

COMUNICACIÓN EN E-PÓSTER

ID: 02739

ÓPTICA OFTÁLMICA

EFECTO DE LA ABERRACIÓN ESFÉRICA SOBRE LA TRIFOCALIDAD DE UN IMPLANTE INTRACORNEAL DIFRACTIVO

Autores: VICENTE FERRANDO MARTÍN¹, Valencia; ANABEL MARTÍNEZ ESPERT^{2,3}, Valencia; DIEGO MONTAGUD MARTÍNEZ², Valencia; WALTER D. FURLAN², Valencia; JUAN A. MONSORIU SERRA¹, Valencia.

1 - Centro de Tecnologías Físicas, Universitat Politècnica de València; 2 - Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión, Universitat de València; 3 - Clínica Aiken, Fundación Aiken, Valencia.

Palabras clave: Presbicia, Implante intracorneal difractivo, Aberración esférica.

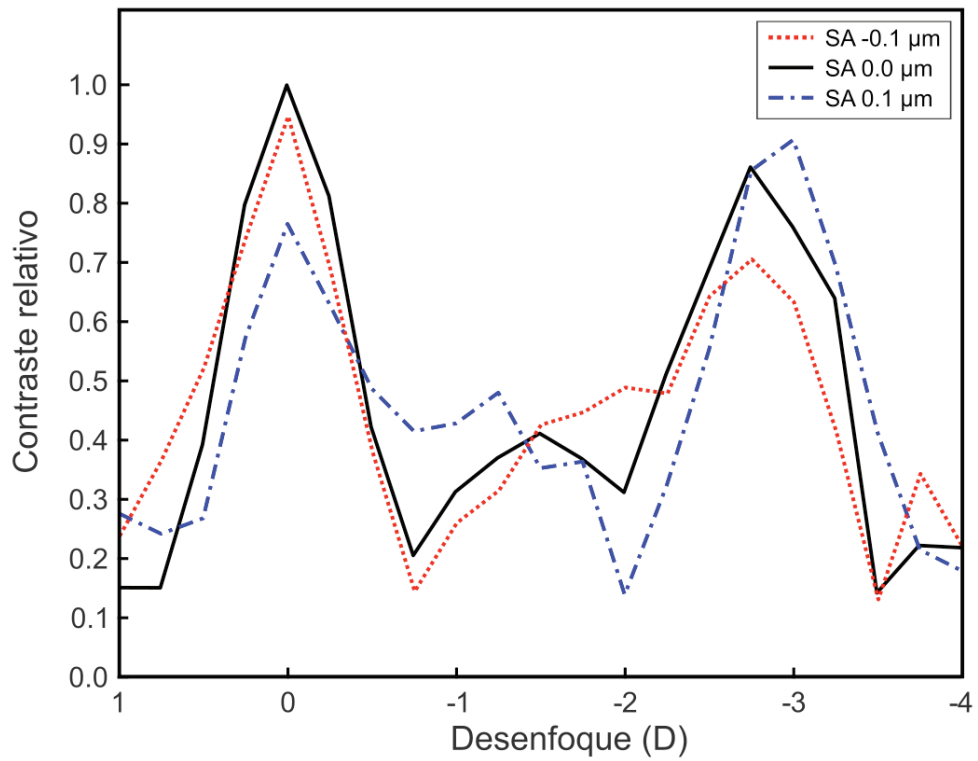
La presbicia es un proceso fisiológico natural de envejecimiento, que aparece a partir de los 40 años, caracterizada por la necesidad de utilizar compensación óptica para realizar tareas de visión cercana. Entre las diferentes soluciones para compensarla encontramos la cirugía refractiva y, dentro de ella, la inserción de implantes intracorneales. Recientemente se ha propuesto un nuevo diseño de implante intracorneal difractivo trifocal transparente (PDCI, del inglés *Phase Diffractive Corneal Inlay*).

El perfil trifocal se obtiene mediante un diseño basado en el concepto de "photon sieve" (tamiz de fotones) aplicado sobre un material transparente. Este diseño puede ser personalizado según las necesidades visuales y la fisiología del paciente con diferentes valores de adición, compensación de la Aberración Esférica (AE), relación de intensidades entre los focos, etc., mediante el ajuste de los parámetros de diseño, tales como el radio del agujero central, el diámetro del implante o la distribución de los microagujeros. En este trabajo se estudió el efecto de la Aberración Esférica (AE) sobre la profundidad de los focos, para ser aplicada como una nueva variable de personalización durante la cirugía de implante.

Para tal fin, se utilizó un simulador de óptica adaptativa (VAO, Voptica SL, Murcia, España) que permite simular un dispositivo óptico (lente intracorneal, lente intraocular, lente de contacto) a partir de su distribución de fase. Las imágenes del simulador se capturaron mediante un sensor CMOS y un doblete acromático actuando como ojo artificial. Como objetos se utilizaron: un optotipo con Es de Snellen de diferentes tamaños correspondientes a las Agudezas Visuales (AVs) de 0.4, 0.2 y 0.0 unidades logMAR y una red sinusoidal de 12 ciclos por grado (correspondiente a una AV 0.4 logMAR). Para ambos estímulos se midió la curva de desenfoque en el rango de vergencias de +1.00 D a -4.00 D en pasos de 0.25 D.

La *Figura 1* muestra el contraste relativo obtenido mediante la red sinusoidal de 12 ciclos por grado. Se observa la distribución trifocal del PDCI el cual, cuando se le añade AE, produce una extensión de la profundidad del foco intermedio superponiéndolo con el foco lejano (AE positiva) o con el foco cercano (AE negativa).

Los resultados muestran que añadir AE al PDCI permite la personalización del perfil trifocal. Este es un efecto interesante, ya que la AE puede ser aplicada durante la cirugía de implante.



ORGANIZA:



AVALA:



COLABORA



PARTNER PREFERENTE

