



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Aplicación de un ojo miope artificial para el estudio de la exactitud del aberrómetro i-Trace

Application of an artificial myopic eye for the study of the accuracy of the i-Trace aberrometer.

Autor/es

Carlos Lorente Naila

Director/es

Diana Gargallo Yebra

Jorge Ares García

Titulación del autor

FACULTAD DE CIENCIAS

Curso 2024-2025

ÍNDICE

1.INTRODUCCIÓN	3
1.1. REFRACCIÓN	3
1.2. ABERRACIONES	3
1.2.1 POLINOMIOS DE ZERNIKE	4
1.3. TÉCNICAS ABERROMÉTRICAS	7
2.METODOLOGÍA	9
2.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO	9
2.2. CALCULO DE LA ABERROMETRÍA DE REFERENCIA MEDIANTE TRAZADO DE RAYOS	10
2.3. CALCULO DE LA ABERROMETRÍA DE REFERENCIA MEDIANTE CALCULO ANALÍTICO COMBINADO CON TRAZADO DE RAYOS	10
2.3.1. CALCULO ANALÍTICO A PARTIR DE TRAZADO DE RAYOS PARA PUPILA CENTRADA DE 6 mm (LUNDSTROM A)	10
2.3.2. CALCULO ANALÍTICO A PARTIR DE TRAZADO DE RAYOS PARA PUPILA CENTRADA Y DESCENTRADA DE 6 mm (LUNDSTROM B)	11
2.4. TOMA DE MEDIDAS EXPERIMENTALES (ITRACE)	11
2.5. ANÁLISIS DE RESULTADOS	11
3.RESULTADOS	12
3.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO	12
3.2. ABERROMETRÍAS DE REFERENCIA	13
3.3. COMPARATIVAS ENTRE MÉTODOS	13
3.3.1. COMPARACIÓN ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM A	13
3.3.2. COMPARACIÓN ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM B	15
3.3.3. COMPARACIÓN ENTRE ITRACE Y TRAZADO DE RAYOS	16
4.DISCUSIÓN	21
4.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO	21
4.2. ABERROMETRÍAS DE REFERENCIA	22
4.3. DIFERENCIAS ENTRE MÉTODOS	22
4.3.1. DIFERENCIAS ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTRÖM A	22
4.3.2. DIFERENCIAS ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM B	23
4.3.3. DIFERENCIAS ENTRE ITRACE Y TRAZADO DE RAYOS	24
5.CONCLUSIONES	27
ANEXO I. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	28
ANEXO II	31

ANEXO III	32
ANEXO IV	33
ANEXO V	35
ANEXO VI	37
ANEXO VII	39
ANEXO VIII	40

1.INTRODUCCIÓN

1.1. REFRACCIÓN

La visión constituye una componente esencial en la vida de las personas, siendo su adecuado funcionamiento indispensable para el desarrollo de las actividades cotidianas. Uno de los principales obstáculos para alcanzar una visión nítida en los pacientes se debe a errores refractivos no compensados. Estos defectos constituyen una de las causas más frecuentes de discapacidad visual y representan un factor significativo en la aparición de ceguera a nivel mundial, particularmente en países en vías de desarrollo^{1,2}.

Para llevar a cabo una corrección eficaz de los defectos refractivos es fundamental realizar una refracción completa. Este procedimiento debe comenzar con un examen objetivo, que puede realizarse mediante retinoscopia, o bien mediante el uso de dispositivos automatizados como el autorrefractómetro o el aberrómetro.

A partir de los valores obtenidos en el examen objetivo, se procede a una refracción subjetiva, la cual requiere de la colaboración del paciente. Esta etapa implica la anteposición de lentes siguiendo protocolos clínicos, con el fin de determinar la potencia esférica, el eje y la potencia cilíndrica adecuados a las necesidades visuales del individuo. En la práctica clínica, los tres principales tipos de errores refractivos que se corrigen son la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo.

Tradicionalmente, la agudeza visual (AV) ha sido el principal parámetro para evaluar la calidad visual³. No obstante, con el desarrollo de nuevas técnicas de corrección óptica, como por ejemplo las lentes de contacto multifocales, la AV resulta insuficiente para ofrecer una evaluación integral de la calidad visual.

Diversos estudios han demostrado que estas nuevas modalidades de corrección visual influyen en distintos aspectos de la calidad visual^{4,5}, lo cual ha impulsado el uso de métodos más específicos para mejorar la corrección óptica. Estos métodos son particularmente relevantes en cirugía refractiva⁶, así como en el estudio de patologías corneales como el queratocono o la degeneración marginal pelúcida^{7,8}.

En este contexto, uno de los métodos más avanzados para cuantificar a los errores refractivos de cara a su posible compensación es la aberrometría ocular.

1.2. ABERRACIONES

La aberrometría se basa en el análisis del frente de onda ocular. El frente de onda se define como una superficie imaginaria que conecta todos los puntos alcanzados simultáneamente por una onda en propagación.

En la práctica, incluso si los medios entre el objeto y la imagen son isótropos y homogéneos, la imagen de un punto objeto no se presenta generalmente como un punto perfecto, sino más bien como una distribución de irradiancia de reducidas dimensiones, conocida como función de esparcimiento del punto o PSF (del inglés Point Spread Function).

La forma y extensión de la PSF depende de la geometría de los componentes del sistema óptico, la homogeneidad de los medios refractores y la difracción de la luz debida a las limitaciones espaciales del sistema⁹. Esto implica que el frente de onda que emerge hacia el espacio imagen del sistema óptico, que inicia como esférico divergente para un

objeto puntual próximo, no sólo cambia su convergencia, sino que pierde también su esfericidad, tal y como se ilustra en la Figura 1. Fruto de la pérdida de esfericidad del frente de onda existirá un deterioro de la calidad de la imagen¹⁰.

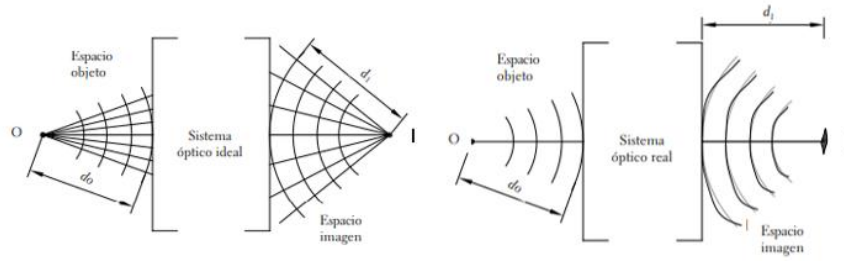


Figura 1. Representación gráfica de la diferencia entre un sistema ideal (izquierda) y un sistema real afectado por aberraciones geométricas (derecha). Se observa a la derecha la pérdida de esfericidad del frente de onda.

Las aberraciones ópticas se cuantifican como la diferencia entre el camino óptico recorrido por el frente de onda ideal y el frente de onda real. Es habitual que dicha diferencia se evalúe en la pupila de salida del sistema y se presente mediante mapas bidimensionales en escala de colores¹¹.

1.2.1 POLINOMIOS DE ZERNIKE

Los polinomios de Zernike son una herramienta útil para clasificar y cuantificar los mapas de aberrometría ocular¹².

Los Zernikes constituyen un conjunto de polinomios ortonormales entre sí, es decir, no pueden expresarse unos en función de otros. Esta característica permite descomponer cualquier frente de onda en una combinación de estos polinomios a través de coeficientes específicos (Ecuación 1)^{11,13}. Cuando se expresan en coordenadas polares, los polinomios dependen de la coordenada radial normalizada mediante el radio pupilar del sistema (r), denotada como " ρ " y de la coordenada azimutal θ ¹⁴. Cada tipo de aberración se asocia con un índice específico " n " y " m ," dando lugar así a la existencia de múltiples polinomios distintos.

$$W(\rho, \theta) = \sum_n \sum_m C_n^m \cdot Z_n^m(\rho, \theta) \quad (\text{Ecuación 1})$$

En este contexto, n representa el máximo orden radial del polinomio, m la frecuencia angular. Además, C_n^m son una serie de coeficientes que cuantifican (típicamente en μm) la relevancia de cada polinomio en la aberración del frente de onda analizado, mientras que $Z_n^m(\rho, \theta)$ corresponde a los Zernikes, los cuales se expresan según el signo de m y vendrán dados por las ecuaciones 2 y 3¹³.

$$Z_n^m(\rho, \theta) = N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta) \quad m \geq 0 \quad (\text{Ecuación 2})$$

$$Z_n^m(\rho, \theta) = N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta) \quad m < 0 \quad (\text{Ecuación 3})$$

Donde N_n^m es un factor de normalización que vendrá dado por la ecuación 4¹³:

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta_{m0}}} \quad (\text{Ecuación 4})$$

Donde δ_{m0} es la función delta de Kronecker ($\delta_{m0}=1$ si $m=0$ y $\delta_{m0}=0$ si $m \neq 0$).

Y $R_n^{|m|}(\rho)$ son polinomios radiales dados por la ecuación 5¹³:

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \binom{n+|m|}{2-s} \binom{n-|m|}{2-s}} \rho^{n-2s} \quad (\text{Ecuación 5})$$

Partiendo de esta clasificación se determinan dos relevantes grupos:

- Aberraciones de bajo orden (LOAs), correspondientes a $n \leq 2$.
- Aberraciones de alto orden (HOAs), correspondientes a $n > 2$.

El primer tipo de aberraciones, las LOAs, se relacionan con los errores refractivos debidos a errores de foco o la toricidad de las superficies y constituyen aproximadamente el 85% de las aberraciones ópticas⁹.

Las LOAs se dividen entonces en 3 componentes:

- El desenfoque (Z_2^0) definido como una formación de la imagen en un plano no deseado, observando la existencia de una mancha uniforme en la zona de la retina¹³.
- El astigmatismo a 45° (Z_2^2) y el astigmatismo a 0° (Z_2^2) son aberraciones caracterizadas por la existencia de dos ejes. La combinación de ambos astigmatismos describe la magnitud y orientación del astigmatismo total^{9,13}.

Por otro lado, las HOAs abarcan desde el tercer orden hasta el mayor orden descrito en el frente. Aunque solo representen el 15% de las aberraciones ópticas, los defectos que generan pueden ser especialmente complicados de compensar con lentes convencionales. Como es el caso para cualquier aberración de frente de onda, su influencia en la calidad de imagen está fuertemente marcada por el tamaño de la pupila⁹.

Pese a existir infinitos órdenes de coeficientes, centraremos la descripción en las de orden 3 y 4 que manifiestan una mayor presencia en sistemas ópticos humanos (Ver Tabla 1).

- El coma vertical (Z_3^1) y el coma horizontal (Z_3^1) las cuales se relacionan con una asimetría en el error del frente de onda. Como resultado, la imagen de un punto luminoso adquiere una forma similar a la de un cometa^{9,13}.
- El trefoil vertical (Z_3^3) y el trefoil horizontal (Z_3^3) es una aberración caracterizada por la existencia de tres ejes⁹.
- La aberración esférica (Z_4^0) es la única que afecta a objetos situados en el eje óptico para sistema axisimétricos, se caracteriza por una diferencia en la formación de imagen entre los rayos marginales y los rayos paraxiales. De manera natural los sistemas oculares humanos presentan aberración esférica positiva⁹.
- El tetrafoil a 45° (Z_4^4) y el tetrafoil a 0° (Z_4^4) y el astigmatismo secundario a 45° (Z_4^2) y el astigmatismo secundario a 0° (Z_4^2), al igual que las aberraciones de quinto y sexto orden, son de naturaleza similar a sus análogas previamente descritas (trefoil y astigmatismo de bajo orden respectivamente). Su forma funcional no obstante los diferencia en la cantidad, aspecto y simetrías de los lóbulos que presentan.

En lo que a la calidad de imagen se refiere, la información del error refractivo se concentra generalmente en los coeficientes de los polinomios (Z_2^0), (Z_2^{-2}) y (Z_2^2), los cuales se corrigen mediante lentes esfero-cilíndricas en forma de gafas, lentes de contacto o mediante cirugía refractiva.

Tabla 1. Cuadro resumen del mapa de aberración y PSF de LOAs y algunos HOAs.

	Nombre	n	m	Polinomio	PSF	ΔWF
Z_2^{-2}	Astigmatismo a 45°	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$		
Z_2^0	Desenfoque	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$		
Z_2^2	Astigmatismo a 0°	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$		
Z_3^{-3}	Trefoil vertical	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$		
Z_3^{-1}	Coma vertical	3	-1	$\sqrt{8}(\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$		
Z_3^1	Coma horizontal	3	1	$\sqrt{8}(\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$		
Z_3^3	Trefoil horizontal	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$		
Z_4^{-4}	Tetrafoil a 45°	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$		
Z_4^{-2}	Astigmatismo secundario a 45°	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$		
Z_4^0	Esférica	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 - 1)$		
Z_4^2	Astigmatismo Secundario a 0°	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$		
Z_4^4	Tetrafoil a 0°	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$		

ΔWF =Mapa cromático de diferencia entre el frente de onda real y el frente de onda ideal. El color rojo típicamente representa un adelanto del frente de onda real frente al ideal, el color azul una retraso del frente de onda real respecto al ideal y el color verde representa un camino óptico equivalente entre el frente de onda real y el ideal⁹.

Una manera popular de expresar en dioptrías el efecto de los coeficientes de Zernike son las componentes de Jackson (M , J_0 y J_{45}) tal y como expresan las ecuaciones 6, 7 y 8. Mediante esta formulación, dichas ecuaciones minimizan el error de la zona central de la aberración de frente de onda (mínimo error paraxial)¹⁵.

$$M = \frac{-(4\sqrt{3} Z_2^0 - 12\sqrt{5} Z_4^0 + 24\sqrt{7} Z_6^0 - 40\sqrt{9} Z_8^0 + 60\sqrt{11} Z_{10}^0 \dots)}{r^2} \quad (\text{Ecuación 6})$$

$$J_0 = \frac{-(2\sqrt{6} Z_2^2 - 6\sqrt{10} Z_4^2 + 12\sqrt{14} Z_6^2 - 20\sqrt{18} Z_8^2 + 30\sqrt{22} Z_{10}^2 \dots)}{r^2} \quad (\text{Ecuación 7})$$

$$J_{45} = \frac{-(2\sqrt{6} Z_2^{-2} - 6\sqrt{10} Z_4^{-2} + 12\sqrt{14} Z_6^{-2} - 20\sqrt{18} Z_8^{-2} + 30\sqrt{22} Z_{10}^{-2} \dots)}{r^2} \quad (\text{Ecuación 8})$$

A partir de estas ecuaciones es posible calcular el valor de la compensación refractiva esfero-cilíndrica de la aberración de frente de onda según las ecuaciones 9, 10 y 11¹⁵:

$$C = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}; \quad S = M - C/2; \quad \alpha = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{J_{45}}{J_0}\right)}{2}$$

(Ecuación 9) (Ecuación 10) (Ecuación 11)

Donde $\alpha = \alpha + 90^\circ$ si $J_0 < 0$; $\alpha = 135^\circ$ si $J_0 = 0$ y $J_{45} < 0$; $\alpha = 45^\circ$ si $J_0 = 0$ y $J_{45} > 0$; $\alpha = \alpha + 180^\circ$ si $J_0 > 0$ y $J_{45} \leq 0$.

1.3. TÉCNICAS ABERROMÉTRICAS

Las técnicas aberrométricas se dividen en diversas categorías; no obstante, en este caso nos centraremos en explicar la técnica in-going de *Ray Tracing*¹⁶. Para la misma, se proyecta un rayo de luz que es paralelo al eje visual mediante un escáner x-y. Debido a las aberraciones locales en el ojo en cada posición, el haz experimenta un desplazamiento focal en la imagen retiniana respecto a una posición de referencia. Para medir dicho desplazamiento, se emplea algún tipo de fotodetector pixelado. Una vez identificada la posición del primer punto de luz en la retina, el rayo de luz de entrada se desplaza a otra ubicación conocida y se determina la posición de un segundo punto, repitiendo este proceso hasta registrar suficientes puntos para cuantificar las aberraciones del ojo^{16,17} (Figura 2).

Existen diversos aberrómetros experimentales que utilizan esta técnica para calcular el frente de onda. Sin embargo, en este caso nos centraremos en el iTrace (Tracey™ Technologies, Texas, USA) dado que es el único dispositivo comercial en el mercado. El iTrace es un dispositivo que proyecta secuencialmente 128 haces de láser de luz roja (de longitud de onda de 785 nm y tamaño de 100 micras), paralelos al eje visual a través de la pupila de entrada ocular. Se obtienen por ello 256 medidas de aberración transversal de rayo (cada rayo genera 2 medidas, una para cada eje transversal). Adicionalmente, es posible representar gráficamente la posición de cada uno de los impactos retinianos generando un diagrama de impactos que tiene un aspecto característico del error refractivo del sistema¹⁸.

En un ojo emétrope, el diagrama de impactos retinianos (DIR) se concentra en una distribución de reducido tamaño (Figura 3), mientras que, en ojos con aberraciones, los puntos del DIR se distribuyen según el tipo y grado de estas¹⁸(Figura 4).

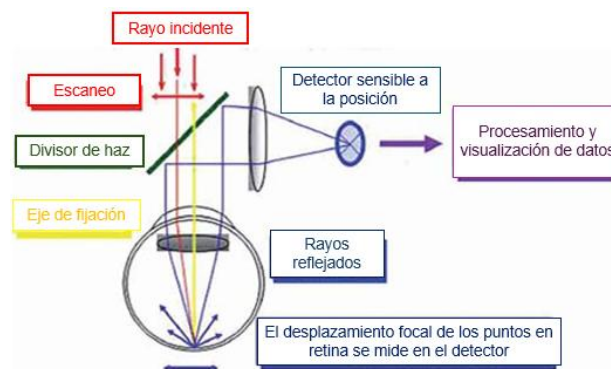


Figura 2. Esquema de la técnica de Ray Tracing.

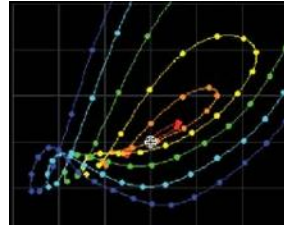
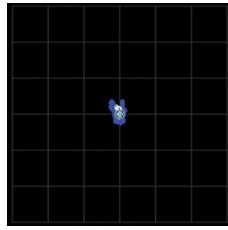


Figura 3. DIR ojo emétrope¹⁸ **Figura 4.** DIR ojo queratocono¹⁸

Apoyado en las medidas de aberración transversal recogidas, se estiman los coeficientes de Zernike correspondientes a las superficies de aberración de frente de onda y se cuantifica una posible refracción esfero-cilíndrica compensadora¹⁸.

Dada la relevancia de las aplicaciones clínicas en las que intervienen los aberrómetros, resulta de vital importancia llevar a cabo un análisis de la exactitud de los resultados obtenidos en la práctica clínica diaria.

Existen diversos estudios que miden la exactitud de los coeficientes aberrométricos para distintos aberrómetros. Por ejemplo, el de (Kollbaum et al., 2008)¹⁹, evalúa la exactitud y repetibilidad de un aberrómetro Hartmann-Shack. En esta investigación, las LOAs se evaluaron midiendo la potencia de lentes de prueba calibradas, lentes de contacto y lentes oftálmicas. Además, se midió la aberración del coma al inducir descentramientos en una lente que poseía una cierta aberración esférica y se comparó respecto a lo esperado teóricamente de forma analítica por la fórmula de (Guirao et al., 2001)²⁰. Por otro lado, esa misma aberración esférica se comparó respecto a la esperada según el trazado de rayos. Las conclusiones del estudio reflejaron que el aberrómetro demostraba buena exactitud y repetibilidad para las aberraciones de segundo, tercer y cuarto orden estudiadas, al presentar, en general, errores menores al 1% entre lo medido y lo esperado.

En otro estudio (Singh et al., 2019)²¹, se interpusieron diversas lentes de prueba calibradas, lentes de contacto y láminas de fase, a un ojo modelo diseñado y a un ojo presbita dilatado con el fin de examinar la concordancia y repetitividad de un aberrómetro basado en un sensor de frente de onda piramidal (Osiris) a las medidas de un aberrómetro tipo Hartmann-Shack (COAS-HD). Las lentes calibradas suponían un cambio en las aberraciones de segundo orden y la lámina de fase inducía un cierto grado de aberración esférica en posición centrada y cierto coma al descentrarla respecto del eje. El estudio concluyó que el aberrómetro Osiris presentaba una buena exactitud y repetibilidad, con errores cuadráticos medios de 0,01 μm en la aberración esférica y 0,02 μm en el coma para pupila de 6 mm.

Una característica común a ambos estudios es la escasa accesibilidad y falta de estandarización de algunos de los elementos ópticos empleados para el estudio, ese el caso de las láminas de fase. Por otra parte, los estudios de concordancia entre aberrómetros no garantizan la exactitud de las medidas, simplemente el parecido entre distintos instrumentos. Todo ello ha motivado la realización de un trabajo de investigación con el objetivo principal de:

OP) Diseñar e implementar un método experimental de bajo coste para determinar la exactitud de los coeficientes aberrométricos medidos con i-Trace frente a una serie de coeficientes de Zernike de referencia.

Adicionalmente, con el fin de optimizar los costes computacionales del proceso necesario para la determinación de la exactitud, ha sido objetivo secundario de este trabajo:

OS) Evaluar la validez del método analítico de cálculo aberrométrico desarrollado por Lundström y Unsbo (2007)²², comparándolo con los coeficientes de referencia obtenidos mediante el programa de trazado numérico de rayos OSLO Edu v24.2 (Lambda Research Corporation).

2.METODOLOGÍA

La metodología adoptada en este trabajo guarda cierta similitud con parte de la desarrollada en (Kollbaum et al., 2008)¹⁹. Para poder generar diferentes cantidades de aberraciones de referencia, se ha desplazado transversalmente un sistema óptico de referencia respecto al eje de medida del aberómetro. Sin embargo, con el fin de mejorar la accesibilidad del método a otros usuarios, se ha escogido un ojo de calibración de autorrefractómetro para dicha tarea. Por otra parte, como aberrometrías de referencia, además de las obtenidas mediante trazado numérico de rayos, se han estudiado otras alternativas analíticas de menor coste computacional. A continuación, se detallan los pasos a seguir:

2.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO

El ojo fue caracterizado con el fin de realizar el trazado numérico de rayos en OSLO que determinará las aberrometrías de referencia.

Con el fin de caracterizarlo se siguieron los siguientes pasos de forma secuencial:

- 1) Se verificó la validez del etiquetado de refracción del modelo (Rx) utilizando tanto el autorrefractómetro de campo abierto Grand Seiko WAM-5500 como una retinoscopia a través del retinoscopio Riestler Ri-Scope en las condiciones indicadas por la norma ISO-10342-2003²³. De esta forma se confirmó que el ojo presentaba la Rx indicada por la etiqueta. Además, se midió la longitud axial (LA_calibre) y el diámetro (Φ) mediante el calibre Absolut Digimatic.
- 2) Se verificó la esfericidad y el radio de curvatura anterior ($R_{ant.}$) proporcionados por el fabricante de la cara anterior del ojo mediante el topógrafo corneal de anillos de Placido Keratron Scout (Optikon).
- 3) Se midió el radio de curvatura de la cara posterior de ojo ($R_{post.}$) que hacía funciones de retina mediante el esferómetro de Edmund Optics.
- 4) Se hizo una primera estimación del valor índice de refracción (n_d) del material del elemento refractor empleando las medidas geométricas realizadas en 1) y el etiquetado de refracción. Para ello, se calculó el valor de n_d que conseguía formar imagen paraxial en la retina para un objeto ubicado en $1/Rx$.
- 5) Se estimó la densidad de masa del material (ρ) del que estaba compuesto el elemento refractor del ojo. Para ello:
 - 5.1) Se midió la masa (m) del cuerpo refractor del ojo mediante la balanza de precisión Precisa 100M-300C.
 - 5.2) Se estimó volumen del cuerpo refractor mediante el cálculo descrito en el Anexo II que hace uso de las medidas geométricas realizadas en el paso 1) y 2).

- 6) Se ajustó el valor del n_d realizado en 4), teniendo en cuenta que el número de Abbe (V_d), densidad de catálogo ($\rho_{\text{catálogo}}$) y el índice de catálogo seleccionado ($n_{d_catálogo}$), fueran compatibles con los requerimientos que la ISO-10342-2003²³ marca para la construcción de ojos artificiales para la calibración de autorrefractómetros y fueran próximos a la primera estimación realizada en 4) y 5). Para ello se hizo uso del catálogo SCHOTT AG, 2014²⁴.
- 7) Se ajustó la longitud axial con OSLO (LA_OSLO) siguiendo la misma norma ISO, realizando un trazado numérico de rayos con OSLO para: R_{ant} , pupila artificial de 3 mm de diámetro, el valor $n_{d_catálogo}$ obtenido en el que se conjugaba el punto remoto ($1/R_x$) y la posición de la retina en el sentido de mínimo tamaño RMS del spot diagram.
- 8) Se verificó la viabilidad de la LA_OSLO en comparación con la LA_calibre.

2.2. CALCULO DE LA ABERROMETRÍA DE REFERENCIA MEDIANTE TRAZADO DE RAYOS

Como aberrometría de referencia, se tomaron los coeficientes aberrométricos obtenidos mediante el software OSLO para la caracterización del ojo alcanzada en 2.1.

Con el fin de incrementar la diversidad de coeficientes de Zernike sobre los que estimar la exactitud del aberrómetro, se variaron el radio y centrado transversal de la pupila tanto en dirección X (DCX) como en Y (DCY).

En concreto, se consideraron tres diámetros pupilares: 2 mm (inferior al promedio), 4 mm (valor estándar) y 6 mm (superior al promedio), en concordancia con las condiciones fotópicas habituales en población adulta, según lo reportado por Guillon et al. (2016)²⁵, Hashemi et al. (2009)²⁶ y Schröder et al. (2018)²⁷.

Para cada radio de pupila, los descentramientos transversales fueron de hasta 1,5 mm en pasos de 0,5 mm, tanto en sentido positivo como en sentido negativo para cada dirección. Por lo tanto, para la generación de las 21 aberrometrías de referencia se realizaron un total de 21 trazados de rayos.

2.3. CALCULO DE LA ABERROMETRÍA DE REFERENCIA MEDIANTE CALCULO ANALÍTICO COMBINADO CON TRAZADO DE RAYOS

Con el fin de encontrar una alternativa más eficiente computacionalmente respecto a la realización de todas las aberrometrías de referencia mediante OSLO, se empleó la formulación analítica de Lundström y Unsbo (2007)²². Este método, permite estimar los coeficientes aberrométricos correspondientes a una nueva condición (por ejemplo, diferente tamaño pupilar o centrado) a partir de una aberrometría de referencia previamente calculada con OSLO.

2.3.1. CALCULO ANALÍTICO A PARTIR DE TRAZADO DE RAYOS PARA PUPILA CENTRADA DE 6 mm (LUNDSTROM A)

Como primera aproximación de menor coste computacional, se optó por calcular las aberrometrías de referencia a partir de los coeficientes correspondientes a un diámetro pupilar de 6 mm en posición centrada (Lundström A). A partir de Lundström A, se simulon, por un lado, descentramientos aislados para ese mismo diámetro de pupila y, por

otro lado, se simuló la reducción de diámetro pupilar a 2 y 4 mm junto con descentramientos. Con este método, para la generación de las 21 aberrometrías de referencia se realizó un único trazado de rayos.

2.3.2. CALCULO ANALÍTICO A PARTIR DE TRAZADO DE RAYOS PARA PUPILA CENTRADA Y DESCENTRADA DE 6 mm (LUNDSTROM B)

Como método de coste computacional intermedio, se determinaron las aberrometrías de referencia para condiciones de 2 y 4 mm de diámetro, a partir del cálculo de Lundström actuando sobre las respectivas aberrometrías centradas y descentradas calculadas mediante OSLO para pupila de 6 mm (Lundström B). Con este método, para la generación de las 21 aberrometrías de referencia se realizaron 7 trazados de rayos.

2.4. TOMA DE MEDIDAS EXPERIMENTALES (ITRACE)

Respecto la recogida de medidas mediante iTrace, con las que comprobar su exactitud, lo primero que se realizó fue el diseño de un soporte con el fin de poder realizar descentramientos mediante una plataforma micrométrica. (Ver Anexo III).

Como primer paso, se seleccionó como posición central para cada tamaño de pupila evaluada, aquella posición transversal que presentaba el menor error de aberración cómica de tercer orden dando por bueno un valor menor a 0,01 μm .

Posteriormente, de manera análoga a lo realizado en OSLO, se efectuaron descentramientos en ambas direcciones (horizontal y vertical) y se emplearon los mismos valores de desplazamiento (pasos de 0,5 mm hasta un descentramiento máximo de 1,5 mm). Con el fin de estimar la repetitividad de los desplazamientos realizados con la plataforma micrométrica, se optó por iniciar los descentramientos en la dirección horizontal y en sentido positivo (derecha), finalizando en la dirección vertical y en sentido negativo (abajo), realizando primero todas las mediciones con la pupila de 6 mm, posteriormente con la de 4 y finalmente con la de 2 mm. Todas las mediciones se realizaron de posición centrada (0) a posición extrema ($\pm 1,5$ mm), y viceversa, existiendo así un trayecto de ida y vuelta.

Debe ser mencionado que se decidió utilizar únicamente las medidas del trayecto de ida dado que no mostraban diferencias significativas respecto a las presentadas por el trayecto de vuelta. Por otro lado, las medidas del trayecto de ida presentan un menor error acumulado (Ver Anexo IV).

2.5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los datos recopilados se organizaron en Excel y se representaron mediante gráficos de barras para todas las comparaciones realizadas. Debido a ello, el análisis realizado consistió en un análisis gráfico. Se mostró, por un lado, los valores obtenidos directamente y, por otro lado, las diferencias entre los dos métodos comparados en cada ocasión.

Para el estudio relativo a los métodos para calcular las aberrometrías de referencia, se compararon las aberrometrías de referencia de Lundström A y Lundström B con las de referencia calculadas únicamente mediante OSLO.

Para el estudio de la exactitud del aberrómetro, se compararon las medidas de iTrace con las aberrometrías de referencia calculadas mediante OSLO.

En todos los casos se realizaron primero las gráficas comparativas de coeficientes y luego las de diferencias entre métodos.

Con el propósito de evaluar la significancia de las diferencias, se aplicó el criterio de Marechal. Este criterio establece que un sistema óptico puede considerarse adecuadamente representado por sus coeficientes aberrométricos cuando el error es inferior a $\lambda/14^{28}$. Por lo tanto, se consideraron significativas aquellas diferencias superiores a $0,04 \mu\text{m}$.

3.RESULTADOS

3.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO

En la Figura 5 se muestra el ojo miope artificial empleado para este estudio, donde se indica la parte que corresponde a la **LA_OSLO**, la **LA_calibre** y al Φ . Por otro lado, la Figura 6 muestra la topografía realizada sobre este ojo artificial, donde se puede confirmar como esférico al presentar un valor de asfericidad muy reducido (0,02).

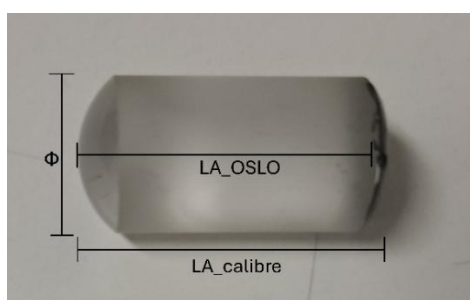


Figura 5. Ojo artificial usado en las medidas.

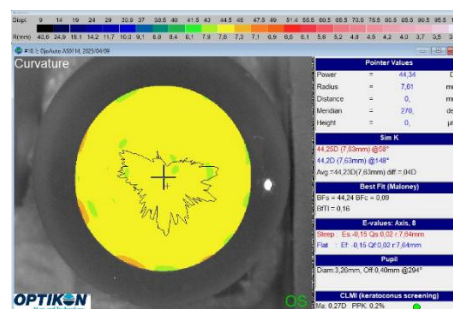


Figura 6. Topografía del ojo artificial.

La Tabla 2 muestra los parámetros del ojo miope artificial empleado. La **R_x** obtenida fue de -4,50 D. La **LA_calibre** fue de 24,13 mm. El Φ medido directamente fue de 11,92 mm. El **R_{ant.}** obtenido de su etiqueta fue de 7,62 mm y el **R_{post.}** medido fue de -12 mm. La masa del ojo fue de 6,162 g, el volumen fue de 2,458 cm³ y con ello se estimó una densidad ρ de 2,51 g/cm³. En base a esa densidad, el material finalmente escogido fue el K7 del fabricante SCHOTT AG, 2014²⁴, el cual presentaba una un **V_d** de 60,41, $\rho_{\text{catálogo}}$ de 2,53 g/cm³, y un **n_{d_catálogo}** de 1,5111. La **LA_OSLO** finalmente obtenida tras el ajuste correspondió con un valor de 23,98 mm.

Tabla 2. Parámetros ojo artificial material K7.

R _x (D)	Φ (mm)	R _{ant.} (mm)	R _{post.} (mm)	m (g)	V _d	$\rho_{\text{catálogo}}$ (g/cm ³)	n _{d_catálogo} ($\lambda=587,6 \text{ nm}$)	LA_OSLO (mm)
-4,50	11,92	7,62	-12	6,162	60,41	2,53	1,5111	23,98

R_x: Refracción; Φ : Diámetro; **R_{ant.}**: Radio de curvatura de la superficie anterior; **R_{post.}**: Radio de curvatura de la superficie posterior; **m**: Masa; **V_d**: Número de Abbe; ρ : Densidad catálogo; **n_{d_catálogo}**: Índice de refracción catálogo; λ : Longitud de onda; **LA_OSLO**: Longitud axial OSLO.

3.2. ABERROMETRÍAS DE REFERENCIA

Teniendo en cuenta las variaciones de radio y centrado pupilar se obtuvieron 21 aberrometrías de referencia cuyos rangos se presentan a continuación para cada radio pupilar y coeficiente de Zernike (Ver Tablas 3 y 4).

Tabla 3. Rango de coeficientes de Zernike de la aberrometría de referencia en función de la aberración y el diámetro pupilar respecto a las LOAs.

Rango de coeficientes aberrométricos (LOAs) (μm)			
Diámetro (mm)	Desenfoque (DCX/DCY 0 a $\pm 1,5$ mm)	Astigmatismo a 0° (DCX/DCY $\pm 0,5$ a $\pm 1,5$ mm)	Astigmatismo a 45°
2	0,61 a 0,82	$\pm 0,01$ a $\pm 0,13$	0,00
4	2,69 a 3,68	$\pm 0,06$ a $\pm 0,54$	0,00
6	7,14 a 10,02	$\pm 0,13$ a $\pm 1,34$	0,00

Tabla 4. Rango de coeficientes de Zernike de la aberrometría de referencia en función de la aberración y el diámetro pupilar respecto a las HOAs.

Rango de coeficientes aberrométricos (HOAs) (μm)				
Diámetro (mm)	Coma X/Coma Y (DCX/DCY -1,5 a +1,5 mm)	Trefoil X/Trefoil Y (DCX/DCY -1,5 a +1,5 mm)	Esférica (DCX/DCY 0 a $\pm 1,5$ mm)	Tetrafoil a 0° (DCX/DCY $\pm 0,5$ a $\pm 1,5$ mm)
2	-0,05 a 0,05	$-5 \cdot 10^{-4}$ a $5 \cdot 10^{-4}$	$5 \cdot 10^{-3}$ a 0,01	0,00 a $-1 \cdot 10^{-6}$
4	-0,44 a 0,44	$-4 \cdot 10^{-3}$ a $4 \cdot 10^{-3}$	0,08 a 0,1	$-2 \cdot 10^{-7}$ a $-2 \cdot 10^{-5}$
6	-1,64 a 1,64	-0,01 a 0,01	0,43 a 0,56	$-2 \cdot 10^{-6}$ a $-2 \cdot 10^{-4}$

3.3. COMPARATIVAS ENTRE MÉTODOS

Para clarificar las comparativas entre métodos se asignaron ciertas tonalidades a los valores aberrométricos. Los gráficos que presentan los resultados de Lundström A, Lundström B y iTrace se mostraron con barras de tonalidad oscura, mientras que OSLO se representó con barras de tonalidades claras. Las diferencias se representaron en una tonalidad intermedia. Además, se utilizó un color distinto para cada diámetro pupilar en función de la comparativa. Con el fin de poder identificar si las diferencias presentes eran significativas, se añadió a las gráficas de las diferencias un sombreado gris con transparencia al 80%, marcando el límite de $\pm 0,04 \mu\text{m}$ de diferencia.

3.3.1. COMPARACIÓN ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM A

La Figura 7 muestra los valores aberrométricos al inducir un DCX con la simulación de Lundström A y los valores directos de OSLO (OSLO_H). Se observa que, en posiciones centradas y con pequeños descentramientos, los valores obtenidos mediante la simulación de Lundström A son similares a los obtenidos con OSLO_H. Sin embargo, a medida que aumenta el DCX, los valores de OSLO_H tienden a ser cada vez mayores que los de Lundström A tanto en sentido positivo como en sentido negativo de manera simétrica. Además, en las posiciones horizontales más extremas, los valores de Lundström A llegan a situarse notablemente por debajo de los coeficientes proporcionados por OSLO_H.

Por ejemplo, en el caso del desenfoque para pupila de 6 mm, al inducir un DCX de $\pm 0,5$ mm se muestran en ambos casos valores cercanos a $7,50 \mu\text{m}$, mientras que en los DCX extremos el valor de Lundström A es menor de $9 \mu\text{m}$ y el valor de OSLO_H es de unas $10 \mu\text{m}$. Por otro lado, también se observa como los coeficientes de la pupila de 2 mm son siempre muy reducidos respecto a las demás pupilas para todas las posiciones. Esto se manifiesta en valores siempre menores a $1 \mu\text{m}$ para el desenfoque o menores de $0,15 \mu\text{m}$ en el astigmatismo a 0° .

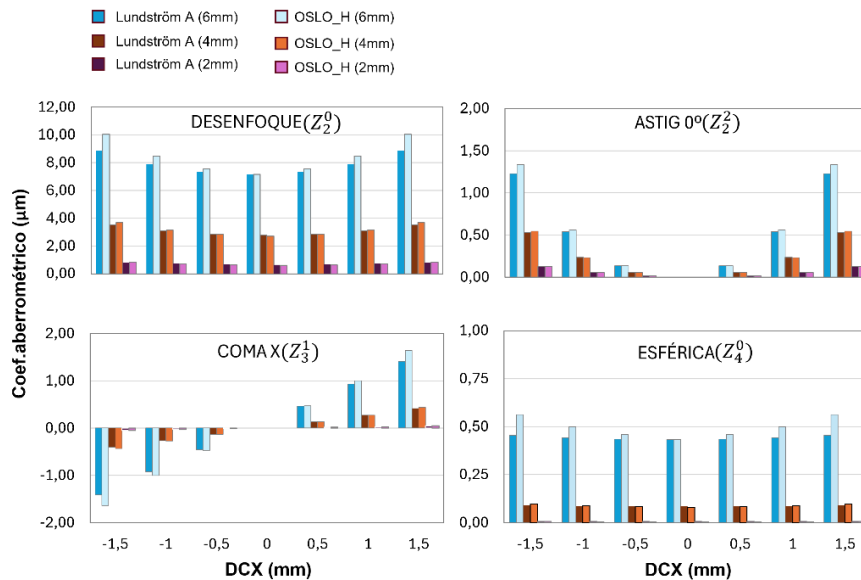


Figura 7. Coeficientes aberrométricos OSLO_H y Lundström A para DCX. Lundström A= Transformación numérica de la aberrometría centrada medida con OSLO para $\varnothing=6$ mm a las respectivas pupilas de 2,4 y 6 mm de diámetro centradas o descentradas. DCX=Descentramiento horizontal inducido.

La Figura 8 complementa este análisis mostrando las diferencias entre Lundström A y OSLO_H (Dif.OSLO_H-Lundström A). En general, las gráficas reflejan como las diferencias aumentan conforme mayor es el DCX inducido, siendo estas discrepancias simétricas entre el sentido positivo y el negativo. Respecto a las pupilas de 2 y 4 mm no existen diferencias significativas ($<0,04 \mu\text{m}$, según Marechal) para el astigmatismo a 0° , el coma en X y la aberración esférica en ninguna posición. Además, se presentan diferencias significativas ($>0,04 \mu\text{m}$) en el caso del desenfoque en posición centrada y en DCX ± 1 mm y $\pm 1,5$ mm para pupila de 4 mm. Estas diferencias son menores de $0,1 \mu\text{m}$ en la posición central y llegan hasta las $0,25 \mu\text{m}$ para un DCX de $\pm 1,5$ mm.

Por otro lado, para la pupila de 6 mm, se detectan diferencias significativas en todo el recorrido para el desenfoque, siendo más notables en los extremos. Estas diferencias llegan a ser de hasta $1,16 \mu\text{m}$, mientras que, en posiciones con pequeños descentramientos, las diferencias son menores de $0,25 \mu\text{m}$. Esto mismo ocurre en las posiciones más extremas del astigmatismo a 0° , al igual que en posiciones intermedias y extremas en la esférica y el coma en X. En esta última aberración, las discrepancias son mayores para los DCX extremos, existiendo diferencias de $0,23 \mu\text{m}$ para un DCX de $\pm 1,5$ mm y diferencias menores de $0,1 \mu\text{m}$ con un DCX de ± 1 mm en el caso del coma en X.

Para el caso del DCY los valores y las diferencias en cuanto al cálculo con Lundström A y OSLO_H son análogas a las de DCX (Ver Anexo V).

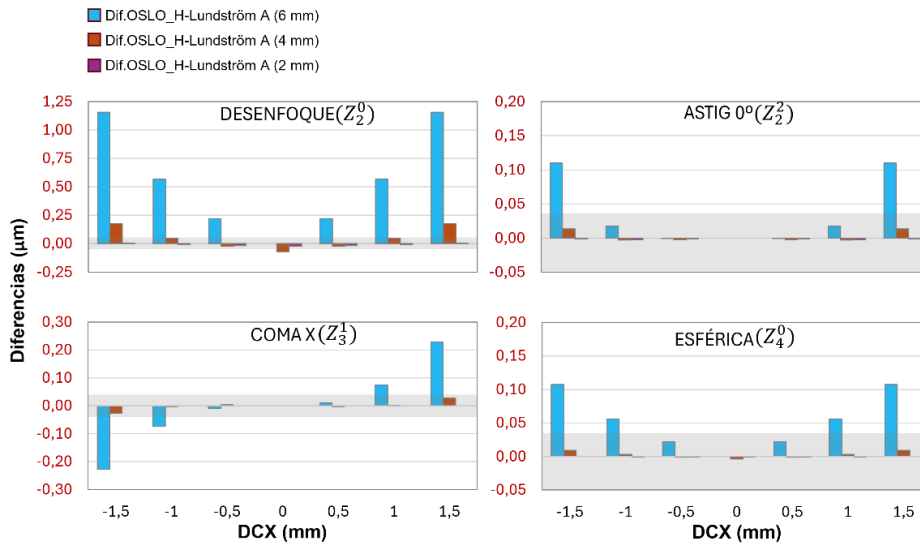


Figura 8. Diferencias entre OSLO_H y Lundström A para DCX. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

3.3.2. COMPARACIÓN ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM B

La Figura 9 presenta la comparativa entre los valores aberrométricos obtenidos a través de un DCX mediante Lundström B y los calculados con OSLO_H. Se observa que, las medidas de Lundström B son superiores a las de OSLO_H para todo el recorrido, existiendo diferencias mayores conforme aumenta el DCX, y observando como estos valores son completamente simétricos entre el sentido positivo y el sentido negativo.

En el caso del desenfocado para la pupila de 4 mm en posición centrada, el valor de Lundström B es de 2,76 μm y el valor de OSLO_H es de 2,69 μm . En contraste, en posición extrema, Lundström B presenta un valor de 3,92 μm y OSLO_H tiene un coeficiente menor de 3,70 μm . Por otro lado, la pupila de 2 mm vuelve a presentar valores muy reducidos en todas las aberraciones tanto para Lundström B como para OSLO_H, existiendo, para todas las posiciones, coeficientes menores a 1 μm en el caso del desenfocado o menores de 0,15 μm para el astigmatismo a 0° .

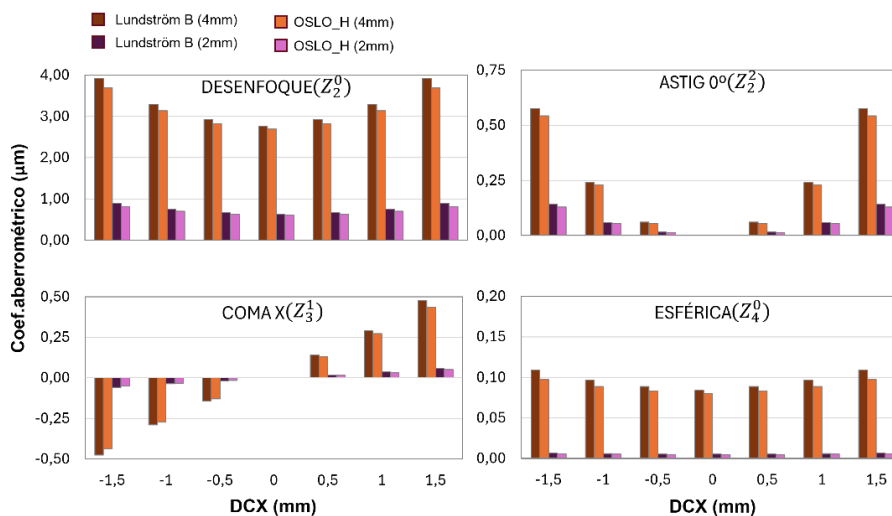


Figura 9. Coeficientes aberrométricos OSLO_H y Lundström B para DCX. Lundström A= Transformación numérica de la aberrometría centrada medida con OSLO para $\varnothing=6$ mm a las respectivas pupilas de 2,4 y 6 mm de diámetro centradas o descentradas.

La Figura 10 muestra las diferencias entre OSLO_H y Lundström B para DCX (Dif.OSLO_H-Lundström B). Se observa como las diferencias son mayores cuanto mayor es el DCX inducido, existiendo total simetría entre ambos sentidos. Aparecen diferencias significativas ($>0.04 \mu\text{m}$) en el caso del desenfoco para todas las posiciones en la pupila de 4 mm, llegando a ser de hasta $0,24 \mu\text{m}$ para un DCX de $\pm 1,5 \text{ mm}$, mientras que en la posición centrada la diferencia es menor a $0,1 \mu\text{m}$. Por otro lado, en la pupila de 2 mm las diferencias significativas para el desenfoco se concentran principalmente en las posiciones más extremas ($0,08 \mu\text{m}$ con un DCX de $\pm 1,5 \text{ mm}$) y alguna intermedia ($0,05 \mu\text{m}$ con un DCX de $\pm 1 \text{ mm}$). Las demás aberraciones no muestran diferencias significativas en ningún caso.

Para el caso del DCY los valores y las diferencias en cuanto a módulo son exactamente las mismas que las que se presentan cuando se induce un DCX (Ver Anexo VI).

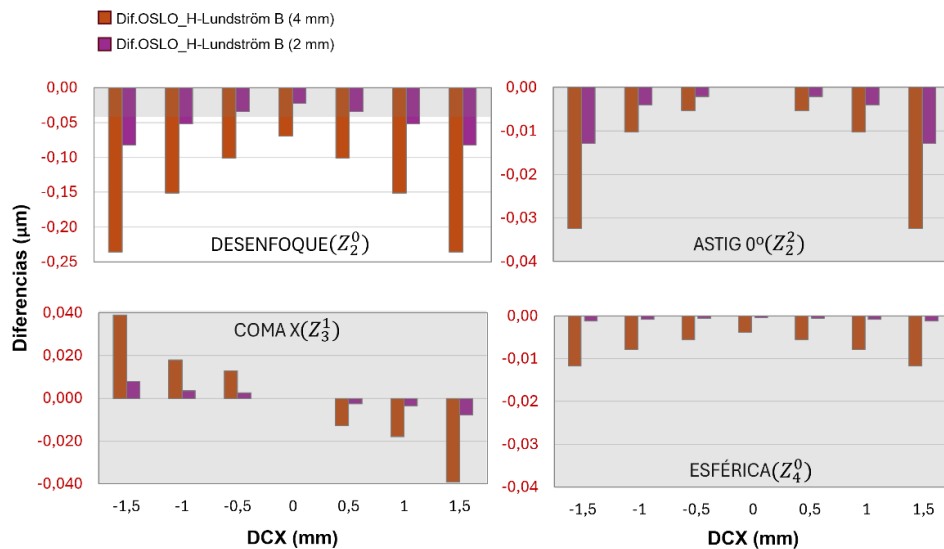


Figura 10. Diferencias entre OSLO y Lundström B para DCX. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

3.3.3. COMPARACIÓN ENTRE ITRACE Y TRAZADO DE RAYOS

La Figura 11 muestra la comparativa entre los coeficientes aberrométricos obtenidos con DCX para iTrace (iTrace_H) y OSLO (OSLO_H). Se observa como existen situaciones en las que se mantiene un patrón similar a lo largo de todo el recorrido. Esto, por ejemplo, ocurre en el caso del desenfoco para las pupilas de 4 y 6 mm, que tiende a ser mayor en OSLO_H para todo el recorrido o el astigmatismo a 0° en la pupila de 6 mm, donde iTrace_H es mayor que OSLO_H prácticamente para todo el recorrido.

Por otro lado, las gráficas de la Figura 11 reflejan la existencia de otras situaciones donde el patrón de superioridad depende del sentido que se estudie. Esta situación se observa en el caso del desenfoco para pupila de 2 mm o en el astigmatismo a 0° para pupila de 2 y 4 mm. Yendo a un ejemplo concreto, en iTrace_H, el astigmatismo a 0° para la pupila de 6 mm tiene un valor de $1,50 \mu\text{m}$ para los extremos positivo y negativo, presentando OSLO_H un valor de $1,34 \mu\text{m}$ en ambos extremos. En contraste, la pupila de 2 mm para esa misma aberración presenta un valor de $0,24 \mu\text{m}$ en el extremo negativo y un valor de $0,01 \mu\text{m}$ en el extremo positivo, siendo que OSLO_H presenta un valor de $0,13 \mu\text{m}$ en ambos extremos.

También se ha observado que, en las gráficas de la Figura 11, existen ciertas aberraciones las cuales OSLO_H prevé prácticamente nulas como el astigmatismo a 45°, el trefoil en X o el tetrafoil a 0°. Sin embargo, para estas aberraciones iTrace_H refleja valores bastante relevantes, especialmente en el caso de la pupila de 6 mm. Estos coeficientes llegan a ser de hasta 0,10 μm para el astigmatismo a 45°, -0,33 μm para el trefoil en X y 0,12 μm en el tetrafoil a 0°, con una pupila de 6 mm y en DCX de -1,5 mm.

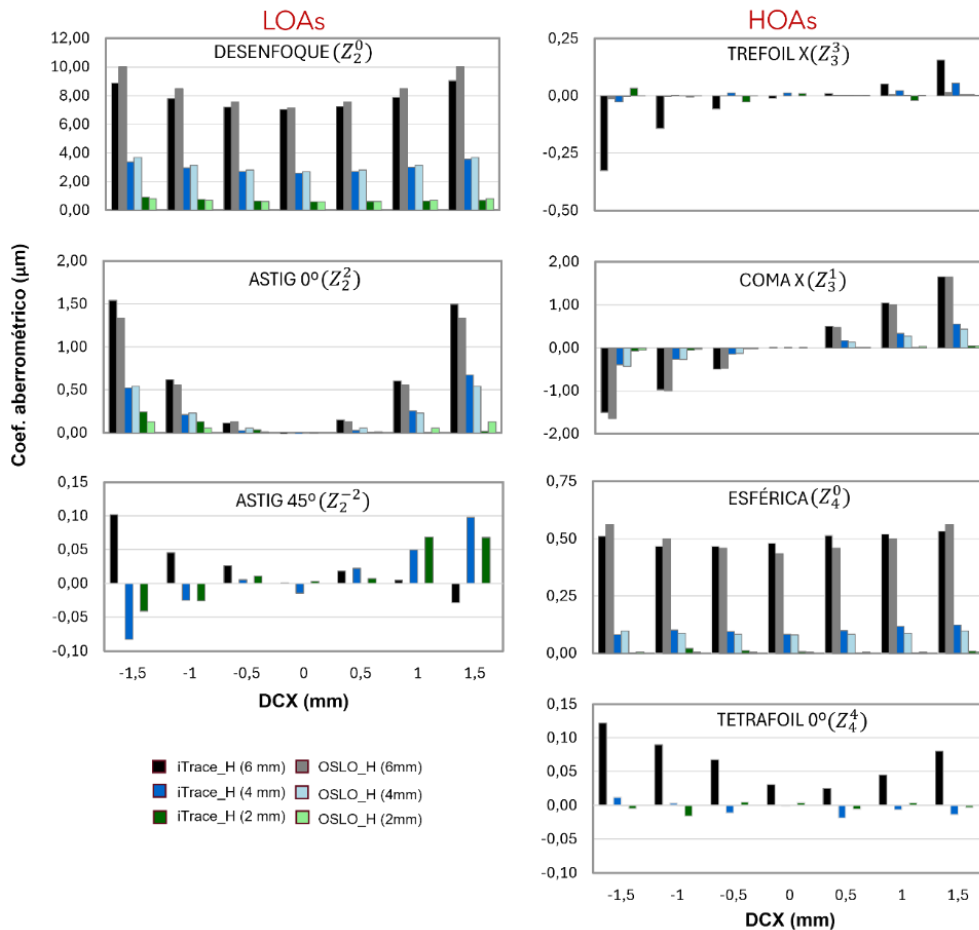


Figura 11. Coeficientes aberrométricos iTrace_H y OSLO_H en DCX.

La Figura 12 muestra las diferencias entre los coeficientes de iTrace_H y OSLO_H en casos de DCX. Las gráficas presentes en la Figura 12 reflejan como, en el caso de las LOAs, no existen diferencias significativas ($<0.04 \mu\text{m}$, según Marechal) para el caso del desenfoque con pupila de 2 mm y en el caso de los dos astigmatismos para cualquier pupila, cuando se estudia la posición centrada y la posición con el menor descentramiento ($\pm 0,5 \text{ mm}$).

Por otro lado, respecto a las HOAs, la pupila de 2 mm no mostró diferencias significativas en ningún caso. La pupila de 4 mm no mostró diferencias significativas, salvo para el trefoil en X y el coma en X con DCX positivo en casos extremos. La pupila de 6 mm no mostró diferencias significativas en posición centrada o con DCX de +0,5 mm, salvo en la esférica, donde existían diferencias muy poco significativas (0,06 μm como máximo). Además, el Coma en X con dicha pupila no presentó diferencias significativas salvo en el caso extremo negativo. De igual forma, existían diferencias significativas

para el trefoil en X o el tetrafoil a 0° en los extremos y para los DCX negativos intermedios.

Las diferencias más significativas mostradas por las gráficas de la Figura 12 se presentan, por lo general, en los casos de DCX extremo. Esta situación se puede ver en el caso del desenfoque para pupila de 6 mm, mostrando una diferencia de hasta $1,16 \mu\text{m}$ con un DCX de $-1,5 \text{ mm}$, mientras que, esa aberración en posición centrada muestra una diferencia menor de $0,15 \mu\text{m}$.

Además, también se presentan diferencias más significativas a mayor diámetro pupilar es medido. Esto se refleja en las diferencias en posiciones extremas del desenfoque para pupila de 4 mm (menor de $0,30 \mu\text{m}$) respecto a la diferencia en la pupila de 2 mm (menor de $0,10 \mu\text{m}$). En el caso de las HOAs sobre todo destaca la diferencia presente por parte del trefoil en X para la pupila de 6 mm en DCX extremo negativo ($0,33 \mu\text{m}$). Por otro lado, se observa una cierta asimetría algo llamativa en algunas aberraciones, destacando sobre todo el caso del coma en X y el astigmatismo a 0° para pupila de 4 mm, existiendo diferencias significativas solo para DCX positivo.

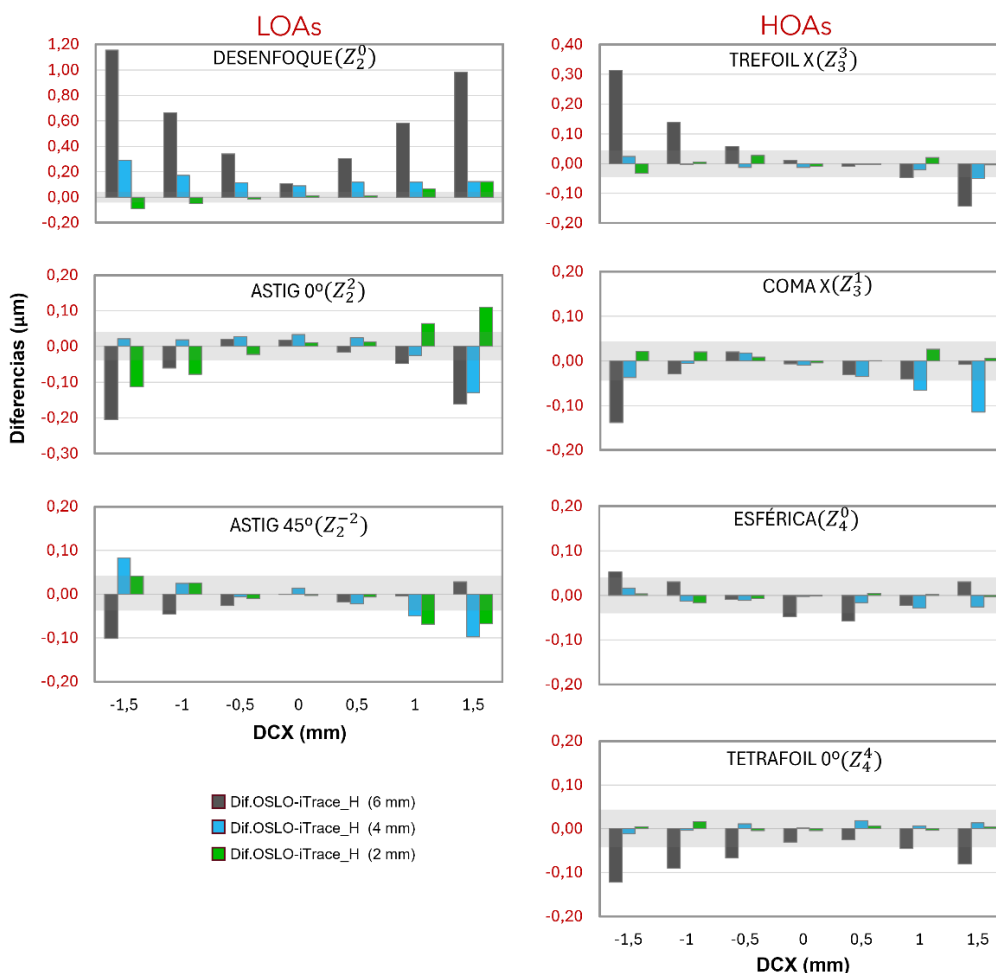


Figura 12. Diferencias entre *iTrace_H* y *OSLO_H* en DCX. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

La Figura 13 muestra una comparación entre los coeficientes aberrométricos obtenidos en situaciones de DCY para *iTrace* (*iTrace_V*) y *OSLO* (*OSLO_V*). De nuevo, se vuelve

a observar la existencia de situaciones en las que se mantiene un patrón similar a lo largo de todo el recorrido. Esta situación ocurre en el desenfoque para todos los diámetros pupilares, que tiende a ser mayor en OSLO_V tanto en el sentido positivo como en el negativo, o el astigmatismo a 0° en las pupilas de 4 y 6 mm, donde iTrace_V es mayor que OSLO_V prácticamente para todo el recorrido.

Por otro lado, existen otras situaciones donde la superioridad depende de la posición estudiada, como se refleja en el caso del coma en Y o la aberración esférica para pupila de 6 mm. Por ejemplo, en iTrace_V, la aberración esférica para la pupila de 6 mm en los extremos positivo y negativo presentaba un valor de 0,54 y 0,52 μm y en OSLO_V ese valor era de 0,56 μm. En contraste, en posición centrada, iTrace_V tenía un valor de 0,49 μm y OSLO_V presentaba un valor de 0,43 μm.

Además, para las gráficas presentes en la Figura 13 al igual que en los DCX, iTrace_V ha mostrado coeficientes con cierta relevancia para el astigmatismo a 45°, el trefoil en Y o el tetrafoil a 0°, siendo que los valores que OSLO_V considera para estas aberraciones son prácticamente nulos en todo el recorrido. De nuevo, destaca especialmente lo que ocurre para la pupila de 6 mm. Para esa pupila en concreto, llegan a existir valores de hasta 0,10 μm para el astigmatismo a 45° y 0,25 μm para el trefoil en Y con DCY de +1,5 mm o 0,11 μm en el tetrafoil a 0°, con un DCY de -1,5 mm.

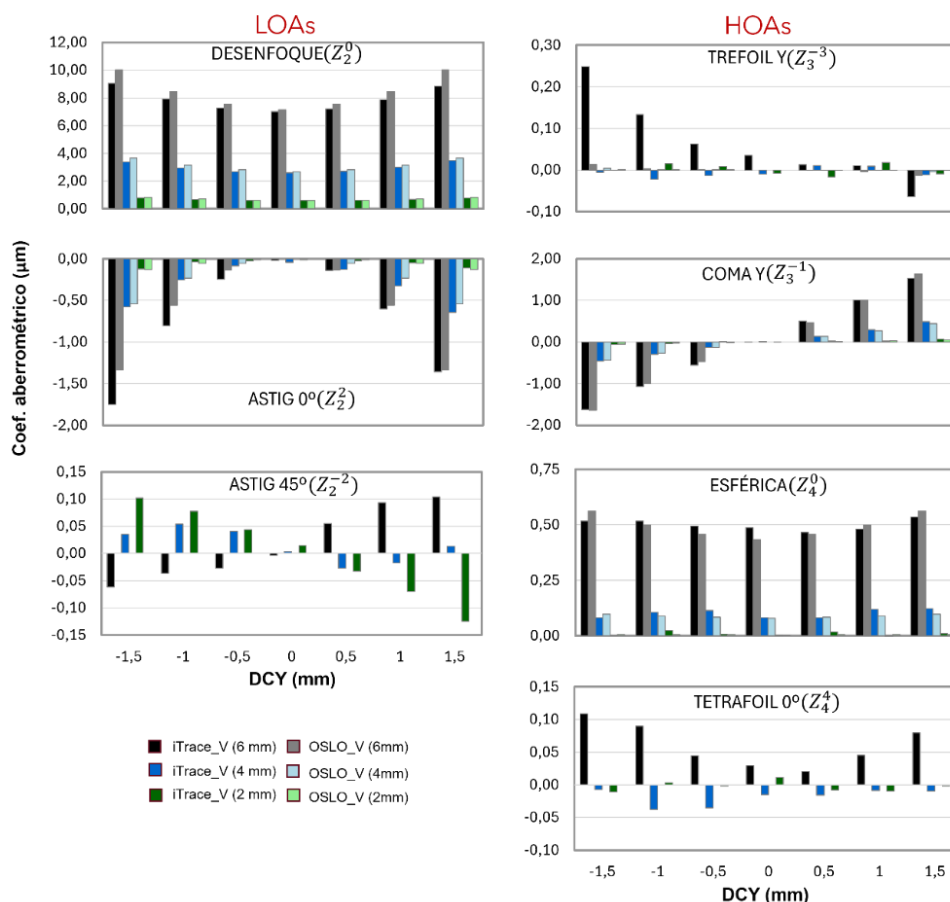


Figura 13. Coeficientes aberrométricos iTrace_V y OSLO_V en DCY. **DCY=Descentramiento vertical inducido.**

La Figura 14 muestra las diferencias entre los coeficientes obtenidos mediante iTrace_V y OSLO_V ante la existencia de DCY. Las gráficas presentes en la Figura 14 reflejan como, por un lado, las LOAs no presentan diferencias significativas ($<0.04 \mu\text{m}$, según Marechal) para el desenfoque exclusivamente en el caso de la pupila de 2 mm y para los dos astigmatismos exclusivamente en posición centrada.

Por otro lado, respecto a las HOAs, la pupila de 2 mm no mostró diferencias significativas en ningún caso. La pupila de 4 mm mostró diferencias muy poco significativas en el caso del coma en Y para DCY extremo positivo ($-0,05 \mu\text{m}$). La pupila de 6 mm no mostró diferencias significativas en posición centrada o con DCY de $+0,5 \text{ mm}$, exceptuando el caso de la aberración esférica, la cual presentó diferencias muy poco significativas ($-0,05 \mu\text{m}$ como máximo). También existieron diferencias significativas en el tetrafoil a 0° y trefoil en Y para ambos extremos y en algunas posiciones de DCY intermedios (para el trefoil Y únicamente en DCY negativo intermedio y para el tetrafoil a 0° en ambos sentidos intermedios). El coma en Y para DCY negativos intermedios y DCY positivo extremo también mostró diferencias significativas (llegando hasta las $0,12 \mu\text{m}$ en extremo positivo).

Cabe mencionar que las gráficas de la Figura 14 reflejan, en general, que las diferencias más significativas se presentan en los casos de DCY extremo. Esto ocurre, por ejemplo, en el caso del desenfoque en la pupila de 6 mm, dado que la diferencia en DCY $+1,5 \text{ mm}$ llega a ser de hasta $1,17 \mu\text{m}$, mientras que, para posición centrada, la diferencia es menor de $0,15 \mu\text{m}$. Además, también se presentan diferencias más significativas a mayor diámetro pupilar es medido. Esta situación se muestra en la posición de DCY extremo positivo, donde el desenfoque para la pupila de 4 mm presenta una diferencia menor a $0,20 \mu\text{m}$.

En el caso de las HOAs sobre todo destaca la diferencia presente por parte del trefoil en Y para la pupila de 6 mm en DCY extremo negativo, siendo esta de $-0,23 \mu\text{m}$. Además, de nuevo, vuelve a aparecer cierta asimetría en algunas aberraciones, destacando sobre todo el caso del astigmatismo a 0° para pupila de 6 mm, mostrando diferencias significativas únicamente para DCY negativo (con una diferencia máxima de $-0,41 \mu\text{m}$ en el extremo negativo).

En comparación con las gráficas que representan las diferencias obtenidas al inducir un DCX, las principales discrepancias frente al DCY residen en los casos extremos. Dicha discrepancia se puede observar en el caso del astigmatismo a 45° para pupila de 6 mm, al presentar una diferencia de hasta $-0,10 \mu\text{m}$ con DCY extremo negativo, y una diferencia no significativa con DCX extremo negativo.

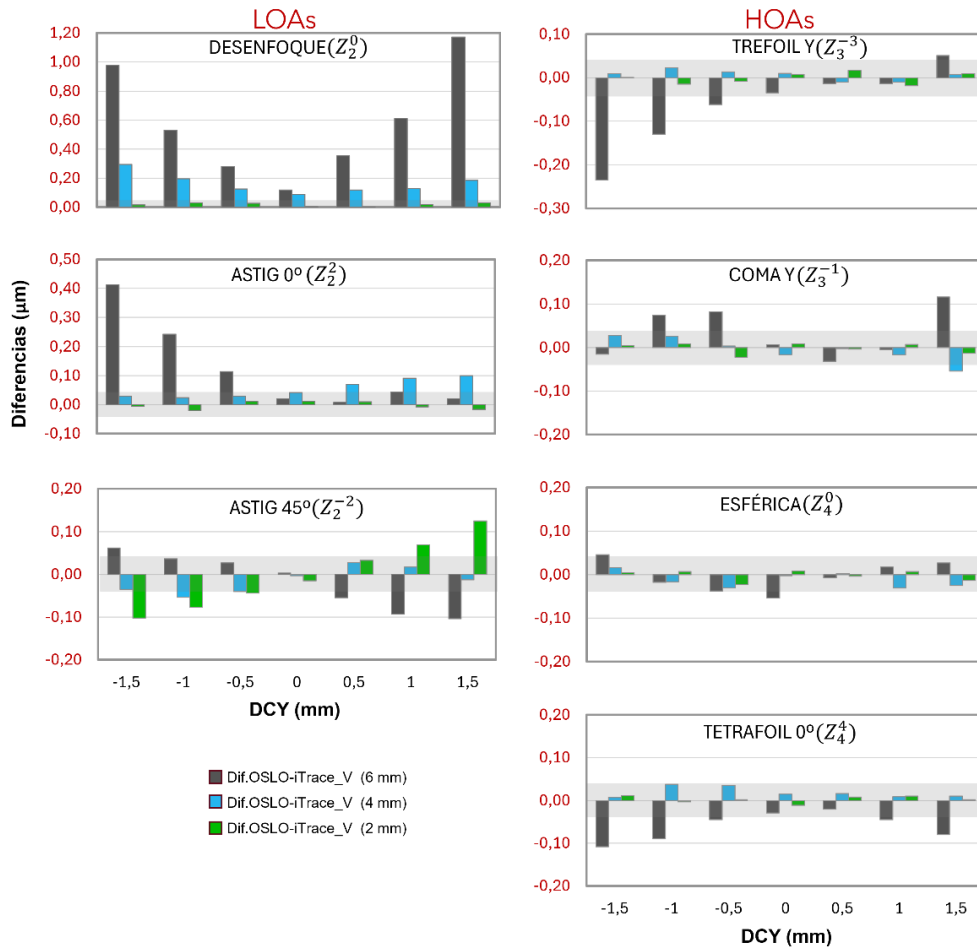


Figura 14. Diferencias entre *iTrace_V* y *OSLO_V* en *DCY*. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

4.DISCUSIÓN

En este trabajo se analizó la exactitud del sistema *iTrace* para medir los coeficientes de aberración de Zernike que presenta un ojo artificial centrado y descentrado respecto al aberómetro. Previo a la realización de una comparación sistemática, se evaluó la viabilidad de emplear la formulación analítica de Lundström para determinar aberrometrías de referencia con un menor coste computacional que el trazado numérico de rayos mediante OSLO.

4.1. CARACTERIZACIÓN DEL OJO DE CALIBRACIÓN DE AUTORREFRACTÓMETRO

En lo que respecta a la caracterización del ojo miope artificial, el material escogido finalmente se trató del K7, el cual cumplía la norma ISO para materiales de calibración de autorrefractómetros, al presentar un V_d muy cercano a 60. La elección de este material se basó en que otros materiales con un índice parecido al K7 son menos utilizados y mostraban un V_d mayor. Este caso podría ser el del N-ZK7 (presentando un $n_d=1,508$ y $V_d=61,19$) o el N-ZK7A (presentando un $n_d=1,508$ y $V_d=61,04$).

En concordancia con lo anterior, existen diversos estudios donde se calibran instrumentos ópticos y optométricos utilizan ojos artificiales de material K7. Este es el caso del

estudio de (Murnan et al., 2019)²⁹ en el que se calibran sistemas de imagen, como una OCT, a través de un ojo que está formado en parte por este material K7. Otro estudio que utiliza un ojo artificial de material K7 es el de (Zavislan & Zhang, 2022)³⁰ donde se calibran sensores que miden reflectancia polarizada, siendo estos sensores parte de equipos diagnósticos oculares.

4.2. ABERROMETRÍAS DE REFERENCIA

La aberrometría de referencia empleada en este estudio, basada en los cálculos por trazado de rayos de OSLO para la geometría de ojo previamente descrita, permitió examinar ciertos coeficientes aberrométricos hasta el límite de descentramiento que marcó el aberrómetro iTrace. Estos rangos variaron en función del diámetro pupilar y la aberración. En comparación con lo realizado por (Kollbaum et al., 2008)¹⁹ y (Singh et al., 2019)²¹, las LOAs fueron evaluadas mediante sus coeficientes aberrométricos, al contrario de lo que ocurre en estos estudios donde se centran en la potencia esférica y cilíndrica de ciertas lentes.

Por otro lado, en relación con las HOAs, el estudio de (Kollbaum et al., 2008)¹⁹, utilizando lentes de contacto rígidas (RGP) con cierta aberración esférica y descentrándolas con el fin de inducir coma horizontal presentó un rango menor de valores que nuestro método. En concreto, la aberración esférica en dicho estudio presentaba un rango de $-0,20 \mu\text{m}$ a $-0,37 \mu\text{m}$ y el coma en X mostraba un rango $-0,39 \mu\text{m}$ a $0,39 \mu\text{m}$ con pupila de 6 mm. Por contraste, para esa misma pupila, nuestro método permitió estudiar un rango de $0,43 \mu\text{m}$ a $0,56 \mu\text{m}$ en el caso de la aberración esférica y un rango de $-1,64 \mu\text{m}$ a $+1,64 \mu\text{m}$ en el caso del Coma en X.

Centrando de nuevo la comparativa en las HOAs, el método utilizado por (Singh et al., 2019)²¹ empleando láminas de fase permitió un mayor rango de estudio para la aberración esférica ($-0,57 \mu\text{m}$ a $0,60 \mu\text{m}$) y un menor rango de estudio para el coma en X ($-0,45$ a $0,45 \mu\text{m}$) al considerar una pupila de 6 mm que respecto a nuestro método.

4.3. DIFERENCIAS ENTRE MÉTODOS

4.3.1. DIFERENCIAS ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTRÖM A

Se observa que las aberraciones predichas con OSLO tienden a superar progresivamente a las de Lundström A conforme mayor es el DCX o DCY (esta superioridad va de $0,24 \mu\text{m}$ en casos de $\text{DCX} \pm 0,5 \text{ mm}$ a $1,16 \mu\text{m}$ en casos de $\text{DCX} \pm 1,5 \text{ mm}$ para el desenfoque con pupila de 6 mm). Este comportamiento puede explicarse por la falta de información al utilizar únicamente la medida centrada de 6 mm como base para interpolar posiciones descentradas. Cuanto mayor es el descentramiento a simular, mayor es la cantidad de información que se omite.

A partir de la simulación basada en la función de Lundström A, se determinó el diámetro pupilar necesario a introducir para que la aberración de desenfoque coincidiera con la esperada por OSLO. Lo que se observó al realizar dicha comprobación fue que conforme aumentaba el DCX simulado, mayor era el diámetro pupilar a introducir en Lundström A (al suponer un diámetro de 6 mm en OSLO, se debe introducir en Lundström A un diámetro de 6,07 mm para el caso de $\text{DCX} \pm 0,5 \text{ mm}$ y un diámetro de 6,31 mm para el caso de $\text{DCX} \pm 1,5 \text{ mm}$). Además, estas diferencias eran menos evidentes cuanto

menor era la pupila introducida de forma directa en OSLO, siendo que, para un DCX de $\pm 1,5$ mm, en el caso de la pupila de 4 mm, se debía introducir en Lundström A un valor de 4,09 mm y para la pupila de 2 mm, se debía introducir en Lundström A un valor de 2,01 mm.

Mediante una simulación en MATLAB se comparó la imagen de un optotipo ($AV=1$) a través de sistemas con las HOAs de OSLO y Lundström A, en posiciones centradas y extremas. Las imágenes de la Figura 15 muestran dicha simulación para el caso de pupila de 6 mm en DCX, debido a que este diámetro pupilar es el único que mostró diferencias significativas en las HOAs. Se observa, que a pesar de existir diferencias significativas entre los valores aberrométricos de las HOAs para esas posiciones, no existen discrepancias visuales entre OSLO y Lundström A cuando se omiten las LOAs. Idéntica conclusión se puede observar para la pupila de 4 mm (Ver anexo VII).

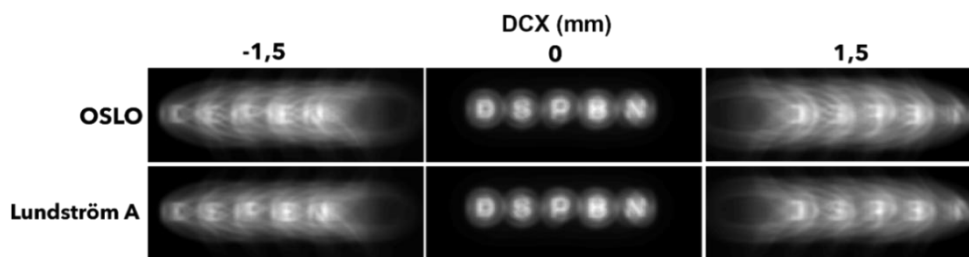


Figura 15. Optotipos $AV=1$ a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y Lundström A (parte inferior) para posición centrada y posiciones extremas de DCX en pupila 6 mm.

4.3.2. DIFERENCIAS ENTRE TRAZADO DE RAYOS Y LUNDSTROM B

Las diferencias observadas entre los cálculos obtenidos mediante OSLO y los cálculos de la función de Lundström B revelan que los coeficientes generados por las reducciones de diámetro pupilar analizadas son menores en OSLO que en Lundström B y esta diferencia se incrementa a mayor es el DCX o DCY (Esta diferencia va desde $-0,07 \mu\text{m}$ en posición centrada a $-0,24 \mu\text{m}$ en DCX $\pm 1,5$ mm para el desenfoque con pupila de 4 mm).

El origen de dicha discrepancia puede basarse en que OSLO, al realizar trazado de rayos para distintas posiciones de DCX o DCY, cambia la posición de la onda esférica de referencia. Este cambio, por lo tanto, es posible que acabe produciendo una variación en el radio pupilar.

Al igual que para el caso de Lundström A, se simuló el diámetro pupilar necesario a introducir en Lundström B para que el valor de desenfoque coincidiera con el calculado por OSLO. Esta comprobación mostró diferencias más significativas a mayor DCX o DCY se consideraba. En el caso concreto de suponer una pupila de 4 mm en OSLO, era necesario introducir en Lundström B un valor de 3,89 mm para igualar los coeficientes del desenfoque obtenidos en posiciones extremas, mientras que, para posición centrada este valor a introducir en Lundström B era de 3,95 mm. Además, al suponer pupilas más pequeñas, esas discrepancias resultaban menos significativas. Esto se observa en el diámetro pupilar a introducir en los casos extremos de Lundström B (1,91 mm) cuando en OSLO se supone un diámetro de 2 mm.

En este caso no se adjunta la simulación de las imágenes retinianas realizadas mediante Matlab dado que no se encontró la existencia de diferencias visualmente notables para las pupilas menores de 6 mm (Anexo VII).

4.3.3. DIFERENCIAS ENTRE ITRACE Y TRAZADO DE RAYOS

La comparativa entre las medidas de iTrace y los cálculos de OSLO mostraron diferencias significativas en diversas aberraciones. Entre esas discrepancias destaca la presencia de astigmatismo a 45° en todos los diámetros pupilares, así como la sobreestimación del trefoil y tetrafoil en la pupila de 6 mm, además de discrepancias muy elevadas en el desenfoque y astigmatismo a 0° .

Para comprobar la existencia de desplazamientos o inclinaciones no deseados en el montaje los cuales explicasen estas diferencias, se decidió utilizar la pupila de 6 mm bajo condiciones de DCX al ser la situación que mayor simetría presentaba.

Se comprobó como la aparición del **astigmatismo a 45°** no previsto podría ser debido a una falta de paralelismo entre los ejes de desplazamiento del ojo artificial y los ejes propios del iTrace. De esta manera, un supuesto DCX produciría (a los efectos del iTrace) un ligero DCY proporcional al error de paralelismo.

Los valores de DCY simulados mediante OSLO resultaron razonables y parecían justificar la aparición del astigmatismo a 45° observado, dado que suponían valores menores de 0,1 mm de desplazamiento en Y para cualquier DCX. Además, en esas mismas posiciones se detectaron valores de coma vertical (con un valor máximo de $-0,05 \mu\text{m}$) y de trefoil en el eje Y (con un valor máximo de $-0,06 \mu\text{m}$), siendo que, según los cálculos de OSLO, no deberían manifestarse ante un descentramiento limitado a una única dirección horizontal. Por otro lado, la existencia de esos pequeños desplazamientos no hace variar prácticamente el valor de otros coeficientes.

Con el fin de explicar las anomalías encontradas en el **trefoil y tetrafoil**, al igual que para explicar la aparición de astigmatismo a 45° , se trató de buscar valores de DCY que provocaran la aparición de estas aberraciones. Al inducir estos DCY mediante OSLO se observó que el signo de los coeficientes aberrométricos del trefoil y del tetrafoil era opuesto al medido en iTrace para diversas posiciones, descartando así esta opción.

Dado que las discrepancias observadas no pudieron ser justificadas mediante un desplazamiento en el eje Y, se exploró la posibilidad de que una inclinación en el montaje respecto a los ejes del iTrace pudiera generar un incremento en los términos de trefoil y tetrafoil. Sin embargo, las inclinaciones requeridas para reproducir los valores de estas aberraciones resultaron ser excesivas. De hecho, si tales inclinaciones hubieran estado presentes en el montaje, se habrían producido variaciones mucho más significativas en el resto de las aberraciones medidas por el iTrace, generando así discrepancias mayores respecto a los resultados de OSLO.

Al tratar de obtener los coeficientes de trefoil medidos con el iTrace mediante la simulación de OSLO, se llegaron a encontrar inclinaciones de hasta -15° . Por otro lado, en lo que respecta al tetrafoil, se identificaron valores que no pudieron ser reproducidos mediante simulaciones de inclinación, ya fuera porque OSLO no permitía simular ciertos ángulos o porque los coeficientes generados presentaban un signo opuesto al observado en las mediciones reales.

En cuanto a las discrepancias mostradas por el **desenfoque y astigmatismo a 0°**, tampoco fue posible atribuir las a problemas relacionados con el montaje. Tras realizar las mismas comprobaciones previas que en el análisis de otras aberraciones, se observó, por un lado, que la inducción de un DCY debería provocar un aumento del desenfoque y una disminución del astigmatismo a 0° en las mediciones del iTrace. Sin embargo, las medidas reales muestran lo contrario: el desenfoque es menor y el astigmatismo a 0° es mayor en las mediciones del iTrace en comparación con los cálculos de OSLO.

Por otro lado, la posibilidad de una inclinación tampoco parece justificar estas diferencias. Una inclinación en el eje vertical genera un efecto similar al de inducir un DCY, mientras que una inclinación en el eje horizontal provocaría que las medidas del iTrace fueran mayores que las de OSLO en uno de los sentidos del DCX inducido, y menores en el sentido opuesto. No obstante, en estas aberraciones, los valores de iTrace son menores, en el caso del desenfoque, o mayores, en el caso del astigmatismo a 0°, para ambos sentidos, descartando de nuevo esta opción.

Con el objetivo de visualizar de manera más clara las consecuencias de las diferencias entre las medidas de iTrace y los cálculos del modelo de OSLO, se halló la refracción equivalente a partir de los Zernikes, utilizando las fórmulas que producen una minimización del error paraxial para los coeficientes M, J0 y J45 (Ecuaciones 6,7 y 8). Para esta representación se seleccionaron los coeficientes correspondientes al DCX en pupilas de 4 y 6 mm, ya que ofrecieron los resultados más simétricos en estas componentes, lo que las hace más adecuadas y fiables para la comparación.

A partir de estos datos, se calcularon las diferencias tanto para la esfera como para el cilindro, las cuales se representan en la Figura 16. Las gráficas de la Figura 16 mostraron diferencias clínicamente relevantes (>0.25D) en la esfera, especialmente en las posiciones extremas, alcanzando hasta 0,75 D en la pupila de 6 mm y 0,50 D en la de 4 mm. En cambio, las diferencias en el caso del cilindro no fueron clínicamente significativas en ningún caso.

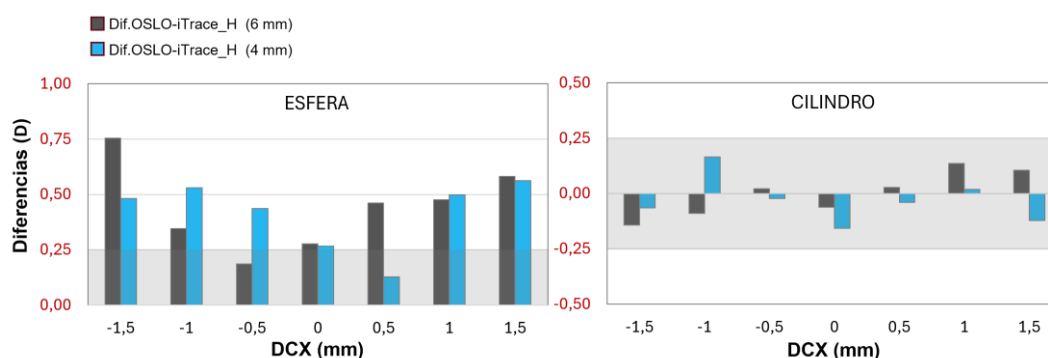


Figura 16. Diferencias entre iTrace y OSLO para la componente esférica y cilíndrica en pupila de 4 y 6 mm en descentramiento horizontal. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no clínicamente significativas.

Centrando el análisis visual en las HOAs, se procedió a la simulación de optotipos a través de sistemas ópticos que incluían únicamente estas aberraciones para el caso de OSLO y de iTrace.

La Figura 17 ilustra dichas diferencias para el caso de las posiciones centradas y extremas bajo condiciones de DCX con una pupila de 6 mm. En las imágenes de la Figura 17 no se observaron discrepancias relevantes en ninguna posición. Estos resultados sugieren que, aunque también se encontraron diferencias significativas en estas aberraciones, su impacto en la calidad visual es muy poco significativo.

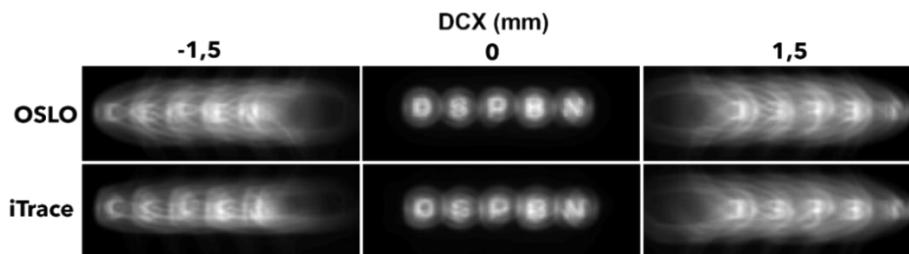


Figura 17. Optotipos AV=1 a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y iTrace (parte inferior) para posiciones centradas y con DCX extremo en pupila 6 mm.

En el anexo VIII se muestra esta misma comparativa al inducir un DCY para la pupila de 4 y 6 mm y al inducir un DCX para la pupila de 4 mm, concordando, en general, con lo encontrado hasta ahora.

En relación a las diferencias obtenidas para la aberración esférica y el coma en X, se puede concluir que nuestro método presentó mayores discrepancias entre lo medido por iTrace y lo esperado por OSLO frente a lo reportado por (Singh et al., 2019)²¹. Para pupila de 6 mm, dicho estudio presentó errores cuadráticos promedios de 0,01 μm en la aberración esférica y 0,02 μm en el coma entre aberrómetro Osiris y el aberrómetro COAS-HD, mientras que nuestro estudio presentó diferencias más significativas para dichas aberraciones (llegando a ser estas de hasta -0,12 μm para el coma en X o de -0,06 μm para la aberración esférica).

Este estudio, llevado a cabo mediante un ojo miope artificial montado en una plataforma micrométrica, ha permitido reutilizar un objeto de calibración de autorrefractómetro como base experimental, representando una alternativa económica y accesible para la obtención de diversas medidas de coeficientes aberrométricos. Asimismo, las simulaciones realizadas mediante los modelos de Lundström A y B permitieron evaluar la viabilidad de obtener una aberrometría de referencia que posibilitara un ahorro computacional.

En contraste, existen ciertas limitaciones que han condicionado la realización del estudio. Una de ellas surgió al comprobar que el montaje realizado en el iTrace provocó ciertos descentramientos inesperados al manipular el tornillo. Estos desplazamientos provocaron rotaciones apenas perceptibles, las cuales generaron ciertas discrepancias entre las simulaciones y los resultados reales. Además, debido a limitaciones propias de medida del iTrace no fue posible la realización de descentramientos mayores a 1,5 mm.

Este trabajo constituye una base para futuras investigaciones, orientadas a realizar nuevas calibraciones con diferentes ojos artificiales y técnicas aberrométricas, incorporando otros programas de trazado de rayos y donde se realice un montaje experimental que permita un mayor control ante la manipulación de este mismo.

5. CONCLUSIONES

Las conclusiones extraídas de este estudio son las siguientes:

1. El montaje diseñado permitió realizar descentramientos controlados de hasta 1,5 mm para la evaluación de un rango amplio de coeficientes aberrométricos. Para el diámetro pupilar de 6 mm se incluye: desenfoque (Z_2^0) (7,14 μm a 10,02 μm), astigmatismo a 0° (Z_2^2) ($\pm 0,13$ μm a $\pm 1,34$ μm), astigmatismo a 45° (Z_2^2) (0 μm), coma en X (Z_3^1) y coma en Y (Z_3^1) (-1,64 μm a 1,64 μm), trefoil en X (Z_3^3) y trefoil en Y (Z_3^3) (-0,01 μm a 0,01 μm), aberración esférica (Z_4^0) (0,43 μm a 0,56 μm) y tetrafoil a 0° (Z_4^4) ($-2 \cdot 10^{-6}$ μm a $-2 \cdot 10^{-4}$ μm).
2. La simulación de Lundström A, basada en la medida centrada con pupila de 6 mm, mostró diferencias significativas en todas las posiciones con pupila de 6 mm y en prácticamente todas las posiciones con pupila de 4 mm. Esta discrepancia es posible que se explique por la falta de información por parte de la medida centrada para interpolar medidas descentradas.
3. La simulación de Lundström B, basada en medidas centradas y descentradas con pupila de 6 mm, mostró diferencias significativas en todas las posiciones para la pupila de 4 mm y en posiciones extremas en pupila de 2 mm. Esta discrepancia es posible que se explique por un cambio en la posición de la superficie de referencia al realizar DCX o DCY en OSLO, provocando un cambio en el radio pupilar.
4. Las mediciones obtenidas con el iTrace presentaron diferencias significativas respecto a OSLO a lo largo de todo el recorrido para el caso de las LOAs en pupilas de 4 y 6 mm, especialmente en descentramientos extremos y en pupilas de mayor diámetro.
5. Las mediciones obtenidas con el iTrace presentaron diferencias significativas respecto a OSLO en el caso de las HOAs mayoritariamente en pupila de 6 mm y en posiciones extremas, aunque en menor magnitud que en las LOAs.
6. El iTrace mostró la existencia de aberraciones no esperadas como el astigmatismo a 45° , cuya aparición se explica por una limitación del sistema de posicionamiento micrométrico. Por otro lado, reflejó una sobreestimación anómala de aberraciones como el trefoil o el tetrafoil en los diámetros pupilares de 6 mm sin ser explicada por una posible inexactitud de los posicionadores micrométricos.
7. La simulación de imágenes retinianas a través de sistemas que presentaban exclusivamente las HOAs, no mostraron discrepancias visuales notorias para ninguna posición.

ANEXO I. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Naidoo, K. S., & Jaggernath, J. (2012). Uncorrected refractive errors. *Indian Journal of Ophthalmology*, 60(5), 432–437.
2. Bourne, R. R., Stevens, G. A., White, R. A., Smith, J. L., Flaxman, S. R., Price, H., . . . Naidoo, K. (2013). Causes of vision loss worldwide, 1990–2010: A systematic analysis. *The Lancet Global Health*, 1(6), e339–e349.
3. García Aguado, J., Sánchez Ruiz-Cabello, F. J., Colomer Revuelta, J., Cortés Rico, O., Esparza Olcina, M., Galbe Sánchez-Ventura, J., . . . Martínez Rubio, A. (2016). Valoración de la agudeza visual. *Pediatría Atención Primaria*, 18(71), 267–274.
4. Kim, C. Y., Chung, S., Kim, T., Cho, Y. J., Yoon, G., & Seo, K. Y. (2007). Comparison of higher-order aberration and contrast sensitivity in monofocal and multifocal intraocular lenses. *Yonsei Medical Journal*, 48(4), 627–633.
5. Roberts, B., Athappilly, G., Tinio, B., Naikoo, H., & Asbell, P. (2006). Higher order aberrations induced by soft contact lenses in normal eyes with myopia. *Eye & Contact Lens*, 32(3), 138–142.
6. Schallhorn, S. C., Farjo, A. A., Huang, D., Wachler, B. S. B., Trattler, W. B., Tanzer, D. J., . . . Sugar, A. (2008). Wavefront-guided LASIK for the correction of primary myopia and astigmatism: A report by the american academy of ophthalmology. *Ophthalmology*, 115(7), 1249–1261.
7. Barbero, S., Marcos, S., Merayo-Llodes, J., & Moreno-Barriuso, E. (2002). Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus. *Journal of Refractive Surgery*, 18(3), 263–270.
8. Langenbucher, A., Gusek-Schneider, G. C., Kus, M. M., Huber, D., & Seitz, B. (1999). Keratoconus screening with wave-front parameters based on topography height data. *Klinische Monatsblätter Fur Augenheilkunde*, 214(4), 217–223.
9. Olarte, R. V. (2011). Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas. *Ciencia Y Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular*, 9(2), 105–122.
10. Mahajan, V. N. (1998). *Optical imaging and aberrations: Ray geometrical optics* SPIE press.
11. Carvalho, L. A. (2005). Accuracy of Zernike polynomials in characterizing optical aberrations and the corneal surface of the eye. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 46(6), 1915–1926.
12. Howland, B., & Howland, H. C. (1976). Subjective measurement of high-order aberrations of the eye. *Science*, 193(4253), 580–582.
13. Mejía Barbosa, Y. (2011). El frente de onda y su representación con polinomios de zernike. *Ciencia Y Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular*, 9(2), 145–166.
14. Mahajan, V. N. (1995). Zernike polynomials and optical aberrations. *Applied Optics*, 34(34), 8060–8062.

15. Nam, J., Thibos, L. N., & Iskander, D. R. (2009). Zernike radial slope polynomials for wavefront reconstruction and refraction. *Journal of the Optical Society of America A*, 26(4), 1035–1048.
16. Rozema, J. J., Van Dyck, D. E., & Tassignon, M. (2005). Clinical comparison of 6 aberrometers. part 1: Technical specifications. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 31(6), 1114–1127.
17. Molebny, V. V., Panagopoulou, S. I., Molebny, S. V., Wakil, Y. S., & Pallikaris, I. G. (2000). Principles of ray tracing aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*, 16(5), S572–S575.
18. Gómez, A. C., del Rey, A. V., Ferrándiz, A. E., Bautista, C. P., González, D. C., & Burgos, S. C. (2008). aberrometría de trazado de rayos (ray-tracing). sistema iTrace.
19. Kollbaum, P., Jansen, M., Thibos, L., & Bradley, A. (2008). Validation of an off-eye contact lens Shack-Hartmann wavefront aberrometer. *Optometry and Vision Science*, 85(9), E817–E828.
20. Guirao, A., Williams, D. R., & Cox, I. G. (2001). Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *Journal of the Optical Society of America A*, 18(5), 1003–1015.
21. Singh, N. K., Jaskulski, M., Ramasubramanian, V., Meyer, D., Reed, O., Rickert, M. E., Bradley, A., & Kollbaum, P. S. (2019). Validation of a clinical aberrometer using pyramidal wavefront sensing. *Optometry and Vision Science*, 96(10), 733–744.
22. Lundström, L., & Unsbo, P. (2007). Transformation of zernike coefficients: Scaled, translated, and rotated wavefronts with circular and elliptical pupils. *Journal of the Optical Society of America A*, 24(3), 569–577.
23. International Organization for Standardization. (2003). *ISO 10342:2003 – Ophthalmic instruments: Eye refractometers*.
24. SCHOTT AG. (2014). *Optical glass datasheet collection*.
25. Guillon, M., Dumbleton, K., Theodoratos, P., Gobbe, M., Wooley, C. B., & Moody, K. (2016). The effects of age, refractive status, and luminance on pupil size. *Optometry and Vision Science*, 93(9), 1093–1100.
26. Hashemi, H., Yazdani, K., KhabazKhoob, M., Mehravaran, S., Mohammad, K., & Fotouhi, A. (2009). Distribution of photopic pupil diameter in the tehran eye study. *Current Eye Research*, 34(5), 378–385.
27. Schröder, S., Chashchina, E., Janunts, E., Cayless, A., & Langenbucher, A. (2018). Reproducibility and normal values of static pupil diameters. *European Journal of Ophthalmology*, 28(2), 150–156.
28. Born, M., & Wolf, E. (2013). *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light*. Elsevier.
29. Murnan, A., Farmiga, N. O., Saxer, C., Dhalla, A. Z., Buckland, E. L., & Hart, R. H. (2019). *Model Eye Design for Calibrating Imaging Systems and Related Methods, Systems and Devices*,

30. Zavislan, J. M., & Zhang, A. (2022). *Methods and Systems for Quantitative Ocular Surface Diagnostics*.

ANEXO II

Para poder hallar la ρ de este ojo, lo primero de todo es considerarlo como una superficie compuesta por dos casquetes esféricos (con un R_{ant} y un R_{post} .) y un cilindro, de tal forma que para hallar su volumen total primero será necesario hallar el volumen de cada una de las tres superficies. Para poder obtener el volumen de cada una de estas partes, primero será necesario hallar sus alturas, las cuales vienen dadas por las ecuaciones de la Figura 18.

$$h_1 = R_{ant} - \sqrt{R_{ant}^2 - \left(\frac{\varnothing}{2}\right)^2}, \quad h_2 = R_{post} - \sqrt{R_{post}^2 - \left(\frac{\varnothing}{2}\right)^2}, \quad h_c = LA_{calibre} - h_1 - h_2$$

Figura 18. Fórmula para el cálculo de la altura de cada componente.

Tras haber hallado la altura de cada una de las partes, a continuación, se procede al cálculo del volumen de cada una de las superficies y a la suma de estas tres. Estos valores vendrán dados por las ecuaciones presentes en la Figura 19.

$$V_1 = \frac{\pi h_1^2}{3}(3R_{ant} - h_1), \quad V_2 = \frac{\pi h_2^2}{3}(3R_{post} - h_2), \quad V_c = \pi \left(\frac{\varnothing}{2}\right)^2 h_c, \quad V = V_1 + V_2 + V_c$$

Figura 19. Fórmula para el cálculo del volumen de cada componente y la suma de esos tres volúmenes.

La Figura 20 muestra la fórmula para realizar el cálculo de la densidad.

$$\rho = \frac{m}{V}$$

Figura 20. Fórmula para el cálculo de la densidad en base a la masa medida y el volumen calculado.

ANEXO III

Con el objetivo de realizar descentramientos precisos del ojo respecto al iTrace, se diseñó un soporte utilizando la plataforma Tinkercad, para la correcta colocación del ojo modelo. Este soporte fue concebido con barras de sujeción dispuestas a una distancia coincidente con la separación de los orificios presentes en la base de la montura del ojo, garantizando así fijación. Además, se integró un pilar inferior vertical en el diseño destinado a acoplarse a un mecanismo micrométrico, lo cual permitió inducir y cuantificar con exactitud el valor del DCX y DCY inducido (Figuras 21 y 22).

Esta base del ojo artificial se fabricó mediante impresión 3D utilizando la impresora Original Prusa XL. Se empleó PLA como material de impresión, un plástico biodegradable que ofrece buena calidad superficial, rigidez y resistencia mecánica para prototipos funcionales.

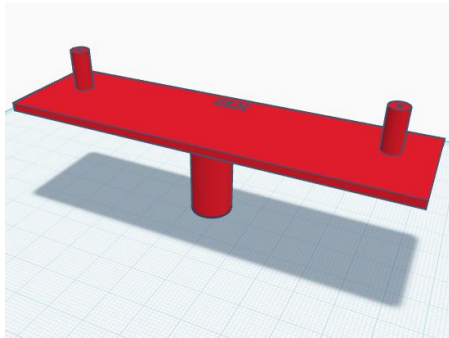


Figura 21. Diseño de la base para el ojo artificial.



Figura 22. Montaje con micrométrico.

ANEXO IV

Las Figura 23 presenta las diferencias entre los trayectos de ida y vuelta en los DCX (Dif. iTrace ida-vuelta_H), mientras que la Figura 24 muestra dichas diferencias para los DCY (Dif. iTrace ida-vuelta_V).

Las gráficas de las Figuras 23 y 24 indican que no se observaron diferencias significativas entre la ida y la vuelta en ninguna de las dos direcciones de descentramiento. Por tanto, se considera justificada la elección de un único trayecto, concretamente el de ida, para la comparación con las mediciones de OSLO, dado que este presenta un menor error acumulado asociado al montaje en comparación con el trayecto de vuelta.

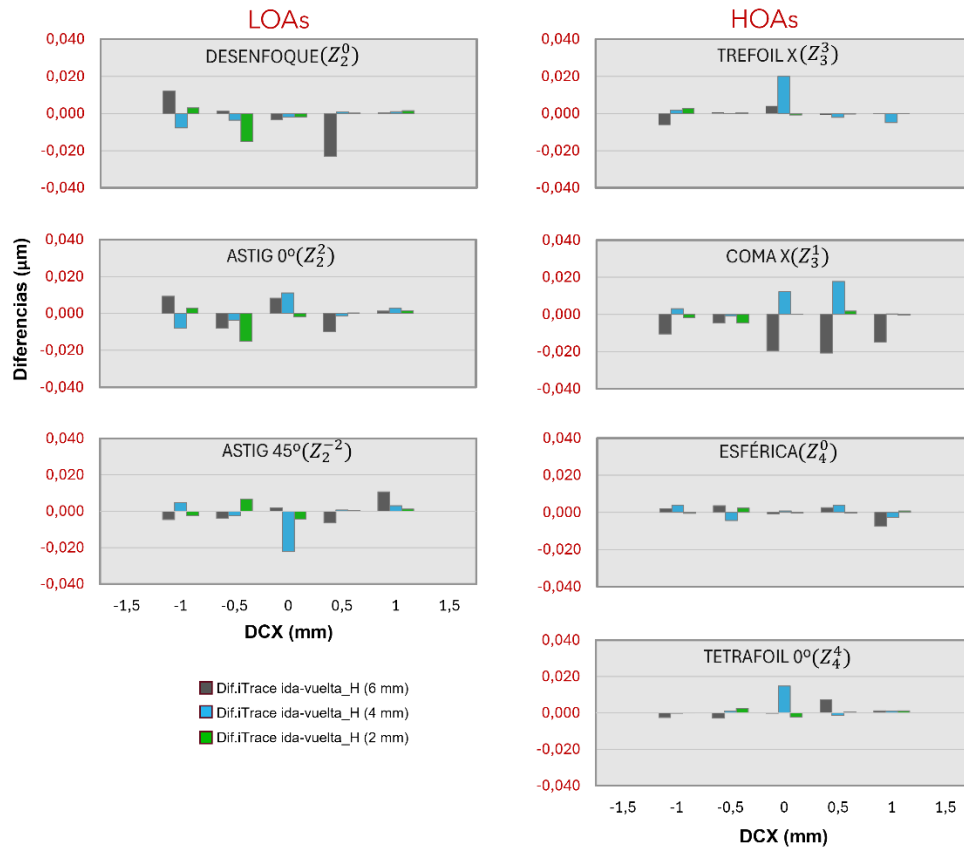


Figura 23. Diferencias entre la ida y la vuelta en DCX. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

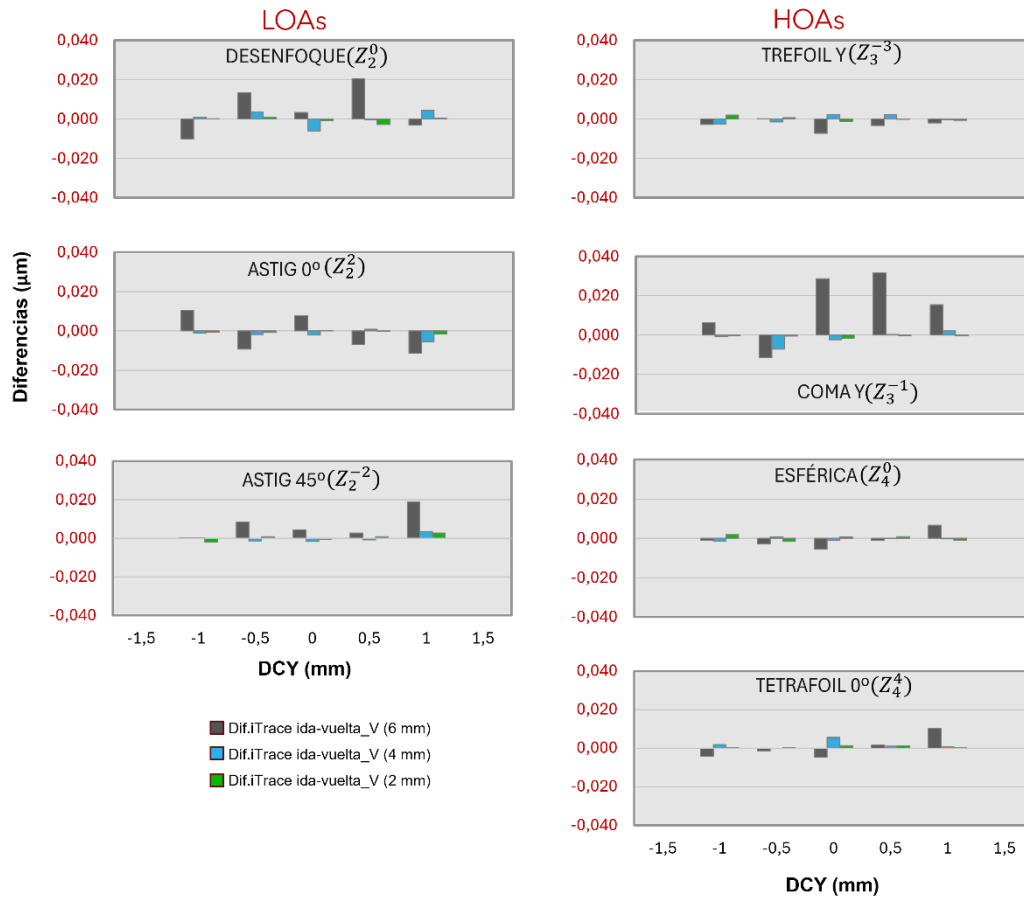


Figura 24. Diferencias entre la ida y la vuelta en DCY. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

ANEXO V

La Figura 25 muestra los valores aberrométricos obtenidos a través de un DCY con la simulación de Lundström A y los valores directos de OSLO (OSLO_V). Se observa que, en posiciones centradas y con pequeños descentramientos, los valores obtenidos mediante la simulación de Lundström A son similares a los obtenidos con OSLO_V. Sin embargo, a medida que aumenta el DCY, los valores de OSLO_V tienden a ser cada vez mayores que los de Lundström A tanto en sentido positivo como en sentido negativo de manera simétrica. Además, en las posiciones verticales más extremas, los valores de Lundström A llegan a situarse notablemente por debajo de los coeficientes proporcionados por OSLO_V.

En el caso del astigmatismo a 0° para pupila de 6 mm, al inducir un DCY de $\pm 0,5$ mm muestra en ambos casos un valor de $-0,13 \mu\text{m}$, mientras para DCY $\pm 1,5$ mm, el valor de Lundström A es de $-1,23 \mu\text{m}$ y el valor de OSLO_V es de $-1,34 \mu\text{m}$. Por otro lado, de nuevo se observa como los coeficientes de la pupila de 2 mm son siempre muy reducidos respecto a las demás pupilas para todas las posiciones, con valores siempre menores a $1 \mu\text{m}$ en el desenfoque, menores de $0,15 \mu\text{m}$ en el astigmatismo a 0° y menores de $0,05 \mu\text{m}$ tanto para el coma en x como en la esférica tanto en Lundström A como en OSLO_V.

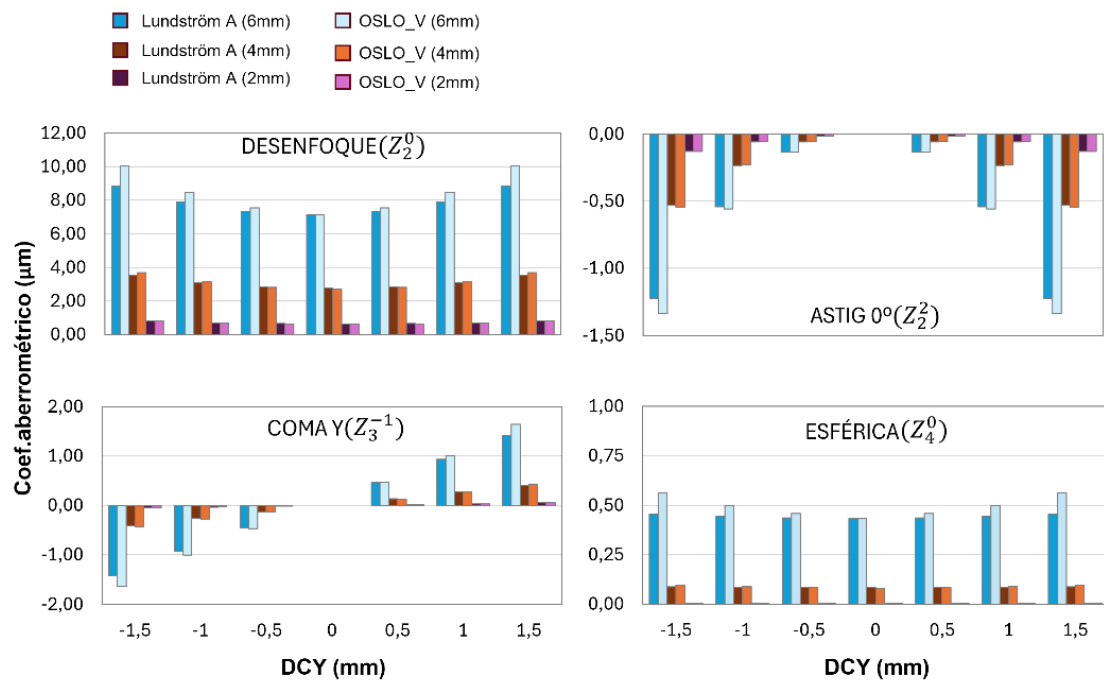


Figura 25. Comparación entre OSLO y Lundström A para los DCY.

La Figura 26 complementa este análisis mostrando las diferencias entre Lundström A y OSLO_V (Dif.OSLO_V-Lundström A). En general, las gráficas reflejan como las diferencias aumentan conforme mayor es el DCY inducido, siendo estas discrepancias simétricas entre el sentido positivo y el negativo. Respecto a las pupilas de 2 y 4 mm no existen diferencias significativas ($<0,04 \mu\text{m}$, según Marechal) para el astigmatismo a 0° , el coma en Y y la aberración esférica en ninguna posición. Por otro lado, se presentan diferencias significativas para el desenfoque en la posición centrada, en DCX ± 1 mm y $\pm 1,5$ mm para pupila de 4 mm. Estas diferencias son de $0,25 \mu\text{m}$ para un DCY de $\pm 1,5$ mm, mientras que la posición central se hallan diferencias menores de $0,1 \mu\text{m}$.

Por otro lado, para la pupila de 6 mm, se detectan diferencias significativas en todo el recorrido para el desenfoque, siendo mucho más notables en los extremos. En esos casos, las diferencias llegan a ser de hasta 1,16 μm , mientras que, en posiciones con pequeños descentramientos, son menores de 0,25 μm . Además, existen diferencias significativas en las posiciones extremas del astigmatismo a 0° y en alguna posición intermedia y en las posiciones extremas para el coma en Y y la aberración esférica, de nuevo siendo mayores las discrepancias para los DCY extremos. En el caso concreto de la aberración esférica, existen diferencias de 0,11 μm para un DCY de $\pm 1,5$ mm y diferencias de 0,06 μm con un DCY de ± 1 mm.

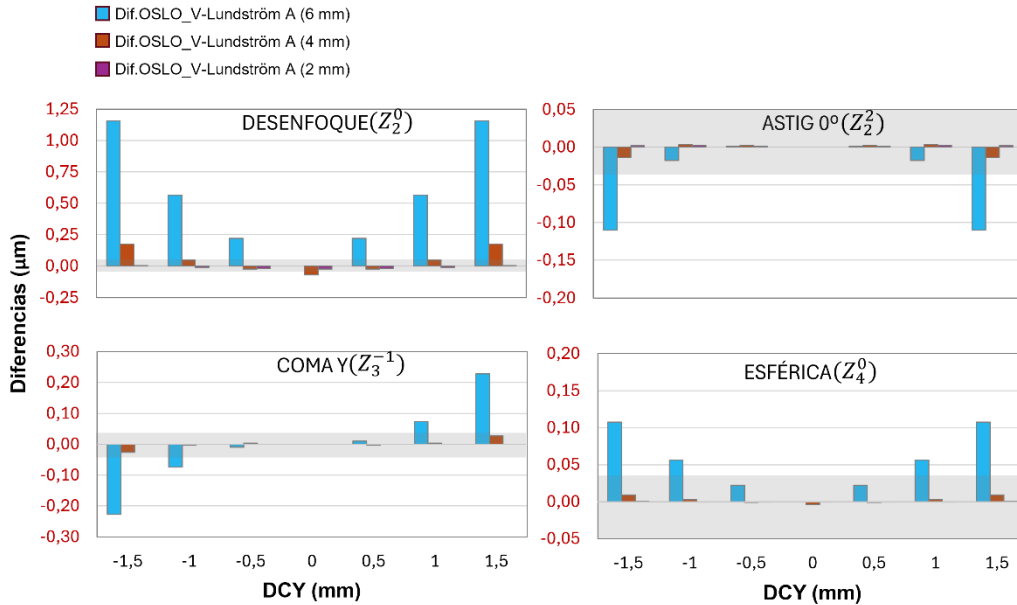


Figura 26. Diferencias entre OSLO y Lundström A para los DCY. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

ANEXO VI

La Figura 27 presenta la comparativa entre los valores aberrométricos obtenidos a través de un DCY mediante Lundström B y los calculados con OSLO_V. Se observa que, las medidas de Lundström B son superiores a las de OSLO_V para todo el recorrido, siendo mayor esta diferencia conforme aumenta el DCY, y observando como estos valores son simétricos entre el sentido positivo y el sentido negativo. Por ejemplo, en el caso del desenfoque para la pupila de 4 mm, en posición centrada el valor de Lundström B es de $2,76 \mu\text{m}$ y el valor de OSLO_V es de $2,69 \mu\text{m}$. En contraste, para los casos extremos, Lundström B presenta un valor de $3,92 \mu\text{m}$ y OSLO_V tiene un coeficiente menor de $3,70 \mu\text{m}$. Por otro lado, la pupila de 2 mm vuelve a presentar valores muy reducidos en todas las aberraciones, existiendo, para todas las posiciones, coeficientes menores a $1 \mu\text{m}$ en el caso del desenfoque, menores de $0,15 \mu\text{m}$ para el astigmatismo a 0° y menores de $0,1 \mu\text{m}$ tanto para el coma en Y como en la esférica para Lundström B y OSLO_V.

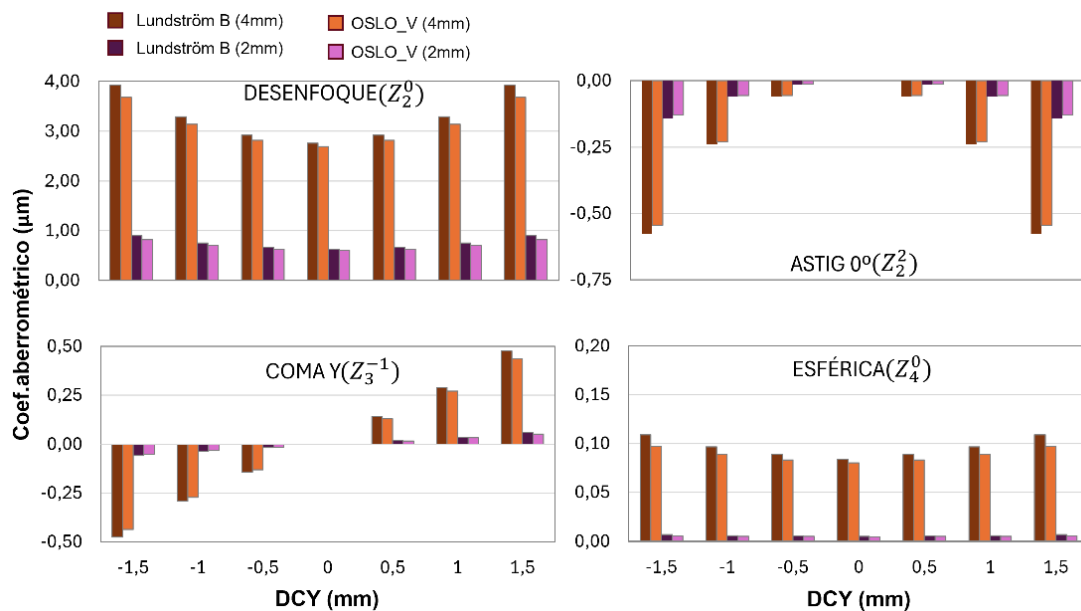


Figura 27. Comparación entre OSLO y Lundström B para los DCY.

La Figura 28 muestra las diferencias entre OSLO_V y Lundström B para DCY (Dif.OSLO_V-Lundström B). Se observa como las diferencias son mayores cuanto mayor es el DCY inducido, existiendo total simetría entre ambos sentidos. Aparecen diferencias significativas ($>0.04 \mu\text{m}$, según Marechal) en el caso del desenfoque para todas las posiciones en la pupila de 4 mm. Estas diferencias llegan a ser de hasta $-0,24 \mu\text{m}$ para un DCY de $\pm 1,5 \text{ mm}$, mientras que en la posición centrada la diferencia es menor a $-0,1 \mu\text{m}$. Por otro lado, en la pupila de 2 mm las diferencias significativas para el desenfoque se concentran principalmente en las posiciones más extremas ($-0,08 \mu\text{m}$ con un DCY de $\pm 1,5 \text{ mm}$) y alguna intermedia ($-0,05 \mu\text{m}$ con un DCY de $\pm 1 \text{ mm}$). Las demás aberraciones no muestran diferencias significativas en ningún caso.

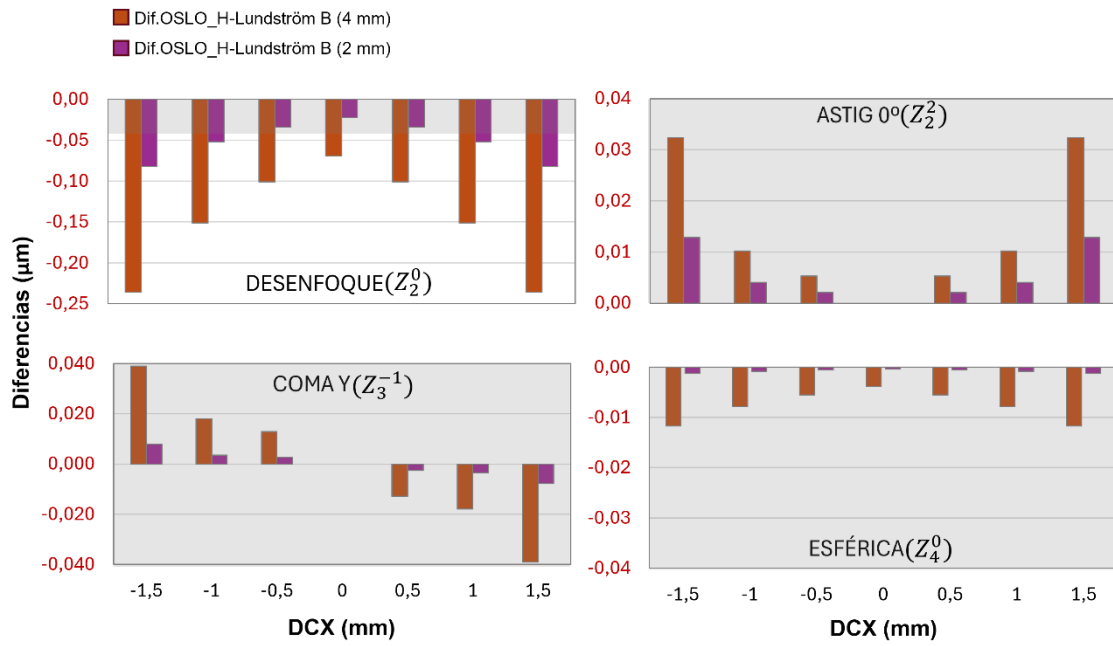


Figura 28. Diferencias entre OSLO y Lundström B para los DCY. La zona gris representa las diferencias que se consideran como no significativas.

ANEXO VII

Las Figuras 29 y 30 presenta la simulación de optotipos a través de sistemas que incluyen únicamente las HOAs, correspondientes a OSLO frente a Lundström A y OSLO frente a Lundström B, respectivamente, para un diámetro pupilar de 4 mm en condiciones de DCX. Tal como se observa en las imágenes presentadas por las Figuras 29 y 30, no se aprecian discrepancias visuales entre ambos sistemas, lo cual concuerda con los resultados cuantitativos obtenidos previamente, en los que no se encontraron diferencias significativas en los términos de HOAs para estas condiciones.

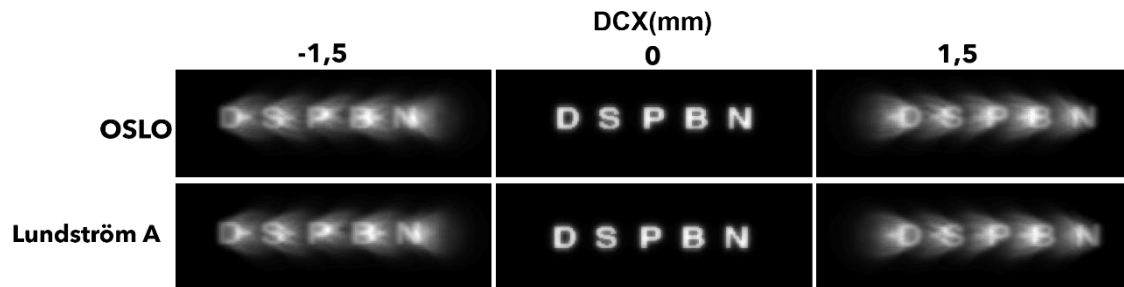


Figura 29. Optotipos AV=1 a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y Lundström A (parte inferior) para posición centrada y con DCX extremos en pupila 4 mm.

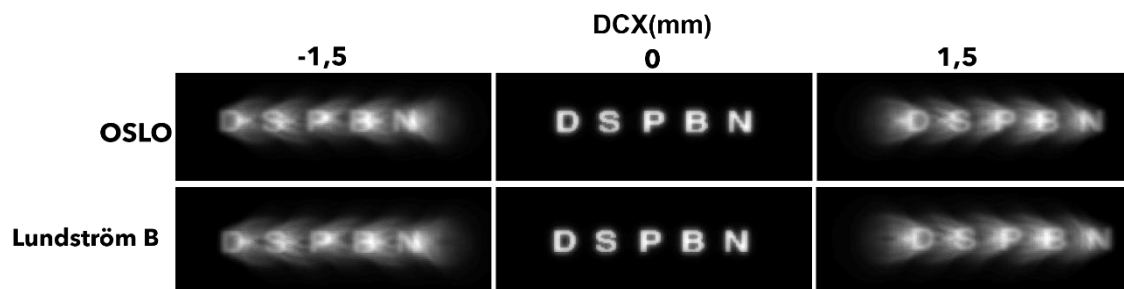


Figura 30. Optotipos AV=1 a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y Lundström B (parte inferior) para posición centrada y con DCX extremos en pupila 4 mm.

ANEXO VIII

Las Figuras 31 y 32 muestran la simulación de optotipos a través de sistemas que incorporan únicamente las HOAs obtenidas mediante OSLO y iTrace, para diámetros pupilares de 6 mm y 4 mm, respectivamente, en condiciones DCY. Por su parte, la Figura 33 presenta la misma comparativa para pupila de 4 mm bajo condiciones de DCX.

En las Figuras 31,32 y 33 no se observan discrepancias visuales en ninguna de las tres posiciones representadas.

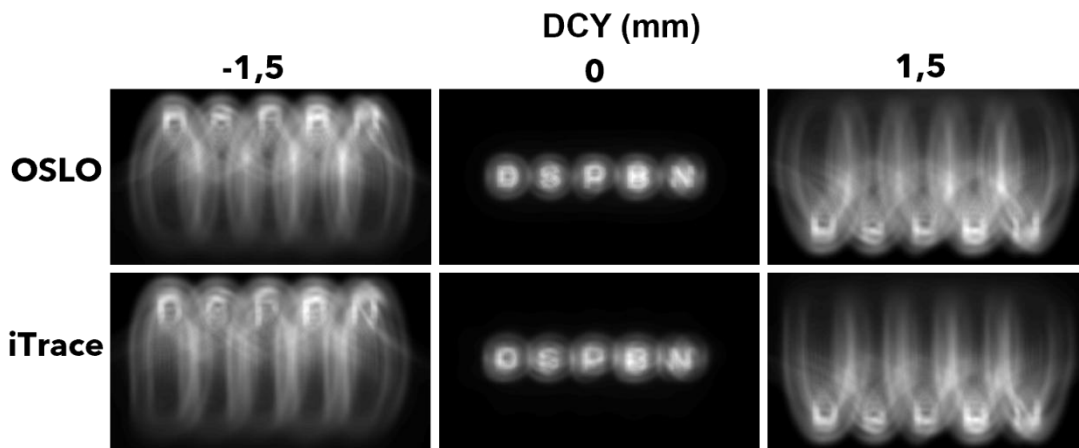


Figura 31. Optotipos a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y iTrace (parte inferior) para posición centrada y con DCY extremos en pupila 6 mm.

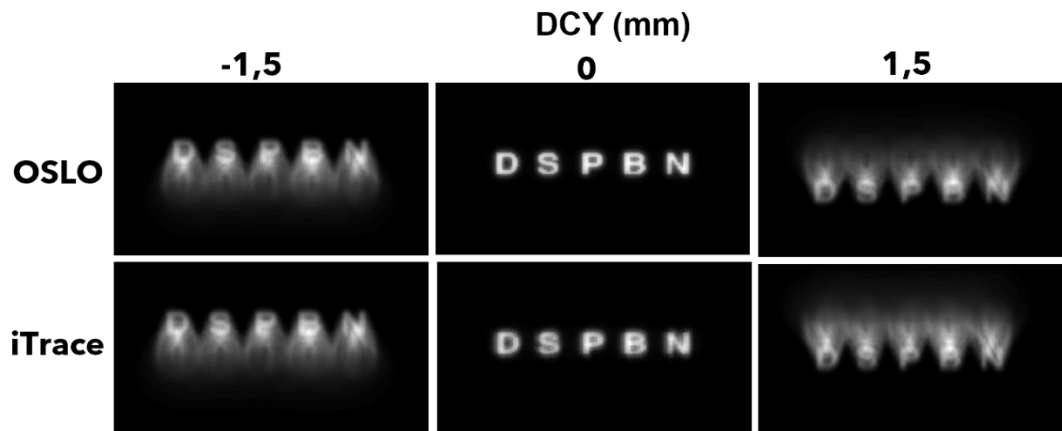


Figura 32. Optotipos a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y iTrace (parte inferior) para posición centrada y con DCY extremos en pupila 4 mm.

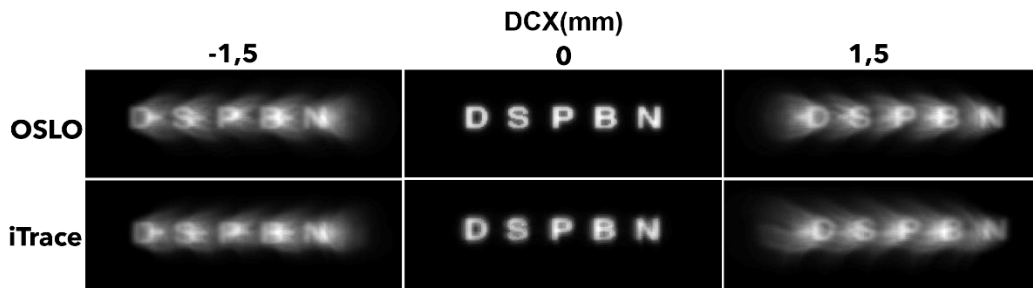


Figura 33. Optotipos AV=1 a través de un sistema con las HOAs de OSLO (parte superior) y iTrace (parte inferior) para posiciones centradas y con DCX extremos en pupila 4 mm.