

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Diseño de un simulador visual basado en óptica adaptativa

Trabajo fin de grado

Autor: Jesús Gabriel Larrea Samper

Director: Jorge Ares García

2012 - 2013

Este trabajo de fin de grado de la carrera de óptica y optometría de la Universidad de Zaragoza aborda el diseño de un simulador visual basado en óptica adaptativa, contado con los materiales que actualmente cuenta la Universidad de Zaragoza para su montaje.

Índice:

1. Introducción: pág. 01
 - a. Concepto de óptica adaptativa.
 - b. Óptica adaptativa para simulación visual.
 - c. Nuestro sistema de óptica adaptativa

2. Criterios de diseño: pág. 02
 - a. Maximizar la velocidad del sistema, minimizando los riesgos a la exposición de luz infrarroja (720 nm).
 - b. Maximizar la cantidad de luz que llega al sensor *Hartmann Shack*.
 - c. Maximizar el rango de las aberraciones de alto orden corregibles.
 - d. Control de centrado del sujeto (X, Y, Z)

3. Metodología: pág. 03
 - a. Análisis de sistemas de óptica adaptativa anteriores.
 - b. Análisis de conjugaciones, potencias y aperturas del sistema de óptica adaptativa.

4. Resultados: pág. 04
 - a. Resultado del análisis de sistemas anteriores.
 - b. Prototipo de sistema y utilización de materiales.
 - c. Análisis de conjugaciones
 - d. Análisis de potencias de las lentes y aperturas
 - e. Análisis de los resultados numéricos obtenidos

5. Discusión: pág. 17
 - a. Utilización de material
 - b. Elección de parámetros
 - c. Posibilidad de mejora binocularidad

6. Bibliografía: pág. 20

7. Anexos: pág. 23
 - I. Esquemas de instrumentos de óptica adaptativa anteriores
 - II. Prototipo de sistema de óptica adaptativa
 - III. Posibilidad de mejora de nuestro instrumento
 - IV. Algoritmo de cálculo en “MatLab”.

Introducción:

Concepto de óptica adaptativa:

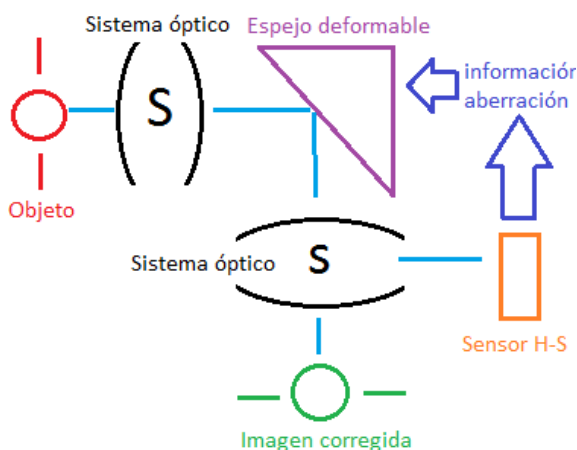
La óptica adaptativa fue, en un principio, pensada para ser aplicada en el campo de la astronomía.

Las capas atmosféricas no constituyen un medio estable ni homogéneo. Estas características hacían difícil la toma de buenas imágenes mediante telescopios.

Se buscó desarrollar un sistema que contrarrestara a tiempo real las modificaciones que sufría la luz por las turbulencias atmosféricas.

Este sistema debería ser capaz de reducir las distorsiones del frente de onda producidas por las turbulencias atmosféricas, obteniendo así el frente de onda deseado.

Así se desarrollaron una serie de instrumentos que modificaban la fase de la onda a tiempo real para contrarrestar las turbulencias atmosféricas. [1]



El funcionamiento de estos sistemas de óptica adaptativa de lazo cerrado es muy similar entre unos y otros.

La imagen obtenida se ajusta en tamaño a la superficie del espejo deformable. Para el espejo deformable esta imagen proviene del infinito,

En un primer momento el espejo no se deforma por lo que se comporta como una superficie reflejante y lisa normal. Su función en este momento es simplemente llevar la imagen, y por tanto el frente de ondas, hacia un sensor.

Una vez la imagen llega al sensor de frente de ondas, esta se procesa y se analiza.

En el caso que no tenga la calidad deseada, se analizan sus coeficientes de Zernike comparándolos con el frente de ondas deseado.

Los valores de este análisis pasan al espejo deformable, el cual ahora trabaja como elemento compensador del frente de ondas. Modifica su superficie según los valores de aberración obtenidos, mejorando así la calidad final de la imagen.

La tecnología asociada a la óptica adaptativa para la compensación de las aberraciones de frente de onda ha ido evolucionando con el paso del tiempo abriendo muchas posibilidades.

Un ejemplo de dicha evolución es la modificación y mejora que han experimentado los espejos deformables.

Los primeros espejos de uso convencional eran segmentados y estaban formados por una matriz de pistones en cuyo extremo se situaba una superficie reflectante.

Después, en estos espejos deformables se implementó la posibilidad de que la superficie reflectante pivotara sobre sí misma.

Posteriormente el avance tecnológico se centró en no segmentar los espejos deformables. Se procedió a retirar los pistones para introducir el concepto de membrana deformable. [2]

Paralelamente se han diseñado otros instrumentos como los modificadores de fase programables. Estos instrumentos

modifican el frente de onda que sobre ellos incide de manera controlada sobre cada una de las unidades fundamentales en la que está dividida su apertura, pudiendo funcionar por transmisión o reflexión. [3]

Óptica adaptativa para simulación visual:

Fue sobre 1960 cuando un investigador llamado Smirnov sugirió utilizar la óptica adaptativa para la corrección de la aberración ocular. [4] Pero la limitación técnica de la época impidió la investigación en este tema.

La óptica adaptativa ha de servir para hacer progresar algunos de los campos de la optometría clínica y la investigación sobre óptica visual.

Podemos usar la óptica adaptativa para mejorar las imágenes de fondo de ojo. [5] ,[6] De esta manera la óptica adaptativa podría contribuir en el diagnóstico temprano de enfermedades del segmento posterior.

En el ámbito comercial también puede tomar un gran papel poco explotado actualmente.

Esto es debido a que podemos modificar el frente de onda de tal forma que podemos simular cualquier lente de tal forma que podemos simular cualquier lente sin necesidad de fabricarla y variar los parámetros de un elemento ya fabricado para mejorarlo. [7]

También nos podemos servir de la óptica adaptativa para ayudarnos a la mejor comprensión del sistema visual con la realización de experimentos visuo-psicológicos. [8] [9]

Nosotros nos vamos a centrar en este último aspecto desarrollando un sistema de óptica adaptativa para simulación visual.

Nuestro sistema de óptica adaptativa:

Nuestra intención es que nuestro instrumento de óptica adaptativa nos ayude a la hora de investigar sobre los procesos visuo-psicológicos para contribuir al conocimiento del sistema visual. Para en un futuro servirnos de él en la realización de estudios.

La Universidad de Zaragoza cuenta actualmente con un kit de óptica adaptativa comercializado por “*Imagine eyes*”.

Este kit consta de un espejo de membrana deformable tipo “*MIRAO 52-e*”. Este espejo deformable tiene un total de 52 actuadores electrostáticos que deforman su membrana.

Un sensor de frente de onda de tipo *Hartmann-Shack* (HS) “*HASO 32*” que mide en una franja de 780 nm, con una frecuencia de adquisición de medidas máxima de 60 Hz..

Un diodo superluminiscente en 780 nm acoplado a una fibra monomodo. Y el software controlador del sensor HS y el espejo deformable de la misma firma comercial denominado “*CASAO*”.

Criterios de diseño:

Debemos tener unos criterios básicos claros en el diseño de nuestro instrumento de simulación visual.

Maximizar la velocidad del sistema minimizando los riesgos a la exposición de luz infrarroja:

El frente de ondas que analizamos en el sensor H-S, proviene de una única fuente de luz de 780 nm, que se encuentra en el principio del sistema y debe llegar al final con la mínima pérdida energética.

Esta iluminación no debe causar perjuicio al ojo examinado cumpliendo las normativas europeas de seguridad ocular. [10], [11], [12]

Por este motivo debemos priorizar el recorrido que sigue el frente de onda al sensor H-S. Así necesitaremos introducir menos intensidad lumínica en el ojo, sin perjuicio de la calidad de la señal de luz recibida por el sensor H-S.

Maximizar la cantidad de luz que llega al sensor H-S:

En el recorrido de este frente de onda no sólo debemos prestar atención a la transmitancia de las lentes al infrarrojo.

Esto es debido a que nosotros realizaremos medidas sobre los 780 nm que nos proporciona la fuente. Sin embargo mostraremos estímulos en las distintas longitudes de onda del espectro visible.

Dado que deseamos la mínima pérdida energética posible, presentaremos especial atención, tanto al número como a la posición de los divisores de haz, lentes y aperturas de nuestro sistema.

Maximizar el rango de aberraciones de alto orden corregibles:

Nuestro objetivo es destinar el espejo deformable a la compensación del mayor rango posible de aberraciones de alto orden, motivo por el cual, introduciremos un instrumento en el sistema para corregir las aberraciones de bajo orden como puede ser el propio estado refractivo esférico de nuestro paciente.

Este subsistema podrá servir para otro propósito, introducir un estímulo acomodativo para no realizar siempre los experimentos con la acomodación relajada.

Se conseguiría insertando un optómetro de tipo Badal. [13], [14] Este sistema varí ala vergencia del test a observar colocándolo en el punto remoto del paciente u otro que nosotros deseemos.

Control de centrado del sujeto:

Otro parámetro que tenemos que tener en cuenta, es el centrado de la pupila de entra del ojo del sujeto en las tres dimensiones. En las aberraciones de alto orden es muy importante el centrado del sistema en el eje x e y siendo no tan crítico en el eje Z. [15]

Esto es debido a que si no se superponen bien la onda entrante, frente de ondas modificado por el espejo, con la pupila de entrada del sujeto. Las aberraciones podrían no sumarse correctamente dando lugar a errores en la simulación.

El centrado en los ejes X e Y es fácil de controlar haciendo posible el centraje del sistema con la pupila de entrada del paciente mediante una cámara que enfoque a la pupila. [16], [17]

El centraje en el eje Z es menos crítico debido a que un centraje incorrecto en este eje, se traduce en una variación del punto remoto del paciente. Esto en función de la potencia de la primera lente será más o menos acentuado, en potencias mayores cobrará más importancia que en menores.

Metodología:

Análisis de sistema de óptica adaptativa anteriores:

Actualmente gracias a la mejora de los medios técnicos disponibles en la óptica adaptativa es aplicable a distintos campos de la ciencia. En nuestro caso solo vamos a analizar los sistemas de óptica adaptativa que tengan por finalidad el estudio del sistema visual.

En este análisis de los sistemas de óptica adaptativa mencionaremos tanto los aspectos positivos como los negativos. Realizaremos la búsqueda de este tipo de montajes en bases de dato como "PubMed" u "Optics Express", la revista de la Sociedad Americana de Óptica "OSA"...

Análisis de conjugaciones, potencias y aperturas del sistema:

Con la información recogida trataremos de establecer una relación entre las potencias de las lentes de nuestro sistema, para evaluar distintas configuraciones posibles.

Nos servirán para ello como fuente los apuntes de la asignatura de instrumentos ópticos como los de óptica visual I y II, todas ellas correspondientes al grado de Óptica y Optometría de la Universidad de Zaragoza.

Realizaremos un estudio de las aperturas de nuestro sistema, conjugando tanto el espejo deformable, como el sensor y la pupila de nuestro sujeto tanto en tamaño como en posición.

Realizado dicho análisis optimizaremos la configuración del sistema con la intención de que al sensor llegue la máxima cantidad de energía posible con la mínima exposición retiniana. Para dicha optimización se ha realizado un programa de cálculo en “*MatLab (MathWorks.Inc)*”.

Análisis de los resultados numéricos obtenidos:

Finalmente, teniendo en cuenta que el fin de todo este trabajo culminará a posteriori con el montaje de un simulador visual real.

Encaminaremos todos los cálculos al ámbito práctico, es decir, hacia lentes que tanto en potencia como diámetro, estén disponibles comercialmente.

Resultados:

Resultados del análisis de sistemas de óptica adaptativa anteriores:

Gracias al desarrollo de los medios técnicos, hoy en día existen distintos métodos para estudiar el sistema visual por medio de la óptica adaptativa. En el anexo

de esquemas de instrumentos de óptica adaptativa puede observarse un esquema de dichos sistemas.

Por ejemplo en 2004 el equipo del laboratorio de óptica de la Universidad de Murcia. [16] Realizó un montaje de óptica adaptativa con un modulador de fase programable.

Los moduladores de fase programable como el “*Hamatsu x8267*” tienen ventajas y desventajas en los instrumentos de óptica adaptativa.

Una de las mayores ventajas por ese tiempo era que no estaban segmentados como los espejos deformables de la época.

Sus desventajas son mayores que sus ventajas. Entre ellas se cuenta una respuesta temporal baja y un rango dinámico modesto. Esto junto a su elevado coste y la imposibilidad del uso de luz policromática hizo que su uso fuera limitado cada vez más. Mientras que progresaba el uso de espejos deformables por su acromaticidad, su precio era inferior y sus rangos dinámicos superiores.

Como los espejos deformables solo pueden trabajar con reflexión, necesitan que la incidencia en ellos sea lo más perpendicular posible para tener un control sencillo de las aberraciones que inducen.

Originalmente, ante la ausencia de diseños comerciales, el grupo de Pablo Artal, [17] desarrolló en su instrumento el software controlador de los actuadores del espejo deformable así como su calibración. Posteriormente y haciendo referencia al montaje anterior, incluyó un sistema de Badal [18] el cual le permitía corregir la ametropía esférica del sujeto.

Como es normal en este tipo de instrumentos se busca la conjugación de fase entre la pupila de entrada del sujeto, el espejo deformable y la apertura de entrada del sensor H-S.

Este diseño fue posteriormente utilizado por Susana Marcos [19] para el estudio de las fluctuaciones acomodativas.

En 2006 la investigadora Karen M. Hampson del laboratorio de fotónica del colegio imperial de Londres introdujo la mejora de emplear espejos que reflejan el infrarrojo y espejos que no lo hacen para separar el haz de medida, haz de luz infrarroja, y el haz de observación, haz de luz visible. [20]

Usó la misma estrategia dos veces. La primera para que la aberración natural del ojo no pasara por el espejo deformable y así tener una aberrometría a tiempo real y la segunda para que el haz del estímulo no variara con el escáner.

En otro montaje, esta vez en el 2009 [21], volvió a utilizar este recurso para redirigir el haz que vuelve del espejo deformable al sensor H-S diferenciándolo espacialmente del haz con la aberración natural del ojo.

De esta manera conseguía controlar tanto la aberración del ojo como la que viene del espejo deformable ya corregida. El precio a pagar para conseguir esto es un sensor con la apertura suficiente para medir dos haces a la vez sin pérdida de resolución espacial de medida de frente de onda.

En 2006 el equipo de Li Chen, usó espejos parabólicos fuera de eje para lograr una incidencia lo más perpendicular posible al espejo [22]. Sin embargo el diseño de dicho sistema apenas se explica en el texto del artículo.

La estrategia de usar espejos no planos fue seguida en 2010 por el equipo de Daniel Ferguson [23]. En dicho sistema una combinación de espejos esféricos hace el papel de óptica de transporte con mínimas pérdidas y excelente respuesta óptica y cromática.

Recientemente varios equipos de investigación han intentado implementar la binocularidad.

En 2010 el equipo de Pablo Artal logró esta mejora utilizando prismas. [24] Estos prismas desplazaban los haces de salida de cada ojo en un principio, en su camino un modulador de fase controlado por ordenador de tipo LCOS y un sensor H-S. Igualmente dichos prismas sirven para introducir un objeto visual a cada ojo de manera independiente y simultánea.

El desplazamiento de los haces emergentes de cada ojo permiten crear dos imágenes resultas en el sensor H-S como en el modulador de fase programable.

Por los requerimientos técnicos de su montaje vuelve a usar un modulador de fase programable, en este caso el "*Hamamatsu mod X10468-04*". Este modelo es muy superior a sus predecesores pues la frecuencia con la que puede operar es de 60 Hz rivalizando con la de los espejos deformables, Sin embargo sigue sin ser acromático.

Este montaje fue rediseñado y mejorado en 2011 por el mismo equipo. [24] En esta ocasión se optó por controlar el diámetro de pupila con un modulador espacial de amplitud de luz adicional. Siguen utilizando el sistema anterior para lograr la binocularidad del instrumento

En ninguno de los montajes se menciona los tipos de divisores de haz utilizados ni sus características. Esto es un problema a la hora de analizar dichos instrumentos, dado que no es lo mismo el funcionamiento de un divisor de haz de tipo Cubo que de un Pericle, aunque los dos tengan las mismas características en cuanto a su reflexión y transmisión.

Por poner un ejemplo un divisor de haz de tipo Pericle o de membrana en transmisión no provoca apenas aberración debido a que el espesor de la lámina de la que está compuesto es despreciable. Es en la reflexión donde introduce aberraciones

ya que no es una lámina plana y vibra fácilmente.

Prototipo de sistema y utilización de materiales:

Para continuar con nuestro trabajo debemos establecer un prototipo sencillo el cual usaremos para analizar la relación de potencias entre las distintas lentes del sistema, conjugaciones y aperturas.

Con nuestro espejo tiene un rango dinámico de corrección de ± 10.00 D. Interpondremos un sistema Badal entre el espejo y el ojo a examinar con la finalidad de utilizar el rango dinámico de nuestro espejo en la neutralización de aberraciones de alto orden, solucionando nosotros el desenfoque provocado por la miopía o hipermetropía de nuestro sujeto a examinar.

Al incorporar este elemento también nos posibilita la realización de simulaciones tanto en visión próxima como lejana dado que podemos simular una demanda acomodativa en nuestro sistema incluso con demandas acomodativas distintas para cada ojo.

El sistema Badal lo introduciremos dentro de un sistema telescópico de manera que seamos capaces no sólo de compensar una importante parte de la ametropía, sino que también podamos adaptar el tamaño de la pupila de nuestro sujeto sobre la apertura del espejo deformable.

Para garantizar la conjugación de fase entre la pupila de entrada de nuestro sujeto y el espejo deformable situaremos la pupila de entrada en la focal objeto de la primera lente.

Es importante notar que en esta configuración al no situar la focal objeto de la lente en el punto nodal del ojo, el cual se encuentra a 7,5 mm dentro del globo ocular respecto al vértice corneal. [25] Al corregir la ametropía del sujeto modificando la distancia entre lentes, [17] modificaremos

también ligeramente el tamaño aparente de la imagen.

En el anexo prototipo de sistema de óptica adaptativa se encuentra un esquema de nuestro sistema, para ayudar a su visualización cuenta con lentes y divisores de haz.

Con este prototipo hemos querido minimizar tanto el número de lentes como de divisores de haz.

Es muy importante tener en cuenta que nuestros elementos tienen que tener propiedades parecidas desde los 400 nm a los 780 nm del espectro. Esto será muy importante a la hora de elección de las lentes pues sus recubrimientos deberán tener una alta transmisibilidad.

Para la conjugación en fase y tamaño entre la pupila de entrada del sujeto y el espejo deformable, debemos dar un valor a la pupila del sujeto dado que esta varía de unos individuos a otros y de unas condiciones a otras.

Dicha conjugación será calculada para un diámetro de pupila típica en visión mesópica de 6 mm.0

Esto implica que en la evaluación de pupilas cuyas aperturas excedan los 6 mm de diámetro quedarán zonas marginales sin analizar y por tanto la aberración de estas zonas no podrá ser corregida ni medida por el sistema.

En el caso de pupilas cuyo diámetro sea inferior a 6 mm, desaprovecharemos superficie del espejo deformable, dado que la imagen obtenida por medio de este sistema de la pupila de entrada será de menor tamaño que nuestra superficie útil del espejo.

Análisis de conjugaciones:

En este punto realizaremos un análisis de los elementos que debemos conjugar.

Debemos conjugar en fase y tamaño la pupila del sujeto y el tamaño de nuestro espejo de membrana deformable. Posteriormente debemos conjugar el espejo deformable también en fase y tamaño con el sensor H-S y el estímulo visual.

Esto lo realizaremos mediante dobles de lentes para disminuir la distancia entre objetos conjugados y no depender únicamente de una lente para ajustar los elementos en tamaño.

Análisis de potencias entre lentes:

A continuación, procedemos a la caracterización de un doblete cualquiera de lentes mediante óptica matricial y aproximación de lente delgada. Mediante las expresiones:

$$Dn = \begin{pmatrix} 1 & -dn \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \varphi n = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \varphi' & 1 \end{pmatrix}$$

Con el fin de simplificar las expresiones estableceremos el valor de algunas variables y relacionaremos las variables que podamos. En este caso no corregiremos la ametropía del paciente mediante la modificación de la distancia entre lentes y supondremos que tanto la pupila salida del paciente y el espejo deformable están en sus planos correspondientes. De esta manera suponemos:

$$d_2 = f'_1 + f'_2 \quad d_1 = -f'_1 \quad d_3 = f'_2$$

De esta manera podemos obtener una matriz que caracterice nuestro sistema:

$$S = \begin{pmatrix} -f'_2/f'_1 & f'^2_1/f'_2 - 2f'_2 \\ 0 & -f'_1/f'_2 \end{pmatrix}$$

Este mismo sistema calculado podemos utilizarlo para ajustar tanto en fase como en tamaño el espejo deformable

y el sensor H-S, así como para mostrar estímulos visuales al sujeto.

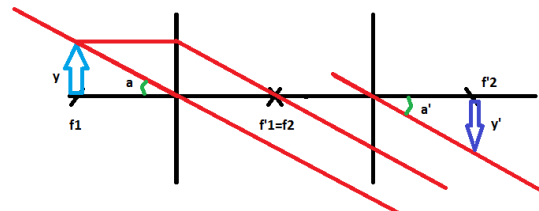
En el camino que lleva el frente de onda aberrado al espejo deformable el sistema Badal es capaz de corregir la ametropía esférica del sujeto, tal y como se detalla en el artículo sobre estos sistemas [13], el desplazamiento de la imagen necesario para la corrección de la ametropía (Rx) está condicionado por la lente que forma el optómetro.

$$Rx = -\varphi^2 x$$

Por lo que dependemos de la potencia de la primera lente denominada L1 para determinar qué tipo de desplazamiento debemos realizar al objeto de la L1 para colocar su imagen en el punto remoto de nuestro paciente. En nuestro caso la potencia de la lente podría no limitar la cantidad de ametropía que podemos corregir dado que su objeto no es una imagen real y podría estar a una distancia mayor que la focal de esta. Lo que si nos limitaría la cantidad de ametropía a corregir sería la distancia entre lentes.

Para cualquiera de los dos caminos, el que lleva el haz del ojo al espejo deformable y el que lleva el haz del espejo deformable al aberrómetro, podemos simplificar más estas expresiones teniendo en cuenta que tanto la pupila de salida del sujeto, el espejo y el sensor H-S tienen un tamaño finito.

Procedemos a aplicar esta simplificación:



$$\tan(a) = \frac{y}{-f_1} \quad \tan(a') = \frac{y'}{f'_2}$$

$$\tan(a) = \tan(a') \Rightarrow \frac{y}{-f_1} = \frac{y'}{f'_2} = \frac{y}{f'_1}$$

debido al acoplamiento en aire $n = 1$

$$f'_{L2} = \frac{y'}{y} f'_{L1}$$

Para los estos valores tomaremos la pupila típica mesópica y la superficie útil del espejo deformable.

El valor típico de la pupila mesópica es de 6 mm de diámetro, [25] Nuestro espejo tiene una superficie útil de 15 mm de diámetro si inscribimos la pupila de salida del sujeto dentro de la zona del espejo. Por lo cual tenemos una relación de potencias en la lente uno y dos de:

$$f'_{L2} = 2,5 \cdot f'_{L1}$$

Necesitamos que la pupila de nuestro sujeto esté situada en la focal objeto de la primera lente. De esta forma debemos posicionarlo relativamente cerca pero respetando la fisionomía del paciente.

Repitiendo este proceso podremos hallar la relación entre potencia teniendo en cuenta sólo el tamaño entre objetos a conjugar.

Ahora procederemos a realizar un estudio sobre las aperturas de nuestro sistema teniendo en cuenta la ametropía de nuestro sujeto y como el cono de luz que emerge del ojo a examinar varía con la ametropía.

Estos datos junto con la potencia de la lente uno determinaran el diámetro mínimo de la propia lente uno para que no actúe como diafragma de apertura del sistema.

El diámetro mínimo de la lente dos, en un principio, podemos pensar que estará relacionado con el diámetro de la lente uno pero en realidad su diámetro solo depende de la apertura del espejo

deformable. En las restantes lentes el diámetro mínimo de lentes lo establecen los tamaños de los objetos a conjugar,

A continuación realizaremos dicho estudio tanto las potencias de las lentes necesarias para la construcción de nuestro sistema de óptica adaptativa, como las aperturas del mismo.

Primeramente vamos a evaluar el sistema de lentes que lleva el haz de la pupila de salida del sujeto al espejo deformable.

Este sistema está constituido con dos lentes positivas, cuya distancia entre lentes es variable. La intención será variarla con una serie de espejos y una plataforma motorizada. Otro sistema similar al primero llevará el haz del espejo deformable al sensor y otro, el cual, aprovechará la primera lente del segundo instrumento mostrará estímulos al sujeto.

Nos disponemos a analizar cómo varían distintos parámetros del sistema, en función de la elección de potencia de la primera lente.

Los aspectos que evaluaremos según la potencia de la primera lente serán: La potencia de la segunda lente, la distancia de la "lente" al vértice corneal, la distancia entre lentes del sistema, la variación de la distancia entre lentes para corregir 1.00 D, el error de posicionamiento del sujeto y el diámetro de las lentes.

Aspectos como el diámetro de la primera lo evaluaremos según la ametropía del sujeto, y explicaremos porqué el diámetro a elegir para la segunda lente no depende de la ametropía del paciente compensado con el sistema Badal.

De la necesidad de conjugar tanto en fase como en tamaño la pupila de salida del sujeto y espejo deformable, obtenemos una relación entre potencias de las lentes (1.0).

$$f'_{L2} = \frac{y'}{y} \cdot f'_{L1} \quad \varphi'_2 = \frac{y}{y'} \cdot \varphi'_1 \quad (1.0)$$

Podemos hallar una relación entre las potencias de las lentes (1.1) si suponemos un valor de diámetro pupilar medio de 6mm y sabiendo que nuestro espejo tiene una superficie útil de 15 mm de diámetro.

$$\varphi'_2 = 0.4 \cdot \varphi'_1 \quad (1.1)$$

Supondremos que de la pupila de salida del sujeto al vértice anterior de la córnea existen 3.70 mm.

Esto, junto con la potencia de la primera lente, nos permitirá conocer la distancia del vértice corneal del sujeto a la primera lente, distancia a la cual llamaremos d1 (2.0), este dato nos ayudará a conocer la distancia a la que deberemos posicionar al sujeto.

Realmente sería la distancia entre vértice corneal del sujeto y el plano principal objeto de la lente, pero en aproximación de lente delgada hablaremos de la posición de la lente. Debe permitírnos adaptarnos a la fisionomía del paciente.

$$d_1 = \frac{1}{\varphi'_1} - 0.0037 \quad (2.0)$$

Con las potencias de la primera y la segunda lente podremos hallar la distancia entre lentes, la cual denominaremos d2. En el caso de emétrope nuestra d2 será la suma de las focales de la primera y segunda lente (2.1).

Este dato nos conviene conocerlo, dado que al usar la primera lente como optómetro de badal para corregir la ametopía (Rx) de nuestro paciente, debemos variar la posición entre estas dos lentes de acuerdo a la fórmula (2.1).

De esta manera en si tomamos $d_2 > 0$ en el caso de hipermétropes obtendremos que la distancia entre lentes aumenta. Definiendo Rx como la lente que corrige la ametopía de nuestro paciente. Por lo cual la distancia entre lentes será variará con la ametopía según la fórmula (2.3).

$$d_{2_{emétrope}} = \frac{1}{\varphi'_1} + \frac{1}{\varphi'_2} \quad (2.1)$$

$$\Delta d_2 = \frac{Rx}{\varphi_1'^2} \quad (2.2)$$

$$d_2 = \frac{1}{\varphi'_1} + \frac{1}{\varphi'_2} + \frac{Rx}{\varphi_1'^2} \quad (2.3)$$

Con estos datos podemos calcular, cuanto ha de variar esta distancia entre lentes con el objetivo de corregir la ametropía del paciente.

En el caso de los descentramientos debemos distinguir entre los descentramientos verticales (eje Y) los descentramientos laterales (eje X) y los de posición del paciente respecto a la primera lente (eje Z).

En el caso de descentramientos en el eje Y o X, en el frente de onda analizado por el detector provocarán, en el intento de corregir el descentramiento, una aberración no existente en el ojo de nuestro paciente. [15] Pero una vez se encuentre en la posición correcta, de la misma forma que será percibido por el aberrómetro y por lo tanto corregido por el espejo deformable.

El caso de los descentramientos en el eje Z, contribuirán a aumentar o disminuir la ametropía del paciente, ya que la posición de su punto remoto respecto a la primera lente variará. Hay que tener en cuenta que a mayor ametropía mayor contribución tendrá este error de posicionamiento.

Otro efecto que tendrá el correcto posicionamiento en el eje Z será la variación del campo visual percibido por el paciente. Esta variación también será proporcional a la ametropía del sujeto.

Calculo de aperturas del sistema:

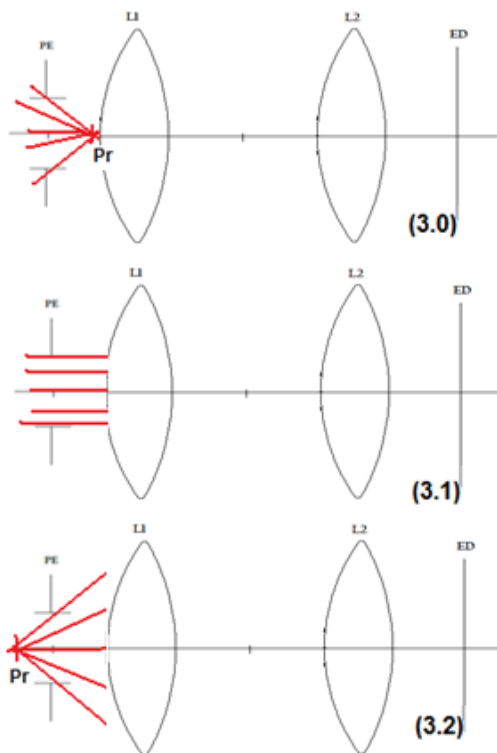
En el cálculo de los diámetros de las lentes introducimos el parámetro de la ametropía del paciente, dado que el frente

de ondas de un miope (3.0), difiere del de un emétrepe (3.1) y que el de un hipermetrópe (3.2).

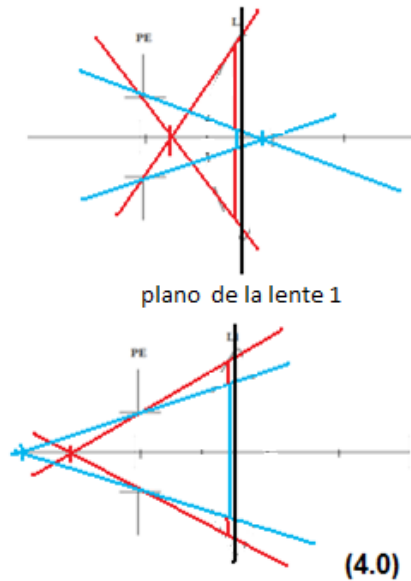
En el caso del emétrepe el frente de ondas es paralelo al eje visual, por lo que el diámetro de la primera lente debería ser igual que el de la pupila de salida.

En el caso de miopes es un frente de ondas convergente en un punto por delante de la pupila de salida.

Por último, en el caso de hipermetrópodes el frente de ondas es divergente y proviene desde un punto por detrás de la pupila de salida.



Cuanto mayor es la ametropía del sujeto mayor es el diámetro de la primera lente por lo que habrá que establecer un rango para la evaluación (4.0).



De esta manera y mediante triángulo semejante podemos llegar a calcular el tamaño de la primera lente dependiendo de la ametropía del sujeto (5.0). Siendo a_1 la distancia del punto remoto de nuestro sujeto a la primera lente.

$$\frac{r_{l_1}}{a_1} = \frac{r_{pe}}{a_1 - f'_1} \quad r_{l_1} = \frac{r_{pe} \cdot a_1}{a_1 - f'_1} \quad (5.0)$$

A la hora de la calcular el diámetro de la segunda lente podemos hacerlo de manera análoga al de la primera lente. Esta vez utilizaremos el triángulo formado por la ametropía del sujeto y el radio de la primera lente, y su imagen a través del espejo.

Da igual la ametropía de nuestro sujeto para calcular su imagen a la salida del sistema ya que mediante el optómetro de Badal la imagen del punto remoto de nuestro paciente siempre caerá en la focal objeto de la primera lente.

Por lo tanto sea cual sea la ametropía de nuestro sujeto, su imagen a través del primer telescopio estará en el infinito (6.0).

$$\frac{r_{l_1}}{a_1} = \frac{r_{l_2}}{a'_1} \quad (6.0)$$

Pero dado que el conjugado del punto remoto del paciente está en el infinito podemos igualarlo con el triángulo que a su vez forma el espejo deformable y el conjugado del punto remoto, teniendo en cuenta la distancia a la que se encuentra el espejo deformable de la segunda lente (6.1).

$$\frac{rl_1}{a_1} = \frac{rl_2}{a'_1} = \frac{r_{esp}}{a'_1 - f'_2} \quad (6.1)$$

De este modo obtenemos una expresión analítica de la dependencia (6.2) del radio de la segunda lente. Como la imagen del punto remoto a través del sistema está en el infinito y podemos resolver la dependencia de modo sencillo con un límite.

$$rl_2 = \frac{r_{esp} \cdot a'_1}{a'_1 - f'_2} \quad (6.2)$$

$$\lim_{a'_1 \rightarrow \infty} (rl_2) = \lim_{a'_1 \rightarrow \infty} \left(\frac{r_{esp} \cdot a'_1}{a'_1 - f'_2} \right) = r_{esp}$$

El radio de la segunda lente debe ser igual a nuestro radio de espejo deformable. En el caso de ser una lente de mayor radio sólo se usarían los 15 mm centrales de la lente.

Análisis de los resultados numéricos obtenidos:

Existiendo innumerables posibilidades descritas por las expresiones desarrolladas se ha implementado un programa de cálculo en “MatLab” para proceder al cálculo de diferentes series de configuraciones.

Cada serie comienza con la propuesta de una potencia para la primera lente que nos conjuga en tamaño la pupila de salida del sujeto y el espejo deformable proporcionan un valor de potencia para la segunda lente, la cual, debe ser realizable.

En la tabla uno seleccionamos valores para la potencia de la primera lente y evaluamos que diámetro mínimo debe tener la lente según la ametropía de nuestro sujeto. Tanto las potencias como los tamaños se encuentran en el sistema internacional, es decir, dioptrías y metros.

En la tabla dos mediante la expresión (1.1) hallamos la potencia necesaria de la segunda lente para poder conjugar en fase y tamaño la pupila de salida del sujeto y el espejo deformable. Tanto las potencias como los tamaños se encuentran en el sistema internacional, es decir, dioptrías y metros.

Tabla 1:

Pot L1	R -10D	R -5D	R +5D	R+10D
+2.00	0.015	0.005	0.010	0.016
+3.00	0.009	0.002	0.008	0.012
+4.00	0.006	0.001	0.007	0.010
+5.00	0.004	0.000	0.006	0.008
+6.00	0.003	0.000	0.005	0.007
+7.00	0.002	0.001	0.005	0.007
+8.00	0.001	0.001	0.005	0.006
+9.00	0.001	0.001	0.005	0.006
+10.00	0.001	0.001	0.004	0.005
+10.00	0.000	0.002	0.004	0.005
+12.00	0.000	0.002	0.004	0.005
+13.00	0.001	0.002	0.004	0.005
+14.00	0.001	0.002	0.004	0.005
+15.00	0.001	0.002	0.004	0.005
+16.00	0.001	0.002	0.004	0.005
+17.00	0.001	0.002	0.004	0.005
+18.00	0.001	0.002	0.004	0.004
+19.00	0.001	0.002	0.004	0.004
+20.00	0.001	0.002	0.004	0.004

Tabla 2:

Pot L1	Pot L2
+1.00	+0.40
+2.00	+0.80
+3.00	+1.20
+4.00	+1.60
+5.00	+2.00
+6.00	+2.40
+7.00	+2.80
+8.00	+3.20
+9.00	+3.60
+10.00	+4.00
+11.00	+4.40
+12.00	+4.80
+13.00	+5.20
+14.00	+5.60
+15.00	+6.00
+16.00	+6.40
+17.00	+6.80
+18.00	+7.20
+19.00	+7.60
+20.00	+8.00

Con los datos obtenidos podemos hacer una estimación de las lentes que podríamos utilizar en nuestro montaje. Ahora procederemos a evaluar estos resultados para hallar la configuración que más se ajuste a nuestros requerimientos.

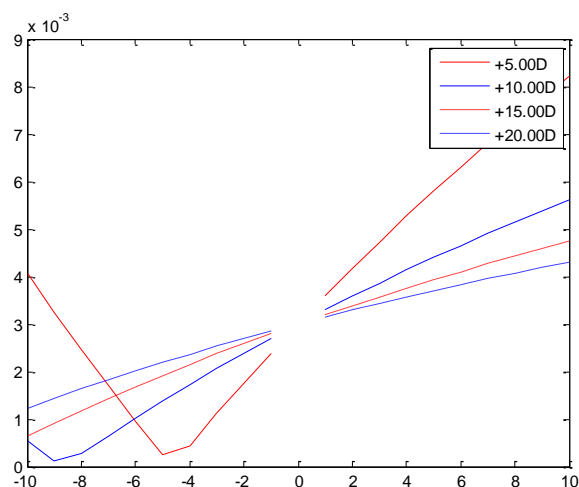
El radio de la primera lente viene determinado por la ametropía del sujeto y la potencia de la propia lente. Así que procedemos a evaluar el tamaño de la primera lente para un rango de ametropía de 10.00D de hipermetropía y de -10.00D de miopía.

En la realización de las expresiones se ha tenido en cuenta un criterio de signos, el cual, para un miope establece su punto remoto delante de la pupila de salida del sujeto introduciendo en las fórmulas la potencia de la lente correctora del sujeto, con el fin de simplificar la introducción de cálculos.

Como observamos en la tabla de valores, el radio de la primera lente no nos limitará a la hora de elegir lentes dado que el valor más elevado que obtenemos para una hipermetropía de +10.00 D es un radio de lente de 4 mm.

Ahora en la figura uno, vamos a comparar cómo evolucionan los radios de la primera lente para los valores de 5.00 D, 10.00 D, 15.00D y 20.00 D.

Figura 1:



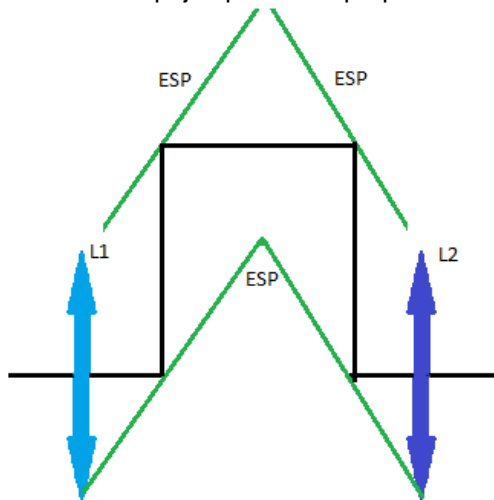
En el eje de las abcisas se encuentra el valor de la ametropía del paciente, de 10 de miopía a 10 de hipermetropía, en el eje de las ordenadas se encuentra el radio de la primera lente en metros.

En el valor correspondiente a +0.00 D en el eje de abcisas corresponde a la emetropía del paciente en el cual el radio de la primera lente es igual a la pupila del sujeto, en nuestro caso 0.003 metros. De la gráfica podemos extrapolar que a mayor potencia de la primera lente menor debe ser su radio.

Debido a que queremos realizar el instrumento lo más compacto posible por si necesitamos de su transporte, debemos evaluar la distancia mínima que habrá entre la primera y la segunda lente.

Esta distancia variará según queramos cambiar el estado refractivo del sujeto a examinar ya sea con la finalidad de corregirlo o estimular su acomodación.

Como es inviable acercar y alejar las lentes físicamente, dado que la focal objeto de la primera lente debe estar en la pupila de salida del sujeto y la focal imagen de la segunda lente ha de estar situada en el espejo deformable, nos serviremos de un sistema de espejos para este propósito.



La distancia mínima entre lentes la condicionará la miopía máxima que tengamos la intención de corregir. Esto es debido a que existe una limitación física a la hora de acercar los espejos. En el caso de la hipermetropía valdría con alejar más los espejos y esto depende del recorrido del motor, por lo que este parámetro no es tan limitante.

Consideramos más que suficiente una miopía a corregir por el optómetro de -10.00 D. Así que ahora evaluaremos las distintas lentes para una dicha miopía máxima.

En la tabla número tres observamos la distancia entre lentes mínima para corregir las 10.00 D de miopía para las distintas potencias de la primera lente.

Tabla 3:

Pot L1	DL1L2 min
+1.00	-6.500
+2.00	-0.750
+3.00	0.056
+4.00	0.250
+5.00	0.300
+6.00	0.306
+7.00	0.296
+8.00	0.281
+9.00	0.265
+10.00	0.250
+11.00	0.236
+12.00	0.222
+13.00	0.210
+14.00	0.199
+15.00	0.189
+16.00	0.180
+17.00	0.171
+18.00	0.164
+19.00	0.157
+20.00	0.150

Las distancias están en metros y las potencias en dioptrías. Para la lente de +1.00 D y +2.00 D observamos que los valores son negativos, esto significa que según nuestros criterios estas lentes no tienen capacidad suficiente para corregir 10.00 D de miopía.

A partir de este punto podemos desechar la potencia de +5.00 D, para potencias de la primera lente dado que obtendríamos una distancia entre lentes excesiva para un sistema compacto. Respecto a la lente de +10.00 D no la desecharíamos todavía dado que la distancia a la cual deberíamos situar la pupila de salida de nuestro sujeto nos parece adecuada.

El último factor que vamos a examinar para determinar la potencia ideal de la primera lente es el desplazamiento que los espejos han de realizar con el fin de corregir una ametropía.

Por la disposición de nuestros espejos este desplazamiento será el doble del que se desplace la plataforma móvil que los contenga. Este desplazamiento será desde la miopía máxima, distancia mínima entre lentes, hasta la hipermetropía máxima, la cual, será la máxima distancia entre lentes. Este factor lo analizamos en la tabla cuatro.

Tabla 4:

Pot L1	Desp. L1L2	Desp motor
+1.00	20,000	10.00
+2.00	5,000	2.500
+3.00	2,222	1.111
+4.00	1,250	0.625
+5.00	0,800	0.400
+6.00	0,556	0.278
+7.00	0,408	0.204
+8.00	0,313	0.156
+9.00	0,247	0.123
+10.00	0,200	0.100
+11.00	0,165	0.083
+12.00	0,139	0.069
+13.00	0,118	0.059
+14.00	0,102	0.051
+15.00	0,089	0.044
+16.00	0,078	0.039
+17.00	0,069	0.035
+18.00	0,062	0.031
+19.00	0,055	0.028
+20,00	0,050	0.025

Analizando los datos llegamos a la conclusión de que para las potencia de +15.00 D y +20.00 D, el desplazamiento entre la máxima miopía y la máxima hipermetropía es muy pequeño por lo que el motor elegido deberá de presentar un rango de precisión adecuado, lo que elevaría el coste.

Sin embargo, para la lente de 10.00D la distancia entre ambas posiciones es de 20 cm, un valor con más tolerancia a pequeñas desviaciones.

A continuación vamos a hacer un resumen de las lentes que podemos montar en nuestro sistema y sus características:

Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
5.00	0.008	+2.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.300		0,800	
Dist ojo		Dist esp	Dist total
0.200		0.500	1.000
Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
+10.00	0.005	+4.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.250		0.200	
Dist ojo		Dist esp	Dist total
0.100		0.250	0.600

Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
+15.00	0.005	+6.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.189		0,089	
Dist ojo		Dist esp	Dist total
0.067		0.167	0.423

Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
+20.00	0.004	+8.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.150		0,050	
Dist ojo		Dist esp	Dist total
0.050		0.125	0.325

Ahora continuaremos evaluando el sistema que lleva la imagen del espejo deformable al sensor H-S.

Primeramente debemos hallar que valores de potencias permiten la conjugación en fase del espejo deformable y de la matriz de microlentes del aberrómetro.

El primer punto en el que debemos pararnos a pensar es en el tipo de conjugación que queremos (9.0). Dado que la matriz de microlentes no es cuadrada sino que es rectangular, sus dimensiones son 4.8x3.6 mm.

$$\varphi'_4 r_{abe} = \varphi'_3 r_{esp} \quad (9.0)$$

$$\varphi'_4 = \varphi'_3 \frac{r_{esp}}{r_{abe}}$$

Sin conjugamos en la dimensión más grande, perderemos información de parte de la pupila. Sin embargo, si conjugamos en la dimensión más pequeña perderemos precisión a la hora de conocer y corregir la aberración del sujeto.

De modo que al final obtendremos dos expresiones para poder conjugamos en tamaño el sistema. Ajustando el tamaño de la pupila a la mayor dimensión de la matriz de microlentes obtenemos una potencia menor de la cuarta lente (9.1) que si ajustamos el tamaño a la menor dimensión (9.2) de la matriz de microlentes.

$$\varphi'_4 = \varphi'_3 (3.125) \quad (9.1)$$

$$\varphi'_4 = \varphi'_3 (4.16) \quad (9.2)$$

En este caso el análisis de aperturas necesarias del sistema es más directo dado que, en este punto del sistema en punto remoto de nuestro paciente está en el infinito y la pupila de salida del mismo conjugada en fase con el espejo deformable.

Procederemos el análisis del sistema siguiendo el recorrido del punto remoto como hemos hecho hasta ahora.

El haz del punto remoto, sale de la segunda lente, paralelo al eje visual y conjugado en tamaño con el espejo deformable. Luego este no actuará como diafragma del haz del punto remoto.

Luego el diámetro mínimo de la tercera lente vendrá dado también por el tamaño del espejo. Podemos obtener esta solución como en el caso anterior comparando triángulos (8.0).

$$\frac{rl_2}{a'_2} = \frac{rl_3}{a'_2 - f'_2 - f'_3} \quad (8.0)$$

$$\text{tomando } a'_2 = +\infty$$

$$rl_3 = \frac{rl_2}{a'_2} (a'_2 - f'_2 - f'_3)$$

$$rl_3 = \lim_{a'_2 \rightarrow \infty} (rl_3)$$

$$rl_3 = \lim_{a'_2 \rightarrow \infty} \left(\frac{rl_2 (a'_2 - f'_2 - f'_3)}{a'_2} \right) = rl_2$$

$$rl_3 = rl_2 = r_{esp}$$

Por último nos queda averiguar el diámetro mínimo de la cuarta lente. Esta lente estará relacionada con la tercera lente por sus focales (10.0). Algebraicamente podemos llegar fácilmente a la determinación del radio de la cuarta lente, el cual, corresponde con el radio del aberrómetro (10.1).

$$\frac{rl_3}{f'_3} = \frac{rl_4}{f'_4} \quad (10.0)$$

$$f'_4 = f'_3 \frac{r_{abe}}{r_{esp}} \quad rl_3 = \frac{rl_4 f'_3}{f'_3 \frac{r_{abe}}{r_{esp}}} \quad rl_3 = rl_4 \frac{r_{esp}}{r_{abe}}$$

$$rl_3 = r_{esp} \quad rl_4 = r_{abe} \quad (10.1)$$

Así que en este sistema los radios de las lentes vienen dados por los radios del espejo deformable para la tercera lente y de la matriz de microlentes para el caso de la cuarta lente.

Como queremos implementar un simulador de dimensiones reducidas. Vamos a analizar las potencias de las lentes necesarias según (9.1) y (9.2). En la tabla cinco relacionaremos la potencia de la tercera lente con la de la cuarta lente teniendo en cuenta si acoplamos al tamaño mayor (9.1) o menor (9.2).

Tabla 5:

φ'_3	$\varphi'_4(9.1)$	$\varphi'_4(9.2)$
+3.00	+9.38	+12.50
+4.00	+12.50	+16.67
+5.00	+15.63	+20.83
+6.00	+18.75	+25.00
+7.00	+21.88	+29.17
+8.00	+25.00	+33.33
+9.00	+28.13	+37.50

Analizamos el intervalo de +3.00 D a +9.00 D dado que para valores inferiores de +3.00 D las potencias darían montajes cuya longitud del segundo sistema de lentes superiores al metro y las potencias mayores a +9.00 D en la tercera lente dan como resultados potencias en la cuarta lente mayores a +31.00 D en el caso (9.1) y de +41.00 D en el caso (9.2).

Al trabajar con lentes de stock no podemos utilizar valores no realizables como los que obtenemos de la lente de +5.00 D que son +15.63 D y +20.83 D. Por eso elegimos dentro del intervalo los valores que son realizables, en la tabla seis, hacemos una selección de los valores de la tabla cinco que son realizables. Como es normal las potencias están en dioptrías y las distancias en metros.

Tabla 6:

φ'_3	$\varphi'_4(9.1)$	Longitud
+4.00	12.50	0.66
+8.00	25.00	0.33
φ'_3	$\varphi'_4(9.2)$	Longitud
+3.00	12.50	0.83
+6.00	25.00	0.41
+9.00	37.50	0.28

Con las condiciones propuestas el valor que mejor responde a nuestras especificaciones es el compuesto por una tercera lente de +9.00 D una cuarta lente de +37.50 D obteniendo una longitud total para el segundo sistema de lentes de 0.28 metros.

Esta solución nos condiciona ajustar el tamaño de la pupila del sujeto a la mínima longitud del tamaño de la matriz de microlentes del aberrómetro. Por lo cual para pupilas menores de 6 mm de diámetro

las evaluaremos en toda su extensión sacrificando un poco de precisión.

Otro tema en el cual debemos reflexionar es sobre el test que mostraremos al paciente. Este test debe ser dinámico para servirnos en múltiples simulaciones, por lo cual creemos que sería de interés introducir algún tipo de pantalla controlada por ordenador.

Configuraremos el instrumento para poder utilizar una configuración de pantalla de 72 píxeles por pulgada. Este tipo de pantalla es una pantalla de ordenador estándar de calidad baja, por lo cual, tendrá una resolución baja, pero dicha resolución no limitará la agudeza visual del sujeto.

Queremos que el tamaño angular del pixel sea menor de 0,1 minutos de arco, es decir el mínimo resoluble de la agudeza visual del sujeto estará formado por 10 píxeles.

$$\omega' = \frac{0.1}{60} \cdot \frac{\pi}{180} = 2.9089 \cdot 10^{-5} \text{ rad}$$

Primero obtenemos el aumento total del sistema que necesitamos para la configuración que hemos preestablecido.

$$\Gamma'_{total} = \frac{\tan(\omega')}{\tan(\omega)} = \Gamma'_{tel1} \cdot \Gamma'_{tel2}$$

El aumento del primer telescopio, el cual lleva el haz de luz del ojo al espejo deformable conocemos su aumento dado que vendrá dado por el cociente entre focales.

$$\Gamma'_{tel1} = \frac{f'_1}{-f'_2} = \frac{-\varphi'_2}{\varphi'_1}$$

A la hora de pensar en el segundo telescopio podemos pensar en distintas maneras de elaborarlo, dividiendo el haz a la salida del espejo deformable, en medio del telescopio que conjuga espejo deformable con el sensor HS, o después de este.

Bajo nuestro criterio la mejor solución es dividir el haz en medio del sistema que conjuga el espejo deformable con el sensor.

De esta manera realizaríamos un telescopio en el cual, el único elemento que podría introducir una aberración, que detectara el ojo del sujeto y el sensor no sería una única lente, la cual podríamos elegir minimizando sus aberraciones.

Para proceder a la realización de los cálculos debemos conocer el tamaño angular del pixel del que disponemos.

Una pantalla de 72 píxeles por pulgada tiene un tamaño de píxel de 0.0353 cm.

$$1 \text{ in} = 0.39370 \text{ cm} \quad \frac{72}{2.54} = 0.0353 \text{ cm}$$

Como usamos un sistema telescópico de nuevo, sabes a qué distancia estará de la lente, dado que si no es así no se comportara como nosotros queremos. La distancia será a la focal imagen de la propia lente.

$$\tan(\omega) = \frac{0.0353}{f'_5}$$

$$\Gamma'_{total} = \frac{\tan(\omega')}{\tan(\omega)} = \Gamma'_{tel1} \cdot \Gamma'_{tel2}$$

$$\frac{\tan(2.9089 \cdot 10^{-5})}{\frac{0.0353}{f'_5}} = \frac{-\varphi'_2}{\varphi'_1} \cdot \frac{-\varphi'_5}{\varphi'_3}$$

$$\varphi'_5 = \sqrt{\frac{\varphi'_3 \varphi'_1 \tan(2.9089 \cdot 10^{-5})}{3.53 \cdot 10^{-5}}}$$

De esta manera tendríamos relacionadas todas las lentes que necesitamos para la realización de nuestro instrumento de simulación visual basado en óptica adaptativa.

Discusión:

Utilización de materiales:

Debemos tener en cuenta, a la hora de elegir las lentes, sus transmitancias. Esto es debido a que medimos el frente de ondas en el infrarrojo cercano, 780 nm, pero los estímulos que enseñamos pertenecen al espectro visible, de 400 a 700 nm. Por este motivo utilizaremos dobletes acromáticos como lentes.

Este aspecto también condicionará los tratamientos de las lentes a elegir

En lo referente al material a utilizar en este montaje, vamos a mencionar los elementos y explicar brevemente su función en el instrumento, ayudándonos del esquema anterior, el cual se encuentra en el segundo anexo.

Hemos intentado minimizar el número de lentes, que en nuestro caso serán dobletes acromáticos, a utilizar en nuestro instrumento de óptica adaptativa. En total usaremos 5 lentes. Si de la primera a la tercera lente introducen aberraciones externas al instrumento, podemos no considerarlas pues estarán contrarrestadas por el espejo deformable.

Sin embargo la cuarta y la quinta lente sí que son críticas y debemos elegir las con cuidado, dado que su aberración estará en el sistema pero en el caso de la lente cuatro el ojo no la percibirá aunque el espejo si la corregirá y en el caso de la lente cinco lo contrario, el ojo la percibirá pero el espejo no la corregirá.

En la cuarta lente no necesitamos la transmisión del espectro visible así como en la quinta lente no necesitamos la transmisión de los 780 nm de la fuente de iluminación.

Precisaremos de cuatro espejos para poder configurar el sistema de Badal entre la primera y la segunda lente.

En el tema referente a los divisores de haz hemos pensado que el divisor de haz que introduce la fuente de iluminación al globo ocular sea uno de membrana o Pericle para que en transmisión no afecte mucho y en reflexión como queremos introducir iluminación y evaluar un enfoque de manera subjetiva nos servirá para dicho cometido.

El segundo divisor de haz podría ser mejor un "cold mirror" el cual redirija toda la luz del espectro visible.

La fuente de iluminación, introduce el haz de 780 nm mediante fibra óptica sin lente. Por lo que será necesario un colimador de fibra óptica externo.

La introduciremos fuera del sistema lo más perpendicular posible al ojo examinado, aunque ligeramente desplazado del ápex corneal evitando así que el reflejo corneal reduzca la relación señal ruido de la medida del sensor H-S.

Elección de parámetros:

Vamos a proceder al análisis de los parámetros de las lentes que necesitamos para la construcción del instrumento.

En el primer sistema telescópico podemos usar las siguientes lentes.

Teniendo en cuenta que si elegimos la potencia de primera lente mayor tendremos un montaje de menor tamaño pero necesitaremos un desplazamiento entre espejos mejor y si lo realizamos con un motor un motor más sensible, aunque con menos recorrido.

Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
+10.00	0.005	+4.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.250		0.200	
Dist ojo	Dist esp	Dist total	
0.100	0.250	0.600	

Pot L1	Radio L1	Pot L2	Radio L2
+15.00	0.005	+6.00	0.0075
Dist entre lentes		Máx desplazamiento	
0.189		0,089	
Dist ojo	Dist esp	Dist total	
0.067	0.167	0.423	

En la elección de las lentes del segundo sistema, concretamente en la primera, las potencias que debería tener la quinta lente no son realizables. Pero también disponemos de dos opciones.

Teniendo en cuenta que en la segunda opción la cuarta lente tendría una potencia de +25.00 D lo que implica que el sensor estará a 4mm de la lente.

Pot L3	Radio L3	Pot L4	Radio L4
+3.00	0.0075	+12.50	0.00218
Dist esp		Dist sens	Dist total
0.33		0.08	0.82

Pot L3	Radio L3	Pot L4	Radio L4
+6.00	0.0075	+25.00	0.00218
Dist esp		Dist sens	Dist total
0.17		0.04	0.11

Por último al usar la tercera lente para la realización del telescopio del estímulo visual, dispondremos también de dos alternativas.

En este caso el radio de la quinta lente lo dejamos libre dado que dependeremos de los radios de fabricación de dichas lentes para obtener la mayor energía posible, al tratarse en este caso de un objeto extenso.

Pot L3	Radio L3	Pot L5
+3.00	0.0075	+2.50
Dist esp		Dist pant
0.33		0.40
		Dist total
		1.46

Pot L3	Radio L3	Pot L5
+6.00	0.0075	+3.50
Dist esp		Dist pant
0.17		0.29
		Dist total
		0.91

Dado que nuestro requerimiento inicial es realizar el instrumento de menor tamaño que podamos, optamos por la siguiente combinación de lentes.

Lente	Potencia	Radio min
Primera	+10.00 D	0.008 m
Segunda	+4.00 D	0.0075 m
Tercera	+6.00 D	0.0075 m
Cuarta	+25.00 D	0.00218 m
Quinta	+3.50 D	-

Debemos tener en cuenta que el sensor H-S deberá estar situado en la focal de la cuarta lente, esto deja una distancia de 4mm entre el plano principal de la lente y el sensor, y habrá que tener en cuenta si esta configuración es posible.

Aun así optamos en la primera y segunda lente por el sistema más amplio debido a que un motor de las características necesarias para mover los espejos será más económico y fácil de encontrar y sólo lo aumentamos en 18 centímetros.

Esta elección viene, en parte condiciona con una futura mejora de este instrumento, y es la introducción de la binocularidad

Posible mejora binocularidad:

Este aspecto no lo introducimos en un principio en el sistema dado que con nuestro espejo deformable no lo podemos obtener dado que nuestra idea es diferenciar el los ojos del paciente en tiempo utilizando los mismos elementos.

En el tercer anexo se adjunta un esquema de la posible mejora de nuestro sistema de óptica adaptativa.

En esta configuración existen dos soluciones para lograr la binocularidad.

Una de ellas se basa en la oclusión alternante de los ojos a examinar pero para ello necesitaríamos cambios en el instrumento a una velocidad mayor que la frecuencia crítica de fusión, de unos 35 a 40 Hz.

Otra de ellas sería formar la imagen de ambas pupilas una al lado de la otra, en los sucesivos elementos, pero esto disminuiría en gran medida la sensibilidad de nuestro instrumento

La incorporación de un segundo sensor HS es opcional, pero de esta forma conoceríamos la aberración natural del ojo.

Bibliografía:

1. C. Pernechele; Adaptive Optics; Elsevier Encyclopedia of Modern Optics 2005: 127-134
2. Nathan Doble, Donald T. Miller, Geunyoung Yoon and David R. Williams. Requirements for discrete actuator and segmented wavefront correctors for aberration compensation in two large pupilatios of human eyes; Applied Optics. 2007; (20).
3. Pedro M. Prieto, Enrique J. Fernández, Silvestre Manzanera and Pablo Artal. Adaptative optics with a programable phase modulator: Applications in the human eye; Optics Express, 2004; 12 (17).
4. Enrique J. Fernández and Pablo Artal: Membrane deformable mirror for adaptative optics: performance limits in visual optics; Optics Express, 2003, 11 (9).
5. Jacque L. Ducan , Yubua Zhang, Jarel Gandhi, Chiaki Nakanisbi, Mohammad Othman, Kari E. H. Brandbam, Anand Swaroop and Austin; High-Resolution imaging with adaptive optics in patients with inherited renital degeneration. IOVS, 2007; 47(7).
6. Junzhong Liang, David R. Williams, Donald T. Miller. Supernormal vision and high-resolution retinal imagin through adaptive optics. Optical Society of America,1997; 14 (11).
7. Patricia A. Piers. Enrique J. Fernandez. Silvestre Manzanera. Sverker Norrby and Pablo Artal; Adaptive optics simulation of intraocular lenses with Modified Shperical Aberration; Investigative Ophthalmology & Visual Science 2004; 45 (12).
8. Patricia A. Piers, Silvestre Manzanera, Pedro M. Prieto, Nicolas Gorceix and Pablo Artal; Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration. J Cataract Refract Surg. 2007; (33).
9. Enrrique Hembra, Lucie Sawides, Carlos Dorrnsoro and Susana Marcos; Acomodative lag and fluctuations when optical aberratios are manipulated. Journal of Vision 2009; 9(6): 1-15
10. AENOR. Protección individual de los ojos. Filtros para el infrarrojo. Especificaciones del coeficiente de transmisión (transmitancia) y uso recomendado, *UNE-EN 171:2002*,. 2002-07-09. Madrid.
11. AENOR. Protección individual de los ojos. Filtros Especificaciones, *UNE-EN 166:2002*, 2002-04-30. Madrid.
12. AENOR. Equipo de protección individual de los ojos. Filtros y protectores de los ojos contra la radiación laser (gafas de protección), *UNE-EN 207:2010/AC:2012*. 2012-03-07. Madrid.
13. David A. Atchison, Arthur Bradley, Larry N. Thibos, Goerge Smith. Useful Variations of the Badal Optometer. American academy of optometry.. 1995; 72 (4): 279-284.
14. James T. Callagher, Karl Citek, A Badal optical simulator for the Canon Autorefractometer R-1 Optometer. American academy of optometry. 1995; 72 (4): 276-278.

15. Guirao, A., Williams, D. R., & Cox, I. G. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *Journal of the Optical Society of America A: Optics, Image Science, and Vision* 2001; 18(5): 1003–1015.

16. Pedro M. Prieto, Enrique J. Fernández, Silvestre Manzanera, Pablo Artal. Adaptive optics with a programmable phase modulator: applications in the human eye. *Optics Express*. 2004; 12 (17).

17. Enrique J. Fernández, Pablo Artal. Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics. *Optics Express* 2003; 11(9)

18. Atchinson D. Bradley A. Thibos L. Smith G. Instruments/techniques: Useful variations of the badal optometer. *Optometry and vision science*. 1995; 72 (4): 279– 284.

19. Gamba E, Sawides L, Dorrosoro C, Marcos S. Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated. *Journal of Vision*. 2009; 9 (6): 1-15

20. Hampson K et al. Adaptive optics system for investigation of the effect of the aberration dynamics of the human eye on steady-state accommodation control. *Optical Society of America*. 2006; 23 (5): 1082 -1088.

21. Hampson K, Chin S, Mallen E. Dual wavefront sensing channel monocular adaptive optics system for accommodation studies. *Optics express*. 2009; 17 (20): 18229 – 18240.

22. Chen et al. Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with adaptive optics. *Optical Society of America*: 2006; 23 (1): 1 – 8.

23. Ferguson R. et al. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with integrated wide-field retinal imaging and tracking. *Optical Society of America*. 2010; 27 (11): 265 – 277.

24. Artal P, Fernández E, Prieto P. Adaptive optics binocular vision Simulator to study stereopsis in the presence of aberrations. *Optical Society of America*. 2010; 27 (11): 48 - 55

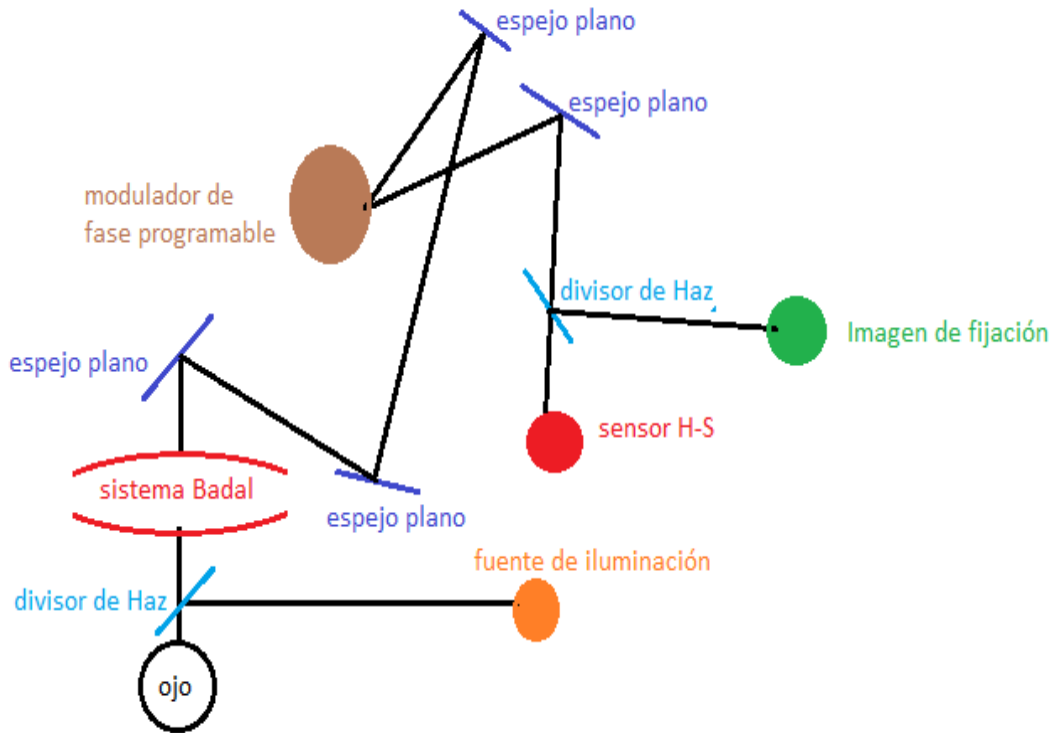
25. Schwarz C, Prieto P M, Fernandez E J, Artal P. Binocular adaptive optics vision analyzer with control over the complex pupil functions. *Optics Express*. 2011; 36 (24): 4779 – 4781.

26. Álvaro M. Pons, Francisco M. Martínez. *Fundamentos de la visión binocular*. 1ª ed. Valencia: Publicaciones de la U.V. 2004 ISBN 84-370-5918-6

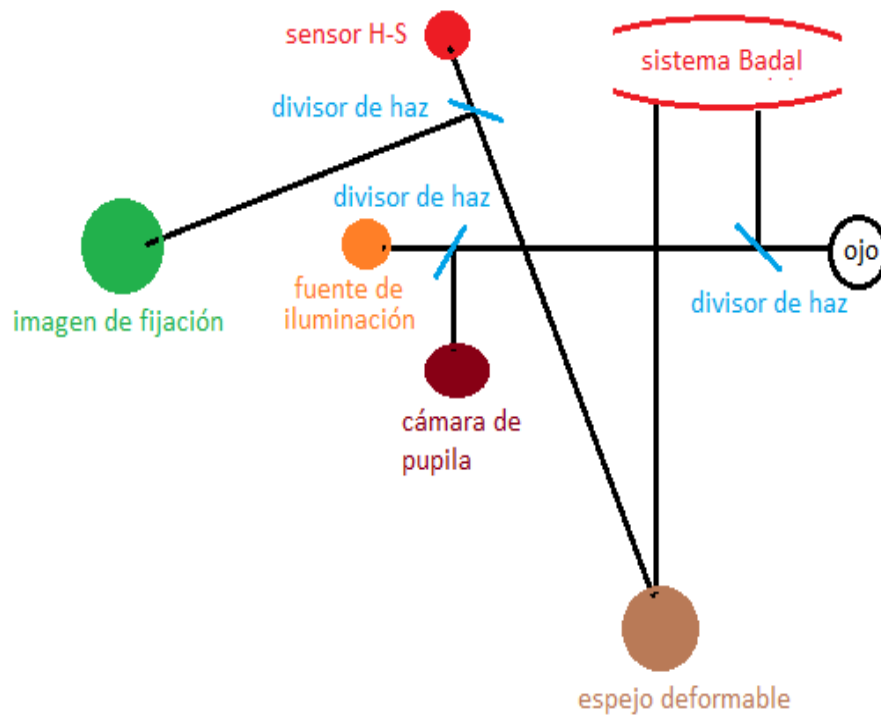
Anexo I: Esquema de instrumentos de óptica adaptativa anteriores:

En los siguientes esquemas se obvian aspectos como la lentes para que resulte más fácil su comprensión.

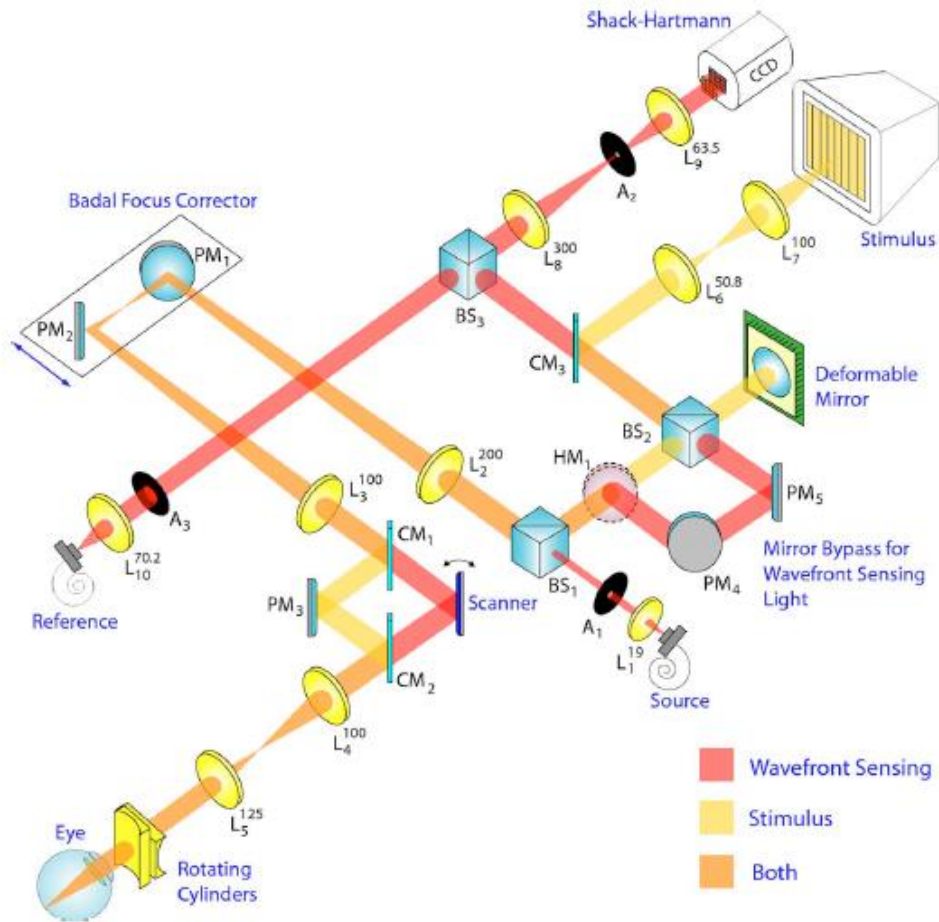
Esquema montaje 2004 realizado en la Universidad de Murcia por P. Artal y su equipo:



Esquema montaje 2009 realizado en CSIC por Susana Marcos y su equipo:



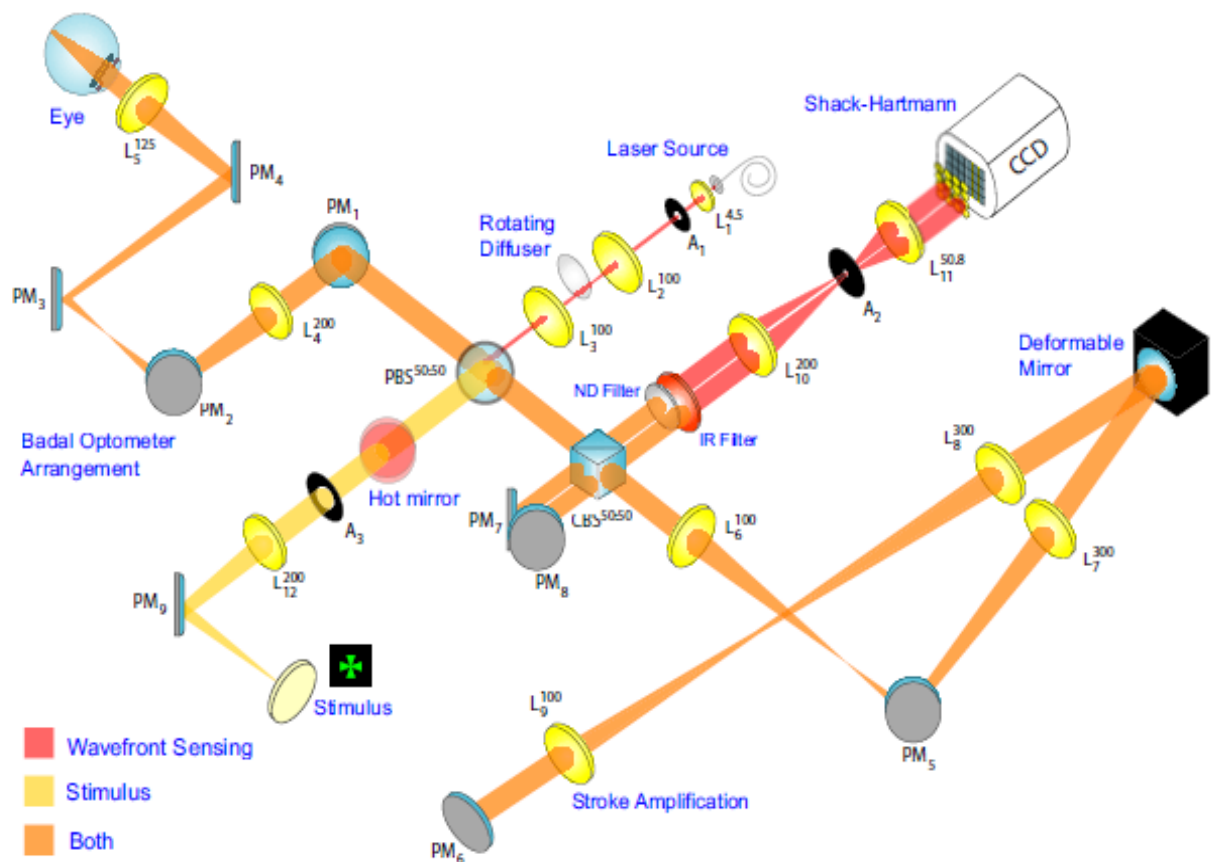
Esquema montaje 2006 realizado en el laboratorio de fotónica del colegio imperial de Londres por Karen M. Hampson y su equipo:



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Hampson K et al. Adaptive optics system for investigation of the effect of the aberration dynamics of the human eye on steady-state accommodation control. Optical Society of America. 2006; 23 (5): 1082 -1088.

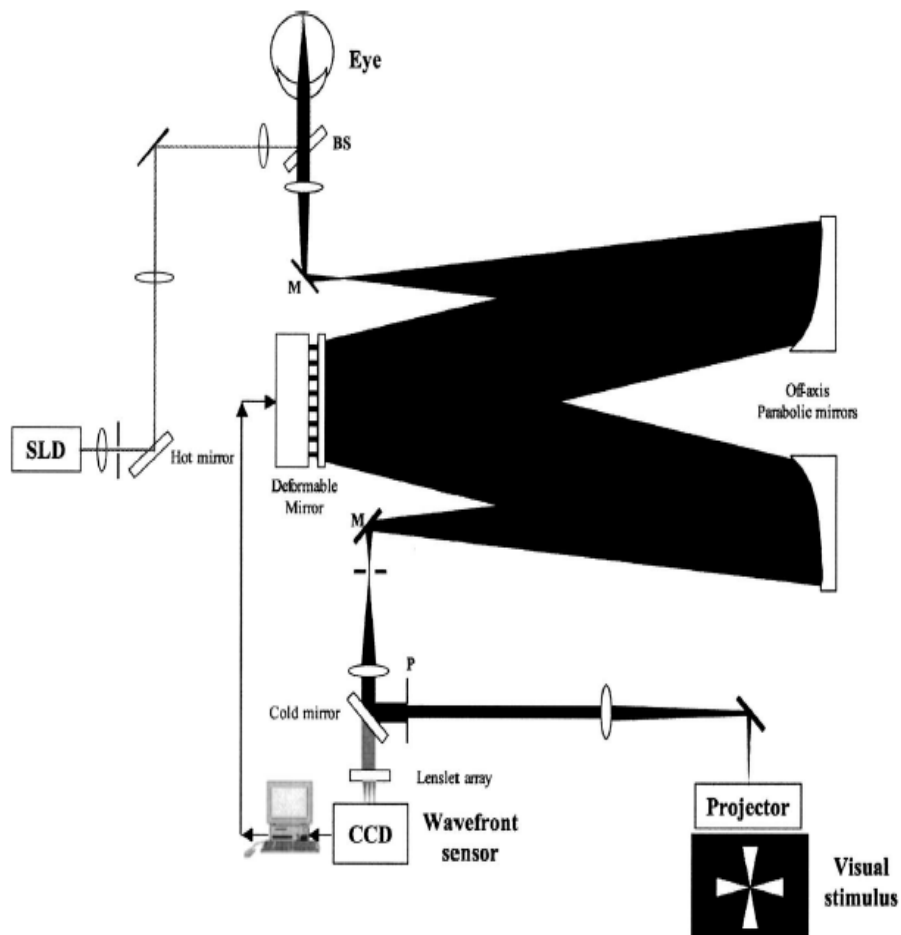
Esquema montaje 2009 realizado en el laboratorio de fotónica del colegio imperial de Londres por Karen M. Hampson y su equipo:



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Hampson K, Chin S, Mallen E. Dual wavefront sensing channel monocular adaptive optics system for accommodation studies. Optics express. 2009; 17 (20): 18229 – 18240.

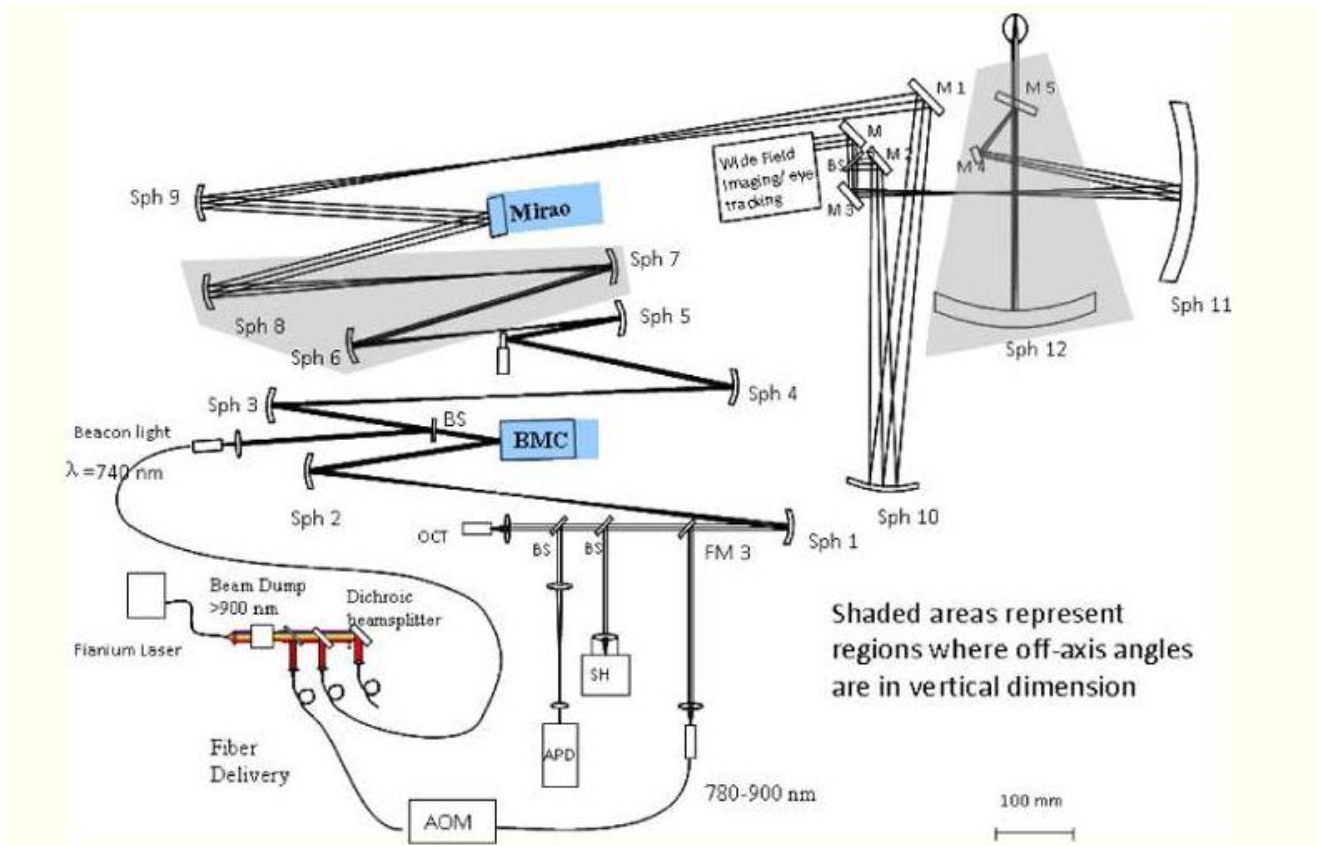
Esquema montaje 2006 realizado en la Universidad de Rochester , Nueva York por Li Chen y su equipo:



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Chen et al. Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with adaptive optics. Optical Society of America: 2006; 23 (1): 1 – 8.

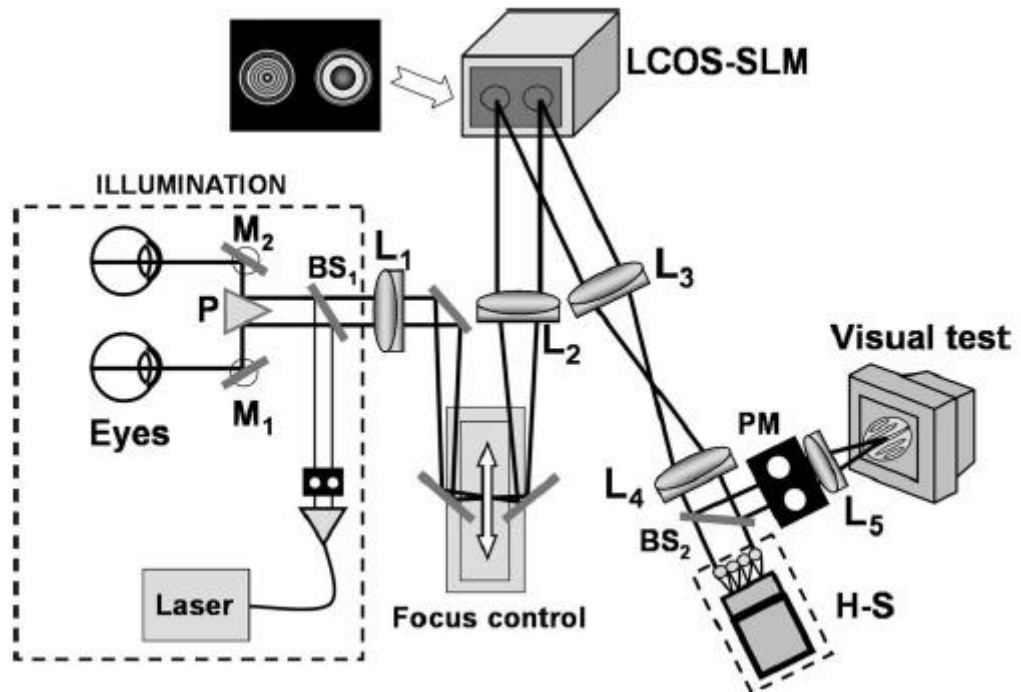
Esquema montaje 2006 realizado Daniel Ferguson y su equipo



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Ferguson R. et al. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with integrated wide-field retinal imaging and tracking. Optical Society of America. 2010; 27 (11): 265 – 277.

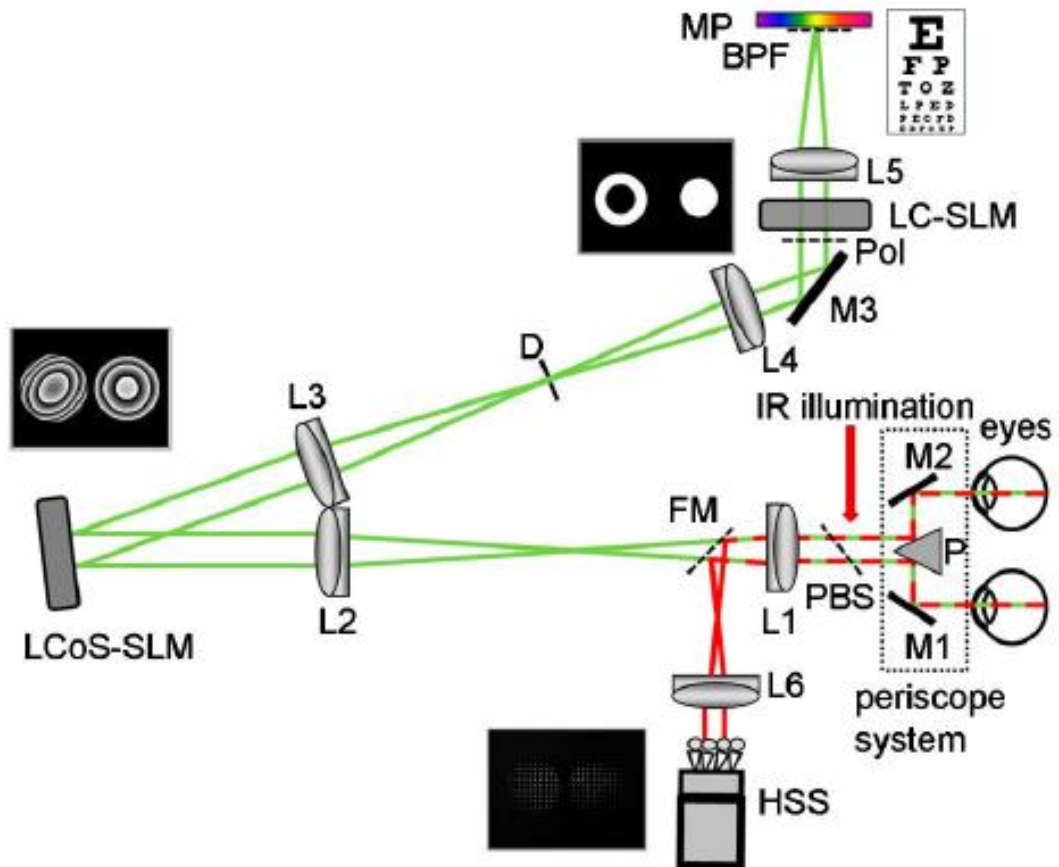
Esquema montaje 2010 realizado en la Universidad de Murcia por P. Artal y su equipo:



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Artal P, Fernández E, Prieto P. Adaptative optics binocular vision Simulator to study stereopsis in the presence of aberrations. Optical Society of America. 2010; 27 (11): 48 - 55

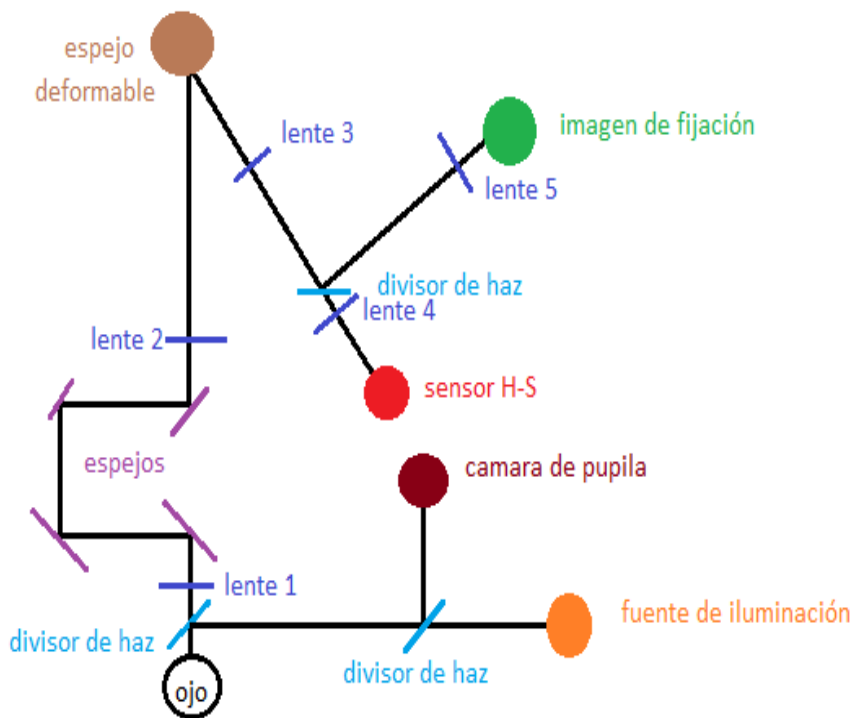
Esquema montaje 2011 realizado en la Universidad de Murcia por P. Artal y su equipo:



Este es el esquema aclarativo de su sistema, se puede encontrar en su artículo:

Schwarz C, Prieto P M, Fernandez E J, Artal P. Binocular adaptive optics vision analyzer with control over the complex pupil functions. Optics Express. 2011; 36 (24): 4779 – 4781.

Anexo II: Prototipo de sistema de óptica adaptativa



Introduciremos el haz de la fuente de iluminación lo más perpendicular al eje que podamos sin que el reflejo corneal nos interfiera con las medias.

Las lentes se hallan representadas por líneas azules, aunque no tienen ángulos en sus extremos todas ellas son lentes positivas

La focal objeto de la lente 1 se halla en el mismo plano que la pupila de salida del sujeto

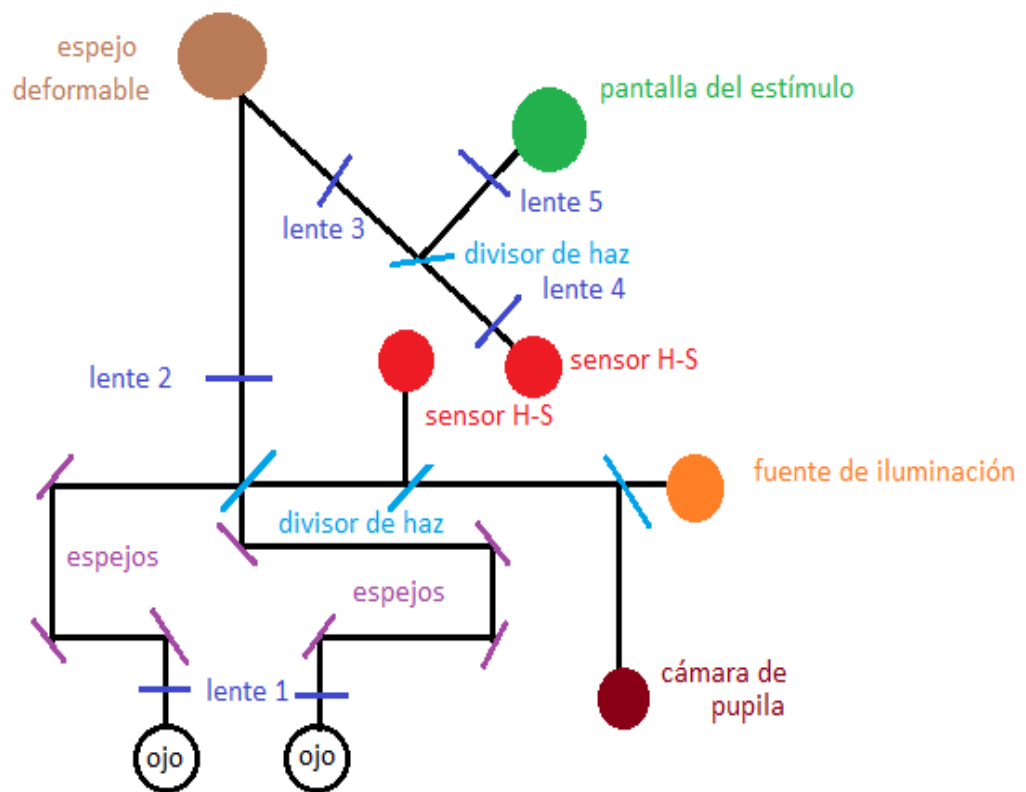
En la posición de emétrope la focal imagen de la lente 1 se haya en el mismo plano que la focal objeto de la lente 2. En el caso de miopes los espejos se acercan entre sí para disminuir la distancia entre lentes y en el caso del hipermetrope se alejan.

La focal imagen de la lente 2 se halla en el mismo plano que el espejo deformable

La focal objeto de la lente 3 se halla en el mismo plano que el espejo deformable. Mientras que su focal imagen se halla en el mismo plano que la focal objeto de la lente 4 y de la lente 5.

La focal imagen de la lente 4 se encuentra en el plano de la matriz de microlentes del H-S y la de la lente 6 en el plano de la imagen de fijación.

Anexo III: Posibilidad de mejora de nuestro instrumento



Anexo IV: Programa de cálculo

```
function
[Potl1,Potl2,RadioL1,Dl12_Mmax,DeltaZ_Motor_desdeMiopiaMax]=Primera(Po
t11,Rpupd,Respd,Refd,HiperMaxd,MiopiaMaxd)

%hallamos la potencia de la segunda lente

Potl2=(Rpupd/Respd)*Potl1;
F1p=1./Potl1;
F2p=1./Potl2;
F1=-F1p;
F2=-F2p;

%referimos la refracción (potencia de la lente correctora del paciente
en gafa) a la pupila de entrada con valor fijo 0.015 aprox

Pr=-1./Refd-0.015;
A1=Pr+F1;
RadioL1=(A1*(Rpupd/Pr));

%pasamos A1 a través de l1

A1p=1./(Potl1+1/A1);

%por triángulos calculamos RadioL2

RadioL2=(RadioL1./(A1p))*F2p;

Unapulgada=0.0254; %Damos un poco más de distancia óptica por los
segundos espejos del Badal

Dl12_1=4*RadioL1+Unapulgada; %La mínima distancia a la que se pueden
poner el primer y último espejo Badal (manda L1)

Dl12_2=4*RadioL2+Unapulgada; %La mínima distancia a la que se pueden
poner el primer y último espejo Badal (manda L2)

DeltaZ_HiperMax=HiperMaxd/(Potl1)^2;

%Doble de la distancia (respecto a la focal) que ha de moverse el
motor para compensar la hipermetropía máxima. El motor ha de moverse
la mitad de este valor

% El valor mínimo de la distancia entre lentes lo marca la Miopia
máxima a
% corregir

Dl12_Mmax=(MiopiaMaxd/(Potl1)^2)+F1p+F2p; %Distancia OPTICA entre
lentes

DeltaZ_Motor_desdeMiopiaMax=DeltaZ_HiperMax+(F1p+F2p-Dl12_Mmax);
%Doble del recorrido total que debe hacer
```

```

%Función para realizar los cálculos anteriores y organizarlos en
matrices

%Necesitamos introducir los vectores de valor de la potencia de la
primera lente, el radio de pupila que fijamos, y el radio del espejo,
la ametropía del paciente y la miopía e hipermetropía máxima que
pretendemos evaluar en nuestro sistema.

function
[Radiol1, PotLente2, D112_Mmax, DeltaZ_Motor_desdeMiopiaMax]=segunda(Potl
1, Rpupd, Respd, Refd, HiperMaxd, MiopiaMaxd)

Radiol1=zeros(length(Potl1),length(MiopiaMaxd));

PotLente2=zeros(length(Potl1),length(MiopiaMaxd));

D112_Mmax=zeros(length(Potl1),length(MiopiaMaxd));
DeltaZ_Motor_desdeMiopiaMax=zeros(length(Potl1),length(HiperMaxd));

g=1;
for k=1:length(Potl1),

for h=1:length(Refd)

[PotLente1(k,h), PotLente2(k,h), Radiol1(k,h), D112_Mmax(k,h), DeltaZ_Moto
r_desdeMiopiaMax(k,h)]=Primera(Potl1(k), Rpupd, Respd, Refd(h), HiperMaxd(
g), MiopiaMaxd(g))

end

end

```