



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Grado

Análisis de la distribución de las aberraciones
refractivas para una población de jóvenes
estudiantes

(Analysis of the distribution of refractive
aberrations for a population of young students)

Autor/es

Raúl Monterde Hernández

Director/es

Laura Remón Martín

Jorge Ares García

Facultad de física / Área de óptica

2016

INDICE

1. Introducción.....	3
2. Teoría. Interpretación de las aberraciones.....	6
3. Instrumentación utilizada	
a. I-TRACEY.....	8
4. Métodos	
a. Sujetos y procedimiento.....	12
b. Análisis de datos.....	13
5. Resultados.....	15
6. Discusión.....	20
7. Perspectivas de futuro.....	22
8. Bibliografía.....	23
9. Anexo 1 (consentimiento informado).....	25

INTRODUCCIÓN

El sistema óptico del ojo está compuesto por la córnea, el iris, el cristalino y los humores acuoso y vítreo, estructuras que imponen el límite físico más importante a la percepción visual [Charman, 1983]. Es un sistema óptico imperfecto que puede sufrir irregularidades en las curvaturas locales de la córnea y en la lente del cristalino además de la alineación de los ejes ópticos. Dichos defectos ópticos del ojo han sido descritos como aberraciones ópticas del frente de onda en el plano de salida de la pupila [Rosas, 2005].

El frente de onda se define como una superficie imaginaria que une todos los puntos del espacio que son alcanzados en un mismo instante de tiempo por una onda propagada en un medio. Si el sistema óptico es perfecto, los frentes de onda originados sobre la pupila de salida serán esféricos (véase **Figura 1**) y la imagen de un punto sólo será deteriorada por el efecto de la difracción debido a la naturaleza ondulatoria de la luz. Sin embargo, si el sistema óptico presenta ciertos defectos éstos producirán que el frente de onda no sea completamente esférico y por lo tanto la imagen generada no sea perfecta, limitando la calidad óptica (véase **Figura 1**). La aberración de onda se define como la diferencia entre el frente de onda aberrado o ideal y el frente de onda esférico o de referencia.

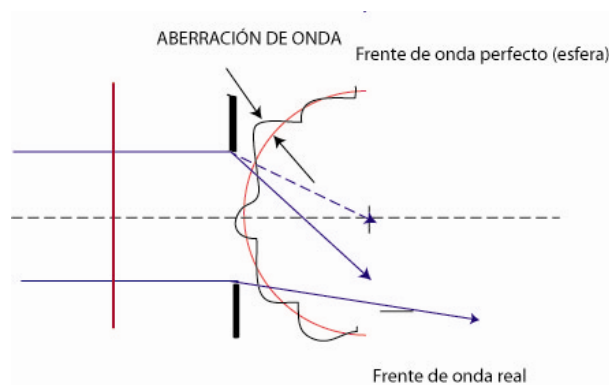


Figura 1. Definición e interpretación del concepto de aberración de onda. En rojo se muestra el frente de onda ideal o de referencia y en negro el frente de onda real o aberrado. La diferencia entre ambos frentes es lo que se conoce como aberración de onda.

Las aberraciones son funciones que proporcionan información útil sobre la capacidad de un sistema óptico (ojo) de formar imágenes para luz monocromática y permiten obtener información cuantitativa de su calidad óptica a través de la Función de Dispersión del Punto (PSF, del inglés Point Spread Function) [Charman, 1991] y la Función de Transferencia del Modulacion (MTF, del inglés Modulation Transfer Function) [Goodman, 1996]. La PSF representa la respuesta de un sistema óptico a un objeto puntual y proporciona información de la nitidez de una imagen producida por ese sistema. La MTF es la capacidad de un sistema óptico de resolver diferentes frecuencias espaciales y se define como la relación entre la amplitud de salida y de entrada expresada en función de la frecuencia espacial. Proporciona información de la calidad óptica de un sistema. Además a través de la aberración de onda también se puede obtener información cualitativa de cómo será la imagen que se forma en la retina de cualquier objeto o escena.

La medida de las aberraciones oculares resulta transcendental en el desarrollo de nuevas generaciones de elementos de corrección en la óptica oftálmica, lentes de contacto, en el

campo visual, en cirugía refractiva, además de los avances en últimas generaciones de implantes de lentes intraoculares [Artal, 1995; Artal, 2002]. El primero en determinar las aberraciones oculares fue Smirnov en 1961 [Smirnov, 1961] usando la técnica de alineación de Vernier. Otra técnica muy antigua para medir las aberraciones fue la de los cilindros cruzados y una rejilla cuadrada [Howland&Howland, 1976]. Actualmente y debido a los adelantos y progresos técnicos se han propuesto otros métodos que permiten obtener las aberraciones corneales y totales de manera objetiva, rápida y precisa aunque todos están basados en un mismo principio general: la medida de las desviaciones del frente de onda al ser degradado por el sistema óptico del ojo con respecto a frente de onda ideal. Entre las técnicas utilizadas se encuentran: el sistema de doble paso [Artal, 1995; Iglesias, 1998] que permite la evaluación de las aberraciones de frente de onda mediante el estudio de la calidad de un punto reflejado por la retina fuera de ojo, el sistema de trazado de rayos [Moreno-Barriuso, 2001] que muestrea el frente de onda en el camino de entrada del ojo, en distintas partes de la pupila. Se captan imágenes sobre una cámara CCD a medida que un haz láser escanea el ojo (el aberrómetro empleado en este estudio se basa en esta técnica) y el refractómetro espacialmente resuelto [Webb, 1992] es un método subjetivo en el que el propio sujeto alinea el haz con respecto a un haz de referencia.

Sin embargo, una de las técnicas más utilizadas en la actualidad está basada en el sensor de frente de onda Hartmann-Shack (HS) [Liang, 1997; Prieto, 2000) y se encuentra en aberrómetros disponibles comercialmente y en laboratorios de investigación. En la Figura 2 se muestra el principio de funcionamiento de un HS. Este consiste básicamente en una MML de igual distancia focal colocada delante de una cámara CCD. La función principal de la MML es muestrear el frente de onda que le llega. Si el frente de onda es plano, sin aberraciones (puntos verdes en la **Figura 2**), sobre la CCD se forma una matriz regular de puntos determinada por la geometría de la propia MML. Si el frente de onda que llega a la MML esta aberrado, onda problema (puntos rojos en la Figura 2), sobre la CCD se forma una serie de puntos desplazados respecto a los generados por la onda. Ese desplazamiento es directamente proporcional a la desviación de los rayos.

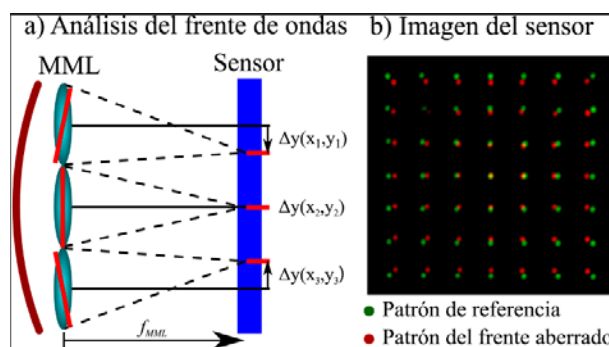


Figura 2 a) Funcionamiento de un sensor SH. b) Imágenes superpuestas de los patrones de puntos de referencia y aberrado. Si sobre la MML incide un frente de onda plano, cada microlente genera un punto (foco) de referencia (puntos verdes). Si el frente de onda que incide sobre la MML esta aberrado, los puntos experimentan un desplazamiento respecto al eje óptico (puntos rojos).

Las aberraciones del frente de onda se suelen representar como un mapa bi-dimensional de niveles de gris o colores, en los que cada nivel de gris o color representa la cantidad de aberración de onda expresada, bien en micrómetros o un número de longitudes de onda. Para

la reconstrucción del frente de onda se utilizan herramientas matemáticas o algoritmos de reconstrucción que incluyen la descomposición del frente de onda en la base de los polinomios de Zernike. Los coeficientes de Zernike son un conjunto de polinomios que forman una base ortogonal, de forma que cualquier frente de onda se puede descomponer en un conjunto de estos polinomios (también llamados modos de Zernike) con determinados coeficientes [Artal, 1994]. Posteriormente, se explicará de manera más detallada la reconstrucción del frente de onda y la representación de las aberraciones por medio de los polinomios de Zernike.

Las aberraciones oculares, tanto en magnitud como en distribución, dependen de múltiples factores y condiciones. Varían de un individuo a otro en función del tamaño de la pupila [Artal, 1993], de la acomodación [Artal, 2002], de la excentricidad en la retina [Guirao, 2000], del estado de refracción y de la edad del sujeto, incrementándose de manera lineal [Artal, 1993; Guirao, 1999]. Existen diferentes estudios clínicos que han publicado los resultados de las mediciones de aberraciones en sujetos sin ningún tipo de patología. Porter et al. [Porter, 2001] estudiaron las aberraciones en función de la edad y Bradley et al. [Bradley, 2001], midieron las aberraciones bajo ciclopegia en una población joven. Por el contrario, Castejón-Monchón [Castejón-Monchón, 2002] presentan las aberraciones obtenidas en una población de estudiantes universitarios (20-30 años) en condiciones de visión natural y sin corrección óptica. En 2006, Salmon [Salmon, 2006] publica un estudio donde se comparan las aberraciones obtenidas en 10 laboratorios diferentes (2560 ojos de 1433 pacientes) y calcula la media de cada coeficiente de Zernike así como el RMS (del inglés Root Mean Square, parámetro cuantitativo que nos da información de la cantidad de aberración) para todo el conjunto de datos.

El **objetivo principal** de este trabajo es medir y caracterizar las aberraciones presentes en una población de estudiantes universitarios en condiciones de visión natural y sin corrección óptica. Las aberraciones se caracterizarán dependiendo de la ametropía del sujeto y se compararán las aberraciones del ojo derecho con al del izquierdo para un mismo sujeto. Para la medida de las aberraciones se utilizará un sistema comercial i-Tracey que utiliza el principio de trazado de rayos. Las medidas serán realizadas para un tamaño pupilar de 4 mm para su posterior análisis. Se compararán los datos con los obtenidos por otros autores.

La estructura de la memoria es la que se describe a continuación. En un principio se hará una descripción teórica de los tipos de aberraciones que existen y de la reconstrucción del frente de onda utilizando los polinomios de Zernike. En segundo lugar, se explicará en detalle el principio de funcionamiento del aparato utilizado para la realización de las medidas. Posteriormente, se describirá la muestra, el procedimiento seguido para la toma de los datos y el análisis de datos llevado a cabo. Se presentarán los resultados obtenidos. Finalmente, se expondrán las conclusiones.

TEORÍA. INTERPRETACIÓN DE LAS ABERRACIONES.

Como se ha comentado anteriormente, para la reconstrucción del frente de ondas se utilizan herramientas matemáticas o algoritmos de reconstrucción que incluyen la descomposición del frente de onda en la base de los polinomios de Zernike. Utilizando esta base la fase del frente de onda se expresa:

$$W(\bar{x}, \bar{y}) = \sum_{j=1}^M a_j Z_j(\bar{x}, \bar{y}), \quad (1)$$

Donde M es el número de modos de Zernike utilizado en la reconstrucción del frente de onda, $Z_i(\bar{x}, \bar{y})$ es la función Zernike y a_i son los coeficientes de Zernike que se representan en micras o en longitudes de onda. Cada polinomio de Zernike representa una aberración en particular y los coeficientes representan el peso de cada término de Zernike. De manera que una aberración total puede descomponerse como una suma de los diferentes tipos de contribuciones o aberraciones específicas (véase **Figura 3**).

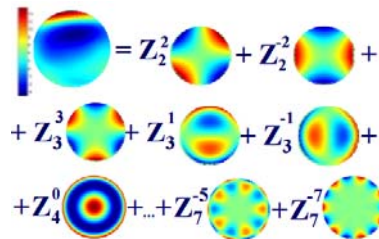


Figura 3. Expansión de una aberración en los polinomios de Zernike. (Fuente: disponible Octubre)

En la **Figura 4** se muestran los 14 primeros polinomios de Zernike. Cada polinomio se identifica con dos índices, n y m , siempre con valor entero; esquematizado así: Z_n^m , donde el subíndice "n" indica la potencia más alta (orden radial). El subíndice superior "m" es la frecuencia azimutal o angular. Otra forma de nombrar a los polinomios de Zernike es con un único índice j . En la **Tabla 1** se muestra la correspondencia entre el índice j y los índices n y m . Como ejemplo: El astigmatismo se representa como Z_2^{-2} o Z_3 y la aberración esférica se representa como Z_4^0 o Z_{12} .

Las aberraciones se dividen en dos grupos: las aberraciones de bajo orden y las de alto orden (HOA, del inglés high order aberration).

Las aberraciones de bajo orden llegan hasta el orden 2; el primer orden es el "tilt" de la imagen producida por un sistema óptico (en definitiva, el efecto prismático) y el segundo orden es el desenfoque y astigmatismo que es lo que podemos compensar con lentes oftálmicas, lentes de contacto o cualquier tipo de cirugía refractiva. El desenfoque (defocus) viene determinado por el polinomio de Zernike Z_2^0 , que puede ser positivo o negativo en función de que se trate de miopía o hipermetropía. El astigmatismo viene determinado por dos polinomios de Zernike Z_2^{-2} y Z_2^2 que representan el astigmatismo a 45° y 0° respectivamente. A partir de estos 3 coeficientes (desenfoque y astigmatismo) podemos calcular la refracción en esfera, cilindro y eje. Corresponden al 85% del total de las aberraciones ópticas.

A partir del tercer orden se consideran aberraciones de alto orden. Constituyen el 15% del error total, y son las que limitan la calidad de visión de un ojo sano a menos del límite retiniano y no son susceptibles de corrección con métodos convencionales. Su efecto se hace más evidente en pupilas de mayor diámetro, contribuyendo a la degradación de la imagen. Entre las aberraciones de tercer orden se encuentra el *trefoil*, que es el astigmatismo triangular y el *coma* en las dos direcciones. Dentro de las aberraciones de cuarto orden se encuentra la *esférica*, *tetrafoil* y *quadrafoil*.

A partir del quinto orden (no representadas en la **Figura 4**) las aberraciones en ojos normales no degradan la imagen cuando la pupila es pequeña o hay gran intensidad luminosa, pero deterioran mucho la calidad y la resolución de la imagen cuando la pupila está dilatada.

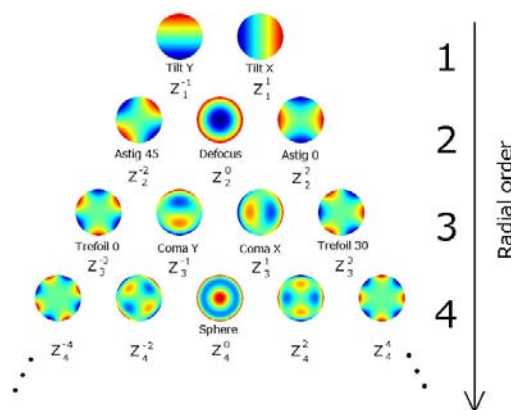


Figura 4. Polinomios de Zernike (14 primeros términos) (Fuente: disponible Octubre 2016)

Índice j	Orden n	Frecuencia m	Coficiente de Zernike
3	2	-2	Astigmatismo a 45
4	2	0	Desenfoque
5	2	2	Astigmatismo a 0
6	3	-3	Trefoil
7	3	-1	Coma vertical
8	3	1	Coma horizontal
9	3	3	Trefoil
10	4	-4	Quadrafoil
11	4	-2	Astigmatismo secundario
12	4	0	Esférica
13	4	2	Astigmatismo secundario
14	4	4	Quadrafoil

Tabla 1. Correspondencia del índice j con los coeficientes de Zernike.

INSTRUMENTACIÓN UTILIZADA

A continuación se describe el instrumento optométrico utilizado en este trabajo.

- I-Tracey

El sistema i-Tracey está especialmente diseñado para combinar la topografía corneal de placido con el aberrómetro de trazado de rayos. En la **Figura 5** se muestra una fotografía del aparato utilizado. El resultado de la tecnología de trazado de rayos es la medida total de las aberraciones y el topógrafo añadido al aberrómetro nos permite analizar toda la zona corneal del sistema visual. El i-Tracey mide las aberraciones generadas por los rayos de luz que refractan en la córnea, pasando a través de la pupila e impactando en la retina. En la **Figura 6** se encuentra un esquema del funcionamiento del instrumento. En este método, se proyecta un haz de luz infrarroja ($\lambda = 785 \text{ nm}$), formado por 256 rayos de luz y 100 micras de tamaño, a través de la pupila de entrada que permite muestrearla secuencialmente. Simultáneamente, se captura una serie de imágenes retinianas, correspondientes a cada posición de entrada en la pupila. Si el ojo fuese emétrope y libre de aberraciones, los 256 puntos se proyectarían en el centro de la mácula. Debido a las aberraciones, los rayos excéntricos sufren desviaciones con respecto al rayo central. En la **Figura 7** se muestra una simulación del diagrama de impactos creada en la retina (RSD, en la **Figura 6**). A través de este patrón el software del i-Tracey es capaz de generar diferentes gráficos para visualizar los datos y proporcionar un análisis completo de la función visual. En la **tabla 2** se muestran las especificaciones del sistema i-Tracey. El sistema posee un objetivo ajustable, un detector de tamaño pupilar y un optómetro interno. Las medidas se realizan sobre la pupila real que tiene el paciente con un rango de medida pupilar entre 2.5 y 8.0 mm. El diámetro analizado también puede ser seleccionado manualmente por el examinador para determinar donde se producen ciertas aberraciones y como afectan a la visión. El optómetro es el aparato de fijación, cuyo fin es alinear la línea de mirada del paciente con el eje del láser. Además sirve para relajar la acomodación del paciente y compensar la corrección esférica (rango de +7 a -5 D).



Figura 5. Fotografía del aberrómetro i-TRACEY (Fuente: <http://rosinov.com/catalogo/itrace/> disponible Octubre 2016)

Rango de medición	+/- 15D esfera
	+/- 10D cilindro
Tamaño de pupila	2,5 mm - 8 mm
Exactitud	+/- 0,10D
Reproducibilidad	+/- 0,10D

Tabla 2. Especificaciones del sistema i-Tracey

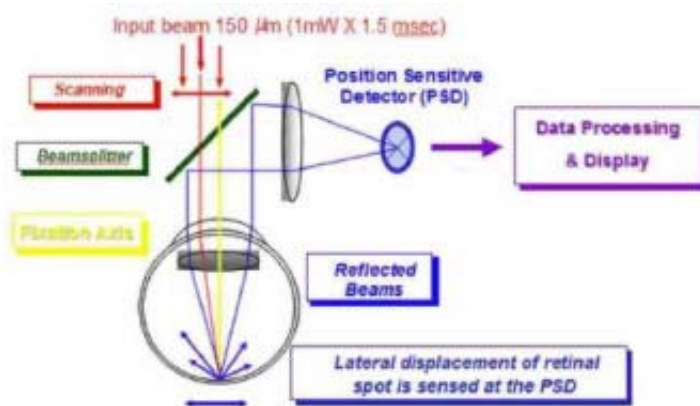


Figura 6. Esquema del funcionamiento del aberrómetro i-TRACEY (Fuente ⁹disponible Octubre 2016)

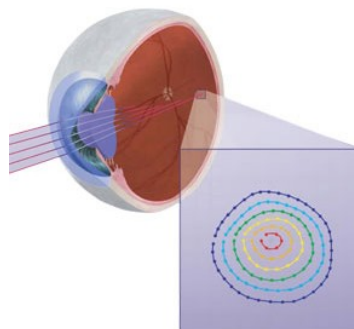


Figura 7. Diagrama de impactos en la retina (Fuente: <http://rosinov.com/catalogo/itrace/> disponible Octubre 2016)

En la **Figura 8** se muestra la información inicial de la primera pantalla del sistema i-Tracey donde aparecen los datos del paciente sobre diámetro limbar, tamaño pupilar y diámetro del scan. Además se presenta un mapa de puntos en la pupila de entrada del paciente. En este mapa cada punto se es codificado de un color según la corrección refractiva requerida en ese punto que es de gran utilidad cuando el explorador está valorando la función visual del paciente. En el centro de la pantalla se encuentran el perfil de punto horizontal y vertical. Estos diagramas muestran la posición de cada punto que entra al ojo y donde recae en retina. Estos perfiles nos dan información de la calidad de la señal laser capturada en nuestra toma y si el perfil es irregular la toma no es correcta. El RSD se muestra también en esta pantalla inicial. Si el RSD está muy deformado indica un error en la medida o un ojo con muchas aberraciones.

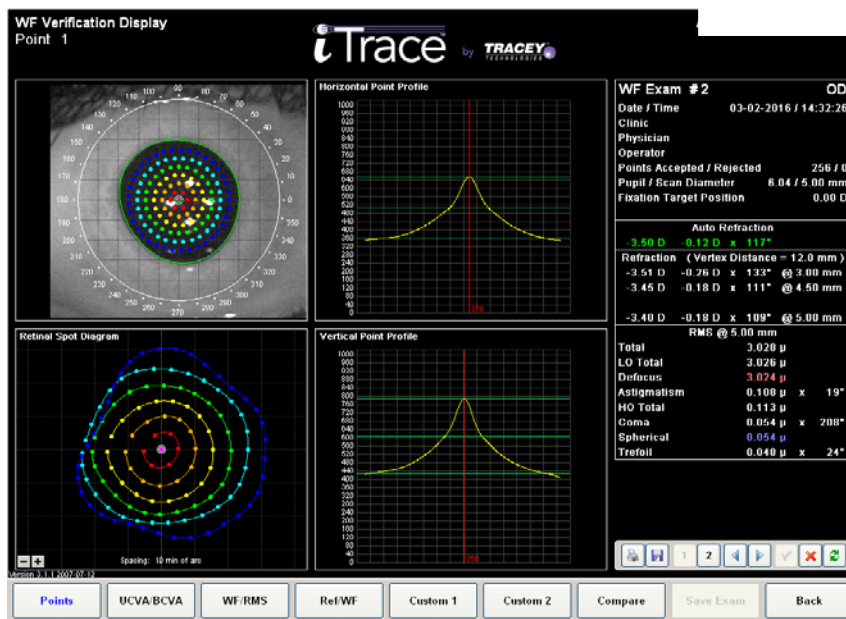


Figura 8. Pantalla de inicio del aberrómetro i-Tracey (Fuente ⁹ disponible Octubre2016)

A continuación, se describe la información que el aparato es capaz de proporcionar.

El i-Trace actúa como un autorefractómetro de campo abierto que permite minimizar la acomodación del paciente. Proporciona la medida de la refracción (esfera y cilindro) para diferentes diámetros pupilares a través de un cálculo basado en los coeficientes de Zernike.

El aberrómetro i-Tracey muestra los datos que procesa de diferentes formas. Existen 6 tipos de gráficos en los que se puede elegir ver aberraciones de alto orden (HOA) o el total de ellas con las de bajo orden (LOA).

- Mapas de Frente de onda: se muestran las aberraciones codificadas por colores del ojo medido en micras de error, puede ser error negativo o positivo. Los colores cálidos indican que se encuentra delante del plano de referencia y los fríos que esta retardada respecto a este. Útil para determinar el tipo de aberración.
- El RMS (del inglés *Root Mean Square*): es la medición de la magnitud de la aberración. Se puede obtener un RMS total para la aberración total del ojo y un valor específico para cada término de Zernike o componente de las aberraciones del ojo.
- Mapa refractivo total: muestran el poder de refracción del ojo en dioptrías, estos mapas se refieren a todo el ojo y no solo a la potencia corneal.
- PSF total (del inglés *Point Spread Function*): es un factor de calidad que representa la calidad de imagen de un sistema óptico, determinada por los efectos de las aberraciones a un punto simple de luz.
- Letra "E" de Snellen: es una simulación del sistema basado en una estimación matemática para conocer como el ojo vería la letra proyectada para diferentes tamaños. Sirve para determinar clínicamente las molestias visuales del paciente.
- Polinomios de Zernike: representación mediante un gráfico de la predominancia de los distintos polinomios de Zernike (27 términos). Puede mostrar los totales sólo los corneales y la diferencia entre ambos.

- Aberración óptica del análisis interno: proporciona las aberraciones internas del ojo (aberraciones inducidas por el cristalino) obtenidas a través del análisis de la topografía corneal y el mapa de aberraciones totales.
- Medida de la acomodación objetiva: a través de los mapas refractivos tomados a diferentes distancias y sacando la diferencia entre ellos.
- El sistema topográfico del que dispone también nos proporciona datos de especial interés. Lecturas queratométricas estándar en 3 mm centrales, potencia de la córnea en estos 3 mm centrales basándose en la ley de Snellen, el índice de uniformidad corneal, factor de asfericidad y el potencial de la agudeza de la córnea y diversos mapas topográficos (axial, tangencial, refractivo, elevación, y wavefront).

MÉTODOS

- Sujetos y procedimiento

Para el estudio, ampliamos la población de un Trabajo de fin de Grado realizado por J.H.G. titulado "Caracterización del ángulo lambda en función de la geometría ocular" de 65 a 113 estudiantes universitarios de primero del grado de Óptica y Optometría de la Universidad de Zaragoza. La edad de los sujetos estaba comprendida entre los 20 ± 2 años. Se evaluaron un total de 96 ojos (48 pacientes). Sin embargo, para el análisis de los resultados se tuvieron en cuenta los resultados del trabajo anterior.

Los criterios de inclusión fueron:

- No antecedentes de ambliopía, estrabismo o astigmatismo alto (3.00D).
- No presentar ninguna patología ocular previa.
- No haber sido sometido a intervención quirúrgica ocular.
- No antecedentes de anomalías de la visión binocular significativas que requieran terapia visual.
- No antecedentes de lesiones importantes en la córnea
- No estar en tratamientos farmacológicos que pueda afectar a la medida.

En caso de ser usuario de Lentes de Contacto (LC), no deberían utilizarlas en las 24 horas previas al estudio, para usuarios de LC blandas y en los 3 días anteriores para usuarios RGP para evitar posibles moldeos corneales que puedan influir en las medidas aberrométricas posteriores.

Todos los sujetos fueron informados de las pruebas a realizar y firmaron un consentimiento informado para participar de forma voluntaria en este estudio (véase Anexo 1).

El estudio se realizó en el laboratorio de Optometría de la Facultad de Ciencias de Zaragoza bajo las mismas condiciones que el trabajo anterior de J.H.G. para reducir la posible variación en las medidas. Las condiciones bajo las que se realizaron las medidas son las que se describen a continuación:

- Iluminación reducida que nos permita obtener una pupila mínima de 4 mm de diámetro (los resultados analizados son en este diámetro).
- Toma de medidas con ambos ojos abiertos y sin corrección
- Prueba monocular, el aparato capta el ojo que está fijando en el punto de fijación

Además todas las pruebas realizadas a los participantes fueron llevadas a cabo por el mismo sujeto R.M.H. que previamente se había familiarizado con el instrumento, con el fin de evitar diferencias en las medidas.

Las medidas se realizaron secuencialmente, en un periodo de dos semanas distribuyendo a los sujetos en grupos de 6 a 9 personas. Todos los sujetos fueron citados al mediodía y todas las medidas de un mismo individuo fueron realizadas en el mismo día. Se realizaron seis medidas por paciente, tres en el ojo derecho y tres en el ojo izquierdo.

Para la medida de las aberraciones se utilizó un aberrómetro ocular (o-Tracey, Tracey Technologies) que además proporciona refracción objetiva.

El protocolo de la realización de las medidas con el aberrómetro es la que se describe a continuación:

- El paciente con los dos ojos abiertos debe mirar punto interno del aparato (punto de fijación).
- El examinador centra el aparato en las direcciones "X" y "Z"
- El paciente debe parpadear antes de la realización de la medida para facilitar el recambio lagrimal y homogenizar la superficie corneal, evitando el error en la toma de la medida
- El examinador centra el aparato en la dirección "Y" y finalmente toma la medida.

Este proceso se repite tres veces por ojo, comenzando la medida en el ojo derecho. Además, el examinador deberá asegurarse de que la toma es válida. La manera para confirmar la validez de la prueba es asegurándose de que de los 256 rayos proyectados en la córnea solo haya un máximo de 9 rayos que no entren.

- **Análisis de datos**

Para el análisis cualitativo de los datos se han determinado los 27 primeros coeficientes de Zernike para un tamaño pupilar de 4.00 mm, obtenidos numéricamente mediante los resultados previos que da el aberrómetro y la posibilidad de ajustar el diámetro pupilar. Los datos obtenidos con el aberrómetro han sido exportados a una hoja Excel y a un programa desarrollado en Matlab para su análisis posterior.

Los resultados obtenidos han sido analizados en función de la ametropía y se han comparado las aberraciones del ojo derecho (OD) con las del ojo izquierdo (OI) para un mismo sujeto.

La muestra de sujetos se ha dividido en función de la ametropía en ojos miopes (> -0.50 D), hipermétropes (> +0.50 D) y emétopes [entre -0.50 D y +0.50D] para valorar la influencia de cada tipo de aberración, de alto y bajo orden. Adicionalmente, se ha calculado el RMS en función de la ametropía para un sujeto promedio para los diferentes órdenes (2º orden, 3º orden, 4º orden y mayores del cuarto orden). El RMS es un parámetro cuantitativo y no cualitativo y por lo tanto da información de la cantidad pero no del tipo de aberración. Cuanto más elevado es este valor, mayor es el nivel de aberración. El valor "cero" teórico supondría una correlación perfecta entre el frente de onda del sistema óptico y el frente de onda esférico perfecto, es decir, el sistema no tendría aberraciones ópticas monocromáticas. El valor de RMS se calcula a partir de la expresión:

$$RMS = \sqrt{\sum_{j=3}^{j=27} c_j^2} \quad (2)$$

Por otra parte, se compararon las aberraciones del ojo derecho con las del ojo izquierdo para un mismo sujeto. Para cada una de las aberraciones (desenfoque, astigmatismo, aberración esférica, trefoil vertical y horizontal y coma vertical y horizontal), se representó el valor del

coeficiente del ojo izquierdo frente al del ojo derecho para cada uno de los sujetos. Se calculó la pendiente y el coeficiente de correlación lineal.

El valor del astigmatismo (potencia y eje) se calculó a partir de los coeficientes Z_3 y Z_5 con las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned} C &= -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \\ \alpha &= \frac{1}{2} \operatorname{atan}\left(\frac{J_{45}}{J_0}\right) \end{aligned} \quad (3)$$

Donde

$$J_0 = \frac{-2\sqrt{6}}{R_p^2} Z_5; \quad J_{45} = \frac{-2\sqrt{6}}{R_p^2} Z_3 \quad (4)$$

Siendo R_p el radio pupilar 4mm.

Adicionalmente, en el caso del astigmatismo se calculó un parámetro adicional, denominado índice de asimetría, tanto para el valor de la potencia como el del eje. El índice de asimetría en el caso de la potencia se calcula como:

$$IA (\text{potencia}) = 1 - \left| \frac{Ast (OD) - Ast (OI)}{st (OD) - Ast (OI)} \right| \quad (5)$$

Donde un valor próximo a 1 indica que la potencia cilíndrica del OD y del OI es igual.

En el caso del eje, consideramos que ambos ejes son simétricos cuando los ejes principales de ambos ojos están inclinados en una posición simétrica de desviación respecto a la línea media, sumando los grados de los ejes principales 180° . Ejemplo: OD $-1x5^\circ$ y OI $-0,75x175^\circ$. Para el eje el índice de asimetría se calcula como:

$$IA (\text{eje}) = 1 - \left| \frac{Eje (OD) - Eje (OI - 180)}{Eje (OD) - Eje (OI + 180)} \right| \quad (6)$$

Donde un valor próximo a 1 indica que la suma de los grados de los ejes principales es 180° .

RESULTADOS

Nuestro primer resultado, fue analizar las aberraciones en función de la ametropía. En la **Tabla 3** se muestra el porcentaje de población estudiada para cada una de las ametropías. Se observa que un 75.1% de la población estudiada es miope. En la **Figura 9** se representa el valor medio de cada coeficiente de Zernike en función de la ametropía. Los resultados muestran que los valores de coeficiente más alto corresponden a los términos de segundo orden y concretamente al valor del desenfoque (Z_4), seguido del astigmatismo a favor de la regla (Z_5). Además, el orden 2 es el que presenta mayor variabilidad entre los distintos sujetos de la muestra. En la **Figura 10** se muestran los mismos datos que los representados en la Figura 9 pero para coeficientes de alto orden. La escala representada es distinta de la de la Figura 9, puesto que las aberraciones de alto orden toman valores menores que las de bajo. Las aberraciones de alto orden presentan una menor variabilidad entre los sujetos. Se observa que la media de aberración esférica (Z_{12}) toma valores positivos en todas las ametropías estudiadas y de parecida magnitud. Llama la atención la alta variabilidad que presenta en el caso de miopías. El trefoil vertical (Z_6) y el coma horizontal (Z_8) tienen valores positivos para todas las ametropías, en cambio el coma vertical presenta coeficientes negativos para todas las ametropías estudiadas y el trefoil horizontal (Z_9) toma valores negativos para la miopía y emetropía y cercano a 0 y positivo para la hipermetropía. En la Tabla 4 se muestra el valor promedio de RMS para cada uno de los órdenes en función de la ametropía. El valor de RMS se ha calculado a partir de la expresión 2.

Ametropía	Porcentaje
Miope	75.1%
Hipermétropes	10.6%
Emétropes	14.3%

Tabla 3. Porcentajes de ojos miopes, hipermétropes y emétropes de la población final estudiada.

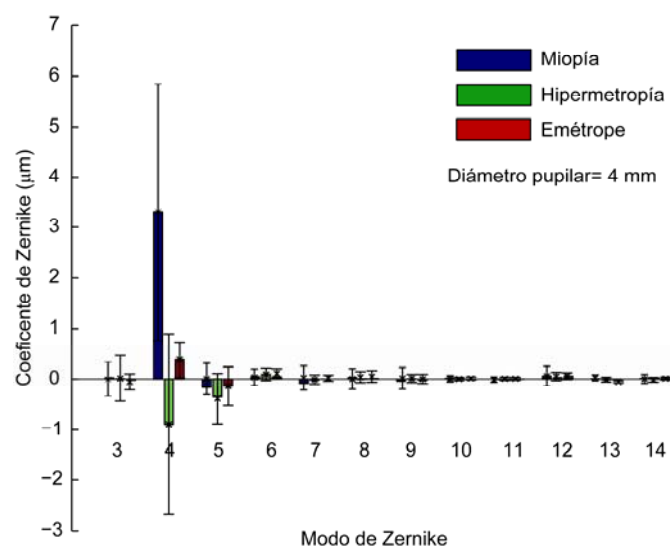


Figura 9. Media y desviación estándar para cada término de Zernike. En el eje x representa la j-índice (tabla 1) relacionada con cada término de Zernike.

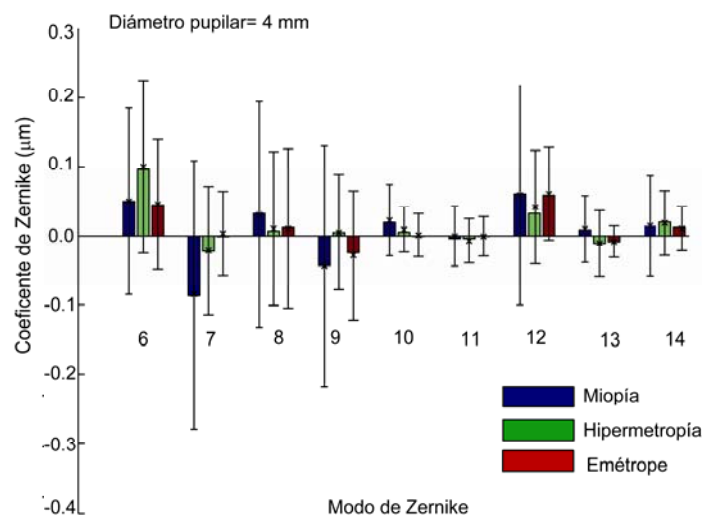


Figura 10. Media y desviación estándar para términos de alto orden de Zernike. En el eje x representa la j-índice relacionada con cada término de Zernike

	RMS 2º orden (μm)	RMS 3º orden (μm)	RMS 4º orden (μm)	RMS > 5º orden (5, 6 y 7 orden)(μm)
Miopía	3.31	0.11	0.061	0.029
Hipermetropía	0.95	0.098	0.039	0.015
Emetropía	0.40	0.052	0.061	0.013

Tabla 4. RMS promedio para cada uno de los órdenes en función de la ametropía.

Nuestro segundo resultado, fue comparar las aberraciones(desenfoque, astigmatismo, aberración esférica, trefoil vertical y horizontal y coma vertical y horizontal) del ojo derecho con las del izquierdo. Para cada una de las aberraciones el coeficiente de correlación R y el valor de la pendiente han sido obtenidos. En la **Figura 11** se muestra el coeficiente de aberración esférica (Z12) del OI frente al del OD. Se obtiene una pendiente de 0.72 y un valor de R= 0.87. En la **Figura 12** se muestra el coeficiente de desenfoque (Z4) del OI frente al del OD. Se obtiene una pendiente de 0.94 y un valor de R= 0.94. En las **Figuras 13 y 14** se muestran la correlación para el trefoil vertical (figura 13 a), trefoil horizontal (figura 13 b), coma vertical (figura 14 a) y coma horizontal (figura 14 b). En la **Figura 15** se representa el valor del astigmatismo del OI frente al OD calculado a partir de la expresión 3. En la **Tabla 5** se muestran las pendientes y el coeficiente de correlación para cada uno de los polinomios de Zernike para una pupila de 4 mm.

Coefficiente de zernike	Pendiente	R
Aberración esférica (Z12)	0.72	0.87
Desenfoque (Z4)	0.94	0.94
Trefoil vertical (Z6)	0.68	0.66
Trefoil horizontal (Z9)	-0.51	-0.45
Coma vertical (Z7)	0.28	0.56
Coma horizontal (Z8)	-0.38	-0.64

Tabla 5. Pendiente y coeficiente de correlación para cada uno de los coeficientes de Zernike.

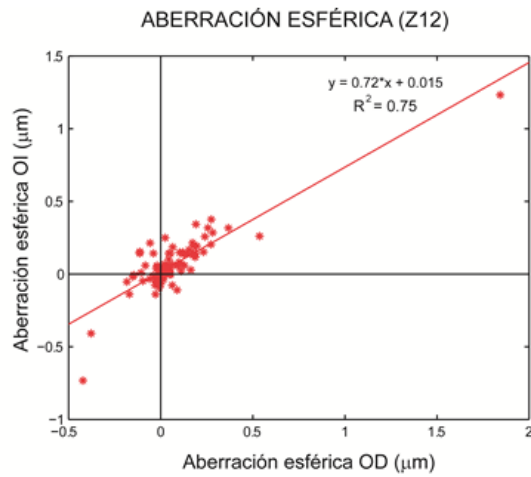


Figura 11. Correlación entre ojos izquierdos frente a ojos derechos para la aberración esférica. Cada punto representa a un sujeto. Tamaño de pupila 4 mm.

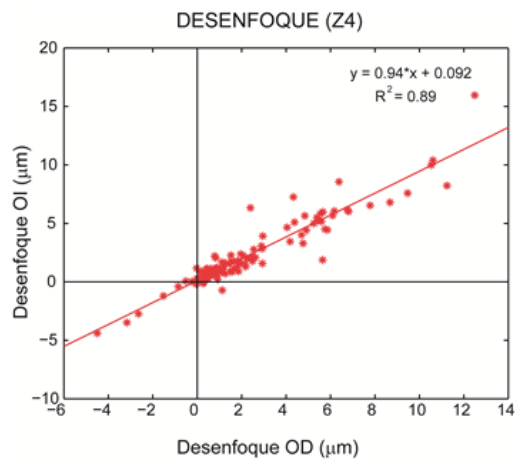


Figura 12. Correlación entre ojos izquierdos frente a ojos derechos para el desenfoque. Cada punto representa a un sujeto. Tamaño de pupila 4 mm.

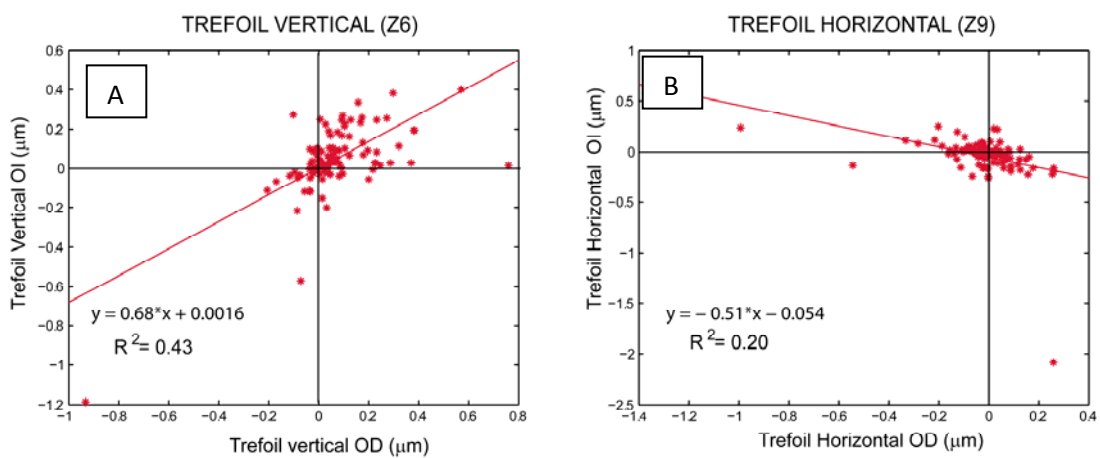


Figura 13 a. Correlación entre ojos izquierdos frente a ojos derechos para el trefoil vertical. **b)** Para el trefoil horizontal.

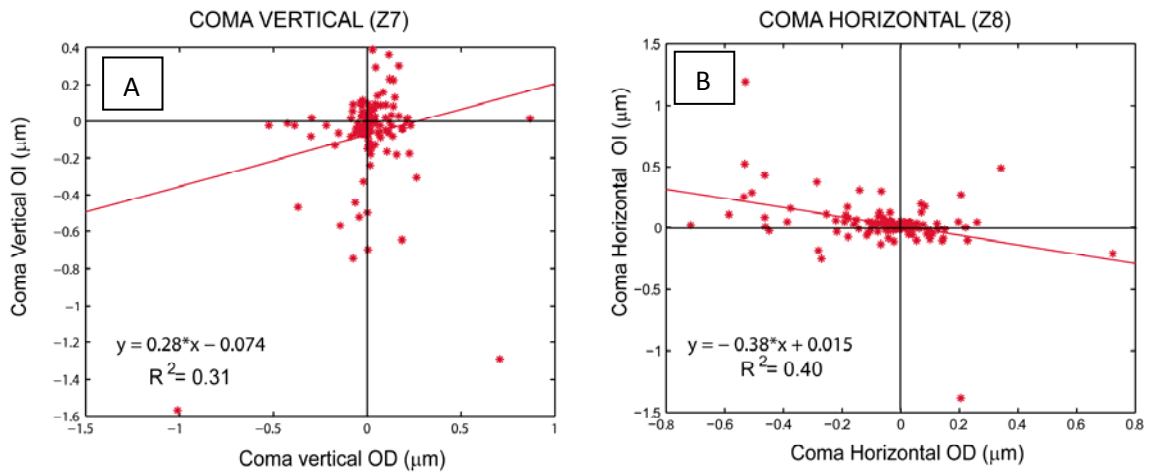


Figura 14 a. Correlación entre ojos izquierdos frente a ojos derechos para el coma vertical. **b)** Para el coma horizontal.

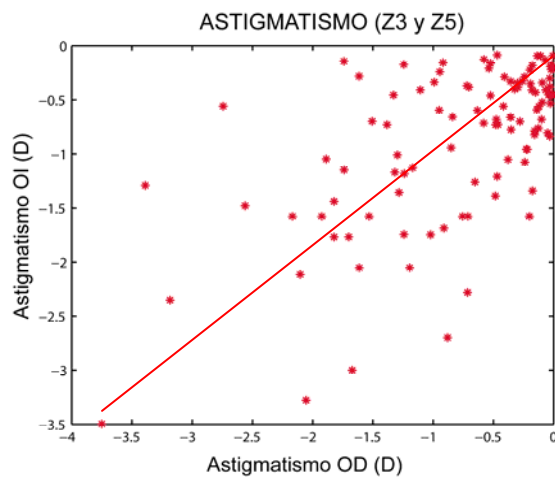


Figura 15. Correlación entre el astigmatismo de los ojos izquierdos frente a la de los ojos derechos. El astigmatismo ha sido calculado a partir de la expresión 3.

En la **Figura 16** se muestra los índices de simetría en el caso de la potencia (figura 16 a) calculada a partir de la expresión 5 y el índice de simetría para el eje (figura 16 b) calculada a partir de la expresión 6. El promedio de IA (potencia) = 0.58 ± 0.29 y el promedio de IA (eje) = 0.69 ± 0.27 .

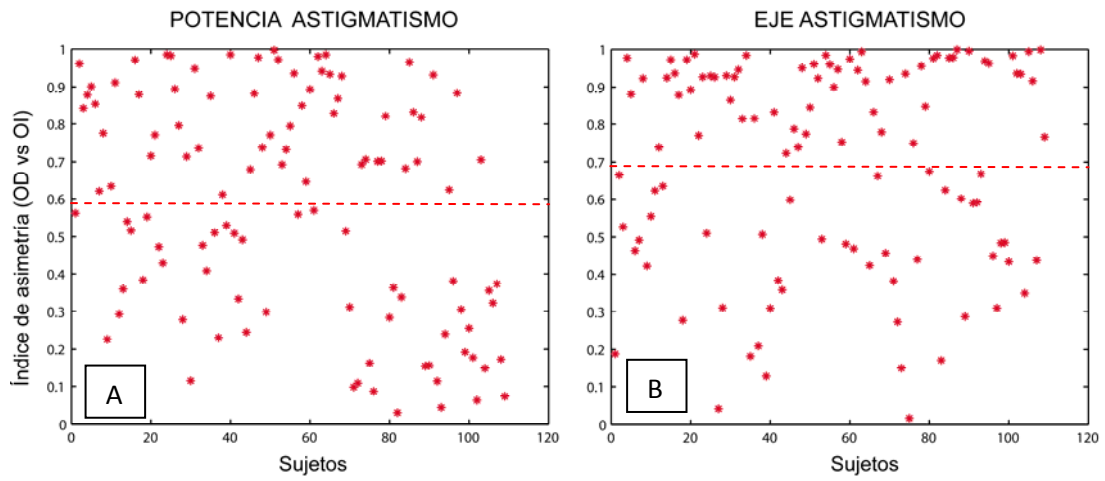


Figura 16 a. Índice de asimetría de la potencia (Media= $0,58 \pm 0,29$). **b)** Índice de asimetría del eje del astigmatismo (Media= $0,69 \pm 0,27$). En ambos casos un valor 1 representa simetría entre ambos ojos.

DISCUSIÓN

- Datos del estudio

En función de nuestros resultados la ametropía predominante es la miopía, puesto que el 75.1% de los 113 sujetos son miopes y solo un 10.6% son hipermétropes.

Se han medido las aberraciones de bajo y alto orden en una población de jóvenes estudiantes con una pupila de 4 mm calculada mediante el aberrómetro I-Tracey. El predominio de las aberraciones se encuentra en los cuatro primeros órdenes. Las aberraciones que más predominan dentro de todas éstas son las aberraciones de segundo orden (Z_3 , Z_4 y Z_5). El desenfoque (Z_4) es la que más dominante dentro de éstas, seguido del coeficiente (Z_5), lo que indica que la población estudiada presenta un astigmatismo a favor de la regla. Además, el orden 2 es el que presenta mayor variabilidad entre los distintos sujetos de la muestra, tanto en sujetos miopes como hipermétropes. Por otra parte, las aberraciones de tercer y cuarto orden toman valores menores que las de bajo siendo estos inferiores a $0.2 \mu\text{m}$ y presentan una menor variabilidad entre los distintos sujetos (véase **Figura 9 y 10**). Aunque dentro de las aberraciones de alto orden el coma vertical (Z_7) el coma horizontal (Z_8), el trefoil vertical (Z_6), el trefoil horizontal (Z_9) y la aberración esférica (Z_{12}) son las que más variabilidad presentan. Se observa que la media de aberración esférica (Z_{12}) toma valores positivos en todas las ametropías estudiadas y de parecida magnitud. El trefoil vertical (Z_6) y el coma horizontal (Z_8) tienen valores positivos para todas las ametropías, en cambio el coma vertical presenta coeficientes negativos para todas las ametropías estudiadas y el trefoil horizontal (Z_9) toma valores negativos para la miopía y emetropía y positivo y cercano a 0 para la hipermetropía. En la **Tabla 4** se muestran los valores de RMS para cada orden en función de la ametropía. Se observa que los sujetos miopes tienen un RMS mayor que los hipermétropes y emétropes para todos los órdenes estudiados.

Por otra parte, en este trabajo se ha estudiado la simetría de las aberraciones entre el ojo derecho y el izquierdo. Concretamente, se ha estudiado esta simetría para las aberraciones: desenfoque, astigmatismo, aberración esférica, trefoil horizontal y vertical y coma vertical y horizontal. En las **Figuras 11-15** se muestra la correlación entre el OI y el OD para cada aberración. Se ha calculado el valor de la pendiente y el valor de correlación, dichos datos se muestran en la **Tabla 5**. Para la aberración esférica, el desenfoque, el trefoil vertical y el coma vertical el valor de la pendiente tiene un signo positivo, lo que cabe esperar una simetría especular entre el OI y el OD. En el caso del trefoil horizontal y el coma horizontal el valor de la pendiente es negativo. Según los datos de la Tabla 5 existe una alta correlación para la aberración esférica, el desenfoque y el astigmatismo. Para las otras aberraciones consideradas esta correlación es menor.

El valor astigmatismo se calculo a partir de los coeficientes de Zernike Z_3 y Z_5 con la expresión 2 y se ha hallado un índice de asimetría entre ojos de un mismo sujeto tanto para el valor de la potencia como para el valor del eje (expresiones 5 y 6 respectivamente). Un valor 1 indica una alta simetría entre los dos ojos. En la **Figura 16** se muestra el IA para la potencia y el eje. Los datos obtenidos muestran un alto valor de simetría para el eje ($IA(\text{eje}) = 0.69 \pm 0.27$) que para la potencia ($IA(\text{potencia}) = 0.58 \pm 0.29$). De hecho, en la **Figura 15** hay valores que se deberían de

estudiarse con más detenimiento ya que podrían ser anisometropías cilíndricas entre ambos ojos de un mismo sujeto.

- Sobre otros trabajos

Al realizar nuestro estudio hemos obtenido que el 99,51% del RMS total de nuestra población miope estuviera encerrada en los valores de zernike de hasta cuarto orden, el 98.63% de la población hipermetrope y el 97.53% de la población emétrope corroborando así los datos obtenidos en el estudio de J.F.C. [J.F. Castejón Monzón 2003], el cual midió para una población con diámetro pupilar de 5 mm en el cual el 99.8% del valor del RMS era de los cuatro primeros órdenes. Llegando a la conclusión de que la mayor parte del frente de onda se encuentra en los 15 primeros términos quedando así este bien representado, por lo menos en pupilas de 4mm. Otros estudios similares, diámetros pupilares mayores al nuestro, como el de Porter [Porter et al. 2001] obtuvo valores de 98.6% en los tres primeros órdenes con una pupila de 5.7 mm.

Por otra parte, la variabilidad entre sujetos para cada uno de los coeficientes es mayor en los de bajo orden (véase Figura 9), estos mismos datos han sido obtenidos en otros estudios similares [J.F. Castejón Monzón 2003] (**Figura 17**). En esta figura se muestra una varianza menor pero predominante en los elementos de bajo orden. Además en los de alto orden, también se puede observar en la ampliación de la Figura 17 como se produce ese el cambio de signo en el coma y el trefoil. En el trabajo de [T.O. Salmon 2006], en su muestra de valores absolutos se puede observar la predominancia del astigmatismo y el desenfoque respecto a las aberraciones de alto orden.

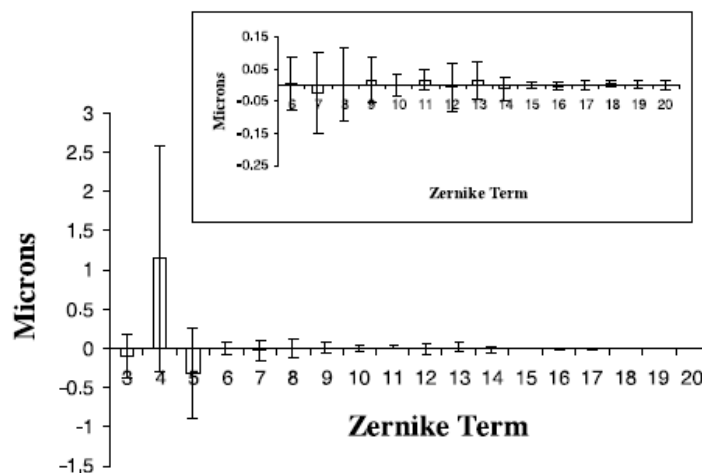


Figura 17. Coeficientes de Zernike del estudio de J.F.Castejón Monzón)

Por otro lado, se estudió la simetría de los individuos mediante el estudio de correlación entre ojos. En cuanto nos fijamos a los valores de aberración esférica y desenfoque son muy semejantes ($R=0.87$ Y $R=0.94$ respectivamente) sin embargo contra mayor es el orden de aberración este valor disminuye como se produce en el coma (horizontal y vertical) y el trefoil (horizontal y vertical). Mismos resultados han sido obtenidos por otros autores [J.F. Castejón

Monzón 2003]. En la Tabla 2 de su trabajo se muestra la relación para cada aberración entre el OI y el OD.

El estudio de [Sang-Deok, 2015] mostró una alta correlación en el desenfoque entre ojos de 0.908, corroborando nuestros resultados de 0.94. Para el valor del trefoil se encontraron resultados similares a los nuestros (0.63 el vertical y -0.51 el horizontal). Sin embargo, para el coma tanto vertical como horizontal encontró valores mayores que en nuestro caso (0.79 el vertical, -0.71 el horizontal).

En resumen en este trabajo se muestra los resultados del estudio del frente de ondas en una población joven estudiantil para un tamaño de 4 mm de pupila. Dejando en claro que la aberración de orden baja mayor que la de alto orden y tiene más influencia en la visión. Además se ha estudiado la correlación entre diferentes aberraciones entre el OD y OI, encontrándose que la esférica, desenfoque y astigmatismo tiene una alta correlación entre ojos.

PERSPECTIVAS DE FUTURO

Hacer un estudio más exhaustivo de la asimetría de los ojos para la potencia y el eje del astigmatismo, realizando para ello una refracción subjetiva. Útil en casos de astigmatismos bajos, cataratas maduras en alguno de los dos ojos, astigmatismos elevados...

Además de adentrarnos en una población mayor, y de diversas edades para ver la influencia de la edad y cambios morfológicos en las aberraciones como en el estudio de [Hashemi, 2015]. Así poder determinar realmente si sabiendo las aberraciones de un ojo podríamos predecir las aberraciones del ojo contiguo.

BIBLIOGRAFIA

[Artal, 1993] Artal, P. et ál. (1993). "Effects of Aging in Retinal Image Quality". *Journal Optometry Society*, 10, 1656-1662.

[Artal, 1994] Artal, P., & Navarro, R. (1994). "Monochromatic Modulation Transfer Function of the Human Eye for Different Pupil Diameters: An Analytical Expression". *Journal Optometry Society*, 11, 246-249.

[Artal, 1995] Artal, P., Navarro, R., & Marcos, S. (1995). "Through Focus Image Quality of Eyes Implanted with Monofocal and Multifocal Intraocular Lenses". *Optical Engennier*, 34, 772-779.

[Artal, 1995] Artal, P., Iglesias, I., López-Gil, N., & Green, D. G. (1995). "Doublepass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system". *Journal of the Optical Society of America A*, 12, 2358-2366.

[Artal, 2002] Artal, P., & Ferro, M. (2002). "Optic Aberrations in the Eye and New Intraocular Lens". *Microcirugía ocular*, 4, 50-58.

[Artal, 2002] Artal, P. et ál. (2002). "Contribution of the Cornea and Internal Surfaces to the Change of Ocular Aberrations with Age". *Journal Optometry Society*, 19, 137-143.

[Bradley, 2001] Bradley, A., Hong, X., Thibos, L. N., Cheng, X., & Miller, D. T. (2001). "The statistics of monochromatic aberrations from 200 healthy young eyes" [ARVO abstract]. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 42(4), B175, Abstract no. 862.

[Castejon-Mochón, 2002] Castejón-Mochón, J.F., López-Gil, N., Benito, A., Artal, P., (2002). "Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population". *Vision Res*, 42, pp. 1611-1617

[Castillo Gómez, 2010] Castillo Gómez, A., MD, PhD; Verdejo del Rey, A., OD; Palomino Bautista, C., MD; Escalada Ferrándiz, A., MD; Carmona González, D., OD; Ceballos Burgos, S., OD (2010). "Principles and Clinical Applications of Ray-Tracing aberrometry (Part I)". *Journal of emmetropia*, vol 3 april-june 96-110

[Charman, 1983] Charman (1983). "The retinal image in the human eye". Osborne, N & Chader, D (Eds), *Progress in Retinal Research*, 2, 1-50 Oxford: Pergamon Press.

[Charman, 1991] Charman, W. N. (1991). "Wavefront aberration of the eye: a review". *Optometry and Vision Science*, 68, 574-583.

[Goodman, 1996] Goodman, J. W. (1996). "Introduction to Fourier optics (2nd ed.)". New York: McGraw-Hill.

[Guirao, 1999] Guirao, A., & Artal, P. (1999). "Off-axis Monochromatic Aberrations Estimated from Double-pass Measurements in the Human Eye". *Vision Research*, 39, 207-217.

[Guirao, 2000] Guirao, A., & Artal, P. (2000). "Optical Aberrations of the Human Cornea as a Function of the Eye". *Journal Optometry Society*, 17, 1697-1702.

[Hashemi, 2015] Hashemi, H., Khabazkhoob, M., Jafarzadelhpur, E., Yekta, A., Emamian, M.H., Shariati, M., Fotouhi, A., (2015) "Higher order aberrations in a normal adult population". *Journal of Current Ophthalmology* 27, 115-124.

[Herrando, 2013] Herrando Garijo, J., (2013). "Caracterización del ángulo lambda en función de la geometría ocular". Trabajo de fin de grado, universidad de Zaragoza

[Howland, 1976] Howland, B., & Howland, H. C. (1976). "Subjective measurement of high-order aberrations of the eye". *Science*, 193, 580–582.

[Iglesias, 1998] Iglesias, I., Berrio, E., & Artal, P. (1998). "Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images". *Journal of the Optical Society of America A*, 15, 2466–2476.

[Liang, 1994] Liang, J., Grimm, B., Goelz, S., & Bille, J. F. (1994). "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor". *Journal of the Optical Society of America A*, 11, 1949–1957.

[Moreno-Barriuso, 2001] Moreno-Barriuso, Marcos, Navarro, and Burns, (2001) *Opt. Vis. Sci.* 78, 152

[Oberholzer, 2014] Oberholzer, M., Guillan, W.D.H., Rubin, A., (2014) "Mirror symmetry of higher order aberrations between right and left eyes" *S Afr Optom* 2014 73(1) 39-44

[Porter, 2001] Porter, J., Guirao, A., Cox, I. G., & Williams, D. R. (2001). "Monochromatic aberrations of the human eye in a large population". *Journal of the Optical Society of America A*, 18, 1793 – 1803.

[Prieto, 2000] Prieto, P. M., Vargas-Martín, F., Goelz, S., & Artal, P. (2000). "Analysis of the performance of the Hartmann–Shack sensor in the human eye". *Journal of the Optical Society of America A*, 17, 1388– 1398.

[Rosas, 2005] Rosas (2005) "Una aproximación a la tecnología de frentes de onda bases de aberrometría (1, 2 y 3 parte)". *Sociedad Colombiana de Oftalmología*, 38, 69-105.

[Salmon, 2006] Salmon, T.O., van de Pol, C., (2006). "Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors". *Cataract Refract Surg*, 32, pp. 2064–2074

[Sang-Deok, 2015] Sang-Deok, L., Min-Hyuk, K., Chang-Gyu, K., (2015) "Similarity of Aberrations between Right and left eyes" *Indian Journal of Science and Technology*, Vol 8(S8), 79-82

[Smirnov, 1961] Smirnov, M. S. (1961). "Measurement of the wave aberration of the human eye". *Biofizika*, 6, 776–795.

[Webb, 1992] Webb, R. H., Penney, C. M., & Thompson, K. P. (1992). "Measurement of ocular local wave-front distortion with a spatially resolved refractometer". *Applied Optics*, 31, 3678–3686.

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA REALIZACION DE LA ABERROMETRIA

Indicaciones previas a la toma de medidas:

- No portar lentes de contacto 24 horas antes de tratarse de lentes de contacto blandas o 3 días antes de tratarse de RGP
- No antecedentes de ambliopía, estrabismo o astigmatismo alto (3.00D)
- No antecedentes de anomalías de la visión binocular significativas que requieran terapia de visión
- No antecedentes de lesiones importantes en la córnea
- No siguiera tratamientos de patologías que pueda afectar a la medida

Indicaciones durante la realización de la prueba:

- Mirar el punto de fijación con el ojo examinado durante toda la prueba
- Parpadear en el momento que el examinador se lo indique y abrir bien los ojos a la hora de la toma de la medida
- Repetir el proceso 3 veces por ojo

D. /Dña.: declara que ha sido informado por el alumno de las indicaciones para la realización de la prueba de aberrometría con el aberrómetro I-Tracey, así como de los posibles riesgos y complicaciones que pueden presentarse y los asume:

Fdo.: D. /Dña.:

En a de de 20....