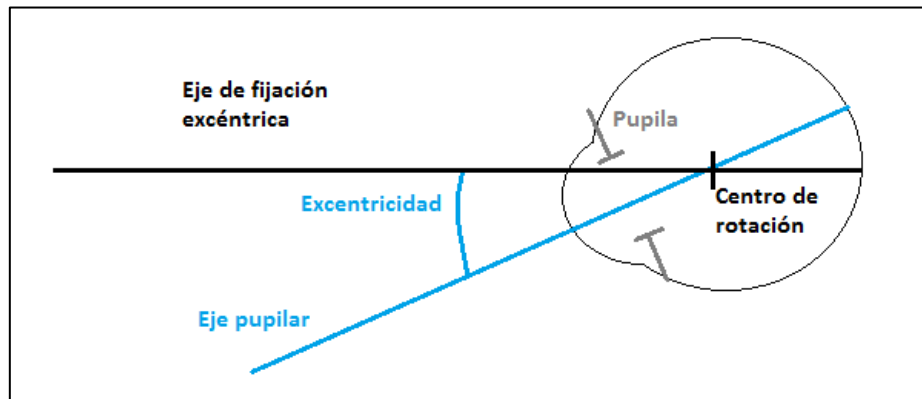


Figura 1. Esquema de la simulación del modelo de ojo en fijación excéntrica.

El criterio que vamos a seguir en todo el trabajo para hallar los errores refractivos es el de menor diagrama de impactos. Gracias a este método podemos observar directamente en retina donde impactan los rayos correspondientes a un punto objeto. A partir de aquí lo que hacemos para hallar la refracción es ir variando la posición del objeto para obtener aquella en la que se alcance un diagrama de impactos con el menor tamaño posible, de esta manera estaremos calculando la posición del punto remoto del ojo y con ello la refracción.

3.2.- Diseño de los hiperoculares

Las lentes que se van a simular son hiperoculares. Este tipo de ayudas exageran la corrección en visión próxima, lo que permite desarrollar tareas en visión de cerca. Fijándonos en el catálogo de Recoletos, los hiperoculares con los que vamos a trabajar tendrán potencias de vértice posterior de +12, +16, +20 y +24D. Crearemos estas lentes con superficies esféricas, de manera que sean biconvexas y que la primera superficie tenga más curvatura que la segunda, todo ello en un índice de refracción de 1.5. Ya sabemos que a medida que aumente la potencia aumentará el espesor de la lente, el cual deberá ser el necesario para un diámetro de 34mm [5]. En la figura 2 se muestra un ejemplo de hiperocular diseñado con potencia de vértice posterior de +24D.

Una vez creados estos hiperoculares se sitúan 12mm por delante del modelo de ojo de Navarro, que es la distancia habitual en gafa, de forma que teniendo un objeto en visión próxima y variando su distancia, encontremos aquella posición del objeto en la que la mejor imagen se forme en retina para cada excentricidad. El siguiente paso que será modificar los hiperoculares esféricos, de forma que nos corrijan la refracción que tenemos en visión lejana debido a cada una de las excentricidades estudiadas. De esta manera vamos a obtener una serie de lentes astigmáticas, una diferente para cada excentricidad y potencia.

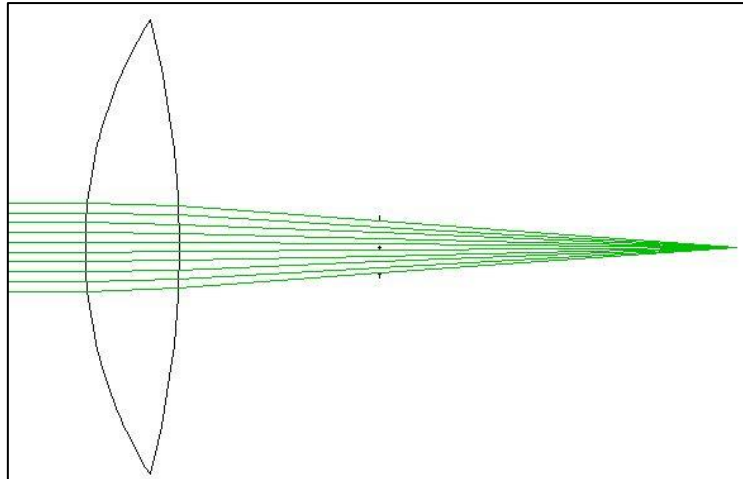


Figura 2. Ejemplo hiperocular +24D.

3.3.- Determinación del campo en función de las aberraciones

Podemos definir el campo como la parte del objeto que puede ser vista a través de un instrumento de una sola vez [6]. El objetivo que pretendemos conseguir es estudiar hasta que posición del campo objeto un paciente podría llegar a distinguir una letra utilizando cada uno de los hiperoculares diseñados y para distintos ángulos de fijación excéntrica.

A la hora de llevar a cabo nuestras simulaciones hemos de tener en cuenta que siempre trabajamos a partir de puntos objeto, no de objetos extensos. Uno de los objetivos más comunes en baja visión es la lectura. Una letra de periódico corresponde a una AV de 1M, expresada en notación métrica (0.4 en escala decimal). Esta notación refiere que una AV de 1M corresponde a una letra que subtiende 5' vista a un metro de distancia, de forma que cada trazo de una letra E mide 0.29mm [7] (figura 3).

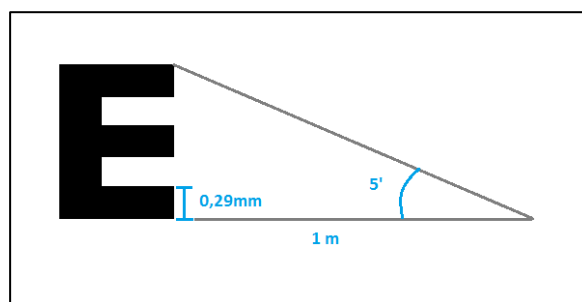


Figura 3. Representación AV 1M (0,4 en escala decimal).

En nuestro caso asumiremos como criterio para establecer el límite del campo el que nuestro paciente sea capaz de observar una letra de tamaño 1M, es decir, que el tamaño de la imagen de un punto sea menor o igual que el tamaño de un trazo en la imagen paraxial. Si al obtener nuestro diagrama de impactos, el tamaño de un punto objeto es mayor que el del trazo, se llegarían a solapar las imágenes de los trazos y tendríamos

una imagen muy borrosa que no identificaríamos. El hecho de que podamos llegar a obtener unos valores u otros estará influenciado por las aberraciones existentes en cada caso.

Para ello es necesario obtener el aumento del sistema hiperocular+ojo, que nos permitirá hallar el tamaño de un trazo de la imagen paraxial de la letra E a través del sistema.

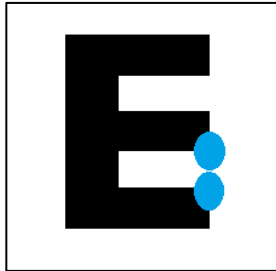


Figura 4. Situación límite donde las imágenes de los trazos prácticamente se solapan.

3.4.- Determinación de campos de iluminación media y límite

El campo de iluminación media es aquel en el que solo nos llega a retina la mitad del haz de luz emergente, mientras que el campo límite es aquel a partir del cual no nos llega luz y necesitaríamos modificar nuestra posición para ver un punto fuera de este campo [6]. Es importante estudiar los dos tipos de campo ya que dependiendo de la excentricidad que tengamos se puede cortar la entrada de muchos rayos de luz y esto deteriora la imagen impidiendo que en ocasiones se pueda llegar a distinguir.

El procedimiento que seguiremos para hallar ambos campos de iluminación es el mismo. Orientaremos la excentricidad del ojo en una misma dirección (en vertical y hacia abajo) e iremos variando la posición del haz de luz proveniente del punto objeto tanto en vertical como en horizontal. OSLO nos permite estudiar la cantidad de rayos de luz que entran a nuestro sistema procedentes del objeto, de modo que cuando entren la mitad de rayos nos encontraremos en el campo de iluminación media, y cuando no entre ningún rayo estaremos en el campo de iluminación límite.

3.5.-Determinación del campo útil

Una vez hayamos estudiado el campo en función de las aberraciones o de la iluminación, podremos determinar cuál es el campo útil que tenemos en cada situación. Ya sea porque las aberraciones nos deterioren mucho la imagen, o porque el campo de iluminación media limite la entrada de rayos de luz al sistema, compararemos y escogeremos el menor valor obtenido en cada caso, ya que nos marcará la posición límite del campo objeto a partir de la cual el paciente no sería capaz de distinguir la imagen.

3.6.- Estudio de la MTF

Para estudiar la calidad de la imagen en nuestras simulaciones del sistema visual hallaremos la MTF (Función de Transferencia de Modulación). La MTF es la habilidad de un sistema óptico para transferir el contraste de un objeto sinusoidal a la imagen. Nos relaciona la pérdida de contraste en la imagen con la frecuencia espacial, por lo que a partir de ella puede estimarse el tamaño mínimo (resolución espacial) de los objetos que pueden distinguirse con un contraste aceptable en la imagen [6].

Ahora bien, hasta ahora no habíamos tenido en cuenta la posible influencia que puede llegar a tener la cantidad y distribución de fotorreceptores en retina cuando nos encontramos ante una fijación excéntrica. Por ello, y para poder obtener unos resultados más acordes a la realidad, vamos a comparar esta MTF con la curva de Modulación de Imagen Aérea (AIM). Esta curva representa el contraste mínimo que debería tener en retina un objeto con una frecuencia espacial determinada para que el ojo pueda distinguirlo, y está basada en el tamaño y separación de los conos, así como en otras características conocidas del rendimiento del ojo. El resultado que obtendremos será un corte entre ambas curvas, MTF y AIM, que corresponderá a una frecuencia que denominaremos frecuencia límite, que será la máxima que podría llegar a distinguir nuestro sistema.

Existen diferentes estudios que tratan de medir las curvas de sensibilidad al contraste en fijación excéntrica y las curvas AIM correspondientes a diferentes zonas de retina periférica. Basándonos en un estudio de R.Hilz y C.R.Cavonius [8], se han calculado las curvas AIM para diferentes fijaciones excéntricas en función de la frecuencia espacial objeto. Con ayuda de OSLO calcularemos las curvas MTF, en función de la frecuencia objeto, correspondientes a los diferentes sistemas hiperocular+ojo con diferentes excentricidades, y trabajando siempre la frecuencia en unidades de líneas/grado.

Observamos que el estudio de esta curva se llevó a cabo mediante un láser de He-Ne, el cual proyectaba una figura interferencial en diferentes posiciones de la retina del sujeto, apareciendo como una rejilla roja orientada en dirección vertical. La localización de esta figura en retina se controlaba mediante la propia fijación del observador [8].

En cada uno de los diferentes grados de fijación excéntrica el observador va incrementando el contraste, comenzando por debajo del umbral, hasta que el paciente detecta la presencia de la rejilla. La excentricidad solo está medida hasta los 23°, ya que a partir de aquí la resolución del sistema visual es demasiado pobre para hacer mediciones significativas con esta técnica [8].

4.- RESULTADOS

4.1.- Cálculo del error refractivo

Las refracciones halladas mediante el criterio del menor diagrama de impactos y para visión lejana se exponen en la tabla 2.

	Esfera(D)	Astigmatismo(D)
0°	+0.47	+0.00
5°	+0.48	-0.15
10°	+0.64	-0.34
15°	+0.80	-0.63
20°	+1.10	-0.97

Tabla 2. Refracción a ojo desnudo con diferentes excentricidades.

Lo primero que debemos resaltar es que nuestro ojo no es totalmente emétrope, ya que cuando lo estudiamos sin ningún tipo de excentricidad resulta ser ligeramente hipermétrope. Este hecho está justificado por el criterio que cada uno pueda escoger para hallar el error refractivo, en nuestro caso siempre lo estudiaremos con el de menor diagrama de impactos obteniendo estos resultados. Además el ojo modelo de Navarro está diseñado para que en condiciones paraxiales sea un ojo emétrope y tenga refracción cero. Si cabe destacar además que en este modelo la retina es una superficie esférica, y esto nos ayudará a compensar la curvatura de campo.

A la hora de inducir la excentricidad la simularemos en dirección vertical, de forma que tenemos el eje pupilar (recta perpendicular a la pupila de entrada que pasa por su centro) hacia abajo. Como podemos observar en la tabla 2, a mayor excentricidad mayor es el valor positivo de la esfera, y mayor es el valor negativo del cilindro, en nuestro caso siempre orientado a 90° (dependerá de la dirección en que consideremos la excentricidad), es decir, a mayor excentricidad mayor es el astigmatismo. El límite tolerable de error refractivo en baja visión suele considerarse cuando tenemos >2.00D, tanto de esfera como de cilindro, ya que estos pacientes no son tan sensibles a los cambios de refracción como uno sano.

De esta manera observamos que en todos los grados de excentricidad se podría llegar a tolerar el error refractivo. Aun así cuando estudiamos los diagramas de impactos en las diferentes situaciones vemos que lo que más deteriora la imagen es el coma, así lo hacemos notar en la Figura 5, perteneciente al diagrama de impactos del ojo con excentricidad 15°.

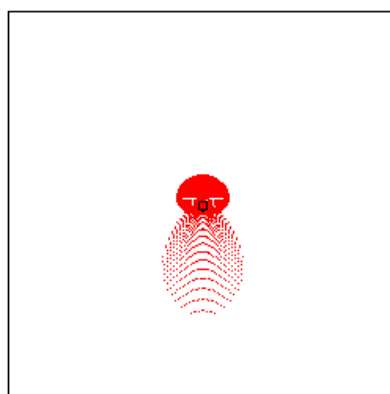


Figura 5. Diagrama de impactos con 15° de excentricidad.

4.2.- Diseño de los hiperoculares

Tras diseñar los hiperoculares con OSLO, los parámetros obtenidos se exponen en la tabla 3. Como ya hemos comentado anteriormente todos ellos están diseñados en un índice de refracción de 1.5, y con un diámetro de 34mm.

	Radio1(mm)	Radio2(mm)	Espesor(mm)
+12D	54.17	-195.77	3.60
+16D	48.73	-93.12	4.70
+20D	39.34	-76.16	5.90
+24D	32.25	-69.64	7.00

Tabla 3. Parámetros de los hiperoculares diseñados sin corrección.

A continuación, en la tabla 4, se exponen los radios de la segunda superficie para cada excentricidad en los hiperoculares con corrección. Únicamente hemos variado este parámetro para diseñar las lentes astigmáticas que incluyen la corrección de lejos, manteniendo constante el radio de la superficie anterior y el espesor.

	Grados	Radio2(mm)	Radio2(mm)
+12D	5°	-287.52	-250.00
	10°	-324.88	-235.29
	15°	-386.39	-217.39
	20°	-529.65	-192.23
+16D	5°	-114.94	-107.64
	10°	-121.37	-105.82
	15°	-130.91	-102.04
	20°	-148.39	-97.56
+20D	5°	-95.88	-89.69
	10°	-100.70	-88.11
	15°	-109.53	-86.21
	20°	-124.53	-83.33
+24D	5°	-90.42	-84.39
	10°	-96.53	-84.03
	15°	-109.17	-82.64
	20°	-128.87	-80.97

Tabla 4. Parámetros de los hiperoculares diseñados con corrección.

4.3.- Cálculo del error refractivo a distintas excentricidades

El siguiente paso que haremos es calcular el error refractivo que tendrá el ojo para todas las excentricidades anteponiéndole los hiperoculares de la tabla 3. En cada caso hallaremos la refracción resultante, cuyo resultado se expresa en la tabla 5:

	5°		10°		15°		20°	
	Esfera(D)	Cilindro 90°(D)	Esfera(D)	Cilindro 90°(D)	Esfera(D)	Cilindro 90°(D)	Esfera(D)	Cilindro 90°(D)
+12D	+0.27	-0.18	+0.46	-0.40	+0.72	-0.77	+1.13	-1.41
+16D	+0.32	-0.21	+0.55	-0.44	+0.86	-0.86	+1.35	-1.61
+20D	+0.39	-0.25	+0.66	-0.50	+1.14	-1.06	+1.84	-2.00
+24D	+0.48	-0.34	+0.86	-0.64	+1.54	-1.37	+2.50	-2.50

Tabla 5. Error refractivo con hiperoculares de distintas potencias a diferentes excentricidades.

Podemos observar que se cumple la misma regla que habíamos visto antes para el ojo en solitario, el astigmatismo aumenta a medida que crece la excentricidad. Además en este caso contamos con el factor de tener una lente de muy alta potencia delante, que como vemos acentúa considerablemente tanto la esfera como el astigmatismo. Según estos resultados y poniendo como límite un defecto de refracción $> 2.00D$ tanto de esfera como de cilindro, podríamos llegar a tolerar todas las situaciones simuladas excepto la excentricidad de 20° con el hiperocular de $+24D$. Destacar que para los 5° de excentricidad resultó complicado encontrar las focales, ya que es un astigmatismo muy bajo y en ninguna de las lentes superan las $0.50D$.

Seguidamente lo que hacemos es corregir el error refractivo anteponiendo un hiperocular diferente para cada excentricidad, cuyos parámetros se exponen en la tabla 4. Con estas nuevas lentes conseguimos reducir considerablemente el astigmatismo inducido por la excentricidad. La forma del diagrama de impactos característico que obtenemos en todos los casos es similar al mostrado en la figura 6, donde se puede observar como al no existir tanto astigmatismo predomina la forma característica de coma.

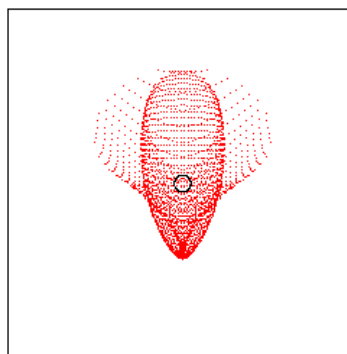


Figura 6. Diagrama de impactos en hiperoculares con corrección.

4.4.- Hiperoculares sin corrección

4.4.1.- Determinación del campo en función de las aberraciones

A continuación pasamos a hallar el límite en el diagrama de impactos que comentábamos en el apartado 3, siendo estos los siguientes resultados:

	Aumento del ojo con hiperocular	Límite que podría medir el diagrama de impactos en retina(mm)
+12D	0.201	0.058
+16D	0.263	0.076
+20D	0.321	0.09309
+24D	0.374	0.1084

Tabla 6. Cálculo del tamaño límite que puede llegar a medir el diagrama de impactos en cada hiperocular.

Al comprobar el diagrama de impactos de los puntos objeto en eje, en ninguno de los casos se supera el límite que acabamos de calcular.

Cuando alcancemos los valores límite de la tabla 6 significa que nuestro sistema estará limitado por aberración, ya que a partir de este punto del campo veríamos las letras muy borrosas y no las distinguiríamos. En cambio cuando el diagrama de impactos sea más pequeño y no encontremos los valores límite, significa que la propia excentricidad del ojo nos corta la entrada de los rayos más aberrantes y esto hace que disminuya su tamaño. Al no poder alcanzar los valores propuestos como límites, en estos casos los resultados van referidos al campo en el que el tamaño del spot es el máximo y a partir del cual se irá haciendo más pequeño.

El criterio de leyenda que seguiremos es el siguiente:

Límite por aberración	Límite por entrada de rayos
-----------------------	-----------------------------

Al mover el objeto en la misma dirección que la excentricidad, los resultados son estos:

	5°	10°	15°	20°
+12D	-46	-47	-47	-48
+16D	-33	-32	-31	-30
+20D	-26	-25	-23	-22
+24D	-21	-19	-17	-15

Tabla 7. Límite del campo objeto por la parte inferior hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra (mm).

Estamos limitados por aberración en todas las situaciones, por lo que encontramos el límite de spot diagram del que hablábamos.

Ahora bien, cuando movemos el objeto hacia la parte superior y nuestro eje pupilar sigue orientado hacia abajo obtenemos:

	5°	10°	15°	20°
+12D	41	69	67	50
+16D	45	46	46	43
+20D	35	36	32	33
+24D	29	30	12	25

Tabla 8. Límite del campo objeto por la parte superior hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra (mm).

En la mayoría de situaciones no encontramos el límite en el diagrama de impactos por aberración, por lo que la excentricidad del ojo nos cortará la entrada de muchos rayos aberrantes y se reduce el tamaño del spot diagram.

Por último estudiamos qué ocurre cuando movemos el objeto en la dirección horizontal y seguimos manteniendo el eje pupilar en vertical, de manera que obtenemos estos resultados:

	5°	10°	15°	20°
+12D	47	45	44	39
+16D	37	38	39	40
+20D	29	29	29	29
+24D	24	23	23	22

Tabla 9. Límite del campo objeto en las direcciones horizontales hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra (mm).

En este caso el límite por aberración lo encontramos en todas las situaciones menos en el hiperocular de +12D. Destacar que solo se muestra una tabla de resultados porque el comportamiento es simétrico tanto a derecha como a izquierda, hecho que se repetirá en el resto del trabajo.

4.4.2.- Determinación de campos de iluminación media y límite

Los resultados obtenidos para ambos tipos de campo son:

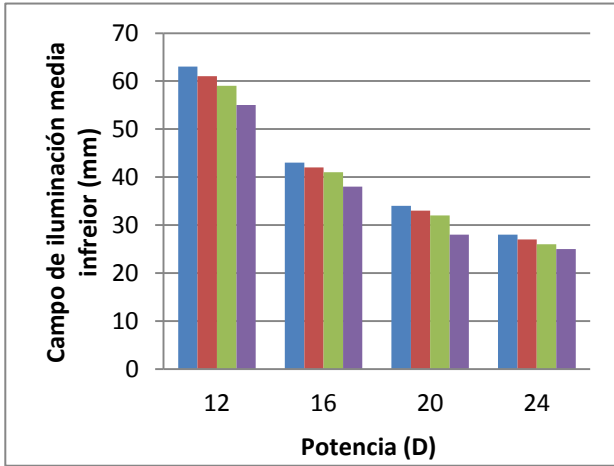


Figura 7. Campo de iluminación media por la parte inferior.

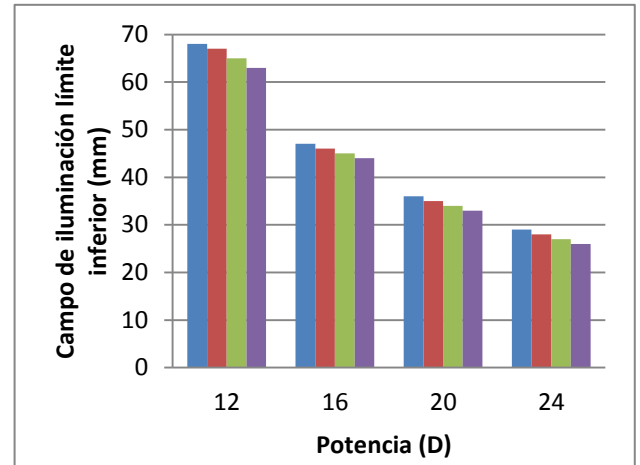


Figura 8. Campo de iluminación límite por la parte inferior.

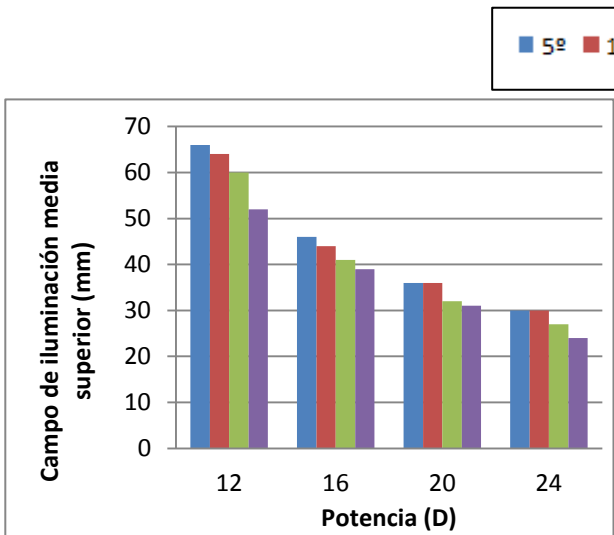


Figura 9. Campo de iluminación media por la parte superior.

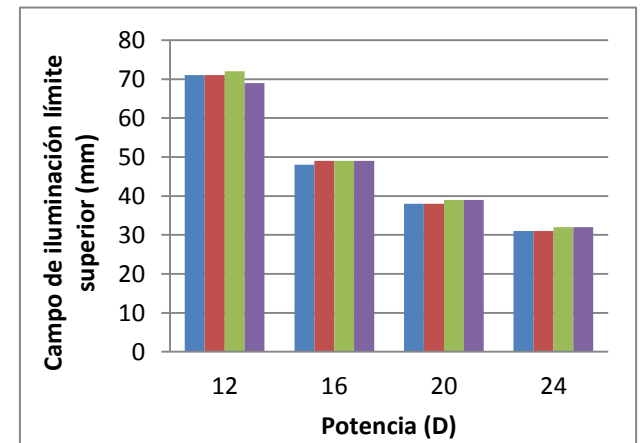


Figura 10. Campo de iluminación límite por la parte superior.

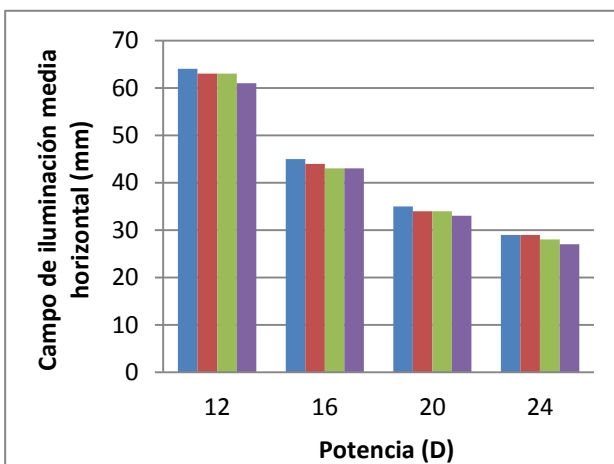


Figura 11. Campo de iluminación media en las direcciones horizontales.

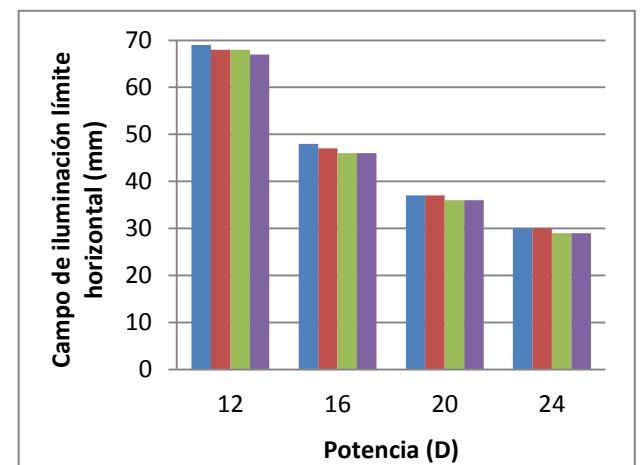


Figura 12. Campo de iluminación límite en las direcciones horizontales.

Podemos observar que ambos campos de iluminación, media y límite, se encuentran muy próximos entre sí, y que para mismas potencias los resultados son bastantes parejos. Destacar también que el campo de iluminación límite por la parte superior tiende a aumentar en función de la excentricidad, en vez de disminuir como lo hace en el resto de casos.

4.4.3.- Determinación del campo útil

A continuación pasamos a comparar los resultados que hemos obtenido en los diferentes tipos de campos escogiendo aquellos que sean menores. La limitación puede darse porque las aberraciones hacen que el tamaño del diagrama de impactos supere los valores establecidos, porque nos encontremos en el campo de iluminación media y a partir de aquí no lleguen la suficiente cantidad de rayos como para que el paciente pudiese distinguir el objeto, o porque estos valores sean iguales y estemos limitados por ambos. La leyenda que seguiremos es la siguiente:

Campo limitado por aberraciones
Campo limitado por iluminación media
Campo limitado por ambos

	5°	10°	15°	20°
+12D	-46	-47	-47	-48
+16D	-33	-32	-31	-30
+20D	-26	-25	-23	-22
+24D	-21	-19	-17	-15

Tabla 13. Determinación del campo útil por la parte inferior.

	5°	10°	15°	20°
+12D	41	64	60	50
+16D	45	44	41	39
+20D	35	36	32	31
+24D	29	30	12	24

Tabla 14. Determinación del campo útil por la parte superior.

	5°	10°	15°	20°
+12D	47	45	44	39
+16D	37	38	39	40
+20D	29	29	29	29
+24D	24	23	23	22

Tabla 15. Determinación del campo útil por las direcciones horizontales.

Como podemos observar en las tablas 13, 14 y 15, tanto por la parte inferior como en las direcciones horizontales estamos más limitados por aberración, mientras que únicamente por la parte superior hay casos en que nos limita la iluminación, mayoritariamente cuando tenemos un grado de fijación excéntrica mayor de 5°.

4.5.- Hiperoculares con corrección

4.5.1.- Determinación del campo en función de las aberraciones

Pasamos ahora a estudiar los hiperoculares creados con corrección. En este caso tendremos 16 lentes diferentes, una para cada potencia y excentricidad.

	Aumento del ojo con hiperocular	Tamaño máximo que podría tener el diagrama de impactos (mm)
+12D	0.192	0.05568
+16D	0.251	0.07279
+20D	0.305	0.08845
+24D	0.355	0.10295

Tabla 16. Cálculo del tamaño límite que puede llegar a medir el diagrama de impactos en cada hiperocular y para cada excentricidad.

Al igual que ocurría anteriormente los puntos objeto en eje no superan el límite de diagrama de impactos expuesto en la tabla 16.

Cuando movemos el objeto en la misma dirección que simulamos la excentricidad obtenemos:

	5°	10°	15°	20°
+12D	-57	-57	-59	-59
+16D	-38	-38	-40	-42
+20D	-31	-31	-32	-35
+24D	-26	-25	-25	-27

Tabla 17. Límite del campo objeto por la parte inferior hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra.

Como vemos, únicamente en dos ocasiones no estamos limitados por aberración sino por la entrada de rayos de luz, de manera que se cortan rayos aberrantes que disminuyen el tamaño del diagrama de impactos.

Cuando movemos el objeto por la parte de superior obtenemos:

	5°	10°	15°	20°
+12D	42	75	73	65
+16D	34	27	52	47
+20D	38	22	40	38
+24D	32	18	13	31

Tabla 18. Límite del campo objeto por la parte superior hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra.

En este caso estamos limitados en todas las situaciones por la entrada de rayos de luz.

Por último a la hora de mover el objeto de manera horizontal tenemos:

	5°	10°	15°	20°
+12D	51	49	48	60
+16D	45	44	42	41
+20D	35	34	33	32
+24D	28	28	27	26

Tabla 19. Límite del campo objeto en las direcciones horizontales hasta el cual se podría llegar a distinguir una letra.

Vemos que para el hiperocular de potencia +12D y en un caso de +16D nos encontramos limitados por la entrada de rayos de luz, pero en la mayoría de casos llegamos al límite por aberración.

4.5.2.- Determinación de campos de iluminación media y límite

Como ya hicimos anteriormente, estudiaremos los campos de iluminación media y límite con los nuevos hiperoculares que incluyen la corrección. Mantendremos el mismo procedimiento de fijar una excentricidad orientada en vertical con el eje pupilar hacia abajo, de forma que variamos la posición del haz de luz proveniente del objeto.

Los resultados obtenidos para ambos tipos de campo son:

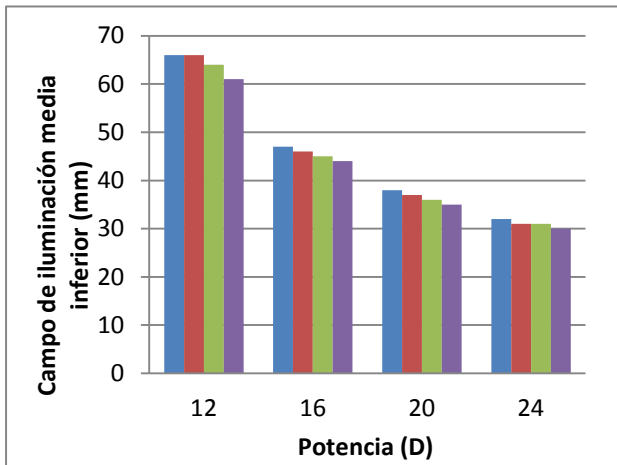


Figura 13. Campo de iluminación media por la parte inferior.

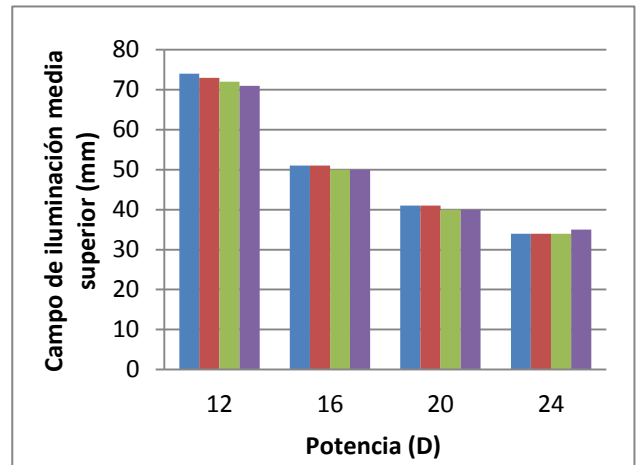


Figura 14. Campo de iluminación límite por la parte inferior.

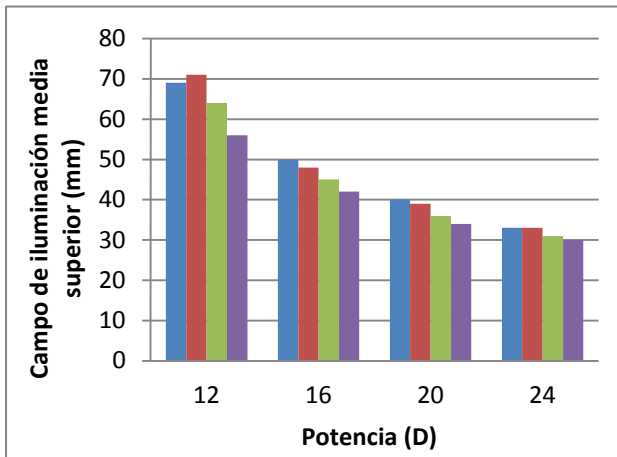


Figura 15. Campo de iluminación media por la parte superior.

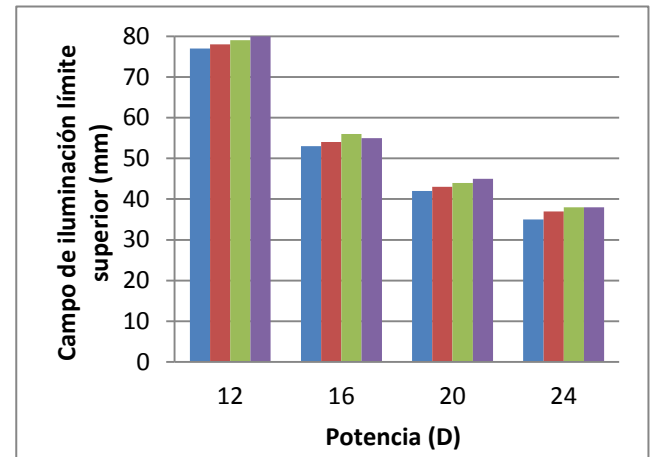


Figura 16. Campo de iluminación límite por la parte superior.

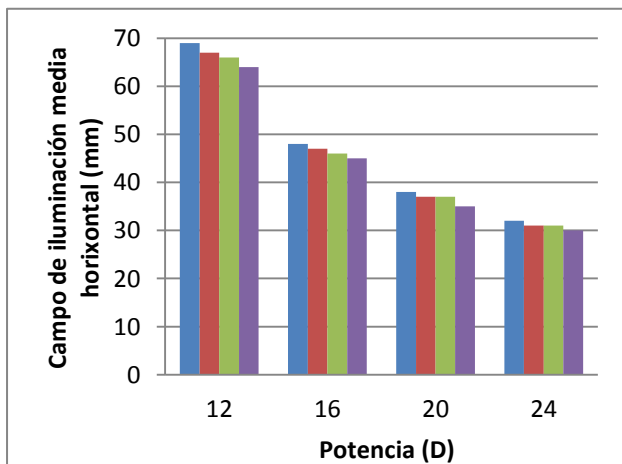


Figura 17. Campo de iluminación media en las direcciones horizontales.

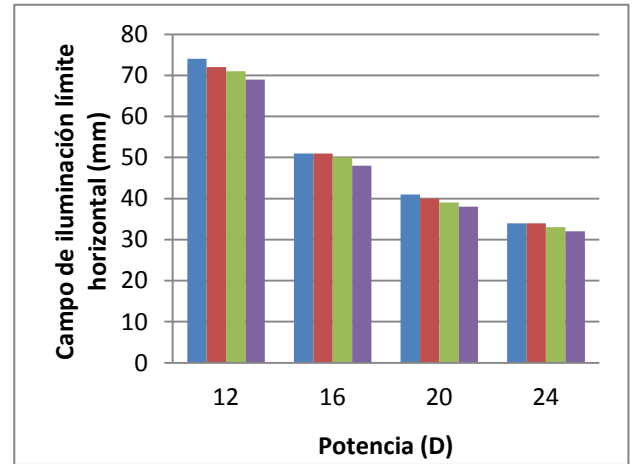


Figura 18. Campo de iluminación límite en las direcciones horizontales.

Al igual que ocurría antes en los casos de lentes sin corrección ambos campos de iluminación son muy parejos, y la disminución que se produce por la excentricidad es muy pequeña, exceptuando el campo de iluminación límite por la parte superior, donde al igual que antes va aumentando.

4.5.3.- Determinación del campo útil

Siguiendo el mismo proceso pasamos a comparar los dos tipos de campo, ahora con las lentes que incluyen la corrección, para ver cuál de los dos nos limita más y obtener el verdadero campo útil.

	5°	10°	15°	20°
+12D	-57	-57	-59	-59
+16D	-38	-38	-40	-42
+20D	-31	-31	-32	-35
+24D	-26	-25	-25	-27

Tabla 20. Determinación del campo útil por la parte inferior.

	5°	10°	15°	20°
+12D	42	71	64	56
+16D	34	27	45	42
+20D	38	22	36	34
+24D	32	18	13	30

Tabla 21. Determinación del campo útil por la parte superior.

	5°	10°	15°	20°
+12D	51	49	48	60
+16D	45	44	42	41
+20D	35	34	33	32
+24D	28	28	27	26

Tabla 22. Determinación del campo útil por las direcciones horizontales.

Como se expone en las tablas 20, 21 y 22, estamos más limitados por aberración tanto por la parte inferior como en las direcciones horizontales, y al igual que ocurría en las lentes sin corrección, por la parte superior tenemos casos en los que nos encontramos limitados por iluminación.

4.6.- Estudio de la MTF

Hallaremos la MTF de los hiperoculares sin corrección y también de los hiperoculares con corrección. Estudiaremos esta MTF tanto en la dirección sagital, de manera que el objeto de determinada frecuencia espacial estará orientado en dirección vertical (la dirección del movimiento en que simulamos la excentricidad), como en la dirección tangencial, donde el objeto estará orientado en dirección horizontal (la dirección contraria a la que simulamos la excentricidad).

La representación está realizada de forma que en cada figura (fig. 19 – 32) se reproducen las MTF de los diferentes hiperoculares, para una determinada excentricidad. Resaltar que la curva AIM, a la que se hace referencia anteriormente, solo está representada en la dirección tangencial, ya que el estudio del que se ha obtenido únicamente aportaba datos en esta dirección, por lo que solo se podrán obtener las frecuencias límites para esta orientación. También cabe destacar que para la fijación excéntrica de 20° el estudio no aportaba los datos suficientes como para poder trabajar sobre ellos y obtener resultados valorables, por lo que no se han representado.

Primero estudiaremos los hiperoculares sin corrección:

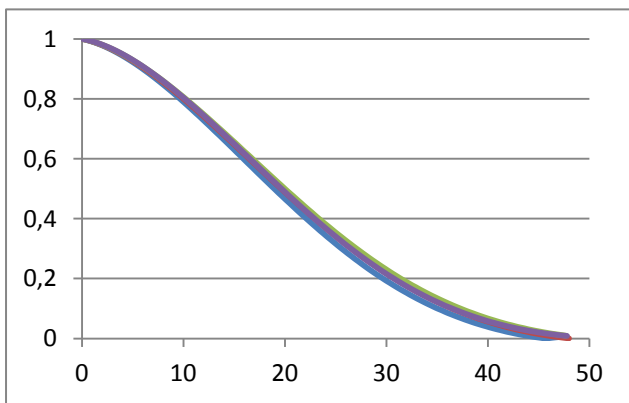


Figura 19. MTF en dirección sagital sin excentricidad.

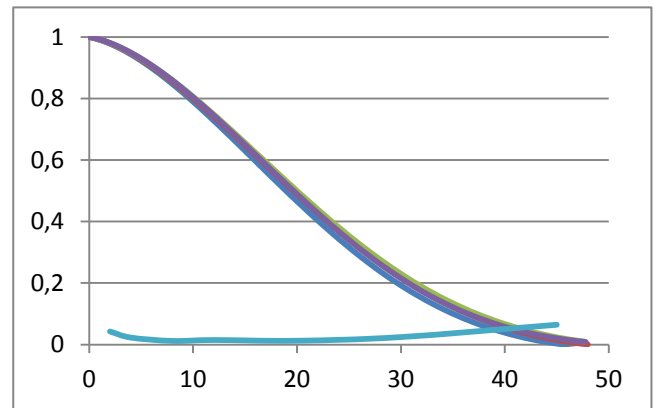


Figura 20. MTF en dirección tangencial sin excentricidad.

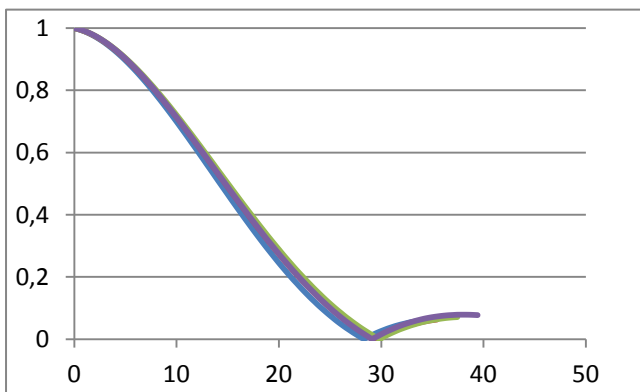


Figura 21. MTF en dirección sagital con excentricidad 5°.

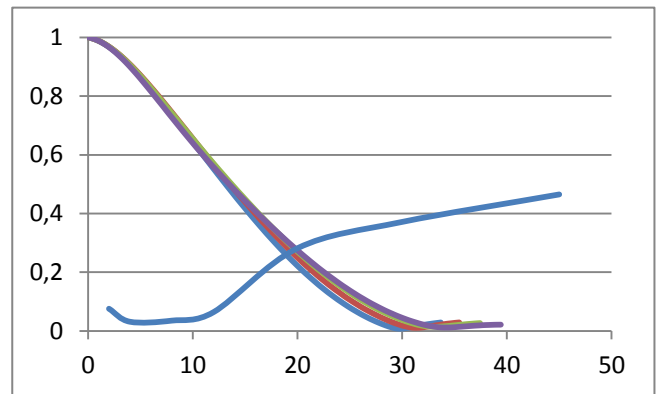


Figura 22. MTF en dirección tangencial con excentricidad 5°.

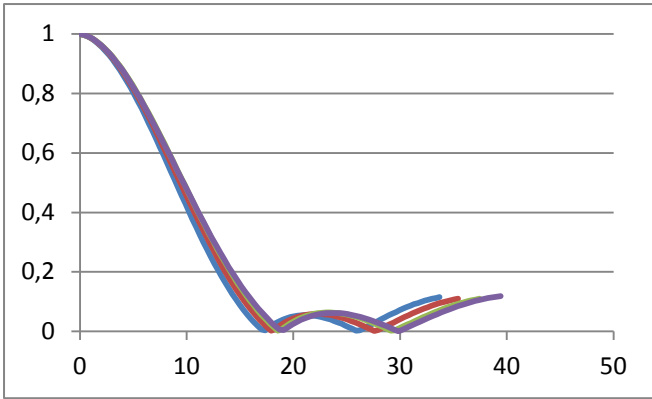
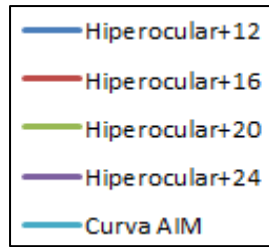


Figura 23. MTF en dirección sagital con excentricidad 10°.

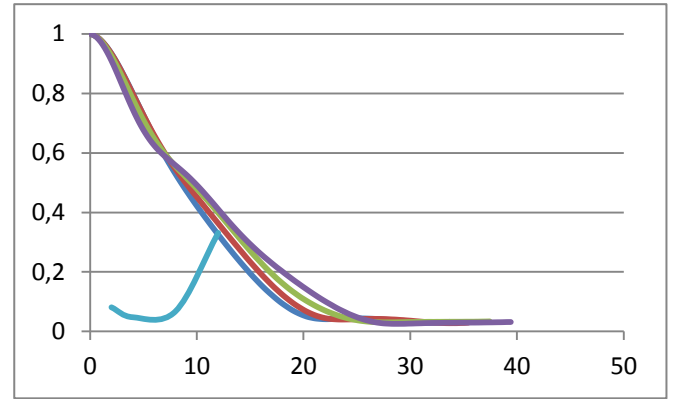


Figura 24. MTF en dirección tangencial con excentricidad 10°.

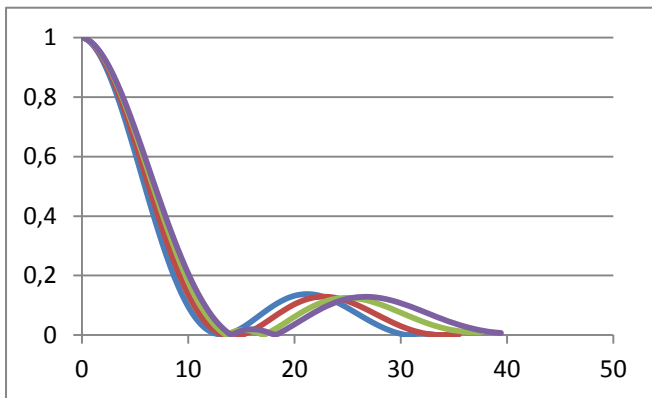


Figura 25. MTF en dirección sagital con excentricidad 15°.

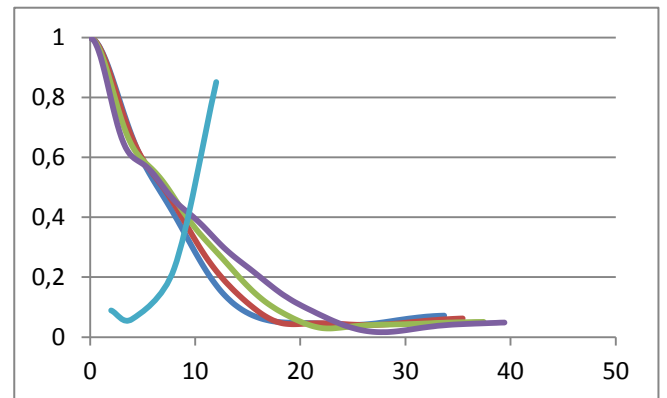


Figura 26. MTF en dirección tangencial con excentricidad 15°.

Y a continuación estudiamos los hiperoculares con corrección:

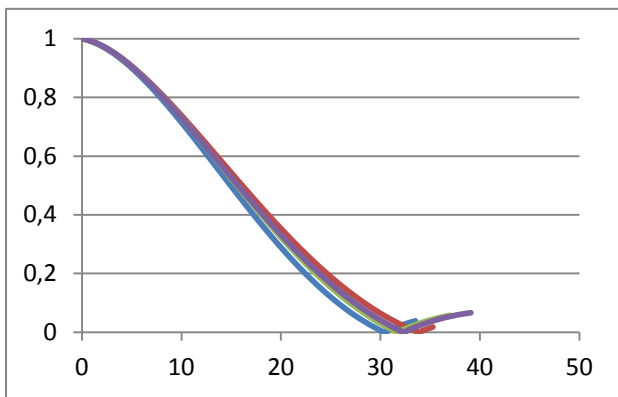


Figura 27. MTF en dirección sagital con excentricidad 5°.

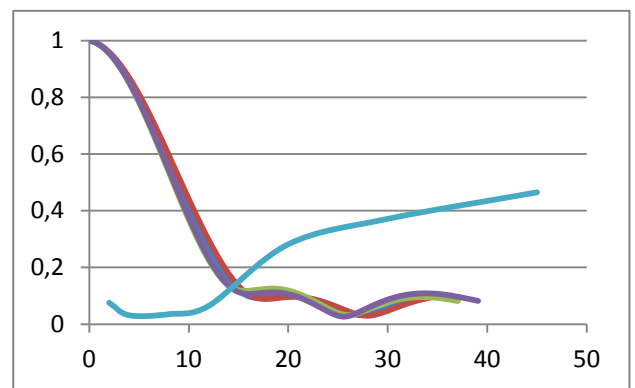


Figura 28. MTF en dirección tangencial con excentricidad 5°.

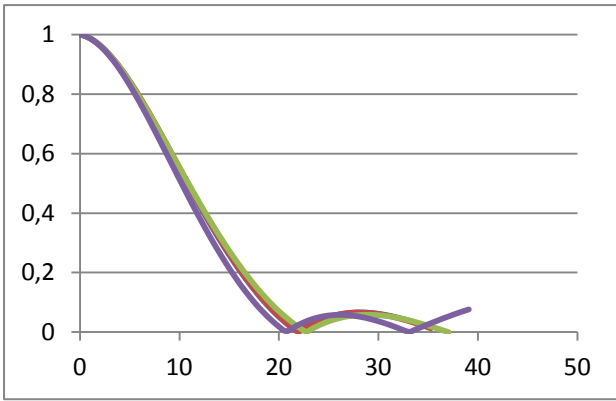


Figura 29. MTF en dirección sagital con excentricidad 10°.

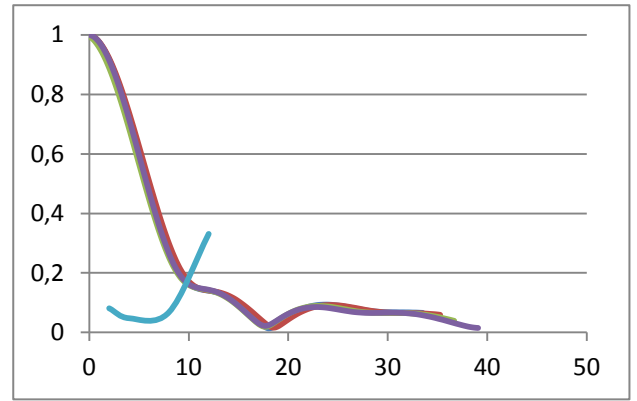


Figura 30. MTF en dirección tangencial con excentricidad 10°.

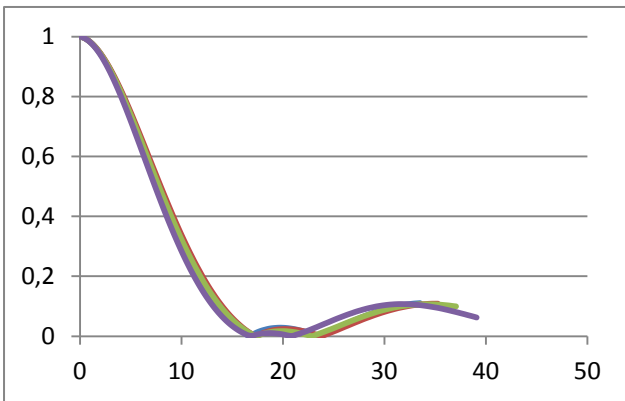


Figura 31. MTF en dirección sagital con excentricidad 15°.

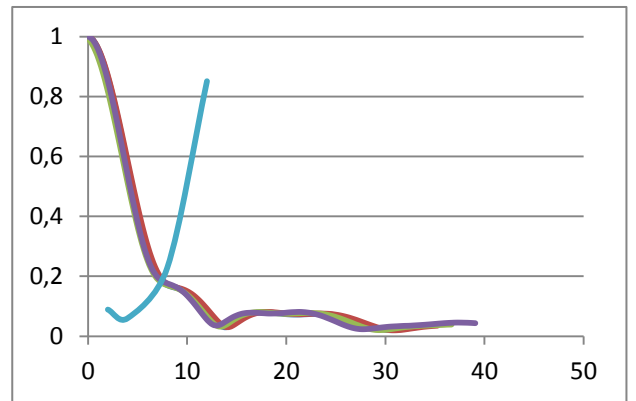


Figura 32. MTF en dirección tangencial con excentricidad 15°.

Las frecuencias límite que obtenemos debido al corte de la curva AIM con la MTF se representan en la tabla 23.

	0°	5°	10°	15°
Hiperocular sin corrección	39	20	12	10
Hiperocular con corrección		14	10	7

Tabla 23. Frecuencias límite para cada excentricidad con y sin corrección (ciclos/grado)

5.- DISCUSIÓN

5.1.- Determinación del campo

A continuación pasamos a comentar los resultados hallados anteriormente. Como podemos observar, al aumentar la potencia de nuestro hiperocular y conservar la misma excentricidad, el campo hasta el que podríamos llegar a ver un objeto se reduce considerablemente, cosa lógica si tenemos en cuenta que al estar trabajando con lentes positivas de muy alta potencia aumentará el tamaño de la imagen y por consecuente disminuirá el campo.

Ahora bien, en el caso en el que mantenemos la misma potencia pero variamos la excentricidad, no encontramos un patrón razonado que nos pueda explicar los resultados. Es cierto que en la mayoría de casos el campo tiende a disminuir, ya que como hemos visto antes a mayor excentricidad mayor es la refracción y peor es la calidad de la imagen, por lo que sería de esperar que se percibiera peor el objeto y el campo fuese menor. Sin embargo en algunas situaciones esto no ocurre, ya que la excentricidad de nuestro ojo hace que la inclinación con la que llegan los rayos sea diferente en cada ocasión, por lo que los rayos aberrantes (que son los que más nos pueden condicionar el diagrama de impactos) se comportarán de manera distinta dando resultados dispares.

En lo referente a los campos de iluminación vemos que también van disminuyendo a medida que aumentan potencia y excentricidad. Para el caso concreto en el que conservamos potencia y variamos excentricidad, existe la excepción de que el campo de iluminación límite por la parte superior aumenta en ambos tipos de hiperoculares. Como podemos observar en las figuras 33 y 34 con el hiperocular de +12D, esto ocurre por la propia inclinación de la pupila, la cual propicia que la trayectoria de los rayos de luz a la entrada del sistema sea diferente para cada excentricidad. En ambas figuras nos encontramos en el campo de iluminación límite, pero podemos ver que para la menor excentricidad (5°) el haz de luz ya se nos ha reducido a la mitad y ni siquiera llega a traspasar la lente, por lo que entran pocos rayos al sistema, mientras que para la mayor excentricidad (20°), contaremos con más rayos en el sistema ya que todos entran a través de la lente. En cambio sin nos fijamos en las figuras 35 y 36 donde estudiamos el campo límite por abajo, ocurre lo contrario, en el caso de menor excentricidad (5°) entra algún rayo en el sistema, mientras que para la mayor excentricidad (20°) ninguno de ellos llega a traspasar la lente.

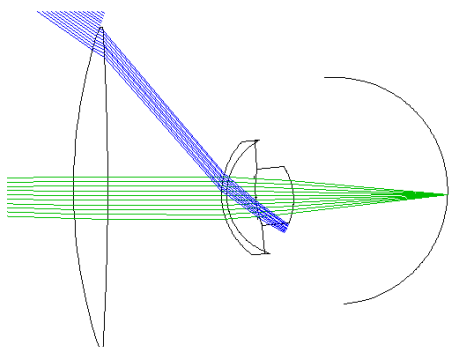


Figura 33. Campo de iluminación límite para hiperocular de +12D con excentricidad 5°

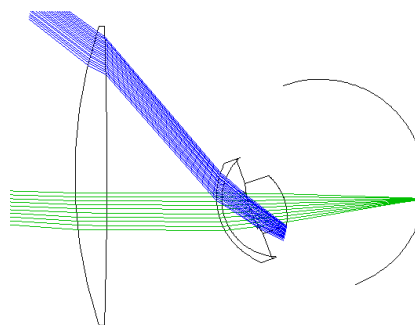


Figura 34. Campo de iluminación límite para hiperocular de +12D con excentricidad 20° .

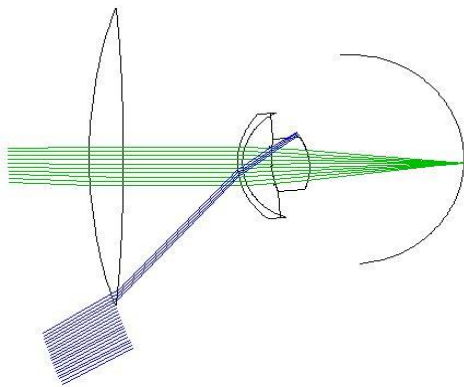


Figura 35. Campo de iluminación límite para hiperocular de +12D con excentricidad 5°.

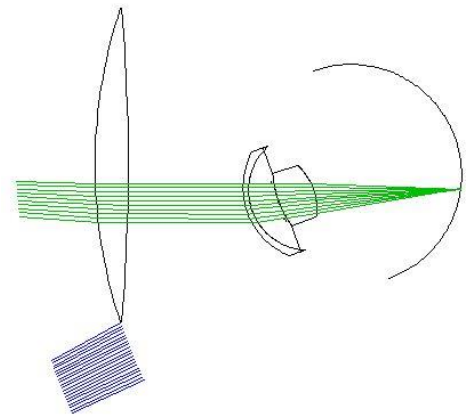


Figura 36. Campo de iluminación límite para hiperocular de +12D con excentricidad 20°.

A la hora de comparar campos de iluminación media y límite vemos que ambos valores se encuentran muy próximos, lo que quiere decir que en cuanto deje de entrar un poco de luz al sistema se nos acabará el campo rápidamente. También es cierto que no existe gran diferencia en los resultados cuando variamos la orientación del haz de luz en las diferentes direcciones, son muy parejos en todos los casos.

Estudiando los resultados de una manera más general podemos concretar que la gran disminución, ya sea en referencia a campo objeto o campo de iluminación, se produce por el aumento en la potencia de la lente, ya que para una misma excentricidad el cambio es muy notable. En cuanto al cambio por la variación de excentricidad para una misma potencia, estas disminuciones son mucho más pequeñas. La inclinación y sobre todo la entrada o no de los rayos más aberrantes son los factores más influyentes en las dos situaciones.

Si nos fijamos en el campo útil resultante, tanto en las lentes sin corrección como en las lentes con corrección estamos limitados por aberración excepto por la parte superior, donde hay casos en que estamos limitados por iluminación, e incluso situaciones en las que ambas cosas nos limitan. Como ya explicábamos antes con las figuras 33, 34, 35 y 36, el hecho de estudiar el campo en la dirección contraria a la de la excentricidad provoca situaciones en las que se nos cortan los rayos y existen estos casos en que nos limite la iluminación.

Por último compararemos si el hecho de que el hiperocular incorpore la corrección en visión lejana mejora o no el comportamiento en visión excéntrica. Observamos que al incorporar la corrección la tendencia es que el valor del campo aumente, hecho que probablemente sea debido a que el aumento de las lentes con corrección es menor, lo que hace que el campo crezca respecto a las lentes sin corrección. Aun así en ambos casos existe alguna ligera fluctuación en los resultados, ya que, como comentábamos antes, en ciertas situaciones se produce el corte de la entrada de los rayos más aberrantes y provoca leve dispersión en los valores.

5.2.- Estudio de la MTF

Seguidamente valoraremos los resultados obtenidos en este apartado. Podemos ver cómo claramente la frecuencia de corte de la MTF va disminuyendo conforme incrementamos el grado de fijación excéntrica, tanto en dirección sagital como tangencial. Si fijamos una excentricidad y estudiamos las curvas por potencias vemos que no hay grandes diferencias y que prácticamente llegan a las mismas frecuencias de corte.

El hecho de que los hiperoculares incorporen la corrección o no también influye, pero siempre dependiendo de la orientación en que se presenten las barras sinusoidales. Para los hiperoculares sin corrección vemos cómo la MTF llega a una frecuencia de corte mayor en la orientación tangencial, pero para los hiperoculares con corrección se alcanzan mayores frecuencias de corte en la dirección sagital. Esto significa que para los hiperoculares sin corrección se transmite mejor el contraste en la dirección tangencial, pero cuando incorporamos la corrección empeora la transmisión en esta dirección y se produce una mejora de la orientación sagital llegando a frecuencias más altas.

La explicación a estos resultados radica en la asimetría que se produce debido a la excentricidad, ya que nuestro sistema no se comporta igual en las dos orientaciones cuando estamos fuera de eje. La prueba la obtenemos cuando estudiamos el hiperocular sin corrección a 0°, donde la MTF es la misma en ambas direcciones, por lo que es la propia excentricidad la que nos provoca estas diferencias. En referencia al hecho de que incorporar la corrección varíe las curvas, hemos de tener en cuenta que son lentes astigmáticas, y que al variar la potencia en ambas direcciones respecto a los hiperoculares sin corrección han de producirse cambios.

Por último pasamos a estudiar la curva AIM en referencia únicamente a la dirección tangencial. Si la estudiamos por separado también vemos cómo a medida que crece la excentricidad disminuyen las frecuencias que seríamos capaces de diferenciar y aumenta el contraste mínimo que necesitaríamos para distinguir cada una de ellas.

Como podemos observar en la tabla 23, a medida que crece la excentricidad disminuyen las frecuencias que sería capaz de distinguir un paciente. Fijándonos a la vez en las figuras 20, 22, 24 26, 28, 30 y 32, vemos como el contraste mínimo que se necesitaría para estas frecuencias aumenta ligeramente con el grado de excentricidad. Es decir, va disminuyendo la frecuencia límite pero a la vez aumenta el contraste que se requiere para verlas.

Ahora, si comparamos el hecho de que los hiperoculares incorporen la corrección, vemos que las frecuencias límite que se alcanzan sin corrección son mayores en todos los grados de excentricidad. Como ya hemos comentado anteriormente las MTF con corrección disminuían en esta orientación, por lo que este hecho también nos condiciona que el corte con la curva AIM disminuya, obteniendo frecuencias límite menores y necesitando a la vez menores contrastes para llegar a verlas.

6.- CONCLUSIONES

Podemos sacar varias conclusiones acerca del estudio realizado:

-El error refractivo de un ojo con fijación excéntrica evoluciona de tal manera que cuánta más excentricidad tengamos, mayor será la cantidad de esfera y de astigmatismo.

-El hecho de anteponer un hiperocular como ayuda de baja visión para visión próxima hace que el astigmatismo crezca conforme aumentan la propia potencia de la lente y la excentricidad del ojo.

-A mayor grado de fijación excéntrica, y sobre todo a mayor potencia en el hiperocular, menor será el campo en que un paciente podrá diferenciar los objetos. La inclinación de los rayos juega un papel muy relevante, ya que la propia excentricidad corta la entrada de muchos de ellos.

-En lo referente a los campos de iluminación media y límite también disminuyen mayoritariamente con el aumento de potencia, y en menor medida con la excentricidad. Al estar muy parejos ambos campos entre sí, cuando nos deje de entrar un poco de luz al sistema se acabará el campo rápidamente.

-El campo útil resultante depende en gran medida de la zona que estemos estudiando respecto a la orientación de la excentricidad. Únicamente estábamos limitados por iluminación cuando estudiábamos el lado opuesto a la dirección de la excentricidad, ya que la inclinación de la pupila provocaba que para un menor grado de fijación excéntrica entrasen menos cantidad de rayos al sistema.

-La MTF depende mayoritariamente de la excentricidad. Conforme va aumentando el grado de fijación excéntrica peor transmisión del contraste tendrá nuestro sistema en ambas direcciones, por lo que las frecuencias que se podrán llegar a distinguir son menores. En este caso la potencia no tiene mayor relevancia.

-En referencia a la curva AIM en solitario, destacaremos que para mayores grados de excentricidad mayor es el contraste mínimo que necesitaremos para poder observar las mismas frecuencias. Si ahora la comparamos con la MTF (únicamente en dirección tangencial), vemos como la frecuencia límite en cada caso disminuye cuando aumentamos la excentricidad, requiriendo por contra un contraste cada vez mayor.

-Por último los resultados que hemos obtenido en los parámetros estudiados no nos permiten sacar conclusiones claras por el hecho de que los hiperoculares incorporen la corrección para visión lejana. Hemos visto que este factor provoca un ligero crecimiento en el campo útil del paciente, pero la causa podría radicar en que el aumento del sistema también era ligeramente menor. Y en cuanto a la MTF la corrección mejoraba las frecuencias de corte en la dirección sagital, pero empeoraban en la tangencial, provocando en este último caso una consecuente disminución de la frecuencia límite en la curva AIM.

Hemos de reseñar que en la mayor parte del trabajo no hemos tenido en cuenta una serie de factores que podrían llegar a alterar los resultados, ya sea por ejemplo la dispersión cromática, o el hecho de montar un hiperocular de tan alta potencia en la gafa (donde no hemos añadido un posible ángulo pantoscópico). A esto hay que añadir las posibles características individuales que puede tener un ojo de baja visión, y que generalmente alteran las pautas y soluciones propuestas teóricamente.

7.- BIBLIOGRAFÍA

- [1] Noemí Elía Guedea, apuntes de la asignatura “Baja Visión”. Grado en Óptica y Optometría, Universidad de Zaragoza (2013/2014).
- [2] Jörgen Gustafsson, *Optics for low vision enabling*. Tesis doctoral, Lund University (2004).
- [3] Linda Lundström, *Wavefront aberrations and peripheral vision*. Tesis doctoral, Royal Institute of technology (2007).
- [4] I. Escudero-Sanz y R. Navarro, *Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. Vol.16*. Optical Society of America (1999).
- [5] Catálogo online Recoletos (Baja visión) <http://www.bajavision.es/catalogo.html>
- [6] Juan Antonio Vallés Brau, apuntes de la asignatura “Instrumentos Ópticos y Optométricos. Grado en Óptica y Optometría, Universidad de Zaragoza (2011/2012).
- [7] María Alonso Calderón, *Lentes positivas como ayuda para baja visión en visión excéntrica*. Proyecto fin de grado, Universidad de Zaragoza (2013).
- [8] R.Hilz and C.R.Cavonius, *Functional organization of the peripheral retina: sensitivity to periodic stimuli*. University of Munich and University of Cambridge (1974).