



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

TREBALL FINAL DE MÀSTER

**EFFECTOS DEL ASTIGMATISMO EN LA CALIDAD DE IMAGEN DE
UN MODELO DE OJO CON IMPLANTE MONOFOCAL**

ALISON MENDOZA PARRAGA

Maria Sagrario Millán García-Varela
Fidel Vega Lerín

DATA DE LECTURA



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

EFFECTOS DEL ASTIGMATISMO EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN MODELO DE OJO CON IMPLANTE MONOFOCAL

RESUMEN

Este trabajo pretende determinar cómo el astigmatismo puede influir a la calidad de imagen de un sistema óptico con un implante monofocal. Para llevarlo a termino se analizará la calidad de imagen sobre banco óptico que incluye un “ojo cubeta” dónde se introducirá la lente intraocular a analizar y se hará uso de la óptica adaptativa para tener un mejor control del sistema y poder simular astigmatismo en plano de córnea.

Se proponen tres objetivos principales: determinar la afectación de la calidad de imagen cuando se induce astigmatismo en un sistema con un implante monofocal no tórico, determinar la afectación de la calidad de imagen en un implante monofocal tórico cuando se reproducen diferentes astigmatismos (incluyendo la potencia compensadora del cilindro) en el mismo eje de la lente y finalmente se busca determinar la afectación cuando difieren los ejes del astigmatismo corneal y el de la lente intraocular tórica monofocal tórica.

Finalmente se observa que la lente intraocular monofocal no tórica tolera hasta un 0,75D de astigmatismo. La lente analizada con un cilindro en plano de lente de 1,25D compensa un astigmatismo corneal de 0,90D y tolera astigmatismos corneales de entre 0,75D a 1,50D. Por otra parte, esa misma lente tolera hasta 10° de rotación antes de que la calidad imagen decaiga.



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

EFFECTES DE L'ASTIGMATISME A LA QUALITAT D'IMATGE EN UN MODEL D'ULL AMB IMPLANT MONOFOCAL

RESUM

Aquest treball pretén determinar com afecta l'astigmatisme pot arribar a influir a la qualitat d'imatge d'un sistema òptic que porta un implant monofocal. Per a poder fer-ho s'analitzarà la qualitat d'imatge sobre un banc òptic que inclou un "ull model cubeta" on anirà la lent intraocular que es vulgui analitzar. En aquest muntatge es farà us de l'òptica adaptativa per a simular diferents astigmatismes en pla de còrnia.

Es plantegen tres objectius principals: determinar l'afectació a la qualitat d'imatge quan s'indueix un astigmatisme en un sistema amb un implant monofocal no tòric, determinar l'afectació a la qualitat d'imatge d'un sistema amb un implant monofocal tòric quan es simulen diferents quantitats d'astigmatismes en pla de còrnia (incloent l'astigmatisme compensador de la potència tòrica) i finalment es busca determinar l'afectació a la qualitat d'imatge quan els eixos de la toricitat corneal difereix amb l'eix del toro de la lent intraocular monofocal tòrica.

Finalment s'observa que la lent intraocular monofocal no tòrica tolera fins a 0,75D d'astigmatisme. Per altre banda, la lent intraocular monofocal tòrica amb un astigmatisme de 1,25D compensa un astigmatisme corneal de 0,90D y manté una bona qualitat d'imatge amb astigmatismes corneals de 0,75D a 1,50D. Finalment s'extreu que la lent tòrica tolera fins a 10° de rotació.



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

ASTIGMATISM EFFECTS ON IMAGE QUALITY IN AN EYE MODEL WITH MONOFOCAL IMPLANT

RESUM

This report aims to find how astigmatism can affect to image quality of an optical system when there's a monofocal intraocular lens. In order to do that, we will analyse the image quality in the different situations in a set up on bench. There will be an eye model where we'll put the intraocular lenses that we will study. We will be using adaptive optics in this set up in order to simulate different corneal astigmatisms in the corneal plane.

We set three main goals:

The first was to demonstrate how different amounts of astigmatism can affect the image quality when there's a non-toric monofocal IOL in the set up.

The second was to demonstrate how the image quality changes when there's a toric monofocal IOL in the system. We'll induce different amounts of corneal astigmatism in the same IOL axis.

The third goal was to see how image quality is affected when the axis of the corneal astigmatism and the axis of the toric monofocal IOL differ from each other.

The results we have seen is that the studied monofocal non-toric IOL can tolerate up to 0,75D of corneal astigmatism. In one other hand the studied toric monofocal IOL with an astigmatism of 1,25d at the lens plane compensates a corneal astigmatism of 0,90D. It can tolerate astigmatisms from 0,75D to 1,50D in the same axis. In the other hand, the toric monofocal IOL can only tolerate a 10° rotation before losing an enormous amount of image quality.

AGRADECIMIENTOS

Agradecer a mis tutores de Trabajo Maria Sagrario y Fidel por la paciencia y el ánimo infligido. Por otro lado, quiero agradecer a Juan Antonio Azor por las horas de trabajo en el laboratorio dedicadas, por dejarme usar el montaje y por las explicaciones de todos los pasos del proceso. Agradecer también a Laura Pérez por aportarnos las lentes y dejarnos trabajar con ellas.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
ESTADO DEL ARTE	3
ASTIGMATISMO	3
ASTIGMATISMO INDUCIDO QUIRURGICAMENTE (SIA)	4
ASTIGMATISMO POST QUIRÚRGICO	5
CATARATA	5
CALIDAD DE IMAGEN	6
Respuesta impulsional o PSF y MTF	7
TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN O MTF	8
LENTE INTRAOCULARES ESTUDIADAS	9
OBJETIVOS	10
MÉTODO	11
TOMA DE MEDIDAS EN EL BANCO ÓPTICO	13
PREVIAMENTE A LAS MEDIDAS:	13
MEDIDAS EN EL BANCO ÓPTICO	13
RESULTADOS	16
CONCLUSIONES	21
FUTUROS ESTUDIOS:	22
Referencias	23
ANNEXOS	25

INTRODUCCIÓN

Este estudio tiene como objetivo determinar la influencia del astigmatismo sobre la calidad óptica de la imagen que se forma a través de un ojo modelo en el que introducimos una lente intraocular monofocal *in vitro*. De esta manera podemos determinar la importancia del astigmatismo sobre la calidad de imagen posteriormente a la cirugía de cataratas de una manera más objetiva.

Actualmente, se da la situación de *pseudofaquia* por cirugía de cataratas o por cirugía facorefractiva. Esto implica que se le extrae el cristalino al paciente y se sustituye por una lente intraocular. Al realizarse este procedimiento quirúrgico, la mayoría de las pacientes buscan tener un máximo de independencia de gafas posible. Es por eso por lo que actualmente encontramos diferentes geometrías en las lentes intraoculares para cubrir las diferentes necesidades del paciente, este estudio se centrará en lentes con geometrías monofocales tóricas y no tóricas.

Hablaremos principalmente del astigmatismo residual posterior a la cirugía de cataratas, este se verá condicionado por diferentes factores de entre ellos: la geometría de la córnea, el astigmatismo inducido quirúrgicamente (*SIA, surgically induced astigmatism*), la edad del paciente, del tipo de lente intraocular implantada¹. De todas formas, debemos tener en cuenta que previamente a la cirugía se realizarán los cálculos necesarios con los parámetros biométricos necesarios para escoger la lente intraocular más adecuada a las necesidades de la persona.

Hoy en día, dentro de la población española que es candidata para cirugía de cataratas, un 60,4% tiene un astigmatismo inferior a una dioptría. Mientras que un 3,1% presenta un astigmatismo corneal superior a tres dioptrías y son candidatos para una lente intraocular tórica². Es por eso que este trabajo busca determinar cómo estos resultados refractivos pueden afectar a la calidad de imagen producida por el sistema.

En un inicio las lentes monofocales tóricas tenían como potencia más baja un cilindro de 2,00 en plano de lente, lo que aproximadamente sería un cilindro de 1,40D en plano de córnea³. Actualmente interesa corregir astigmatismos bajos ya que como se ha comentado anteriormente, aproximadamente un 60,4% de pacientes tienen un astigmatismo entre 0,25D y 1,25D en el preoperatorio. Por otra parte, los profesionales de la salud ocular se interesan cada vez más en entender las limitaciones de los defectos refractivos residuales⁴ ya que se ha demostrado que un astigmatismo de 0,50D es casi equivalente a un defecto refractivo esférico de 0,25 D y puede hacer variar la agudeza visual en casi una línea logMAR⁵.

ESTADO DEL ARTE

ASTIGMATISMO

El astigmatismo refractivo es un defecto en el que se produce la distorsión de la imagen percibida debido a que la superficie óptica muestra diferentes curvaturas en sus meridianos, que a su vez implica diferentes potencias. Esto provoca que los rayos de luz que inciden sobre esta sigan diferentes caminos ópticos y focalicen en diferentes planos. En la *figura 1* podemos observar cómo en el sistema óptico del ojo con córnea no astigmática, los haces de luz focalizan en un mismo punto, en este caso forman la imagen sobre la retina, mientras que el sistema óptico con córnea astigmática los haces de luz focalizan en diferentes planos.

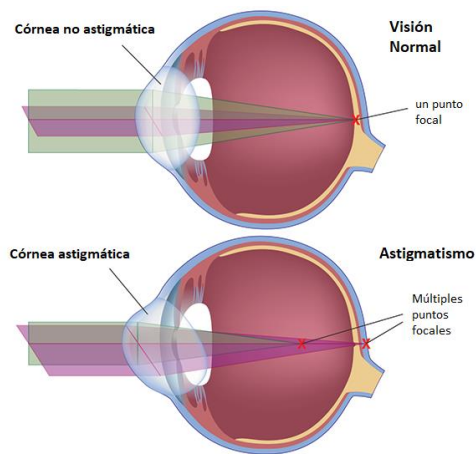


Imagen 1. Representación de la formación de imagen en un ojo no astigmático vs. Un ojo astigmático.

El astigmatismo se puede clasificar según diferentes criterios, de entre ellos encontramos:

- Clasificación del astigmatismo según la regularidad de la superficie corneal:
 - Astigmatismo irregular: no se diferencian dos meridianos principales, sino que la superficie presenta diferentes curvaturas.
 - Astigmatismo regular: se presentan dos meridianos principales que son perpendiculares entre sí.

Dentro del astigmatismo regular podremos clasificar el astigmatismo según la orientación del eje principal:

- Astigmatismo a favor de la regla o directo: Como podemos observar en la *imagen 2*, se observa una topografía de un astigmatismo directo en el que el meridiano con mayor curvatura se encuentra en el eje de $90^{\circ} \pm 20^{\circ}$, mientras que el astigmatismo refractivo se encontrará a $180^{\circ} \pm 20^{\circ}$.
- Astigmatismo en contra de la regla o inverso: Como podemos observar en la *imagen 2*, se observa una topografía de un astigmatismo directo en el que el meridiano con mayor curvatura se encuentra en el eje de $180^{\circ} \pm 20^{\circ}$, mientras que el astigmatismo refractivo se encontrará a $90^{\circ} \pm 20^{\circ}$.
- Astigmatismo oblicuo: el eje del astigmatismo refractivo se encuentra en los intervalos diferentes a los comentados anteriormente.

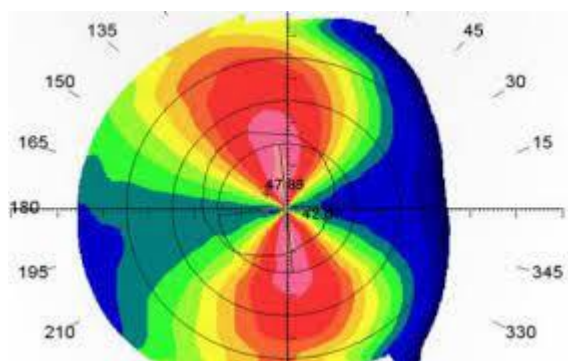


Imagen 2. Representación topográfica del astigmatismo a favor de la regla.

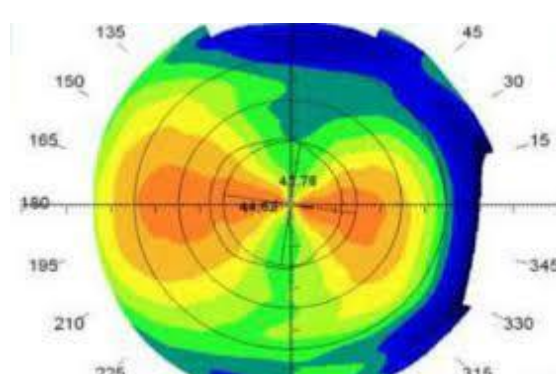


Imagen 3 Representación topográfica del astigmatismo en contra de la regla.

Los síntomas que experimentan principalmente las personas que tienen astigmatismo son: visión borrosa, astenopia y dolores de cabeza.

ASTIGMATISMO INDUCIDO QUIRURGICAMENTE (SIA)

Este astigmatismo es muy importante de cara a los cálculos para lentes intraoculares tóricas ya que afinará mucho más el resultado refractivo esperado. Este es el astigmatismo que se induce a raíz de la incisión del oftalmólogo y la cirugía. Suele ser una medida personalizada y estudiada por cada cirujano para afinar mucho más el resultado post operatorio. Actualmente se estudia tanto su magnitud cómo la orientación de la incisión ya que esto puede beneficiar a reducir el astigmatismo post operatorio.

ASTIGMATISMO POST QUIRÚRGICO

El astigmatismo post quirúrgico o residual es aquel que queda después de la cirugía. Según varios estudios clínicos la media de este astigmatismo en post implantes tóricos ronda entre 0,30D y 0,75D, aunque dentro de esos el 50% acaban con un astigmatismo superior a 0,50D^{6,7}. Aunque una de las mejores maneras para reducir el astigmatismo corneal sea el implante de lentes intraoculares tóricas⁸, se pueden obtener astigmatismos post operatorios de más de 0,50D en el 30% de los casos con implante tórico⁹. El resultado de un astigmatismo residual post quirúrgico se puede deber a medidas de parámetros preoperatorios inexactas, a las limitaciones de los calculadores de lentes intraoculares tóricas, la variabilidad del paciente y a los factores quirúrgicos¹⁰.

CATARATA

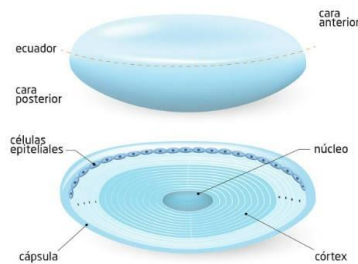


Imagen 4. Dibujo de las partes del cristalino

Se define como catarata a la condición fisiológica o patológica mediante la cual se pierde transparencia del cristalino. Esta pérdida de transparencia puede significar la pérdida de agudeza visual del paciente, así como de su sensibilidad al contraste entre otras características. Esta pérdida de transparencia puede estar relacionada con el envejecimiento de las fibras del cristalino, pero se considera de causa multifactorial¹¹. Dependiendo de la zona o capa dónde se produzca esta pérdida de transparencias, podemos observar las partes del cristalino en la imagen 4. Se pueden clasificar en diferentes tipos de cataratas así cómo:

- Catarata subcapsular posterior
- Nuclear

- Cortical. En la Imagen 5 se puede observar la imagen de una catarata senil.

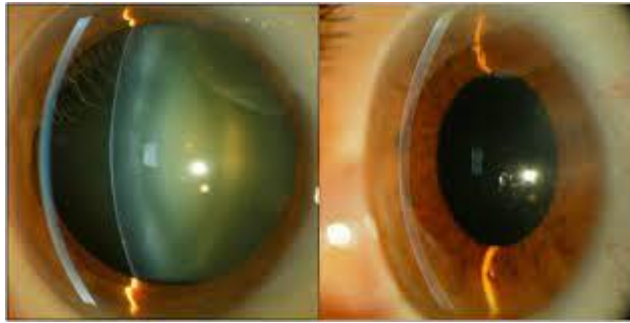


Imagen 5 Fotografía de cataratas seniles con pupila en midriasis farmacológica y en condiciones normales.

CALIDAD DE IMAGEN

Nos podemos referir a la calidad de imagen cómo a la medida de la capacidad de un sistema óptico de transmitir la información del objeto hacia la imagen. La determinación de la calidad de imagen es importante ya que en los sistemas ópticos no perfectos no podemos evitar la difracción y las aberraciones:

- La difracción: se produce cuando un haz de luz incide sobre una apertura pequeña. Esto hace que haya interferencias tanto destructivas como constructivas dando así un patrón de franjas y en casos de aperturas circulares el círculo de *Airy*.
- Aberraciones:
 - De bajo orden: corresponden al desenfoque, así como la hipermetropía y la miopía, también corresponde al astigmatismo. Estas aberraciones se pueden compensar mediante lentes oftálmicas u otro tipo compensación óptica.
 - De alto orden: dan imperfecciones más complejas en la imagen final y no se pueden compensar de la misma manera que las anteriores. Estas aumentan con el diámetro pupilar.

Respuesta impulsional o PSF y MTF

La calidad de imagen se puede determinar objetivamente teniendo en cuenta su función de transferencia, la cual determina la fiabilidad del instrumento analizado para registrar la información recibida. Existen diferentes parámetros relacionados con la función de transferencia que nos ayudarán a determinar la capacidad del sistema óptico de transmitir la información del objeto hacia la imagen:

Por una parte, se puede describir mediante la respuesta impulsional o la PSF (*Point Spread Function*) del sistema: mediante esta función se analiza la transmisión de la información en el dominio espacial. Como podemos observar en la *imagen 6*, la imagen de un punto nunca será exactamente igual que el objeto puntual inicial debido a la difracción, las aberraciones y otros factores.



Imagen 6. Imagen de un objeto puntual con diferentes tamaños pupilares.

La PSF se describe mediante la distribución de la densidad de flujo energético en el plano imagen del sistema. En funciones estrechas se obtendrán imágenes con menor desenfoque, es decir, cuanto más compacta sea la PSF mejor calidad de imagen. Como se observa en la imagen 6, la imagen final se obtiene mediante la función impulso o delta de Dirac y la respuesta impulsional.

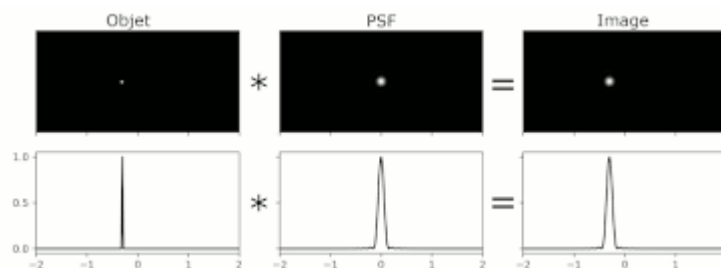


Imagen 7. Representación de la obtención de la imagen según la PSF

Por otra parte, también se puede considerar la información de un objeto en términos de frecuencias espaciales y la imagen de este objeto obtenida a través de un sistema óptico cómo la función de frecuencias espaciales. Cuando se considera de esta manera lo que se obtiene es la función de transferencia óptica o OTF (*Optical Transfer Function*). Normalmente para hablar de funciones de transferencias de sistemas ópticos formados por muchos subsistemas se suele usar la OTF ya que es menos complejo obtener la función del sistema global en comparación con la PSF.

TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN O MTF

Se puede usar también el módulo de la función de transferencia óptica, entonces se habla de la función de transferencia de modulación o MTF (*Modulation Transfer Function*). Se podría definir cómo la relación entre la función de modulación del objeto y la función de modulación de la imagen (imagen 8). En sistemas ópticos ideales la MTF sería constante e igual a 1, pero tal y hemos comentado antes, en los sistemas ópticos reales hay diferentes factores que impiden que esto sea así. Es por eso que los valores de la función de transferencia de modulación se encontrarán entre 0 y 1. Lo podemos observar en la imagen 8 la función MTF tendrán menores a altas frecuencias, por ejemplo, en el caso del sistema óptico ocular sería así ya que se comporta como un sistema pasa-bajos.

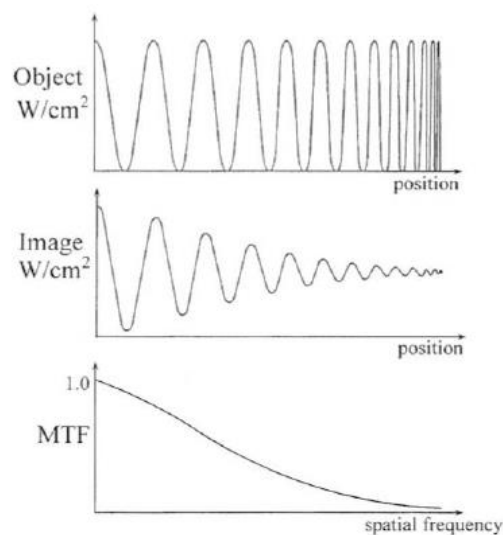


Imagen 8. Representación de la obtención de la MTF.

En el caso de la MTF, cuanto más estrecha sea la función peor será la calidad de imagen ya que la frecuencia de corte (MTF=0) será menor. Por otra parte, también se puede relacionar con el área debajo de la curva (MTFa). Cuánto mayor área haya debajo de la curva, mejor calidad de imagen del sistema.

En este trabajo se analizarán también las MTF a 50 ciclos/mm y la MTFa entre los 0 a 50cyclos/mm ya que se usa una fuente de luz verde de (530nm) ya que tiene una buena correlación a la agudeza visual post quirúrgica¹².

LENTE INTRAOCULARES ESTUDIADAS

Para realizar este estudio hemos usado dos tipos de Lentes intraoculares del laboratorio de *Bausch&Lomb*:

- Lente EnVista MX60: Lente monofocal biconvexa esférica no tórica de potencia +20,00D.



Imagen 9. Fotografía de la lente intraocular EnVista MX60PL

- Lente EnVista MX60T: Lente monofocal biconvexa esférica tórica, en nuestro caso es una lente de equivalente esférico de +20,00D y un cilindro de +1,25D.



Imagen 10. Fotografía de la lente intraocular EnVista MX60T

OBJETIVOS

Este trabajo pretende demostrar, mediante el uso de un banco óptico, los efectos del astigmatismo en la calidad de imagen del sistema óptico ocular después de una cirugía de cataratas.

Para hacer esto simularemos diferentes situaciones en el banco óptico:

El primer objetivo será determinar cómo afecta el astigmatismo corneal cuando hay un implante monofocal no tórico en el sistema. Para esto se simularán diferentes astigmatismos corneales cuando haya una lente monofocal no-tórica en el sistema y se estudiará la calidad de imagen que produce cada astigmatismo en el sistema óptico. Esto se hace con la lente intraocular EnVista MX60PL de +20,00 D que se ha comentado anteriormente.

El siguiente objetivo será determinar la tolerancia de la calidad de imagen de un sistema con un implante monofocal tórico para diferentes astigmatismos corneales en el mismo eje: para esto se introducirá una lente intraocular monofocal tórica y se reproducirán diferentes magnitudes de astigmatismo en el mismo eje de la lente para determinar la tolerancia de la lente respecto a la cantidad de astigmatismo inducida. En este paso también nos proponemos como objetivo encontrar la potencia astigmática en plano de córnea que compensa el astigmatismo en plano de lente. Esto se hace con la lente intraocular EnVista MX60T con equivalente esférico de +20,00D y cilindro de 1,25D.

Por último, nos proponemos simular una supuesta rotación de la lente intraocular y como afecta esta a la calidad de imagen del sistema. Esto se hará modificando la orientación del astigmatismo corneal inducido y para que de esta manera difiera del eje de la lente intraocular monofocal tórica. Esto se hace con la lente intraocular EnVista MX60T con equivalente esférico de +20,00D y cilindros de 1,25D.

MÉTODO

Para poder realizar este trabajo hemos utilizado un banco óptico mediante el cual hemos podido observar el comportamiento *in vitro* de las lentes intraoculares estudiadas, este montaje pertenece al grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI).

Esta parte del trabajo es la más importante ya que a través de los resultados obtenidos podremos determinar el rendimiento de las lentes intraoculares estudiadas en las situaciones simuladas.

Dentro del montaje en el banco óptico encontramos principalmente los siguientes elementos, también representados en la imagen 11:

- La **fente de luz** se trata de un diodo LED monocromático verde de longitud de onda de 530nm.
- **Test objeto:**
 - o Test *pinhole*: se trata de una apertura circular de diámetro 100 μ m.
 - o Test *Box*: se trata de unas rendijas horizontales y verticales que coinciden en una figura cuadrada central. Las rendijas tienen una apertura de 10 μ m.
- **Espejo deformable** asociado en bucle a un censo Hartman-Shack: este se basa en una superficie especular la cual, mediante el cambio de potencial en sus actuadores, se deforma reflejando un frente de onda aberrado según lo que le hayamos ordenado mediante un programa específico. Mediante el uso de este elemento podremos generar aberraciones cómo si estuvieran sobre el plano de la córnea. Esta es la parte de óptica adaptativa del montaje en el banco óptico.
- **Sensor Hartman-Shack**: utilizamos este sensor para recoger información del frente de onda que enviamos a través del espejo, lo hacemos llegar hasta el sensor mediante un divisor de haz. La función de este sensor es controlar el frente de onda que se refleja en el espejo.
- **Ojo muestra**: hemos usado un modelo de ojo fisiológico en el que se reproducen las características más significativas del ojo humano¹³ con diferentes elementos que

sumergiremos en agua con un índice de refracción similar al humor acuoso. En la estructura del ojo cubeta encontramos:

- Una lente convergente con un poder dióptrico de +42,2 D y una aberración esférica de +0,320 μ m para una pupila de 6mm para poder similar a la córnea humana.
 - Diafragma: dentro del ojo muestra encontraremos una rendija en la que podemos aplicar diferentes aperturas de diafragma y controlar así la entrada de luz al sistema. Esta parte correspondería a la pupila. Las medidas se realizaron con diferentes tamaños pupilares, finalmente se analizaron con pupila de 3mm.
 - Soporte donde se introducirá la lente intraocular a examinar, los soportes serán diferentes en función del sistema de hápticos de la lente intraocular.
 - Pantalla translúcida que simulará ser la retina y la cual dejará pasar la imagen formada hacia el microscopio.
- **Microscopio** de 10x combinado con un **fotómetro matricial con sensor CCD**: mediante el uso de este, recogeremos las imágenes formadas por el sistema y analizaremos su calidad óptica.

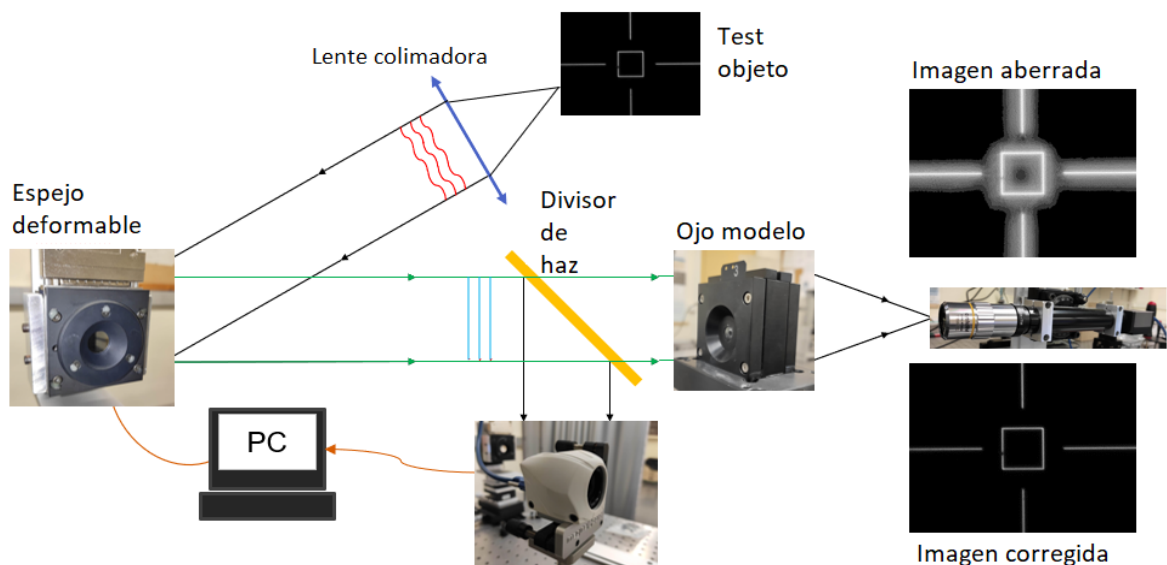


Imagen 11. Representación del montaje en banco óptico (Azor JA, 2020)

TOMA DE MEDIDAS EN EL BANCO ÓPTICO

PREVIAMENTE A LAS MEDIDAS:

Para realizar las medidas primero tendremos que llevar a cabo la puesta a punto del sistema óptico llevado a cabo en un estudio previo del sistema. Para ello procederemos a analizar el frente de onda reflejado por el espejo deformable a través de el sensor Hartmann-Shack. En este paso procederemos a la alineación y corrección de los *tilts* mediante el ajuste de tornillos micrométricos situados en el sensor Hartmann-Shack para modificar los ejes X y Y.

Previamente a realizar las medidas nos deberemos asegurar de que la superficie utilizada del espejo no sea la total de 15mm de diámetro, sino que utilizaremos un diámetro de 11,89mm¹⁴. Haciendo esto nos aseguraremos de que queden actuadores fuera del diámetro utilizado y el borde de la pupila reproducirá mejor las frecuencias espaciales altas¹³. Todos estos ajustes los haremos utilizando el test *pinhole* especificado anteriormente.

También nos aseguraremos de estar induciendo las aberraciones deseadas mediante el espejo deformable, para esto se realizó en estudios anteriores una *Look up Table (LUT)* mediante la cual se determina el valor real de desplazamiento del espejo para conseguir la aberración deseada.

MEDIDAS EN EL BANCO ÓPTICO

Para obtener las imágenes formadas por el sistema del *ojo modelo* y la lente intraocular *in vitro* procederemos a cambiar el test utilizado y pondremos el test *box*. Para realizar las medidas colocaremos en el soporte de la lente intraocular del *ojo cubeta*, asegurándonos que la lente esté bien alineada. En este caso orientamos la lente verticalmente respecto al sistema de soporte. Una vez colocada la lente, la introduciremos dentro del ojo modelo e introduciremos agua embotellada en la cubeta. Con el sistema en marcha, utilizaremos el software del microscopio para encontrar la imagen del test formada por el sistema óptico y le asignaremos la "posición 0".

Para encontrar esta imagen realizaremos un “*through-focus*” e iremos capturando las imágenes formadas por el sistema:

- En el caso de la lente intraocular monofocal no tórica lo realizaremos 300 μ m por delante y por detrás del mejor enfoque, después procederemos a capturar las imágenes cada 20 μ m.
- En el caso de la lente intraocular monofocal tórica empezaremos encontrando las imágenes del mejor enfoque para cada eje (vertical y horizontal). Una vez encontrados haremos el *through focus* des de 300 μ m antes del primer eje encontrado y 300 μ m después de la posición de mejor enfoque del otro eje.

Una vez obtenidas las imágenes, asignaremos la posición de mejor enfoque y le asignaremos el foco imagen de la lente intraocular. Posteriormente, en el análisis realizado en el programa de Matlab y mediante el análisis de sus funciones MTF asignaremos la posición del foco imagen a la que tenga mejor MTF. En el caso de generar imágenes en un sistema con astigmatismo, haremos lo mismo con las imágenes formadas de cada meridiano.



Imagen 12. Imágenes obtenidas a través del montaje tanto en una situación sin astigmatismo (derecha) y los ejes enfocados de una situación con astigmatismo (medio y derecha).

El programa analizará la calidad de imagen de dos meridianos principales (vertical y horizontal) de tal manera que podremos obtener mayor información sobre la afectación del astigmatismo sobre la calidad de imagen.

En el banco óptico se han simulado diferentes tipos de situaciones comentadas anteriormente:

1. Simulación de astigmatismo corneal con una lente intraocular no tórica dentro del ojo modelo de 0,00D a 2,00D.

En este caso introducimos una lente esférica no tórica y buscaremos la tolerancia de la calidad de imagen que produce el sistema óptico y la lente intraocular monofocal no tórica cuando hay diferentes magnitudes de astigmatismo sobre un eje vertical. Para hacer esto se genera a través del espejo deformable astigmatismos en plano de córnea de : 0, 0.75D, 1.00D, 1,25D, 1.50D y 2.00D.

2. Simulación de astigmatismo corneal con una lente intraocular tórica y encontrar la compensación del astigmatismo de esta.

En este apartado realizamos la misma tarea que con la lente intraocular esférica, pero haciendo pasos de astigmatismo más pequeños con la finalidad de encontrar también el astigmatismo en plano de cornea que compensa el cilindro de la lente. En este caso se reprodujeron los siguientes astigmatismos en el mismo eje de la lente: de 0,25D a 2,00D en pasos de 0,25D.

3. Simulamos la rotación de la lente intraocular posteriormente a la cirugía de cataratas mediante la inducción en el plano corneal de un astigmatismo con eje diferente al que compensa la lente intraocular de 0 a 30º de diferencia.

Para la última parte lo que hicimos es simular astigmatismos en diferentes ejes respecto al eje de la lente. Realizamos mediciones de 0º a 30º respecto el eje de la lente y tomamos medidas cada 5º.

RESULTADOS

Para una lente intraocular no tórica cuando simulamos diferentes astigmatismos corneales:

En la tabla 1 y en la figura a1 se pueden observar una selección de las gráficas obtenidos para analizar la calidad de imagen. En un inicio se iba a valorar la función MTF, pero finalmente no se procesaron los datos para obtenerla. Si analizamos los resultados que obtuvimos podemos ver que cuando la lente intraocular monofocal no tórica recibe un frente plano, tanto el eje horizontal cómo el eje vertical tienen su ápex en la misma vergencia.

A medida que se va aumentando el astigmatismo se puede observar como las crestas de las curvas se alejan cada vez más entre sí. Por otra parte, observamos que a medida que aumenta el astigmatismo el punto máximo en ambos ejes se mantiene, esto implicaría que aunque el astigmatismo aumenta cada eje enfoca en su plano con la misma calidad de image.

Nos fijaremos también en la intersección entre las curvas del eje horizontal y la del eje vertical, este punto de intersección correspondería al círculo de mínima confusión del conoide de Sturm. Si nos fijamos, la intersección sucede en el punto de vergencia 0,00D ya que ese es el valor que le asignamos a la potencia nominal de la lente, que es el equivalente esférico de la potencia y el astigmatismo de la lente. Si nos fijamos en ese punto observamos que a medida que aumenta el astigmatismo el punto de intersección es cada vez más bajo, por lo que implica peor calidad de imagen. A raíz de esto podemos determinar que la lente mantiene una calidad de imagen tolerable hasta un astigmatismo corneal de 0,75D. Esto coincidiría con otro estudio que demuestra que las lentes intraoculares monofocales no tóricas dejan de dar buenos resultados a partir de un astigmatismo corneal igual o superior a 0,75D¹⁵.

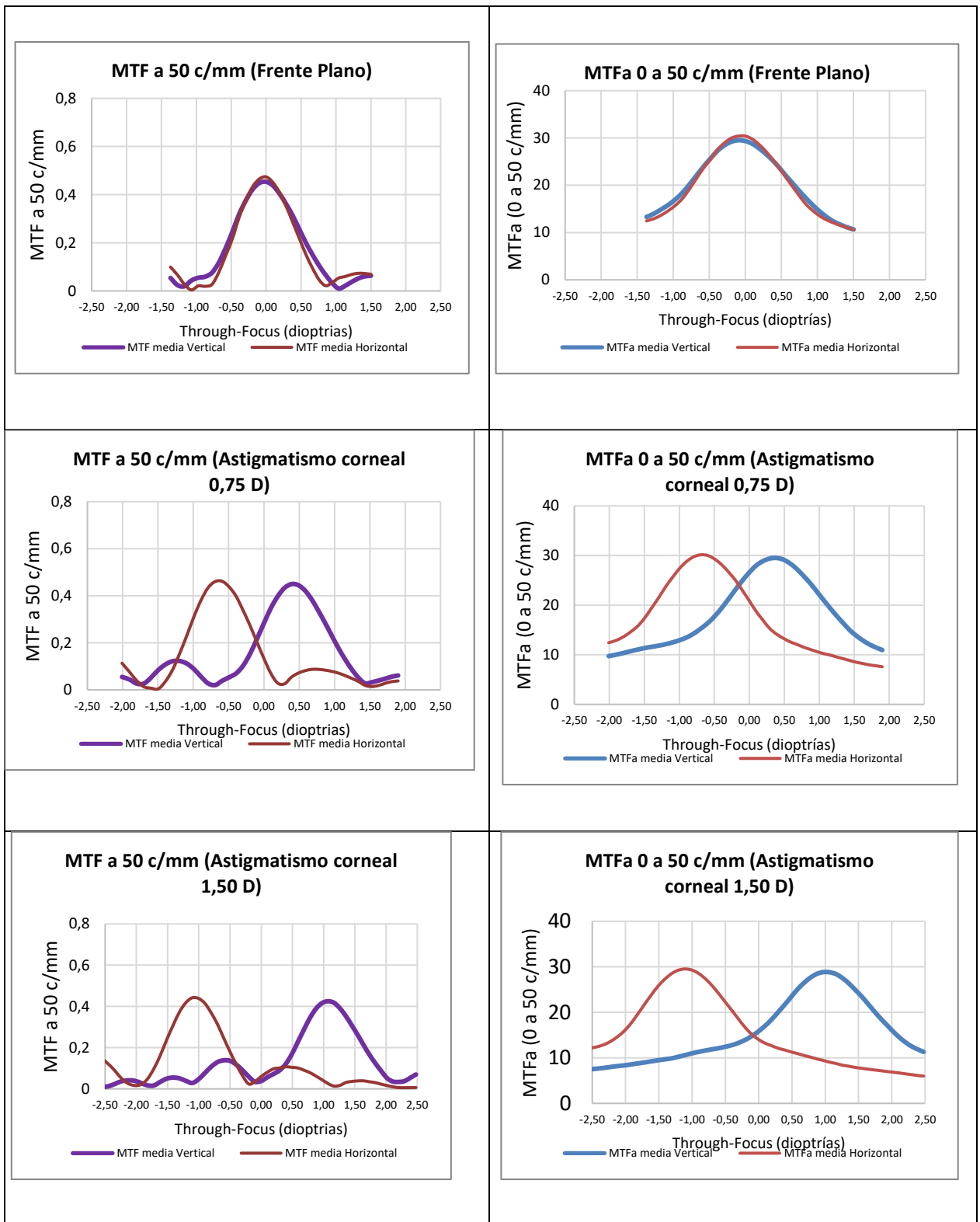


Tabla 1. Resultados obtenidos cuando hay una lente intraocular monofocal no-tórica en el sistema.

Para una lente intraocular tórica montada en el ojo modelo:

Si analizamos los resultados mostrados en los gráficos en la tabla 2 y la figura a2 podemos observar diferentes situaciones. Para analizarlos vamos hacerlos en tres situaciones:

Primero analizaremos los astigmatismos inducidos por debajo del astigmatismo compensador, en esta situación estamos simulando una hipercorrección del astigmatismo y sería interesante valorar la percepción subjetiva de esta visión ya que estaríamos invirtiendo el eje del astigmatismo refractivo. En este caso observamos la misma situación que en el caso de la lente intraocular monofocal no tórica, los máximos de cada curva se mantienen iguales, pero a medida que aumenta la potencia estarán más separados entre sí. Observamos también que el máximo de la calidad de imagen en ambas curvas es muy similar a la lente monofocal esférica no tórica, por lo que deducimos que ambas proporcionan la misma calidad de imagen en sus condiciones óptimas. Por otra parte, si nos fijamos en el punto de intersección podemos determinar que la lente analizada con un cilindro de 1,25D en plano de lente ofrece una buena calidad de imagen des de un astigmatismo en plano de córnea de 0,75D.

Encontramos que la lente monofocal tórica con un cilindro de 1,25D compensa en su totalidad un astigmatismo corneal de 0,90D. En esta situación encontramos el máximo rendimiento de calidad de imagen de la lente. Se debe tener en cuenta en los cálculos la influencia del SIA del cirujano sobre esta cantidad de astigmatismo corneal.

Por último, analizamos los astigmatismos corneales inducidos por encima del astigmatismo compensador observamos que los ejes cambian de orientación porque ahora equivaldría a la situación de hipocorregir el astigmatismo corneal. En este caso observamos que la calidad de imagen empieza a decaer notablemente cuando se simula un astigmatismo corneal de 1,50D. Por lo que podemos decir que la lente analizada mantiene una buena calidad de imagen hasta un astigmatismo corneal de 1,25D.

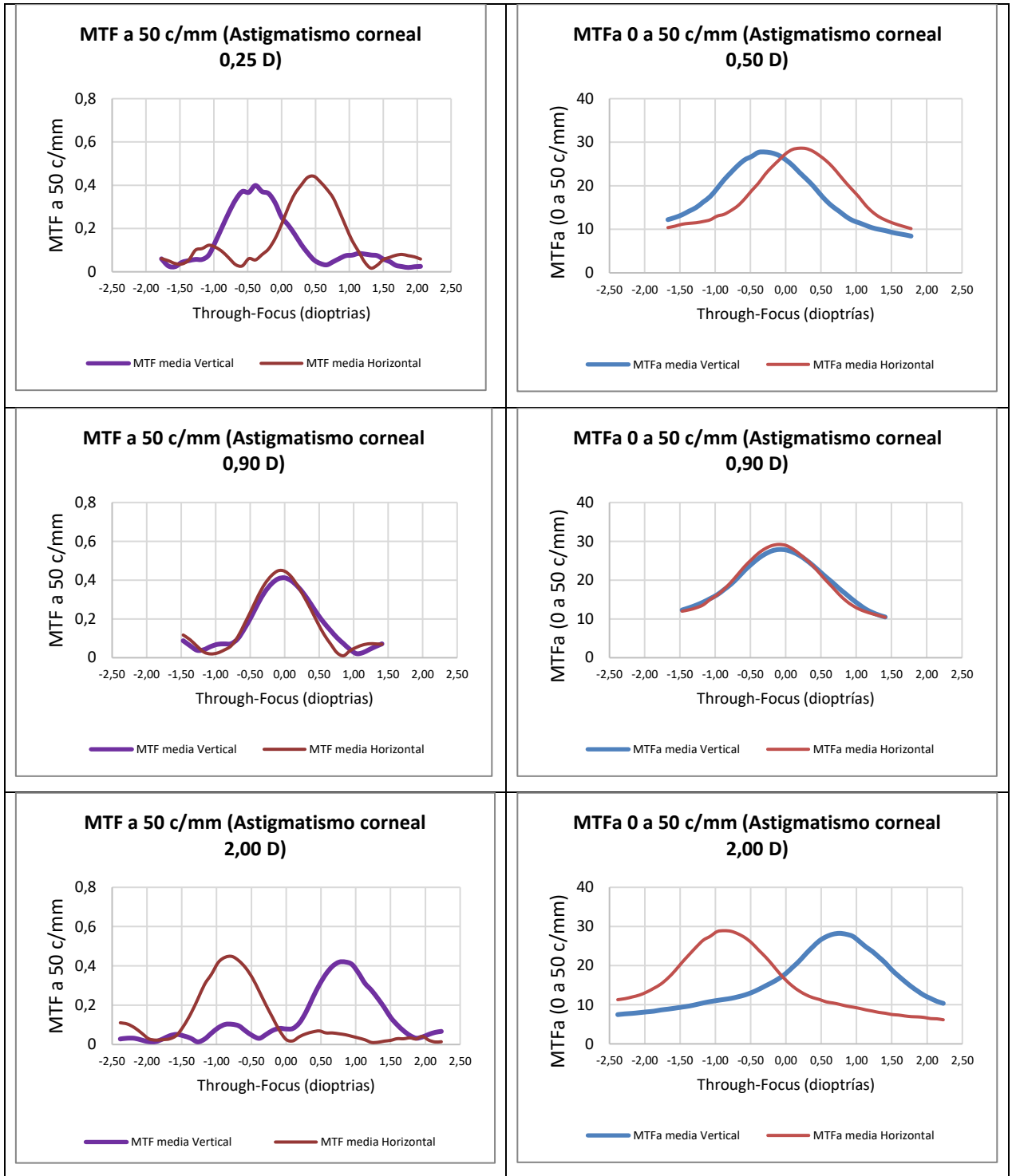
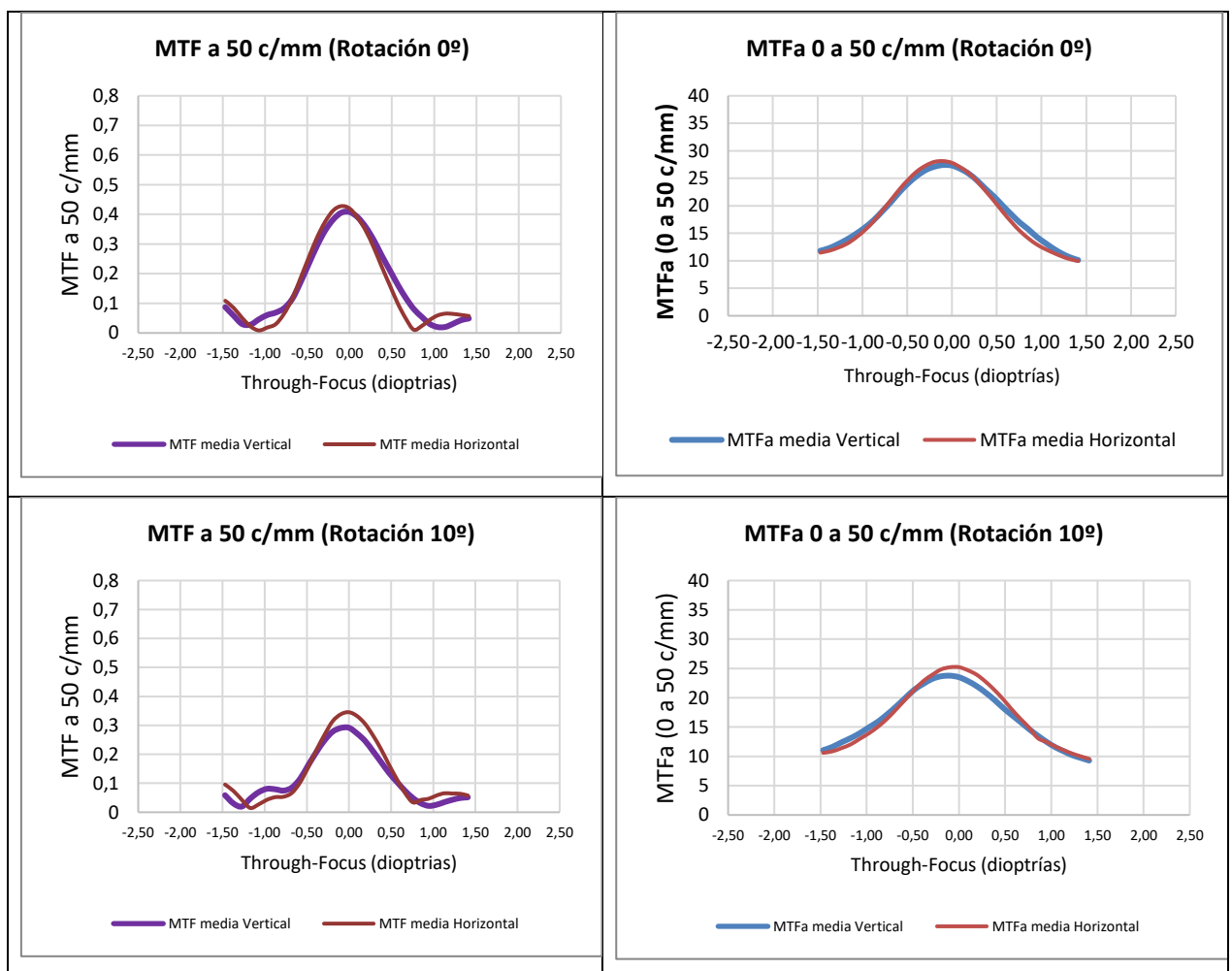


Tabla 2. Resultados obtenidos cuando hay una lente intraocular monofocal tórica en el sistema.

Para la rotación de la lente intraocular posterior a la cirugía:

Si observamos la Tabla 3 i la figura a3 encontramos que cuando el eje del astigmatismo en plano corneal difiere del eje del astigmatismo de la lente intraocular la calidad de imagen se mantiene bastante estable para pequeñas rotaciones de hasta los 10°. A partir de los 10° de rotación la calidad de imagen disminuye notablemente. Por otra parte, observamos que a partir de unos 15° se empiezan a separar la curva horizontal de la curva vertical, esto implicaría que la rotación está induciendo un astigmatismo que a medida que aumenta la rotación también aumenta el módulo astigmatismo inducido. Aunque hay estudios muestran que una desviación de 3 a 7 grados puede disminuir la efectividad de la compensación del astigmatismo en un 20%¹⁶, no observamos tanta reducción con esta lente intraocular cuando hay una rotación de 5°.



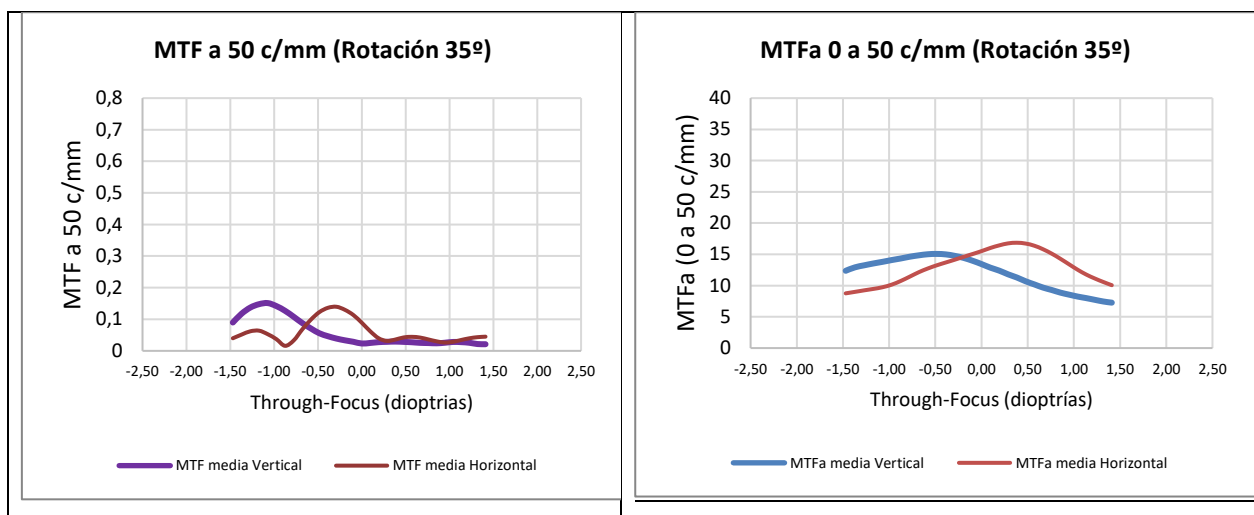


Tabla 3. Resultados cuando el eje del astigmatismo en plano de córnea difiere del eje de astigmatismo en la lente intraocular.

CONCLUSIONES

En primer lugar, cabe destacar la utilidad del análisis del rendimiento de las lentes intraoculares mediante el estudio de la calidad de imagen que se obtiene cuando estas entran el sistema óptico.

Según los resultados obtenidos se determina que la Lente intraocular monofocal esférica analizada puede tolerar hasta un astigmatismo de +0,75D manteniendo una buena calidad de imagen.

La lente intraocular monofocal tórica analizada de potencia +20,00D y cilindro de 1,25d compensa un astigmatismo corneal de 0,90D y mantiene una buena calidad de imagen en un rango de astigmatismos corneales de 0,75D hasta 1,50D.

Finalmente se determina que a partir de los 10° de rotación de la lente la calidad de imagen disminuye notablemente llegando a valores muy bajos a medida que la rotación aumenta llegando a inducir un nuevo astigmatismo en el sistema.

FUTUROS ESTUDIOS:

De cara a futuros estudios podría ser interesante:

- Investigar la afectación del astigmatismo corneal de cara posterior mediante la óptica adaptativa y valorar su influencia en los cálculos de lentes intraoculares tóricas.
- Estudio de efectos del astigmatismo en lentes intraoculares Multifocales, monofocales *plus* y de rango extendido.

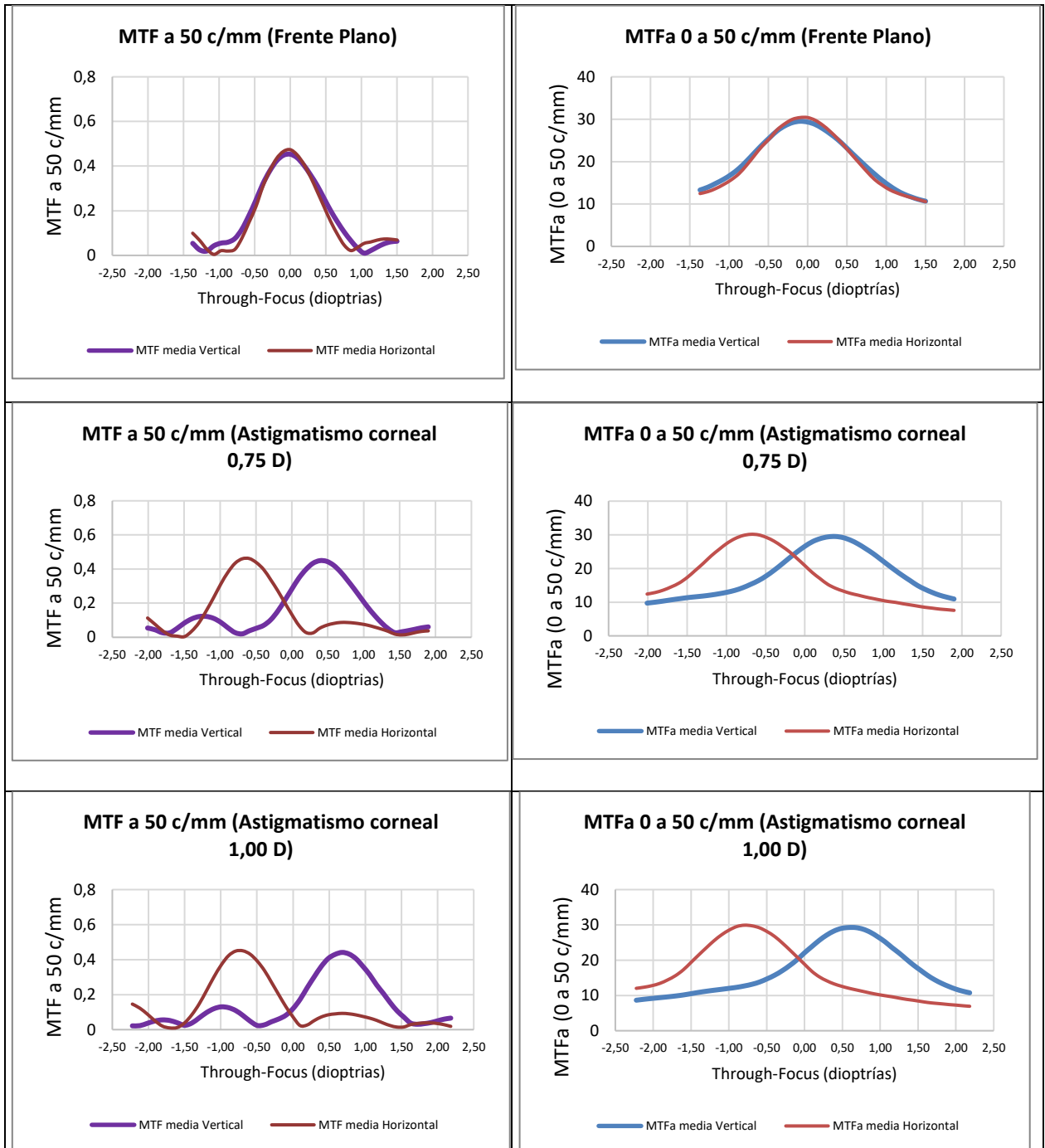
Referencias

1. Vinny Keshav, M. M. (2020). Astigmatism Management with Intraocular Lens Surgery. *Ophthalmology*.
2. P.Arriola-Villalobosa, B.Burgos-Blasco, J.I.Fernández-Vigo, M.Ariño-Gutiérrez, P.Burgos-Blasco, D.Carmona-González, C.Fernández-Pérez. *Biometry data and prevalence of corneal astigmatism in caucasian spanish candidates for cataract surgery. Journal François de Ophthalmologie, january 2021 pag 76-83.*
3. Till JS, Yoder PR Jr, Wilcox TK, Spielman JL. Toric intraocular lens implantation: 100 consecutive cases. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:295–301
4. E. Paul , R. Potvin. Effects of preoperative corneal astigmatism orientation on results with low-cylinder-power toric intraocular lenses, 2011.
5. Miller AD, Kris MJ, Griffiths AC. Effect of small focal errors on vision. *Optom Vis Sci* 1997; 74:521–526
6. Buscacio ES, Patrao LF, de Moraes HV Jr. Refractive and quality of vision outcomes with toric IOL implantation in low astigmatism. *J Ophthalmol* 2016; 2016:5424713
7. Visser N, Beckers HJM, Bauer NJC, Gast STJM, Zijlmans BLM, Berenschot TTJM, Webers CA, Nuijts RMMA. Toric vs aspherical control intraocular lenses in patients with cataract and corneal astigmatism; a randomized clinical trial. *JAMA Ophthalmol* 2014; 132:1462–1468
8. Kessel L, Andresen J, Tendal B, Erngaard D, Flesner P, Hjortdal J. Toric intraocular lenses in the correction of astigmatism during cataract surgery; a systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology* 2016; 123:275–286.
9. Visser N, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Toric intraocular lenses: historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:624–637
10. Hirnschall N, Hoffmann PC, Draschl P, Maedel S, Findl O. Evaluation of factors influencing the remaining astigmatism after toric intraocular lens implantation. *J Refract Surg* 2014; 30:394–400
11. Kupfer C. The conquest of cataract: A global challenge. *Trans Ophthalmol Soc UK*. 1984.
12. F. Vega, M. S. Millán, N. Garzón, I. Altemir, F. Poyales, and J. M. Larrosa, “Visual acuity of pseudophakic patients predicted from in-vitro measurements of intraocular lenses with different design,” *Biomed. Opt. Express* 9(10), 4893–4906 (2018)
13. Azor, J. A., & al, e. (2021). Diseño y caracterización de un dispositivo óptico para la evaluación de lentes intraoculares in vitro. *OPTOEL 2021*.
14. Enrique J. FERNÁNDEZ, Laurent VABRE, Boris HERMANN, Angelika UNTERHUBER, Boris POVAZAY, Wolfgang DREXLER, “*Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: Applications in the human eye* . , *Opt. Express*, vol. 14, nº. 20, pp. 8900-8917, 2006.
15. Rubenstein JB, Raciti M. Approaches to corneal astigmatism in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24(1):30–34.

16. Igarashi A, Kamiya K, Shimizu K. Clinical evaluation of accuracy of horizontal meridian limbal marking. *Optom Vis Sci* 2013; 90:540–545

ANNEXOS

Resultados para Lente EnVista MX60PL mientras se simulan diferentes astigmatismos en plano corneal:



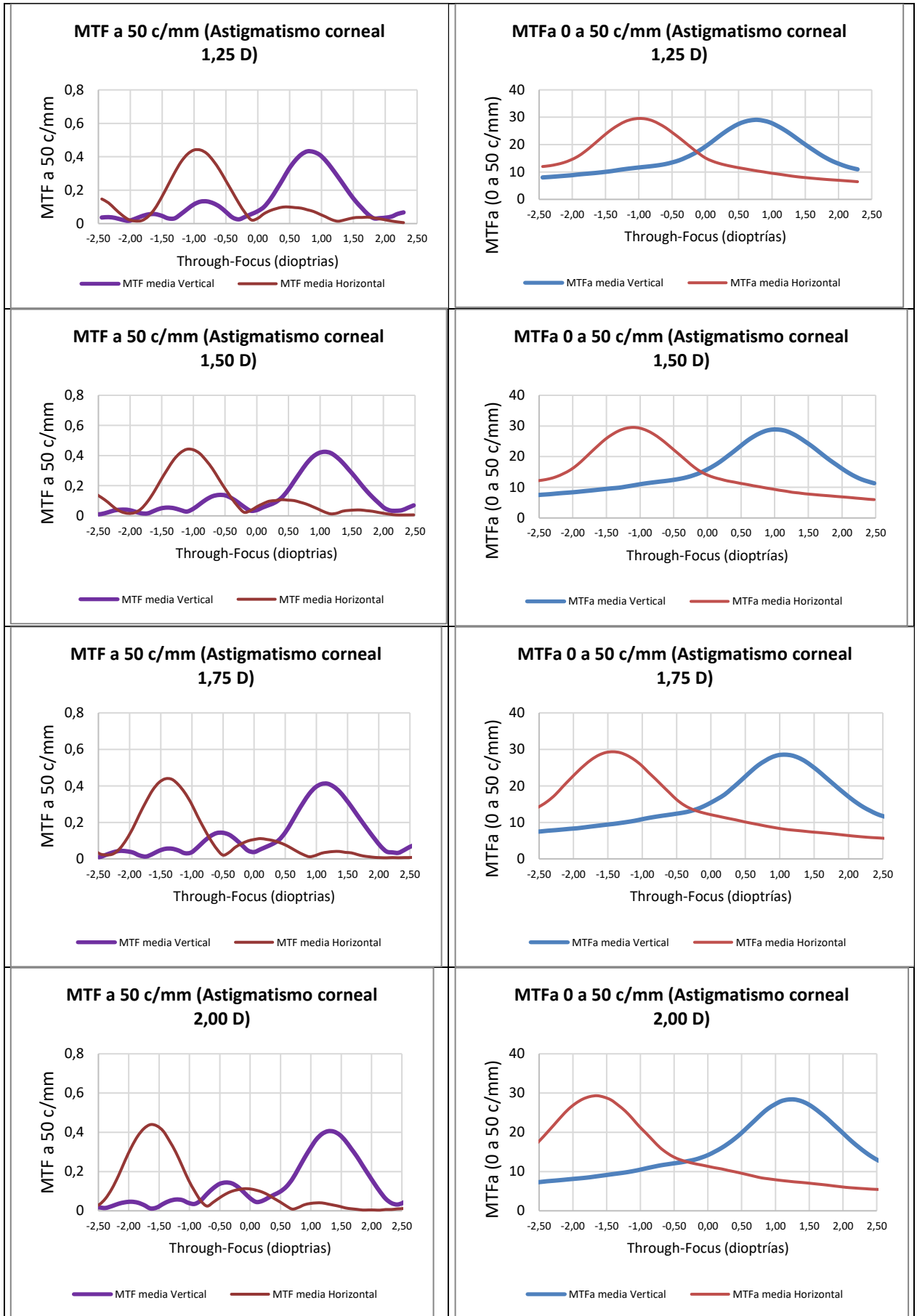
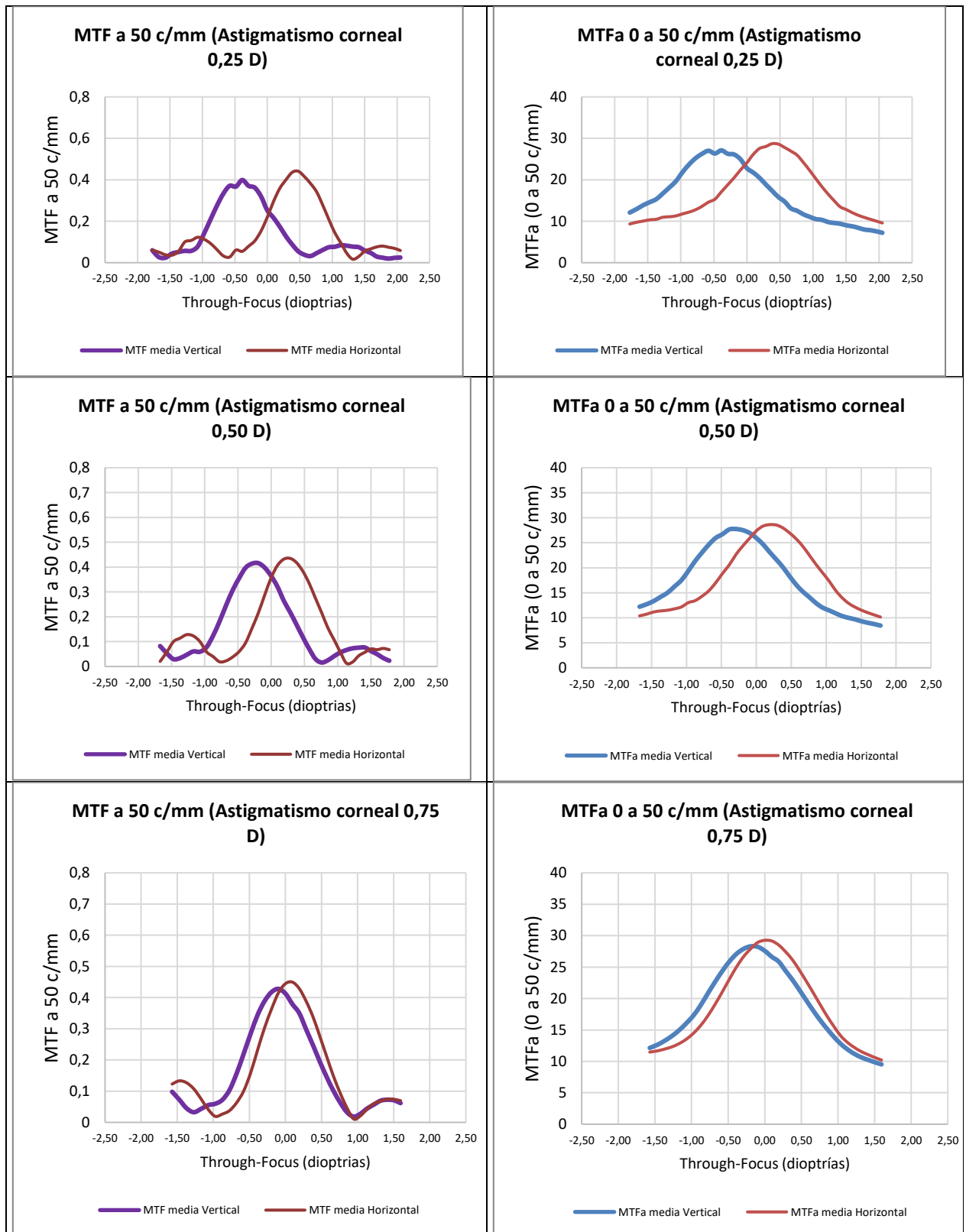
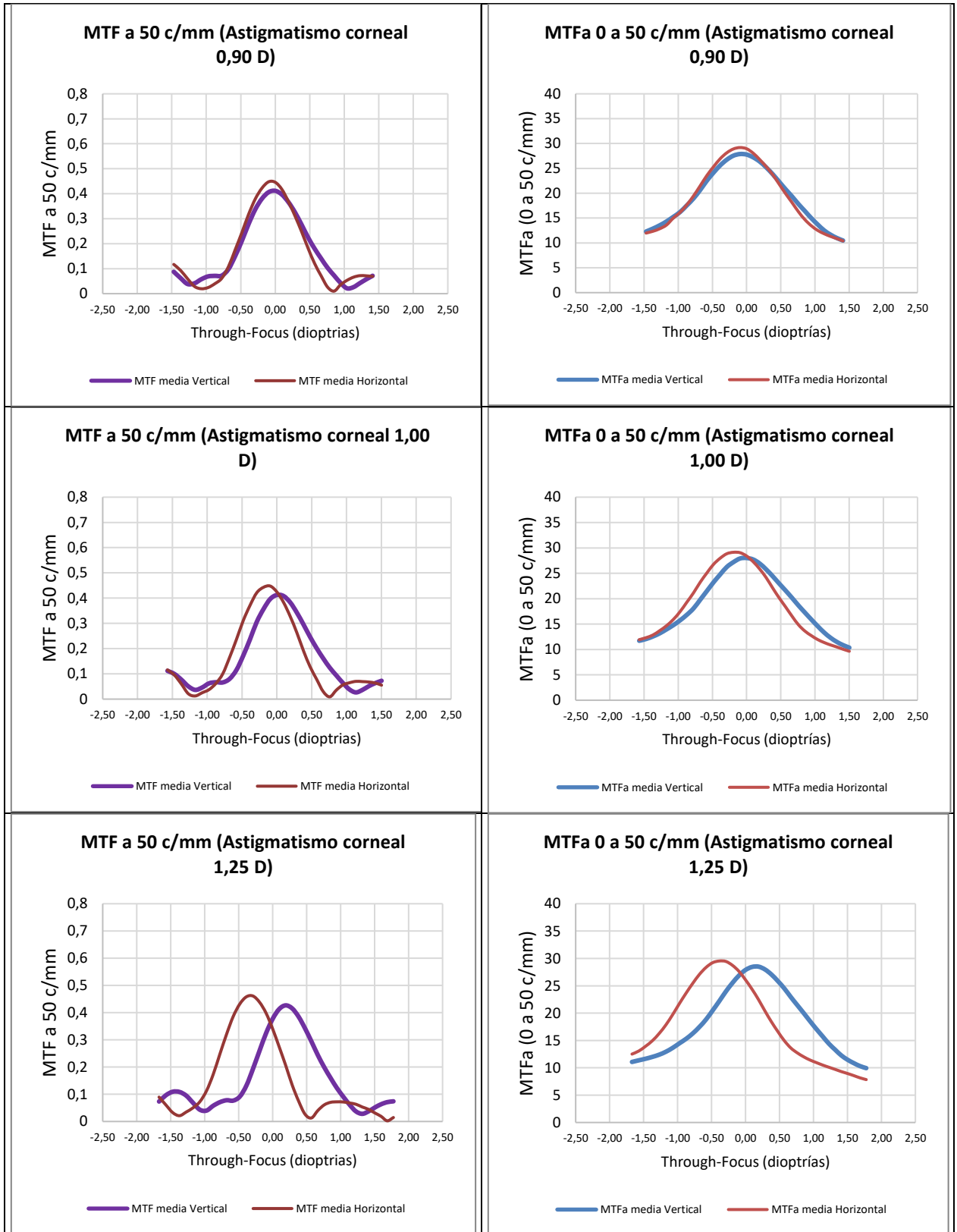
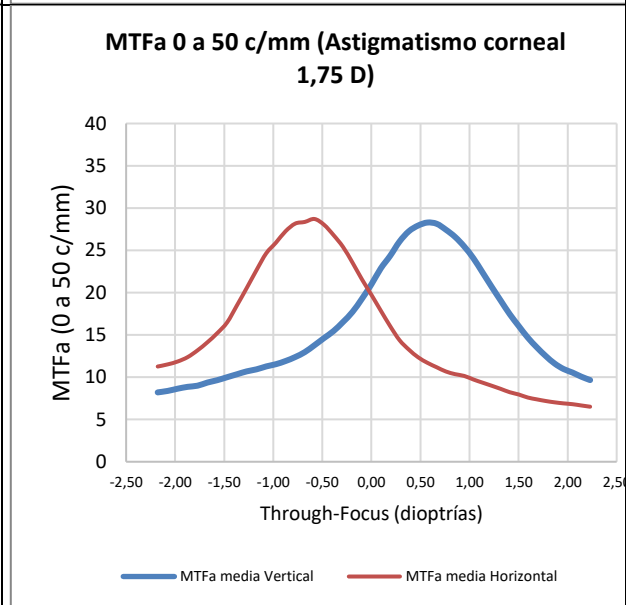
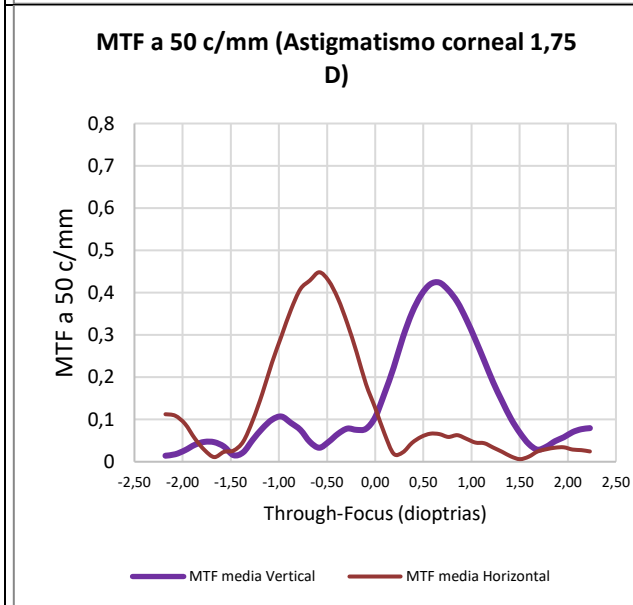
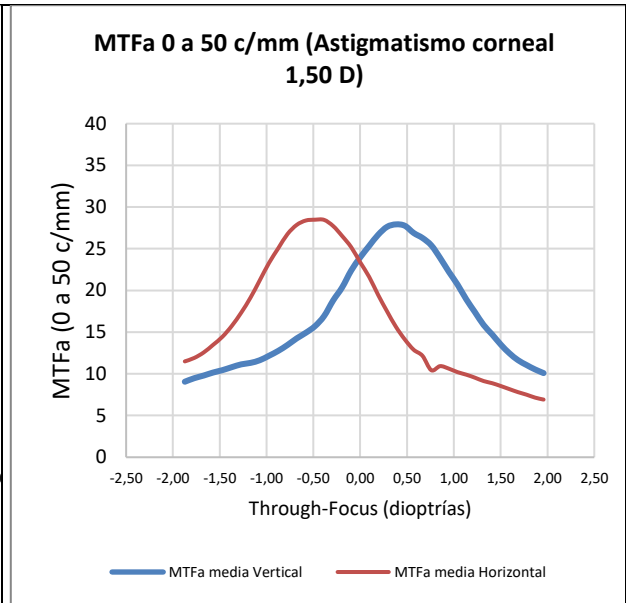
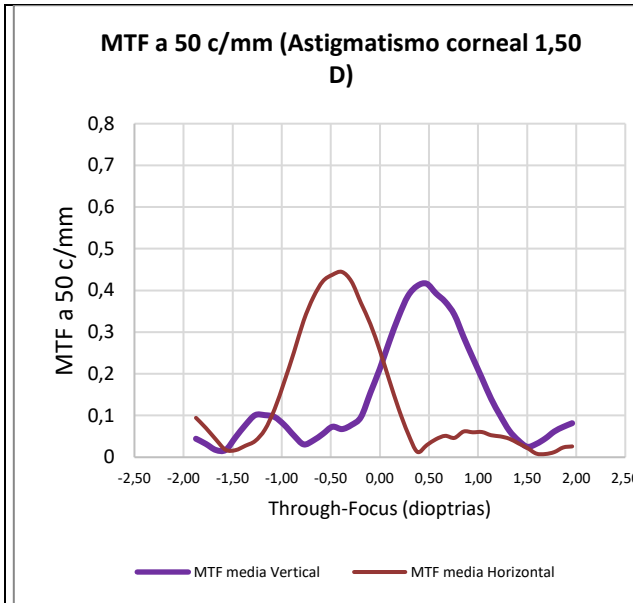


Figura a1. Resultados cuando hay una lente intraocular monofocal no tórica en el sistema óptico.

Resultados para MX60T simulando diferentes astigmatismos en plano de cornea







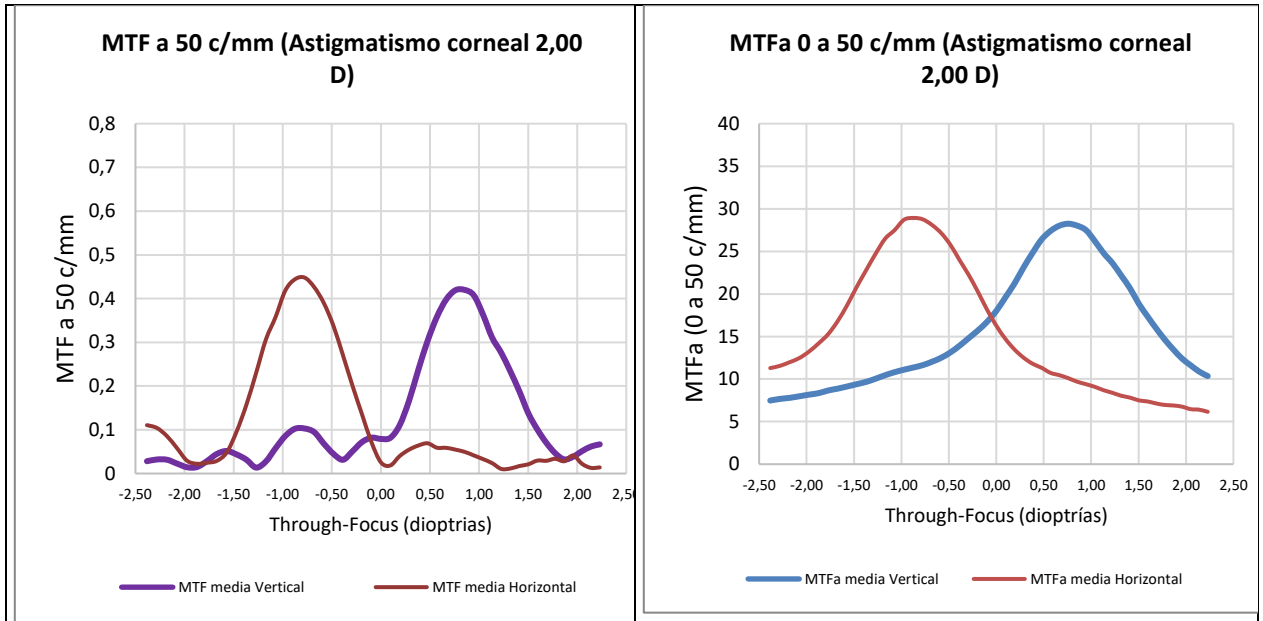
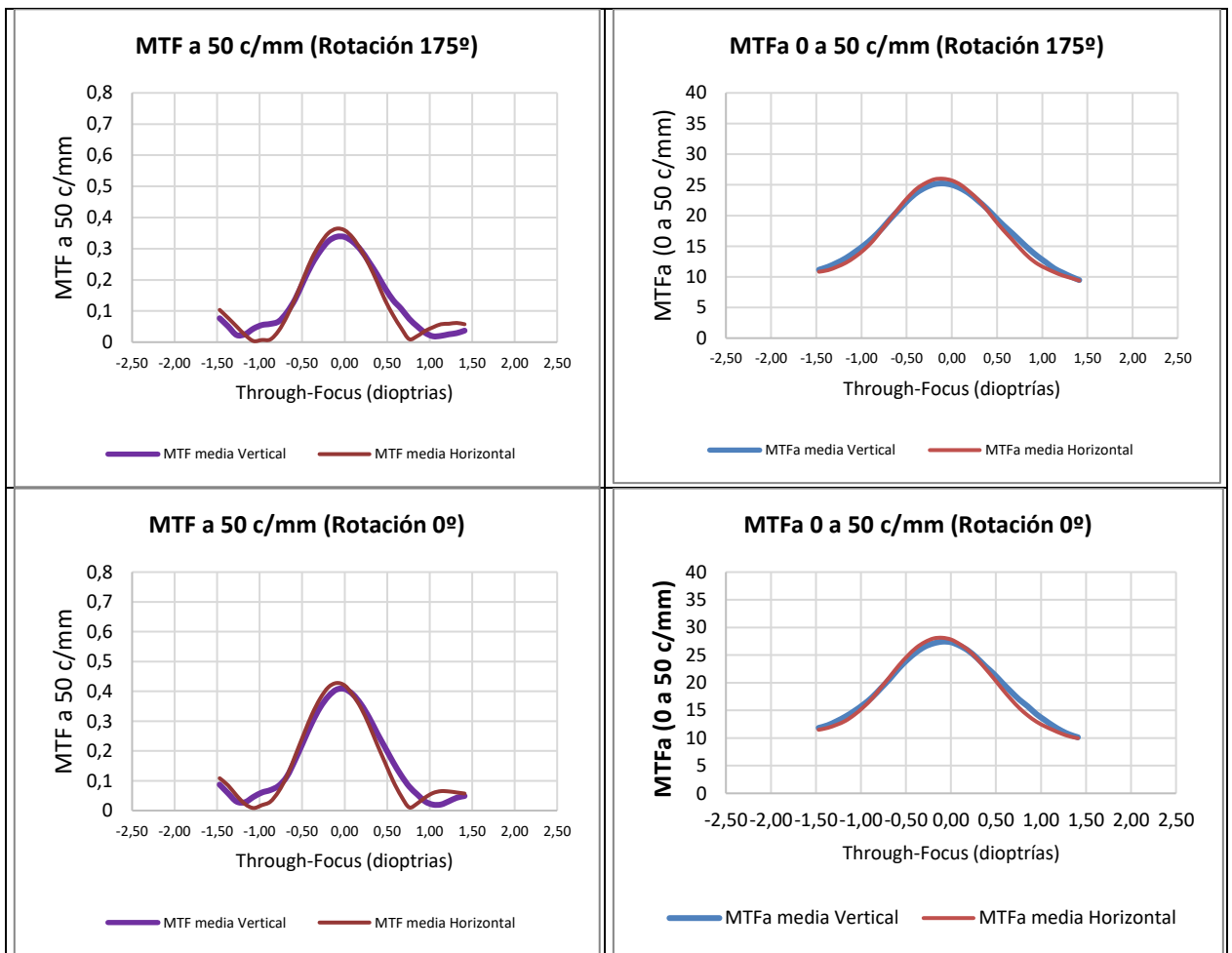
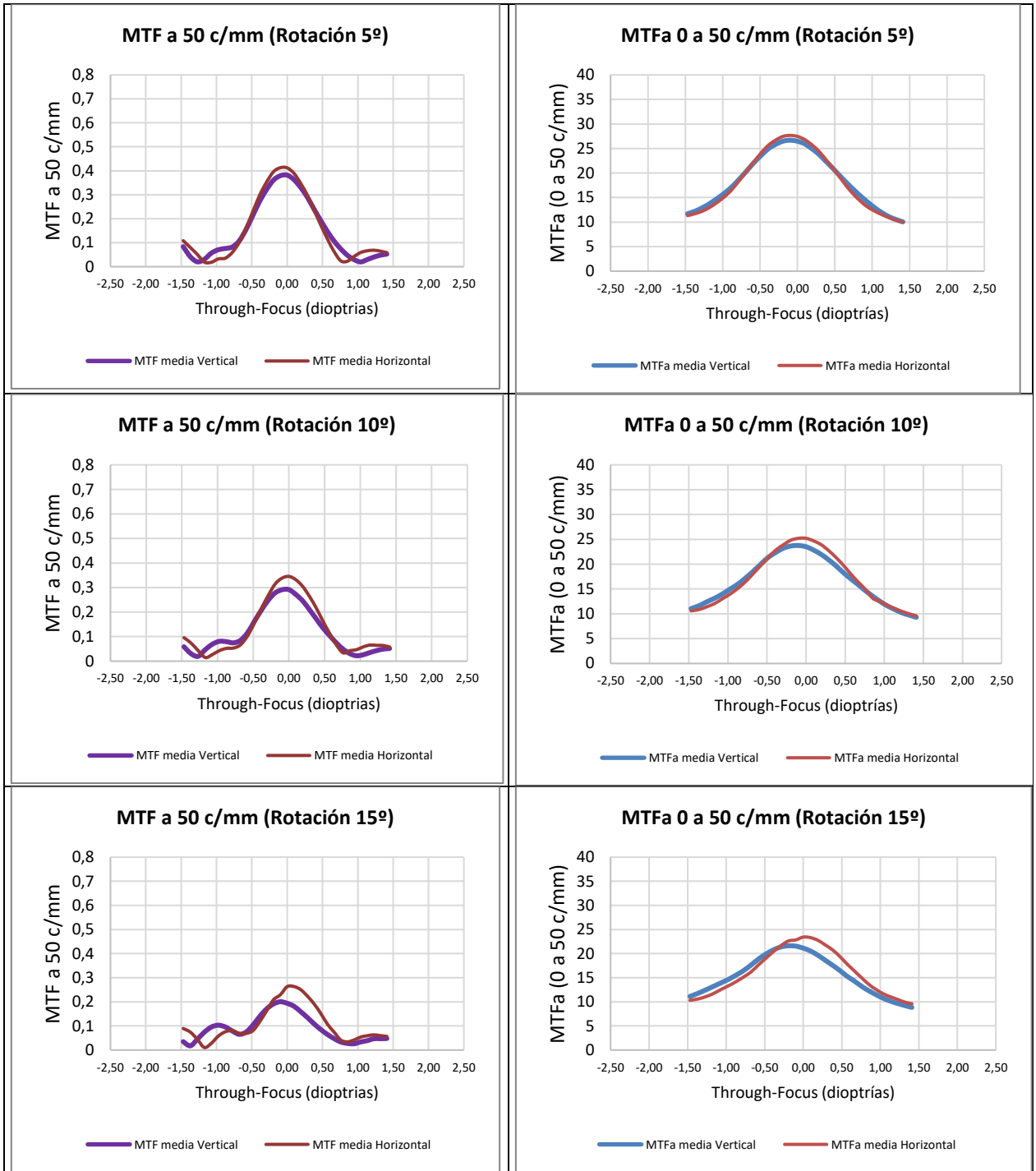
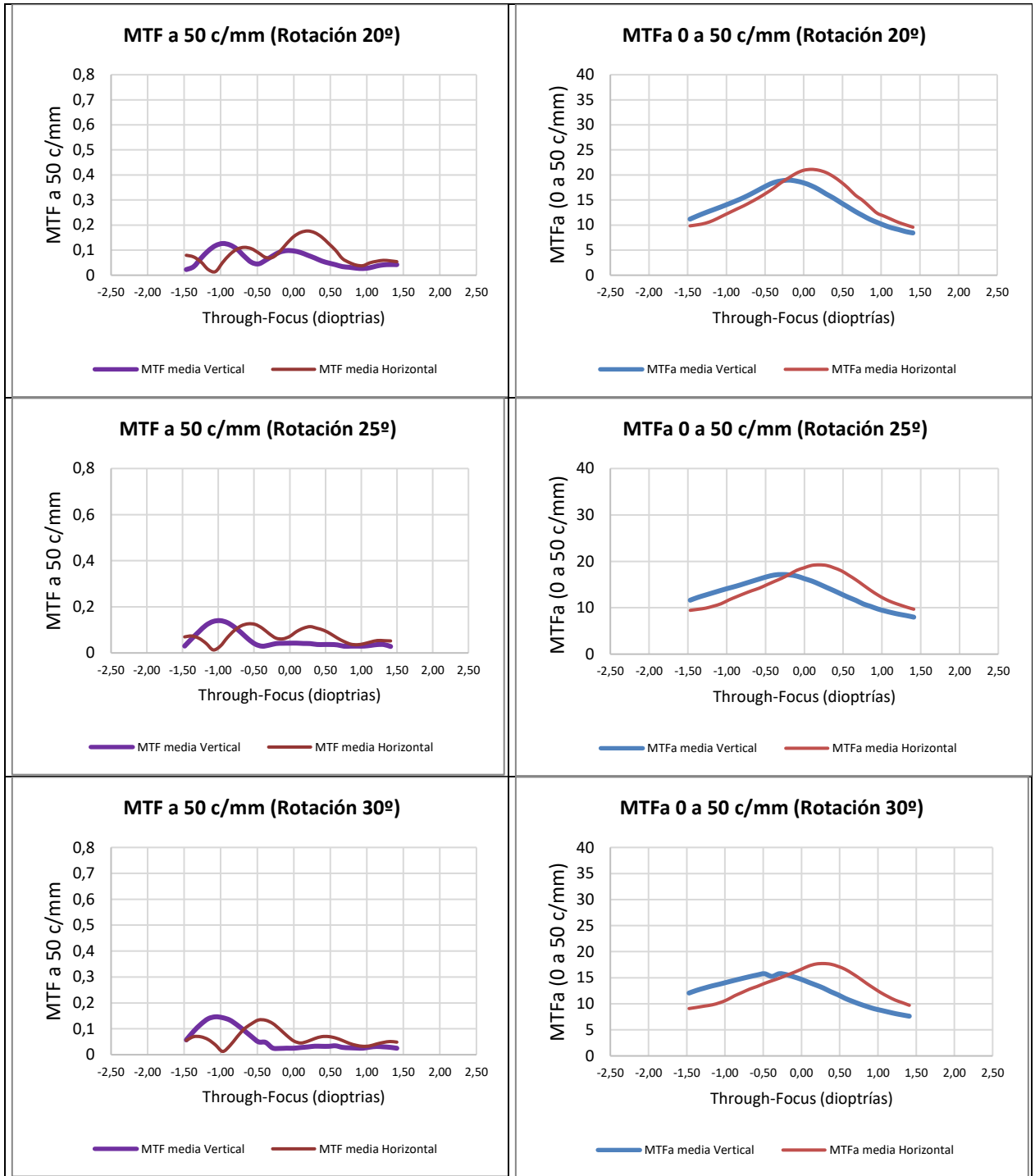


Figura a2. Resultados cuando hay una lente intraocular tórica en el sistema óptico.

Resultados par rotación en lente intraocular EnVista MX60T







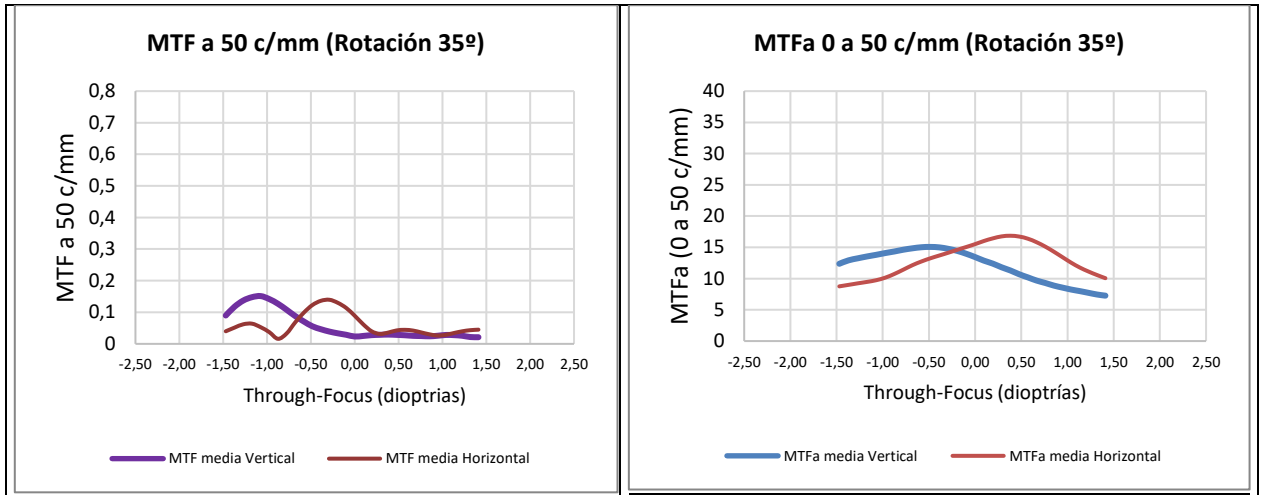


Figura a3. Resultados cuando el eje del astigmatismo corneal difiere del eje del astigmatismo de la lente intraocular monofocal tórica.

Diseño y caracterización de un dispositivo óptico para la evaluación de lentes intraoculares *in vitro*

Design and characterization of an optical device for *in vitro* testing of intraocular lenses

Juan Antonio AZOR ⁽¹⁾, Alison MENDOZA ⁽¹⁾, Fidel VEGA ⁽¹⁾, María Sagrario MILLÁN ⁽¹⁾.

1. Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen. Departamento de Óptica y Optometría. Universitat Politècnica de Catalunya – BARCELONATECH. Terrassa (Barcelona). España Persona de contacto: Juan Antonio Azor (juan.antonio.azor@upc.edu).

RESUMEN:

Se ha realizado el diseño y la caracterización de un dispositivo en banco óptico, que incorpora un nuevo modelo de ojo fisiológico y un sistema de óptica adaptativa controlado por ordenador, para la evaluación *in vitro* de las lentes intraoculares. Se describen los componentes optomecánicos del modelo de ojo, prestando especial atención a las características ópticas de su córnea artificial (potencia y aberración esférica). Se ha comprobado el comportamiento del sistema de óptica adaptativa como método de control y modificación del frente de onda que incide sobre la córnea artificial, obteniendo que es necesario calcular un LUT (*Look-Up-Table*) que permita corregir el comportamiento no-lineal inicial del espejo deformable. Este control del frente de onda permite simular variaciones en la posición del test objeto, así como inducir ametropías o aberraciones en el modelo de ojo sin necesidad de introducir elementos adicionales en el banco óptico. Se presenta un ejemplo de aplicación.

Palabras clave: Lente intraocular, banco óptico, óptica adaptativa, medida del frente de onda, aberraciones de alto orden, aberración esférica, sensor Hartmann-Shack.

ABSTRACT:

We present the design and characterization of an optical setup, which contains a new physiological eye model and a computer-controlled adaptive optics closed loop, intended for the *in vitro* evaluation and optical testing of intraocular lenses. We describe the optomechanical components of the eye model, paying special attention to the optical characteristics of its artificial cornea (power and spherical aberration). We tested the response of the adaptive close loop as a method of control and modification of the wavefront that impinges upon the artificial cornea. We obtained that it is necessary to calculate a LUT (*Look-Up-Table*) to correct the initial non-linear behavior of the deformable mirror. This wavefront control allows us to simulate variations in the position of the object test, as well as to induce ametropia or aberrations in the eye model without the need of introducing additional elements in the optical bench. We present an example of application.

Key words: Intraocular lens, optical bench, adaptive optics, wavefront measurement, high-order aberrations, spherical aberration, Hartmann-Shack sensor.

1.- Introducción

En la cirugía de cataratas, las lentes intraoculares (LIO) se implantan en el ojo como reemplazo del cristalino que, al ir perdiendo transparencia, proporciona una imagen retiniana degradada. Gracias a los diferentes diseños existentes, las LIOs ofrecen la posibilidad de corregir la ametropía preoperatoria del paciente. En los últimos años se han publicado estudios que correlacionan las métricas de calidad óptica de las LIOs, obtenidas mediante medidas objetivas (como el área bajo la función de transferencia de modulación, MTF, o la eficiencia energética) en un modelo de ojo construido en banco óptico con los resultados clínicos postoperatorios de la agudeza visual [1,2].

Este trabajo presenta el diseño y la caracterización de un dispositivo óptico para la evaluación objetiva *in vitro* de una LIO. El dispositivo contiene un modelo de ojo, en el que se inserta la lente, y un sistema para introducir las aberraciones que simulan las de un ojo natural. Con el fin de controlar y modificar las aberraciones del frente de onda que incidirá sobre la LIO, se han incorporado una serie de componentes: un espejo de superficie deformable asociado en bucle a un sensor Hartmann-Shack (HS), un nuevo modelo de cubeta que reproduce de forma esquemática el ojo humano fisiológico y un fotómetro matricial (combinado con un objetivo de microscopio 10X) para captar la imagen formada por el modelo de ojo.

2.- Material

2.1.- Test objeto y sistema de iluminación El sistema de iluminación se ha diseñado de acuerdo con la normativa ISO estándar [3]. Consiste en un diodo LED monocromático verde (longitud de onda $\lambda=530$ nm) que ilumina un test objeto. Los tests usados como objeto durante el análisis de LIOs serán, principalmente, un orificio circular con un diámetro de $100\ \mu\text{m}$ (test *pinhole*) y rendijas verticales y horizontales de $10\ \mu\text{m}$ de anchura (test *box*). Para situar el objeto ópticamente en el infinito, se ha colocado a la distancia focal de una lente colimadora ($f'=150$ mm).

2.2.- Sistema de óptica adaptativa Se ha introducido en el banco óptico un sistema de óptica adaptativa [4] formado por varios dispositivos que trabajan en bucle. Esto permite corregir un frente de onda aberrado y también introducir aberraciones de forma controlada utilizando dos elementos: un sensor Hartmann-Shack *HASO4 VIS* (figura 1a) y un espejo deformable *Mirao 52e* (figura 1b), ambos de Imagine Optic, que modifica el frente de onda mediante software informático.

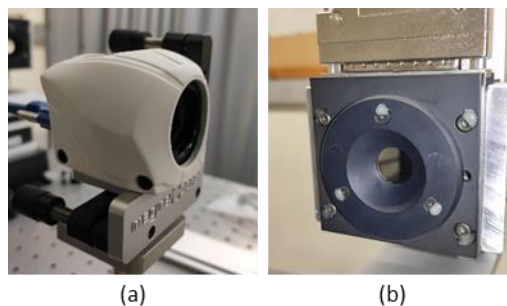


Fig. 1: (a) Sensor Hartmann-Shack del bucle de óptica adaptativa. (b) Espejo deformable.

2.2.1.- Espejo deformable

El espejo deformable consta de una superficie cuya geometría puede ser modificada gracias a una matriz de 52 actuadores que deforman su superficie reflectante, de 15 mm de diámetro. Este cambio en la geometría del espejo permite modificar los parámetros del frente de onda incidente para que sea reflejado con unas características determinadas (compensación de aberraciones, introducción controlada de aberraciones geométricas, etc.). En base a un estudio realizado por Fernández et al [5], se ha limitado el área utilizada del espejo deformable a 11.89 mm de diámetro. Esto hace que un conjunto circular de actuadores quede fuera de la región de interés (figura 2). De esa manera, el borde de la pupila proyectada reproduce mejor las frecuencias espaciales altas.

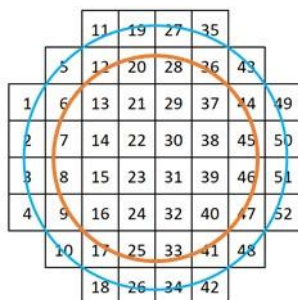


Fig. 2: Esquema de la distribución de los 52 actuadores del espejo. El círculo azul indica la superficie reflectante del espejo (diámetro 15 mm), y el círculo naranja indica el área utilizada (diámetro 11.89 mm).

2.2.2.- *Sensor Hartmann-Shack* El sensor de Hartmann-Shack [6] es un sistema óptico diseñado para evaluar las aberraciones de un frente de ondas. Consiste en una matriz de microlentes con un mismo plano focal imagen, que coincide con el plano de un sensor CCD. Para un frente de onda plano, cada microlente forma la imagen sobre su punto focal (figura 3a). En cambio, si el haz incidente está aberrado, las microlentes forman imágenes en otros puntos del plano del CCD, que medirá la desviación (figura 3b). A partir de esta desviación lineal, se puede determinar la pendiente local del frente de ondas en para cada microlente y deducir el frente de onda completo. Así, es posible calcular la aberración en un determinado plano y para una longitud onda, apertura, etc.

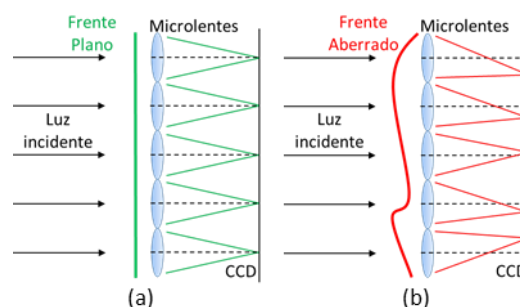


Fig. 3: Principio del funcionamiento de un sensor HS en caso de un frente de onda plano (a) y un frente de onda aberrado (b).

La matriz de microlentes debe estar en el plano imagen conjugado del plano del espejo deformable y convenientemente ajustada y alineada. De no ser así, el cálculo de las pendientes locales sería erróneo y, por consiguiente, también lo sería el cálculo de la geometría del frente de onda.

2.2.3.- *Bucle de óptica adaptativa* El sensor HS registra el frente de onda reflejado por el espejo deformable. Un software específico permite enviar una señal al espejo, que varía la posición de sus actuadores para conseguir que el frente de onda reflejado cumpla con los parámetros deseados. Es posible crear un bucle cerrado en el que los actuadores corrijan su posición de forma continua en el tiempo, según las aberraciones que reciba el sensor HS, o bien, mantenerlos en una posición fija independientemente del frente de onda que llegue al sensor. Cada actuador modifica su posición gracias a la variación de voltaje comprendida en $\pm 1V$. Para comprobar el rango dinámico del espejo deformable, se introdujeron aberraciones de forma individual sobre un frente de onda plano hasta llegar a un máximo de $\pm 0.9 V$. La tabla 1 muestra el rango para los coeficientes de las aberraciones de mayor interés en este trabajo (polinomios de Zernike de desenfoque $Z[2,0]$; astigmatismo a $45^\circ Z[2,-2]$ y $0^\circ Z[2,2]$; coma a $90^\circ Z[3,-1]$ y $0^\circ Z[3,1]$; y aberración esférica (AE) $Z[4,0]$), para un diámetro de trabajo de 11.89 mm.

Aberración	Rango dinámico (μm) (valor mínimo / valor máximo)
Desenfoque	18 (-11.5 / +6.5)
Astigmatismo 45°	10.8 (-5 / +5.8)
Astigmatismo 0°	10 (-4.6 / +5.4)
Coma 0°	2.6 (-1.4 / +1.2)
Coma 90°	2.4 (-1.2 / +1.2)
Ab. Esférica	2 (-0.9 / +1.1)

Tabla 1: Rango dinámico de los coeficientes de Zernike (en μm) para diferentes aberraciones aplicables sobre un frente de onda inicial plano.

2.3.- **Modelo de ojo fisiológico** Se ha diseñado un componente optomecánico en forma de cubeta que pretende simular las características ópticas más significativas de un ojo humano. La primera lente constituye una córnea artificial (figura 4, a), tras la que se sitúa una placa perforada extraíble que actuará como diafragma (figura 4, b), limitando la apertura de la LIO. La córnea artificial tiene una potencia de $+42.2 D$ y una aberración esférica de $+0.32 \mu\text{m}$ para una pupila de entrada de 6 mm de diámetro. Seguidamente hay un soporte en el que se coloca una LIO (figura 4, c). Como última superficie se encuentra una lámina plana de vidrio BK7 perpendicular al eje óptico (figura 4, d). El interior de la cubeta se llena con agua ($n = 1.333$), de forma que todos los elementos ópticos quedan sumergidos.

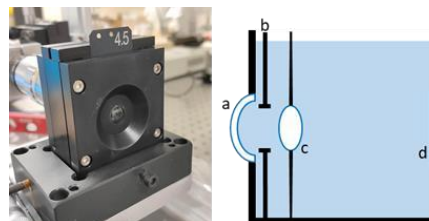


Fig. 4: Imagen y esquema de la cubeta diseñada para el modelo de ojo fisiológico.

2.4.- **Fotómetro matricial** Las imágenes se han adquirido mediante un fotómetro matricial Westboro Photonics P280SU que contiene un sensor pixelado CCD. Este instrumento utiliza un filtro CIE $V(\lambda)$, que proporciona una sensibilidad espectral similar a la curva de eficiencia fotópica del observador patrón, $V(\lambda)$ [7]. Un objetivo de microscopio (10X Mitutoyo Plan Apo

Infinity) forma la imagen real final sobre el plano del sensor, que actúa como retina artificial del sistema. La adquisición de imágenes digitales se realiza por ordenador.

3.- Metodología

En este apartado se describe el proceso de construcción del dispositivo en banco óptico, así como la caracterización de los elementos que lo componen (figuras 5 y 6). El test objeto (*pinhole*) se proyecta mediante un haz de luz colimado sobre la superficie del espejo deformable. El espejo refleja el haz, que se divide en dos brazos gracias a un cubo divisor. El brazo principal se dirige hacia la cubeta, y el brazo secundario se dirige hacia el sensor HS, del bucle de óptica adaptativa. El plano de la superficie del espejo deformable debe estar conjugado, simultáneamente, con la matriz de microlentes del sensor HS y con la pupila de entrada de la cubeta.

3.1.- Ajuste del bucle de óptica adaptativa Se realizaron pruebas preliminares para asegurar el correcto funcionamiento del bucle, tanto en la medida de la aberración como en el comportamiento lineal del espejo deformable y rango dinámico (según especificaciones técnicas). Esto se llevó a cabo situando un segundo sensor Hartmann-Shack (HSv), cuyas medidas sirvieron como verificación, en el lugar que posteriormente ocuparía la cubeta. La matriz de microlentes del HSv se conjugó ópticamente con el plano del espejo deformable. La figura 5 muestra un esquema simplificado de esta fase del montaje. El haz de luz que incide sobre el espejo y el haz reflejado forman un ángulo de unos 10° .

Para obtener un frente de onda plano, el espejo debe corregir las aberraciones residuales del frente de onda colimado detectadas por HS del bucle. La comprobación del estado de este frente de onda corregido se hizo mediante una lectura en el sensor HSv. Para las aberraciones de mayor interés en este trabajo (desenfoque $Z[2,0]$; astigmatismo a 45° $Z[2,-2]$ y 0° $Z[2,2]$; coma a 90° $Z[3,-1]$ y 0° $Z[3,1]$; y aberración esférica $Z[4,0]$), el sensor HSv indicó una desviación inferior a $0.01 \mu\text{m}$ respecto a un frente de onda plano ideal.

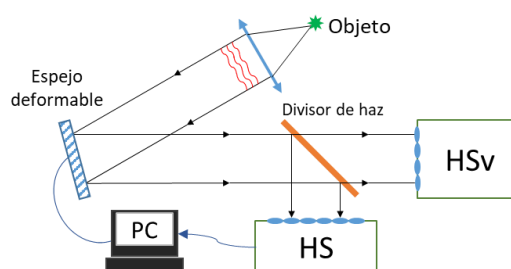


Fig. 5: Esquema del montaje del bucle de óptica adaptativa.

3.2.- Introducción controlada de aberraciones Se observó que el espejo deformable no tenía un comportamiento lineal. Por ello, para introducir aberraciones de forma controlada por ordenador, se realizó la caracterización de la respuesta del espejo. Se han establecido las funciones LUT de actualización de valores (*Look-Up-Table*) para lograr una respuesta lineal del espejo en la introducción de las aberraciones de interés antes mencionadas. Esta corrección permitió asegurar la linealidad del espejo deformable, con un margen de error $<2\%$.

3.3.- Incorporación del modelo de ojo fisiológico al banco óptico

Una vez comprobada la repetitividad de las medidas, se sustituyó el sensor HSv por la cubeta con el modelo de ojo fisiológico (en este punto la cubeta no contiene ninguna LIO). Para garantizar que la córnea artificial recibe un frente de onda con las características deseadas, es necesario que su pupila de entrada esté conjugada con el plano del espejo deformable (el mismo plano en el que se encontraba antes la matriz de microlentes del sensor HSv). El esquema simplificado del montaje final se muestra en la figura 6.

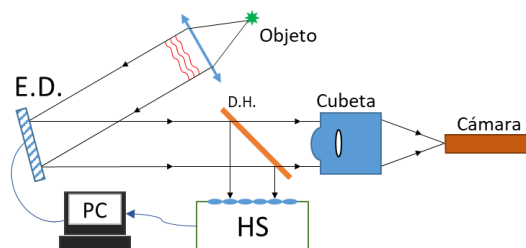


Fig. 6: Esquema de la distribución de los elementos en el montaje final (no incluye lentes intermedias para la conjugación óptica).

La normativa estándar ISO [3] recomienda usar una córnea libre de aberraciones, o bien, de forma alternativa, con una cierta aberración esférica para la evaluación de LIOs de diseño esférico. La córnea artificial del modelo tiene una aberración esférica aproximada a la de un ojo humano. Mediante el programa de trazado de rayos Zemax se obtuvo una $AE = +0.32 \mu\text{m}$ para una pupila de entrada de 6 mm de diámetro y una longitud de onda de trabajo de 530 nm, como muestra la figura 7.

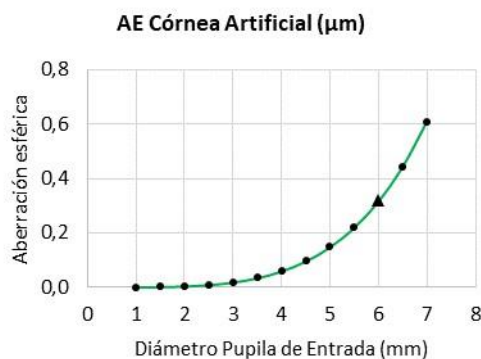


Fig. 7: Aberración esférica de la córnea artificial ($\lambda=530 \text{ nm}$) según el diámetro de la pupila de entrada.

También se determinó la posición de la pupila de entrada (obtenida según la posición del diafragma extraíble), situada 2.13 mm por detrás del vértice corneal, y se confirmó la potencia de la córnea artificial (+42.2 D).

3.4.- Ejemplo experimental: compensación de la aberración esférica

Como ejemplo de aplicación, se utilizó el test *box* (figura 8) para evaluar el comportamiento del sistema de óptica adaptativa, y se planteó la compensación de la aberración esférica de la córnea artificial (+0.32 micras) en una cubeta con diafragma de

5 mm y sin LIO. Para ello, se utilizó la LUT correspondiente en la programación del espejo deformable.

A continuación, se muestra la mejor imagen del test obtenida por el fotómetro matricial (en escala de grises, de 0 a 255) antes de compensar la aberración esférica corneal (figura 8a) y tras compensarla con el espejo (figura 8b). Se analiza la calidad óptica de las imágenes mediante la MTF (*Modulation Transfer Function*) para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm. En el primer caso (figura 8a), la imagen captada alcanza un valor $MTF = 20.17$, mientras que al compensar la AE, se consigue $MTF = 35.17$ (figura 8b).

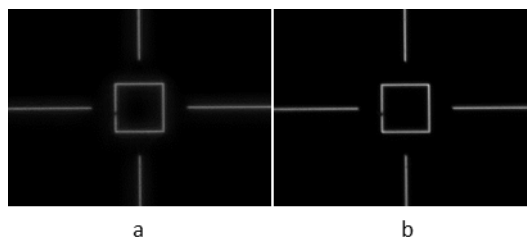


Fig. 8: Imagen del test en escala de grises (de 0 a 255) obtenida: (a) sin corregir la AE de la córnea artificial, y (b) tras corregir la AE con el espejo deformable.

Para facilitar la comparación entre las imágenes, se muestran las figuras anteriores en escala logarítmica (figura 9). Se puede observar cómo la compensación de la aberración esférica de la córnea artificial reduce la presencia de halos en la imagen final.

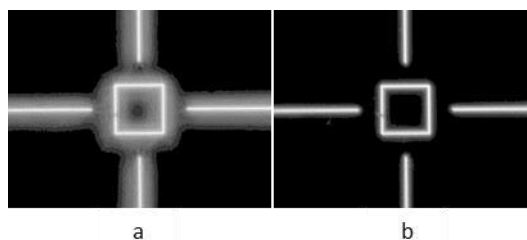


Fig. 9: Imagen del test en escala logarítmica: (a) sin corregir la AE de la córnea artificial, y (b) tras corregir la AE con el espejo deformable.

4.- Conclusiones

Se ha presentado el diseño y la caracterización de un dispositivo óptico para evaluar lentes intraoculares que contiene: un bucle de óptica adaptativa, el cual permite el control y la modificación del frente de onda, y de una cubeta con un nuevo modelo de ojo fisiológico. Se ha obtenido una respuesta lineal del espejo deformable para las aberraciones y rangos de mayor interés, consiguiendo que el frente de onda incida sobre la córnea artificial de la cubeta con unos parámetros conocidos y fiables. Gracias a este control del frente de onda, es posible formar la imagen del test objeto en diferentes planos, simulando un objeto a distancias variables. También simular diferentes ametropías oculares (miopía, hipermetropía o astigmatismo) o variaciones en la aberración esférica de la córnea artificial, como se ha demostrado en el apartado anterior.

El montaje y caracterización de este conjunto de elementos será de gran utilidad para evaluar in vitro las características y la calidad de imagen óptica de diferentes diseños de lentes

intraoculares, agilizando la variación de las condiciones de trabajo. Se amplían las posibilidades de simulación óptica y, además, una transición suave y controlada entre ellas.

Con la puesta a punto del dispositivo, se espera conseguir un sistema fiable para evaluar de forma objetiva las lentes intraoculares, que facilite relacionar con más precisión las métricas objetivas conseguidas en banco óptico con los resultados subjetivos reportados por pacientes tras su implante.

Referencias

- [1] Fidel VEGA, María Sagrario MILLÁN, Nuria GARZÓN, Irene ALTEMIR, Francisco POYALES, José Manuel LARROSA,
“Visual acuity of pseudophakic patients predicted from in-vitro measurements of intraocular lenses with different design”, Biomed. Opt. Express, vol. 9, n.º. 10, pp. 4893–4906, 2018.
- [2] Jesús ARMENGOL, Nuria GARZÓN, Fidel VEGA, Irene ALTEMIR, María Sagrario
MILLÁN, *“Equivalence of two optical quality metrics to predict the visual acuity of multifocal pseudophakic patients”*, Biomed. Opt. Express, vol. 11, n.º. 5, pp. 2818–2829, 2020.
- [3] ISO STANDARD, *“11979-2 (2014) Ophthalmic implants-Intraocular lenses-Part 2: optical properties and test methods”*, Int. Organ. Stand. Geneva, Switz., 2014.
- [4] Austin ROORDA, *“Adaptive optics for studying visual function: A comprehensive review”*, J. Vis., vol. 11, n.º. 6, pp. 1–21, 2011.
- [5] Enrique J. FERNÁNDEZ, Laurent VABRE,
Boris HERMANN, Angelika
UNTERHUBER, Boris POVAZAY,
Wolfgang DREXLER, *“Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye.”*, Opt. Express, vol. 14, n.º. 20, pp. 8900–8917, 2006.
- [6] Roland V. SHACK, Ben C. PLATT,
“Production and use of a lenticular Hartmann screen”, J. Opt. Soc. Am., vol. 61, n.º. 5, pp. 656–660, 1971.
- [7] Günther WYSZCKI, Walter S. STILES, *“Color Science: Concepts and methods, quantitative data and formulae”* (Wiley, 1982).

Diseño caracterización de un dispositivo óptico para la evaluación de lentes intraoculares in vitro

Design and characterization of an optical device for in vitro testing of intraocular lenses

Juan Antonio AZOR ⁽¹⁾, Alison MENDOZA ⁽¹⁾, Fidel VEGA ⁽¹⁾, María Sagrario MILLÁN ⁽¹⁾.

1. Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen. Departamento de Óptica y Optometría. Universitat Politècnica de Catalunya . BARCELONATECH. Terrassa (Barcelona). España
Persona de contacto: Juan Antonio Azor (juan.antonio.azor@upc.edu).

RESUMEN:

Se ha realizado el diseño y la caracterización de un dispositivo en banco óptico, que incorpora un nuevo modelo de ojo fisiológico y un sistema de óptica adaptativa controlado por ordenador, para la evaluación in vitro de las lentes intraoculares. Se describen los componentes optomecánicos del modelo de ojo, prestando especial atención a las características ópticas de su córnea artificial (potencia y aberración esférica). Se ha comprobado el comportamiento del sistema de óptica adaptativa como método de control y modificación del frente de onda que incide sobre la córnea artificial, obteniendo que es necesario calcular un LUT (Look-Up-Table) que permita corregir el comportamiento no-lineal inicial del espejo deformable. Este control del frente de onda permite simular variaciones en la posición del test objeto, así como inducir ametropías o aberraciones en el modelo de ojo sin necesidad de introducir elementos adicionales en el banco óptico. Se presenta un ejemplo de aplicación.

Palabras clave: Lente intraocular, banco óptico, óptica adaptativa, medida del frente de onda, aberraciones de alto orden, aberración esférica, sensor Hartmann-Shack.

ABSTRACT:

We present the design and characterization of an optical setup, which contains a new physiological eye model and a computer-controlled adaptive optics closed loop, intended for the in vitro evaluation and optical testing of intraocular lenses. We describe the optomechanical components of the eye model, paying special attention to the optical characteristics of its artificial cornea (power and spherical aberration). We tested the response of the adaptive close loop as a method of control and modification of the wavefront that impinges upon the artificial cornea. We obtained that it is necessary to calculate a LUT (Look-Up-Table) to correct the initial non-linear behavior of the deformable mirror. This wavefront control allows us to simulate variations in the position of the object test, as well as to induce ametropia or aberrations in the eye model without the need of introducing additional elements in the optical bench. We present an example of application.

Key words: Intraocular lens, optical bench, adaptive optics, wavefront measurement, high-order aberrations, spherical aberration, Hartmann-Shack sensor.

1.- Introducción

En la cirugía de cataratas, las lentes intraoculares (LIO) se implantan en el ojo como reemplazo del cristalino que, al ir perdiendo transparencia, proporciona una imagen retiniana degradada. Gracias a los diferentes diseños existentes, las LIOs ofrecen la posibilidad de corregir la ametropía preoperatoria del paciente. En los últimos años se han publicado estudios que correlacionan las métricas de calidad óptica de las LIOs, obtenidas mediante medidas objetivas (como el área bajo la función de transferencia de modulación, MTF, o la eficiencia energética) en un modelo de ojo construido en banco óptico con los resultados clínicos postoperatorios de la agudeza visual [1,2].

Este trabajo presenta el diseño y la caracterización de un dispositivo óptico para la evaluación objetiva in vitro de una LIO. El dispositivo contiene un modelo de ojo, en el que se inserta la lente, y un sistema para introducir las aberraciones que simulan las de un ojo natural. Con el fin de controlar y modificar las aberraciones del frente de onda que incidirá sobre la LIO, se han incorporado una serie de componentes: un espejo de superficie deformable asociado en bucle a un sensor Hartmann-Shack (HS), un nuevo modelo de cubeta que reproduce de forma esquemática el ojo humano fisiológico y un fotómetro matricial (combinado con un objetivo de microscopio 10X) para captar la imagen formada por el modelo de ojo.

2.- Material

2.1.- Test objeto y sistema de iluminación

El sistema de iluminación se ha diseñado de acuerdo con la normativa ISO estándar [3]. Consiste en un diodo LED monocromático verde (longitud de onda =530 nm) que ilumina un test objeto. Los tests usados como objeto durante el análisis de LIOs serán, principalmente, un orificio circular con un diámetro de 100 μm (test pinhole) y rendijas verticales y horizontales de 10 μm de anchura (test box). Para situar el objeto ópticamente en el infinito, se ha colocado a la distancia focal de una lente colimadora ($f=150$ mm).

2.2.- Sistema de óptica adaptativa

Se ha introducido en el banco óptico un sistema de óptica adaptativa [4] formado por varios dispositivos que trabajan en bucle. Esto permite corregir un frente de onda aberrado y también introducir aberraciones de forma controlada utilizando dos elementos: un sensor Hartmann-Shack HASO4 VIS (figura 1a) y un espejo deformable Mirao 52e (figura 1b), ambos de Imagine Optic, que modifica el frente de onda mediante software informático.

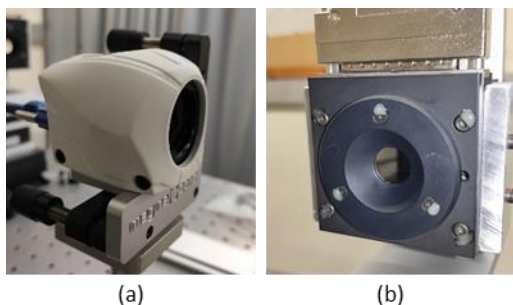


Fig. 1: (a) Sensor Hartmann-Shack del bucle de óptica adaptativa. (b) Espejo deformable.

2.2.1.- Espejo deformable

El espejo deformable consta de una superficie cuya geometría puede ser modificada gracias a una matriz de 52 actuadores que deforman su superficie reflectante, de 15 mm de diámetro. Este cambio en la geometría del espejo permite modificar los parámetros del frente de onda incidente para que sea reflejado con unas características determinadas (compensación de aberraciones, introducción controlada de aberraciones geométricas, etc.). En base a un estudio realizado por Fernández et al [5], se ha limitado el área utilizada del espejo deformable a 11.89 mm de diámetro. Esto hace que un conjunto circular de actuadores quede fuera de la región de interés (figura 2). De esa manera, el borde de la pupila proyectada reproduce mejor las frecuencias espaciales altas.

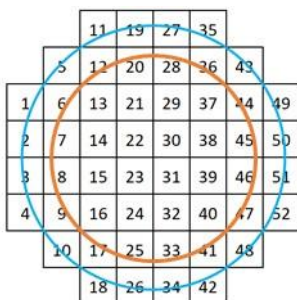


Fig. 2: Esquema de la distribución de los 52 actuadores del espejo. El círculo azul indica la superficie reflectante del espejo (diámetro 15 mm), y el círculo naranja indica el área utilizada (diámetro 11.89 mm).

2.2.2.- Sensor Hartmann-Shack El sensor de Hartmann-Shack [6] es un sistema óptico diseñado para evaluar las aberraciones de un frente de ondas. Consiste en una matriz de microlentes con un mismo plano focal imagen, que coincide con el plano de un sensor CCD. Para un frente de onda plano, cada microlente forma la imagen sobre su punto focal (figura 3a). En cambio, si el haz incidente está aberrado, las microlentes forman imágenes en otros puntos del plano del CCD, que medirá la desviación (figura 3b). A partir de esta desviación lineal, se puede determinar la pendiente local del frente de ondas en para cada microlente y deducir el frente de onda completo. Así, es posible calcular la aberración en un determinado plano y para una longitud onda, apertura, etc.

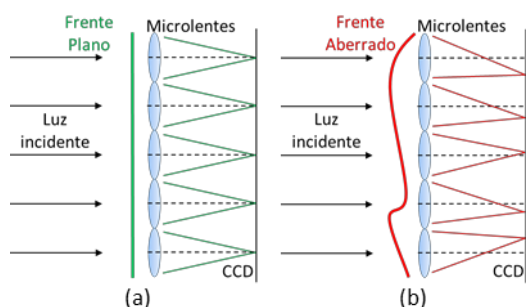


Fig. 3: Principio del funcionamiento de un sensor HS en caso de un frente de onda plano (a) y un frente de onda aberrado (b).

La matriz de microlentes debe estar en el plano imagen conjugado del plano del espejo deformable y convenientemente ajustada y alineada. De no ser así, el cálculo de las pendientes locales sería erróneo y, por consiguiente, también lo sería el cálculo de la geometría del frente de onda.

2.2.3.- Bucle de óptica adaptativa El sensor HS registra el frente de onda reflejado por el espejo deformable. Un software específico permite enviar una señal al espejo, que varía la posición de sus actuadores para conseguir que el frente de onda reflejado cumpla con los parámetros deseados. Es posible crear un bucle cerrado en el que los actuadores corrijan su posición de forma continua en el tiempo, según las aberraciones que reciba el sensor HS, o bien, mantenerlos en una posición fija independientemente del frente de onda que llegue al sensor. Cada actuador modifica su posición gracias a la variación de voltaje comprendida en 1V. Para comprobar el rango dinámico del espejo deformable, se introdujeron aberraciones de forma individual sobre un frente de onda plano hasta llegar a un máximo de ± 0.9 V. La tabla 1 muestra el rango para los coeficientes de las aberraciones de mayor interés en este trabajo (polinomios de Zernike de desenfoque $Z[2,0]$; astigmatismo a 45° $Z[2,-2]$ y 0° $Z[2,2]$; coma a 90° $Z[3,-1]$ y 0° $Z[3,1]$; y aberración esférica (AE) $Z[4,0]$), para un diámetro de trabajo de 11.89 mm.

Aberración	Rango dinámico (μm) (valor mínimo / valor máximo)
Desenfoque	18 (-11.5 / +6.5)
Astigmatismo 45°	10.8 (-5 / +5.8)
Astigmatismo 0°	10 (-4.6 / +5.4)
Coma 0°	2.6 (-1.4 / +1.2)
Coma 90°	2.4 (-1.2 / +1.2)
Ab. Esférica	2 (-0.9 / +1.1)

Tabla 1: Rango dinámico de los coeficientes de Zernike (en μm) para diferentes aberraciones aplicables sobre un frente de onda inicial plano.

2.3.- Modelo de ojo fisiológico

Se ha diseñado un componente optomecánico en forma de cubeta que pretende simular las características ópticas más significativas de un ojo humano. La primera lente constituye una córnea artificial (figura 4, a), tras la que se sitúa una placa perforada extraíble que actuará como diafragma (figura 4, b), limitando la apertura de la LIO. La córnea artificial tiene una potencia de $+42.2$ D y una aberración esférica de $+0.32$ μm para una pupila de entrada de 6 mm de diámetro. Seguidamente hay un soporte en el que se coloca una LIO (figura 4, c). Como última superficie se encuentra una lámina plana de vidrio BK7 perpendicular al eje óptico (figura 4, d). El interior de la cubeta se llena con agua ($n = 1.333$), de forma que todos los elementos ópticos quedan sumergidos.

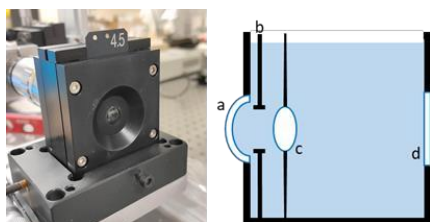


Fig. 4: Imagen y esquema de la cubeta diseñada para el modelo de ojo fisiológico.

2.4.- Fotómetro matricial

Las imágenes se han adquirido mediante un fotómetro matricial Westboro Photonics P280SU que contiene un sensor pixelado

CCD. Este instrumento utiliza un filtro CIE $V(\lambda)$, que proporciona una sensibilidad espectral similar a la curva de eficiencia fotópica del operador humano, $V(\lambda)$ [7]. Un objetivo de microscopio (10X Mitutoyo Plan Apo Infinity) forma la imagen real final sobre el plano del sensor, que actúa como retina artificial del sistema. La adquisición de imágenes digitales se realiza por ordenador.

3.- Metodología

En este apartado se describe el proceso de construcción del dispositivo en banco óptico, así como la caracterización de los elementos que lo componen (figuras 5 y 6). El test objeto (pinhole) se proyecta mediante un haz de luz colimado sobre la superficie del espejo deformable. El espejo refleja el haz, que se divide en dos brazos gracias a un cubo divisor. El brazo principal se dirige hacia la cubeta, y el brazo secundario se dirige hacia el sensor HS, del bucle de óptica adaptativa. El plano de la superficie del espejo deformable debe estar conjugado, simultáneamente, con la matriz de microlentes del sensor HS y con la pupila de entrada de la cubeta. **3.1.- Ajuste del bucle de óptica adaptativa**

Se realizaron pruebas preliminares para asegurar el correcto funcionamiento del bucle, tanto en la medida de la aberración como en el comportamiento lineal del espejo deformable y rango dinámico (según especificaciones técnicas). Esto se llevó a cabo situando un segundo sensor Hartmann-Shack (HSv), cuyas medidas sirvieron como verificación, en el lugar que posteriormente ocuparía la cubeta. La matriz de microlentes del HSv se conjugó ópticamente con el plano del espejo deformable. La figura 5 muestra un esquema simplificado de esta fase del montaje. El haz de luz que incide sobre el espejo y el haz reflejado forman un ángulo de unos 10° .

Para obtener un frente de onda plano, el espejo debe corregir las aberraciones residuales del frente de onda colimado detectadas por HS del bucle. La comprobación del estado de este frente de onda corregido se hizo mediante una lectura en el sensor HSv. Para las aberraciones de mayor interés en este trabajo (desenfoque $Z[2,0]$; astigmatismo a 45° $Z[2,-2]$ y 0° $Z[2,2]$; coma a 90° $Z[3,-1]$ y 0° $Z[3,1]$; y aberración esférica $Z[4,0]$), el sensor HSv indicó una desviación inferior a $0.01 \mu\text{m}$ respecto a un frente de onda plano ideal.

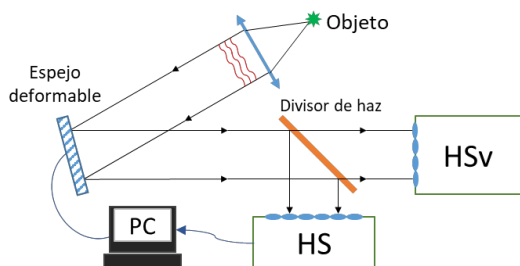


Fig. 5: Esquema del montaje del bucle de óptica adaptativa.

3.2.- Introducción controlada de aberraciones

Se observó que el espejo deformable no tenía un comportamiento lineal. Por ello, para introducir aberraciones de forma controlada por ordenador, se realizó la caracterización de la respuesta del espejo. Se han establecido las funciones LUT de actualización de valores (Look-Up-Table) para lograr una respuesta lineal del espejo en la introducción de las aberraciones de interés antes mencionadas. Esta corrección permitió asegurar la linealidad del espejo deformable, con un margen de error $<2\%$.

3.3.- Incorporación del modelo de ojo fisiológico al banco óptico

Una vez comprobada la repetitividad de las medidas, se sustituyó el sensor HSv por la cubeta con el modelo de ojo fisiológico (en este punto la cubeta no contiene ninguna LIO). Para garantizar que la córnea artificial recibe un frente de onda con las características deseadas, es necesario que su pupila de entrada esté conjugada con el plano del espejo deformable (el mismo plano en el que se encontraba antes la matriz de microlentes del sensor HSv). El esquema simplificado del montaje final se muestra en la figura 6.

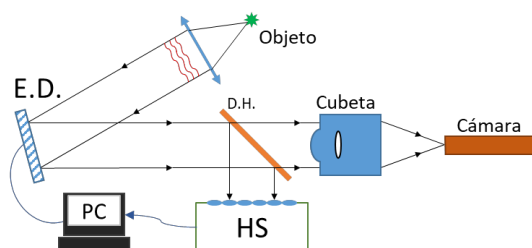


Fig. 6: Esquema de la distribución de los elementos en el montaje final (no incluye lentes intermedias para la conjugación óptica).

La normativa estándar ISO [3] recomienda usar una córnea libre de aberraciones, o bien, de forma alternativa, con una cierta aberración esférica para la evaluación de LIOs de diseño esférico. La córnea artificial del modelo tiene una aberración esférica aproximada a la de un ojo humano. Mediante el programa de trazado de rayos Zemax se obtuvo una $AE = +0.32 \mu\text{m}$ para una pupila de entrada de 6 mm de diámetro y una longitud de onda de trabajo de 530 nm, como muestra la figura 7.

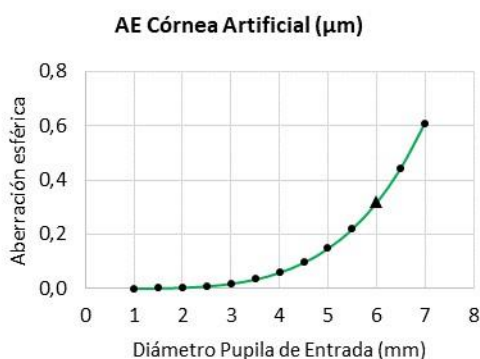


Fig. 7: Aberración esférica de la córnea artificial ($=530 \text{ nm}$) en función del diámetro de la pupila de entrada.

También se determinó la posición de la pupila de entrada (obtenida según la posición del diafragma extraíble), situada 2.13 mm por detrás del vértice corneal, y se confirmó la potencia de la córnea artificial (+42.2 D).

3.4.- Ejemplo experimental: compensación de la aberración esférica

Como ejemplo de aplicación, se utilizó el test box (figura 8) para evaluar el comportamiento del sistema de óptica adaptativa, y se planteó la compensación de la aberración esférica de la córnea artificial (+0.32 micras) en una cubeta con diafragma de 5 mm y sin LIO. Para ello, se utilizó la LUT correspondiente en la programación del espejo deformable.

A continuación, se muestra la mejor imagen del test obtenida por el fotómetro matricial (en escala de grises, de 0 a 255) antes de compensar la aberración esférica corneal (figura 8a) y tras compensarla con el espejo (figura 8b). Se analiza la calidad óptica de las imágenes mediante la MTF (Modulation Transfer Function) para una frecuencia espacial de 50 ciclos/mm. En el primer caso (figura 8a), la imagen captada alcanza un valor $MTF = 20.17$, mientras que al compensar la AE, se consigue $MTF = 35.17$ (figura 8b).

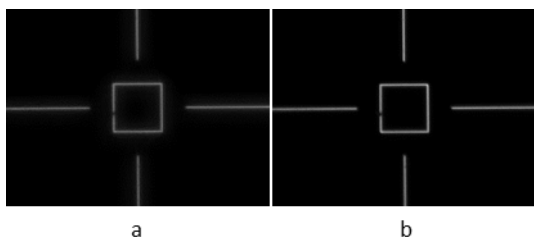


Fig. 8: Imagen del test en escala de grises (de 0 a 255) obtenida: (a) sin corregir la AE de la córnea artificial, y (b) tras corregir la AE con el espejo deformable.

Para facilitar la comparación entre las imágenes, se muestran las figuras anteriores en escala logarítmica (figura 9). Se puede observar cómo la compensación de la aberración esférica de la córnea artificial reduce la presencia de halos en la imagen final.

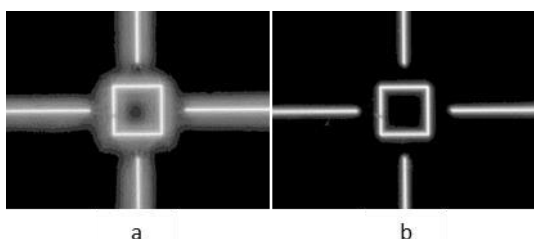


Fig. 9: Imagen del test en escala logarítmica:

(a) sin corregir la AE de la córnea artificial, y (b) tras corregir la AE con el espejo deformable.

El análisis de las imágenes permite obtener la MTF para múltiples frecuencias espaciales. Una vez caracterizado el sistema, se introducirá una lente intraocular en el soporte de la cubeta, y se adquirirán las nuevas imágenes, simulando un ojo humano pseudofáquico. Trabajos previos han mostrado correlación entre el valor del área bajo la curva de la MTF (MTFa) de 0 a 50 c/mm respecto al valor de agudeza visual de pacientes pseudofáquicos implantados con lente intraocular [1,2].

4.- Conclusiones

Se ha presentado el diseño y la caracterización de un dispositivo óptico para evaluar lentes intraoculares que contiene: un bucle de óptica adaptativa, el cual permite el control y la modificación del frente de onda, y de una cubeta con un nuevo modelo de ojo fisiológico. Se ha obtenido una respuesta lineal del espejo deformable para las aberraciones y rangos de mayor interés, consiguiendo que el frente de onda incida sobre la córnea artificial de la cubeta con unos parámetros conocidos y fiables. Gracias a este control del frente de onda, es posible formar la imagen del test objeto en diferentes planos, simulando un objeto a distancias variables. También simular diferentes ametropías oculares (miopía, hipermetropía o astigmatismo) o variaciones en la aberración esférica de la córnea artificial, como se ha demostrado en el apartado anterior.

El montaje y caracterización de este conjunto de elementos será de gran utilidad para evaluar in vitro las características y la calidad de imagen óptica de diferentes diseños de lentes intraoculares, agilizando la variación de las condiciones de trabajo. Se amplían las posibilidades de simulación óptica y, además, una transición suave y controlada entre ellas.

Con la puesta a punto del dispositivo, se espera conseguir un sistema fiable para evaluar de forma objetiva las lentes intraoculares, que facilite relacionar con más precisión las métricas objetivas conseguidas en banco óptico con los resultados subjetivos reportados por pacientes tras su implante.

Referencias

- [1] Fidel VEGA, María Sagrario MILLÁN, Nuria GARZÓN, Irene ALTEMIR, Francisco POYALES, José Manuel LARROSA, *Via ac i f ed hakic aie* predicted from in-vitro measurements of *i a c a e e i h* diffe e de ig , Biomed. Opt. Express, vol. 9, nº. 10, pp. 4893 4906, 2018.
- [2] Jesús ARMENGOL, Nuria GARZÓN, Fidel VEGA, Irene ALTEMIR, María Sagrario MILLÁN, *E i a e ce f ica* quality metrics to predict the visual acuity of *ifca e d hakic aie*, Biomed. Opt. Express, vol. 11, nº. 5, pp. 2818 2829, 2020.
- [3] ISO STANDARD, *I1979-2* (2014) Ophthalmic implants-Intraocular lenses-Part 2: *ica e ie a d e e hd* , Int. Organ. Stand. Geneva, Switz., 2014.
- [4] Austin ROORDA, *Adai e ic f* studying visual function: A comprehensive e ie, J. Vis., vol. 11, nº. 6, pp. 1 21, 2011.
- [5] Enrique J. FERNÁNDEZ, Laurent VABRE, Boris HERMANN, Angelika UNTERHUBER, Boris POVAZAY, Wolfgang DREXLER, *Ada i e ic i h* a magnetic deformable mirror: applications *i he ha e e* ., Opt. Express, vol. 14, nº. 20, pp. 8900 8917, 2006.
- [6] Roland V. SHACK, Ben C. PLATT, *Pdc i a d e f a e ic a*

Haa *c ee*, J. Opt. Soc. Am., vol. 61, nº. 5, pp. 656 660, 1971.

- [7] Günther WYSZCKI, Walter S. STILES, "Color Science: Concepts and methods, quantitative data and formulae" (Wiley, 1982).*XII Reunión Española de Optoelectrónica, OPTOEL'21*